



EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico

Tesis de Maestría

Diseño de un rehabilitador de cadera basado en un robot
cartesiano

presentada por
Ing. Uziel Reynosa Vargas

como requisito para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis
Dr. Andrés Blanco Ortega

Codirector de tesis
Dr. César Humberto Guzmán Valdivia

Cuernavaca, Morelos, México. Marzo de 2021.

Dedicatoria

Dedico esta tesis a mis padres, Eulalio Reynosa y Teresa Vargas quienes me han brindado su apoyo en cada etapa de mi vida y nada de lo que eh hecho seria posible sin todo el soporte que me han dado.

A el Doctor Andrés Blanco por insistir y apoyarme hasta el cansancio, por no desistir al enseñarme, aun sin importar que muchas veces no ponía atención.

A mis amigos que insistían, me motivaban y de alguna forma presionaban para continuar, cuando parecía que me iba a rendir.

A mis sinodales quienes aportaron para mejorar mi tesis.

A todos los Doctores que sin lugar a duda en este tiempo aprendí mucho de cada uno de ellos, estoy seguro de que en muchas clases los llegué a desesperar, pero aun así siguieron depositando su confianza mí.

A una persona especial que estuvo en la etapa final de este proceso, pero sus palabras me motivaron a dar ese paso que faltaba.

A todos los que me apoyaron de alguna forma para escribir y concluir esta tesis.

Para ellos es esta dedicatoria de tesis, pues es a ellos a quienes se las debo por su apoyo incondicional.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer al Doctor Andrés Blanco, quien con sus conocimientos y apoyo me guió a través de cada una de las etapas de este proyecto para alcanzar los resultados que buscaba.

También quiero agradecer al CENIDET por brindarme todos los recursos y herramientas que fueron necesarios para llevar a cabo el proceso de investigación. No hubiese podido conseguir estos resultados de no haber sido por su incondicional ayuda.

Por último, quiero agradecer a toda mi familia y amigos, por apoyarme aun cuando mis ánimos decaían. En especial, quiero mencionar mis padres, que siempre estuvieron ahí para darme palabras de apoyo y un abrazo reconfortante para renovar energías.

Muchas gracias a todos.

Resumen

En la vida cotidiana las personas están expuestas a sufrir lesiones de cadera, ya sea por la vejez, por alguna enfermedad, o por un accidente. Hoy en día existen diversos tipos de robots terapéuticos que ayudan a que la rehabilitación sea mucho más rápida; sin embargo, en el caso específico de la articulación de cadera existen pocos dispositivos que realicen todos los movimientos que esta articulación permite: flexión/extensión, abducción/aducción, rotación interna/externa. Por ello es que nace el interés en desarrollar un nuevo dispositivo mecánico, para crear un nuevo rehabilitador que proporcione todos los movimientos necesarios para rehabilitar correctamente esta articulación.

En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un rehabilitador de cadera de 3 grados de libertad (GDL), el cual proporciona movimientos independientes y combinados de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa. Estos movimientos suaves proporcionados por el rehabilitador son controlados implementando el Control Numérico Computarizado (CNC). Para lograr esto se propuso realizar un modelado matemático del rehabilitador, posteriormente se realizó el prototipo virtual y se validó el diseño con simulaciones de movimientos. Una vez validado se construyó el prototipo en físico y se implementó el CNC para ofrecer movimientos suaves, complejos y precisos. Además, derivado del uso de componentes estándar, el prototipo resultó económico, comparado con los que ya existen en el mercado. Se presentan resultados mostrando el prototipo en varias posiciones de movimientos de rehabilitación de la cadera.

Abstract

In everyday life, people are exposed to hip injuries, either by old age, illness, or an accident. Today there are various types of therapeutic robots that help to make rehabilitation much faster; However, in the specific case of the hip joint there are few devices that perform all the movements that this joint allows: flexion / extension, abduction / adduction, internal / external rotation. It is therefore born interest in developing a new mechanical device to create a new rehabilitator to provide all the necessary movements to properly rehabilitate this joint.

In this work, the design and construction of a 3-degree-of-freedom (DOF) hip rehabilitator is presented, which provides independent and combined movements of flexion-extension, abduction-adduction and internal-external rotation. These smooth movements provided by the rehabilitator are controlled by implementing the Computerized Numerical Control (CNC). To achieve this, it was proposed to perform a mathematical modeling of the rehabilitator, later the virtual prototype was made and the design was validated with movement simulations. Once validated, the physical prototype was built and the CNC was implemented to provide smooth, complex and precise movements. In addition, the prototype is intended to be economical, compared to those already on the market, by using standard components. Results are presented showing the prototype in various positions of hip rehabilitation movements.

Contenido

Lista de Figuras	xiii
Lista de Tablas	xvii
Capítulo 1 Introducción	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Planteamiento del problema	2
1.2.1 Definición del problema.....	2
1.2.2 Complejidad del problema.....	2
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 Objetivo general	3
1.3.2 Objetivos específicos	3
1.4 Alcances y limitaciones.....	3
1.5 Justificación	3
1.6 Estructura de tesis	4
Capítulo 2 Estado del arte	7
2.1 Introducción a sistemas de rehabilitación	7
2.2.2 Desarrollo de rehabilitadores de cadera.....	9
2.2 Rehabilitadores de cadera comerciales.....	14
2.3 Desarrollo de rehabilitadores en CENIDET	15
Capítulo 3 Marco teórico	21
3.1 Anatomía de la cadera.....	21
3.2 Principales lesiones y enfermedades de la cadera.....	23
3.2.1 Fractura de cadera	23
3.2.2 Dislocación de cadera	24
3.2.3 Enfermedades neuromusculares.....	24
3.3 Rehabilitación	25
3.3.1 Rutinas de rehabilitación de cadera	27
3.4 Robots cartesianos	29
3.5 Motores a pasos	30
3.6 Driver TB6600.....	31
3.6.1 Control Numérico	31
2.6.1 programación en CNC.....	32
Capítulo 4 Modelado del rehabilitador	35
4.1 Análisis cinemático	35

4.1.1	Movimiento de Flexión	36
4.1.2	Movimiento de Abducción/Aducción.....	40
4.1.3	Movimiento de extensión.....	42
4.1.4	Movimiento de rotación Interna/Externa.....	43
4.2	Análisis Dinámico	45
4.2.1	Movimiento de Flexión	45
4.2.2	Modelo dinámico de las guías lineales.....	47
4.2.2	Control tipo PID	48
4.4	Tornillo de Potencia	49
Capítulo 5	Diseño y construcción	53
5.1	Diseño en CAD del rehabilitador.....	53
5.2	Análisis de esfuerzos	59
4.3	Construcción del prototipo físico.....	63
4.4	Control numérico	69
Capítulo 6	Resultados y pruebas	71
6.1	Simulaciones con prototipo virtual	71
6.2	Pruebas prototipo físico	79
Capítulo 7	Conclusiones	83
7.1	Metas logradas	83
7.2	Trabajos futuros y recomendaciones.....	84
Referencias	85
APENDICE A	Partes y dimensiones del rehabilitador.	89
APENDICE B	Código G para movimiento de rehabilitador.....	93
APENDICE C	Código para configurar GRBL.....	99
APENDICE D	Artículo “Análisis cinemático de una máquina de rehabilitación de cadera”	101

Lista de Figuras

Figura 1.1 Grafica de discapacidades [51].	4
Figura 2.1 Mecanismo de mecanoterapia.	7
Figura 2.2 Tipos de robots para rehabilitación de cadera: a) Basados en mecanismos externos, b) Basados en ortesis, c) Basados en el andar, d) Basados en mecanismos en los pies, e) Basado en ortesis y caminadora [25].	8
Figura 2.3 Rehabilitador de rodilla y cadera [26].	9
Figura 2.4 Diagrama del Rehabilitador y prototipo físico [50].	9
Figura 2.5 Prototipo MotionMaker [28].	10
Figura 2.6 Mecanismo del rehabilitador e interfaz [29].	10
Figura 2.7 Prototipo físico de Komada [29].	11
Figura 2.8 Physiotherabot [31].	11
Figura 2.9 Rehabilitador de cadera con movimiento pasivo continuo [32].	12
Figura 2.10 Rehabilitador de marcha supina [33].	13
Figura 2.11 Diseño CAD del mecanismo [34].	13
Figura 2.12 Simulaciones del mecanismo [34].	14
Figura 2.13 Rehabilitador de pierna [35].	14
Figura 2.14 Movilizador CPM K500 [8].	15
Figura 2.15 Máquina CPM de cadera [36].	15
Figura 2.16 Diagrama del mecanismo [37].	16
Figura 2.17 Simulación en 2D y 3D [38].	16
Figura 2.18 Prototipo del rehabilitador de cadera [40].	17
Figura 2.19 Prototipo rehabilitador de cadera [41].	17
Figura 2.20 Prototipo del rehabilitador de tobillo [4].	18
Figura 2.21 Prototipo del rehabilitador de miembros inferiores [42].	18
Figura 3.1 Articulación coxofemoral [10].	21
Figura 3.2 Clasificación de enfermedades y lesiones en la cadera.	23
Figura 3.3 Fractura de cadera [11].	23
Figura 3.4 Dislocación de cadera [12].	24
Figura 3.5 Tipos de Hemiplejia.	25
Figura 3.6 Movimiento circular [16].	27
Figura 3.7 Motor a pasos NEMA 23.	30
Figura 3.8 Driver TB6600.	31
Figura 3.9 Accionamiento mecánico.	32
Figura 4.1 Rehabilitador de cadera con 3 guías lineales.	36
Figura 4.2 Movimiento de Flexión.	36
Figura 4.3 Área de trabajo del movimiento de flexión.	37
Figura 4.4. Movimiento de flexión con corredera.	38
Figura 4.5 Diagrama de representación del ángulo de la base de la pierna.	39
Figura 4.6 Diagrama de referencia del movimiento de Abducción/Aducción	40
Figura 4.7 Área de trabajo del movimiento de Abducción/Aducción	41
Figura 4.8 Diagrama de movimiento de flexión	42
Figura 4.9 Área de trabajo del movimiento de flexión	43
Figura 4.10 Diagrama de movimiento de rotación interna y externa.	44
Figura 4.11 Área de trabajo del movimiento de rotación interna y externa	45

Figura 4.12 Configuración para movimiento de flexión de cadera con flexión de rodilla.....	45
Figura 4.13 Sistema de guías lineales y diagrama de cuerpo libre en el plano XY.	47
Figura 4.14 Tipos de roscas en tornillos de potencia	49
Figura 4.15 Diagrama de cuerpo libre del tornillo de potencia.	50
Figura 5.1 Rehabilitador de cadera basado en un sistema cartesiano XYZ.....	53
Figura 5.2 Rehabilitador de cadera en posición de abducción.....	54
Figura 5.3 Vista Superior del rehabilitador de cadera, en posición de abducción.	54
Figura 5.4 Vista Superior del rehabilitador de cadera, en posición de aducción. ..	54
Figura 5.5 Vista isométrica del rehabilitador de cadera, en posición de aducción.	55
Figura 5.6 Vista frontal del rehabilitador de cadera, en posición de flexión.....	55
Figura 5.7 Vista frontal del rehabilitador de cadera, en posición de extensión.....	56
Figura 5.8 Vista frontal del rehabilitador de cadera, en posición de flexión a 90°.	56
Figura 5.9 Estructura fija del rehabilitador de cadera.	57
Figura 5.10 Base móvil para proporcionar movimientos de abducción y aducción.	58
Figura 5.11 Base de muslo y pierna con ejes como guías y soporte.	58
Figura 5.12 Base de muslo y pierna con ejes como guías y soporte.	58
Figura 5.13 Fuerzas del muslo y pierna actuando en las placas de soporte.....	60
Figura 5.14 Fuerzas de reacción al peso del muslo y pierna del paciente.	60
Figura 5.15 Fuerzas de reacción en el perno que une la placa del muslo con la base móvil ($F_r=254.81N$).	61
Figura 5.16 Fuerza de carga en el perno y esfuerzos de von-Mises (MPa).	61
Figura 5.17 Factor de seguridad del perno sujeto a una carga ($F_r=254.81N$).	62
Figura 5.18 Soporte con punta esférica acoplado a la base móvil del eje Y, sujeto a una carga ($F_r=124.63N$).	62
Figura 5.19 Esfuerzos de von-Mises y factor de seguridad del soporte con punta esférica.....	63
Figura 5.20 Estructura Rehabilitador.....	64
Figura 5.21 Base móvil.....	64
Figura 5.22 Eslabón eje X	65
Figura 5.23 Uniones universales	65
Figura 5.24 Sistema lineal Acme Open Builds C-Beam.	66
Figura 5.25 Prototipo Rehabilitador de cadera	66
Figura 5.26 Movimiento de aducción.....	67
Figura 5.27 Movimiento de abducción.....	67
Figura 5.28 Movimiento de extensión.....	68
Figura 5.29 Movimiento de flexión para iniciar rotación interna/externa.....	68
Figura 5.30 Diagrama de conexión de motores a pasos con el driver TB6600 y Arduino Uno.	69
Figura 5.31 Interfaz de Universal Gcode Sender para control numérico.....	70
Figura 6.1 Co-simulación entre MSC Adams view y Matlab-Simulink.	71
Figura 6.2 Diagrama de bloques de la co-simulación Adams-Simulink.....	72
Figura 6.3 Diagrama del control tipo PID para las fuerzas de los movimientos en las guías lineales.	72

Figura 6.4 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de flexión de 90°	73
Figura 6.5 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de flexión de 90°	74
Figura 6.6 Respuesta de un movimiento de flexión de 90° mostrando diferentes posiciones de los mecanismos.....	74
Figura 6.7 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de flexión.....	75
Figura 6.8 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de flexión. .	76
Figura 6.9 Respuesta de movimiento de flexión en diferentes posiciones de los mecanismos.	76
Figura 6.10 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de flexión.....	77
Figura 6.11 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de flexión.	77
Figura 6.12 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de extensión.....	78
Figura 6.13 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de extensión.	78
Figura 6.14 Respuesta de movimiento de extensión en diferentes posiciones de los mecanismos.	79
Figura 6.15 Rehabilitador en posición de flexión.....	79
Figura 6.16 Rehabilitador en posición de extensión.....	80
Figura 6.17 Rehabilitador en posición de aducción/aducción.....	80
Figura 6.18 Rehabilitador en posición de rotación interna/externa.....	81

Lista de Tablas

Tabla 1 Rehabilitadores de cadera.....	19
Tabla 2 Movimientos básicos de la cadera.....	22
Tabla 3 Tipos de rehabilitaciones.....	26
Tabla 4 Ejemplo de rehabilitación de cadera.....	28
Tabla 5 Tipos de articulaciones.....	29
Tabla 6 Código G.	32
Tabla 7 Significado de las letras código G.	33
Tabla 8 Porcentajes de masa de una persona [48].....	59

Capítulo 1

Introducción

1.1 Antecedentes

En los últimos años la rehabilitación ha ido en aumento, desde el punto de vista médico, tanto como tecnológico. El objetivo que busca la rehabilitación es recuperar las aptitudes físicas perdidas a causa de un incidente traumático mediante terapia física y, en estos tiempos, que la recuperación del paciente sea cada vez más rápida. Sobre todo, en los casos de las personas que desempeñan un trabajo físico y los deportistas que necesitan volver al mismo nivel de exigencia funcional.

Cuando se habla de robots, comúnmente, se piensa en películas de ciencia ficción y vienen a la cabeza imágenes de robots con una estructura y habilidades similares a las del humano. Existen robots muy avanzados que se adaptan al entorno y pueden tomar decisiones propias gracias a sensores que tienen integrados, pero también existen robots que son destinados a realizar un trabajo en especial, desde pintar un auto, servir un vaso de agua, sentar o levantar un paciente. En general un robot es un dispositivo mecánico, que tiene un sistema electromecánico que es controlado por un programa o circuito eléctrico [1].

Debido al constante incremento de pacientes con lesiones y la falta de personal fisioterapeuta para brindar una correcta atención, surgen los robots de rehabilitación. Es importante señalar que estos dispositivos mecánicos no sustituyen al terapeuta, le sirven como apoyo durante el proceso de terapia.

A lo largo de los años se han desarrollado robots para rehabilitar la mayoría de las articulaciones del cuerpo humano: tobillo [2][3][4], rodilla [5][6], entre otros. Los mecanismos de los rehabilitadores de cadera resultan ser un poco más complejos, ya que algunos movimientos dependen de otras articulaciones, además deben soportar el peso total de la pierna.

El rehabilitador que se desarrolló en el presente trabajo es de tres grados de libertad (GDL). El dispositivo proporciona los movimientos necesarios para realizar una correcta rehabilitación de cadera, los cuales son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa. Además, se implementó el control numérico para proporcionar movimientos suaves y movimientos combinados minimizando los costos del rehabilitador.

1.2 Planteamiento del problema

1.2.1 Definición del problema

En cualquier momento de la vida se puede llegar a padecer una enfermedad o un accidente que tienda a provocar una lesión en la cadera, y de esta forma tener una pérdida de amplitud de movimiento en la articulación, rigidez en articulaciones y pérdida muscular. Un motivo común por el que muchas personas pierden movilidad, principalmente, en la articulación de la cadera es debido a un accidente cerebrovascular (ACV). Una estadística realizada por el neurocirujano P. Lylyk, dice que el 90% de las personas que sobreviven a un accidente de este tipo lo hace con algún tipo de discapacidad [7]. Los sobrevivientes que han sufrido un accidente cerebrovascular generalmente sufren de hemiplejía o pérdida total de movimiento. El ACV afecta en gran medida la capacidad del paciente para realizar trabajos y actividades de la vida cotidiana. Por lo que, es de vital importancia iniciar un proceso de rehabilitación para evitar la espasticidad, disminución del tono muscular, incremento de la rigidez y pérdida de extensibilidad.

Habitualmente, la rehabilitación de cadera se aplica manualmente y queda sujeta a la habilidad del terapeuta. Por la cantidad de pacientes que tiene un terapeuta, provoca que disminuya la calidad del servicio y hace que aumenten los costos de rehabilitación. Para el terapeuta es un trabajo cansado realizar este tipo de ejercicios, porque debe cargar toda la pierna del paciente para realizar ejercicios repetitivos, esto impacta en la calidad de las rehabilitaciones que brindan día a día.

En algunos centros de rehabilitación ya se emplean dispositivos sencillos para realizar rehabilitaciones de forma automática. Desafortunadamente, estos dispositivos no cumplen con los movimientos necesarios para realizar la rehabilitación de la mejor manera, otra desventaja que presentan es que al ser dispositivos de importación su costo es elevado, algunos superan los sesenta mil pesos [8].

1.2.2 Complejidad del problema

Diseñar un robot que proporcione todos los movimientos que requiere la cadera presenta un reto porque requiere el diseño de movimientos de una junta esférica y una de revolución. De ahí que en la literatura todavía no se tiene reportado una máquina que proporcione todos los movimientos, además, considerando que se diseñe un robot que no sea sobreactuado. Por otra parte, un robot de tres grados de libertad resulta en un sistema complejo para implementar estrategias de control, además, de que resulta en un sistema con costo elevado como los reportados en la literatura. Una solución a esta problemática es la implementación del control numérico (CN) para realizar movimientos suaves y complejos comúnmente aplicados en la rehabilitación de cadera. También, que proporcione los seis movimientos que realiza la articulación: flexión, extensión, abducción – aducción y rotación interna – externa.

El sistema de control debe de proporcionar movimientos suaves y controlados, que cumplan con la cinemática de la articulación de cadera y evite movimientos bruscos que puedan dañar al paciente. Considerando el diseño mecánico y el sistema de control se debe de contemplar la restricción de

desarrollar un robot de rehabilitación que resulte económico, considerando un diseño que sea fácil de ensamblar y manufacturar.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Diseñar un rehabilitador de cadera de 3 GDL basado en un robot cartesiano, que proporcione los movimientos básicos y combinados para la rehabilitación de la cadera mediante la implementación del control numérico.

1.3.2 Objetivos específicos

- Realizar el diseño de un rehabilitador de cadera de 3 GDL que proporcione los movimientos de la cadera.
- Desarrollar un sistema de control numérico para controlar los movimientos del rehabilitador de cadera.
- Construir el prototipo físico del rehabilitador de cadera.

1.4 Alcances y limitaciones

Alcances:

- Desarrollar un prototipo físico del rehabilitador de cadera, que proporcione los movimientos de la cadera: flexión, extensión, abducción – aducción y rotación interna – externa.
- Implementar el control numérico para controlar los movimientos del rehabilitador de cadera de manera que sean movimientos suaves y precisos.

Limitaciones:

- Las pruebas para validar el funcionamiento de la máquina de rehabilitación se realizarán solo con personas sanas.
- El control de los movimientos en la máquina de rehabilitación será con la implementación del Control Numérico (CN).

1.5 Justificación

A lo largo de la vida, las articulaciones están expuestas a debilitarse, ya sea por alguna lesión, o como se ha mencionado debido a un accidente cerebrovascular. Cuando una articulación no tiene movimiento continuo tiende a debilitarse, se vuelve rígida, a esto se le conoce como síndrome de hemiplejía, por lo tanto, su rango de movimiento se acorta. Si la articulación afectada no es

estimulada mediante una rehabilitación, a futuro perderá gran parte o todo el movimiento de la articulación [9].

La rehabilitación es un proceso para devolver el movimiento parcial o total a la persona. En los últimos años en México la población con discapacidades ha incrementado, de acuerdo con la INEGI [51], de las personas que tienen una discapacidad, el 64.1% presenta una discapacidad motriz, ver Figura 1.1.

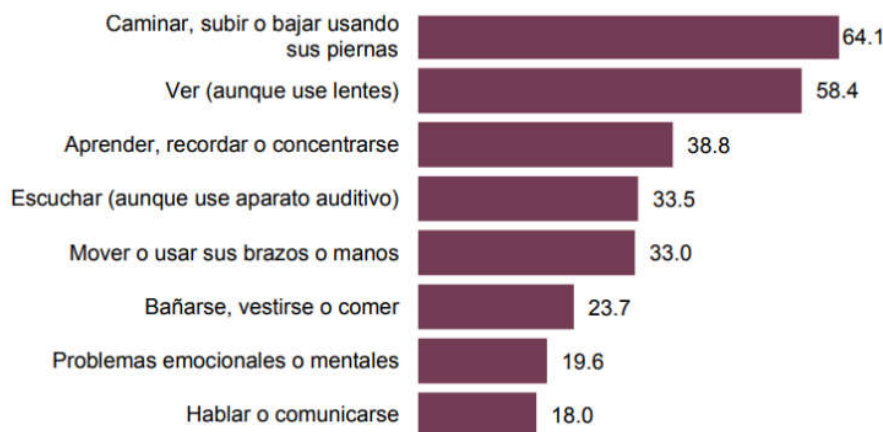


Figura 1.1 Gráfica de discapacidades [51].

El desarrollo de una máquina de rehabilitación que proporcione todos los movimientos que se requiere para rehabilitar la cadera, que no sea sobreactuado y con un sistema de control numérico, resultará en una máquina económica que podrá ser utilizada en centros de rehabilitación para proporcionar movimientos suaves, incrementando el horario de servicio y el número de atención de pacientes.

Esta máquina será de gran ayuda para los especialistas (fisioterapeutas) para proporcionar una gran variedad de movimientos para que la rehabilitación de cada paciente sea personalizada acorde a su proceso de mejora de la parte afectada.

1.6 Estructura de tesis

La tesis que se presenta se ha dividido en un total de seis capítulos:

- En el capítulo 1 se define la problemática que se aborda y como se planea solucionarlo. Planteando los objetivos que se desean alcanzar, las limitaciones del proyecto y una breve introducción referente al tema.
- En el capítulo 2 se muestra un resumen de la revisión del estado del arte que se llevó a cabo para poder realizar este trabajo, se muestran algunos rehabilitadores desarrollados en CENIDET y algunos rehabilitadores que ya se encuentran disponibles en el mercado.

- En el capítulo 3 se presenta el marco teórico necesario para comprender los conceptos relacionados al diseño del rehabilitador de cadera.
- En el capítulo 4 se presenta el análisis cinemático y dinámico para el diseño del rehabilitador de cadera, así como unas estrategias de control utilizadas para validar el funcionamiento con el diseño virtual del rehabilitador.
- En el capítulo 5 se muestra el prototipo virtual, diseño CAD, así como el desarrollo y las etapas de construcción del rehabilitador; también se presenta la descripción de los componentes que se utilizaron.
- En el capítulo 6 se muestran las pruebas realizadas a pacientes sanos, mostrando los seis movimientos planteados en un inicio, así como movimientos combinados. También se muestran las trayectorias de movimientos obtenidos en el software ADAMS.
- En el capítulo 7 en este último capítulo se plantean las conclusiones y se incluyen los trabajos futuros.
- En los anexos se incluyen diagramas de conexiones, planos del rehabilitador y algunos programas de los movimientos que puede ofrecer la máquina de rehabilitación de cadera.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1 Introducción a sistemas de rehabilitación

La fisioterapia es un área de la medicina que no hace muchos años se empezó a llamar de esta forma. Sin embargo, tiene una larga historia y ha cambiado mucho durante el transcurso de los años.

El primer escrito que se tiene proviene de China cerca del año 2700 a. c. llamado “El Kong Fou”. Este escrito describe ejercicios terapéuticos y masajes, basados en diversas posiciones y movimientos. Con el paso de los años la fisioterapia ha cambiado drásticamente. Fue hasta el siglo XIX y gracias a la gimnasia moderna, Guztav Zander desarrolló mecanismos de palancas, poleas y pesas, ver Figura 2.1. Esta técnica se le llamó mecanoterapia, hoy en día este tipo de mecanismos pueden ser considerados como los primeros rehabilitadores. Estos mecanismos ofrecían resistencia y asistencia, eliminaban al terapeuta excepto para una supervisión periódica.



Figura 2.1 Mecanismo de mecanoterapia.

La robótica también se ha introducido a esta rama de la medicina, hoy en día es una tecnología muy prometedora. Pero aún se encuentra llena de retos por resolver. El concepto de “robot de rehabilitación” engloba una amplia gama de dispositivos que van desde prótesis inteligentes hasta robots que realizan rehabilitaciones. Es importante señalar que los robots no solo reemplazan el esfuerzo físico del terapeuta, sino que también coadyuvan a que el paciente se recupere más pronto. Los robots para rehabilitar la cadera se agrupan como se muestra en la Figura 2.2 [25].

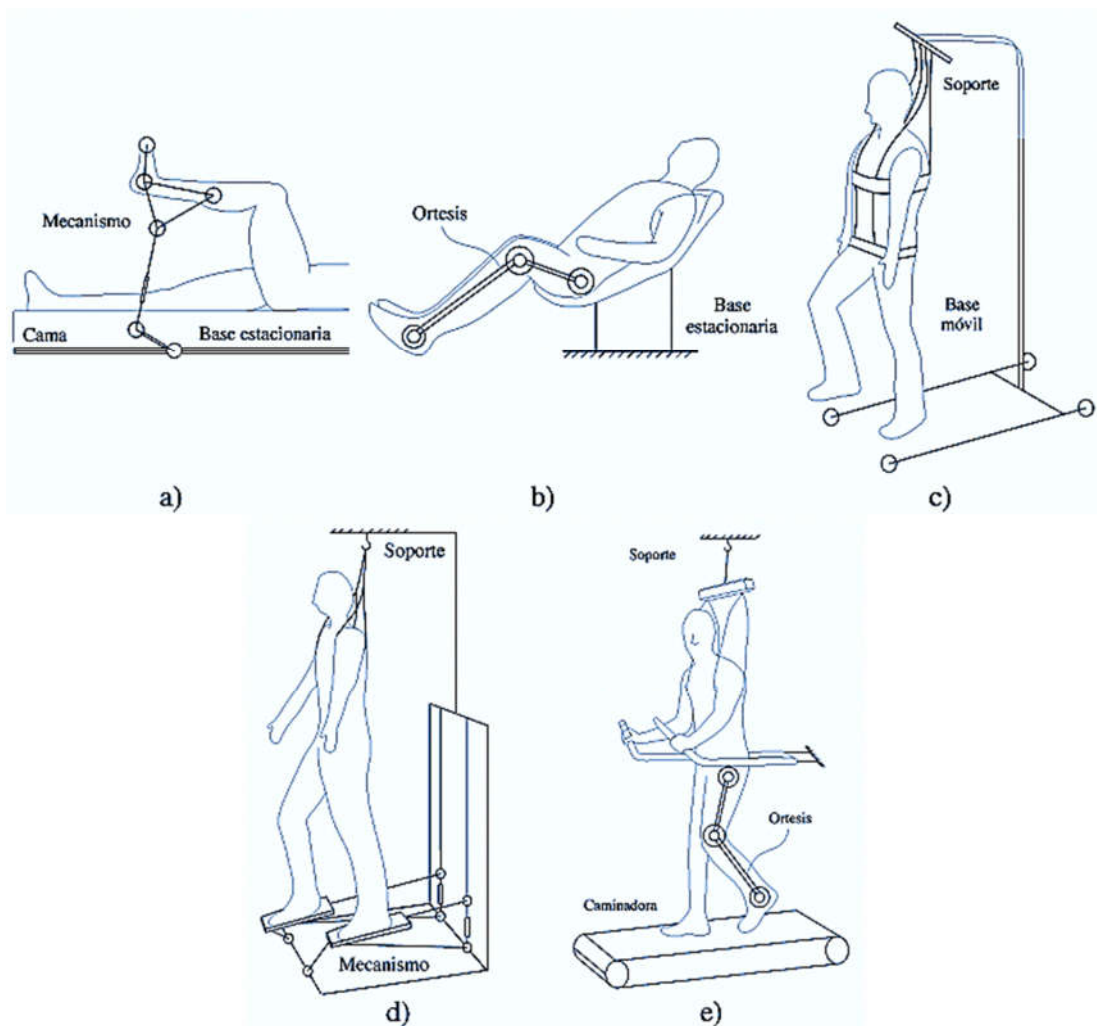


Figura 2.2 Tipos de robots para rehabilitación de cadera: a) Basados en mecanismos externos, b) Basados en ortesis, c) Basados en el andar, d) Basados en mecanismos en los pies, e) Basado en ortesis y caminadora [25].

Los robots para rehabilitación basados en mecanismos externos, son diseños mecánicos que transmiten movimiento a la cadera y de esta forma realizan la rehabilitación. Estos mecanismos presentan una gran ventaja, tienden a tener un diseño simple y presentan una mayor facilidad para controlar el movimiento.

También existen los robots basados en ortesis. Según Guzmán [25] este tipo de dispositivos son el mejor candidato para realizar una rehabilitación de cadera, ya que aporta grandes beneficios como el de desempeñar el trabajo intenso de la terapia, contar con un regulador de fuerza y de esta forma controlar la intensidad a la que se desean realizar los ejercicios. Además, le brindan información cuantitativa al terapeuta sobre el progreso del paciente. Sin embargo, son dispositivos muy robustos que aún no pueden ser trasladados fácilmente.

También existen robots basados en la marcha humana, basados en los mecanismos de los pies, basados en exoesqueletos y caminadoras. Estos robots tienen en común que el tipo de rehabilitación que le brindan al paciente es activa y asistida [25].

2.2.2 Desarrollo de rehabilitadores de cadera

En los últimos años se han desarrollado pocos rehabilitadores de cadera, Sakaki reporta un rehabilitador de miembros inferiores, para movilizar la rodilla y la cadera en pacientes espásticos [26], [27], ver Figura 2.3. El dispositivo es capaz de imitar el movimiento de la pierna realizado por el terapeuta, y posteriormente realizarlo con la misma fuerza y velocidad. Fue probado con cuatro adultos sanos y seis con espasticidad y se concluyó que el dispositivo puede tener beneficios sobre la espasticidad.



Figura 2.3 Rehabilitador de rodilla y cadera [26].

H. Sun [50] reportó el análisis dinámico de un robot rehabilitador de miembros inferiores, ver Figura 2.4. El robot está basado en un mecanismo paralelo, utilizó el método Lagrangiano para modelarlo. El robot es un sistema de 3 GDL y está basado en dos mecanismos, uno para la pierna izquierda y otro para la derecha, tiene correderas lineales que permiten deslizar la base del reposa-pie.

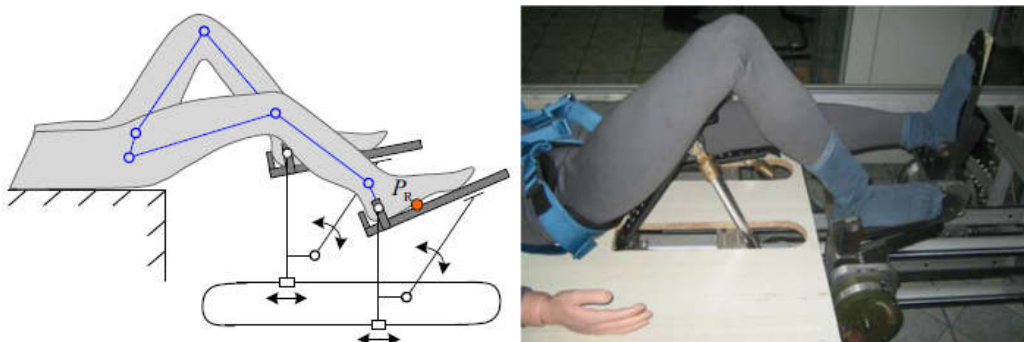


Figura 2.4 Diagrama del Rehabilitador y prototipo físico [50].

En el 2006 C. Schmitt [28] desarrolló un rehabilitador (MotionMaker) para extremidades inferiores ver Figura 2.5. El dispositivo está compuesto por dos ortesis, que tienen integrados motores, sensores y un sistema de control basado en la información proporcionada por señales eléctricas del músculo. El dispositivo es capaz de detectar fatiga y sobre fatiga durante el ejercicio realizado.

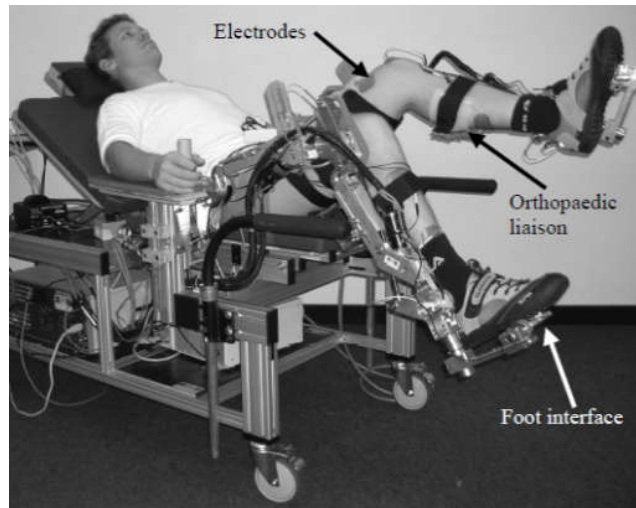


Figura 2.5 Prototipo MotionMaker [28].

En 2009 S. Komada [29] desarrolló un rehabilitador, ver Figura 2.6 y Figura 2.67 con una interfaz que ayuda al paciente a informarle como va su rehabilitación y explicarle el movimiento que está realizando.

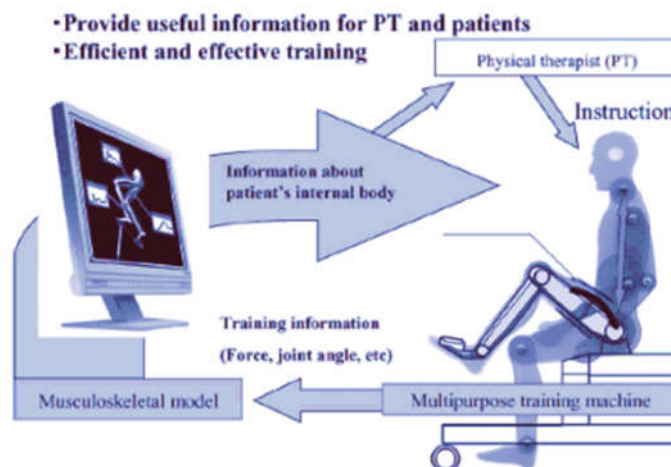


Figura 2.6 Mecanismo del rehabilitador e interfaz [29].

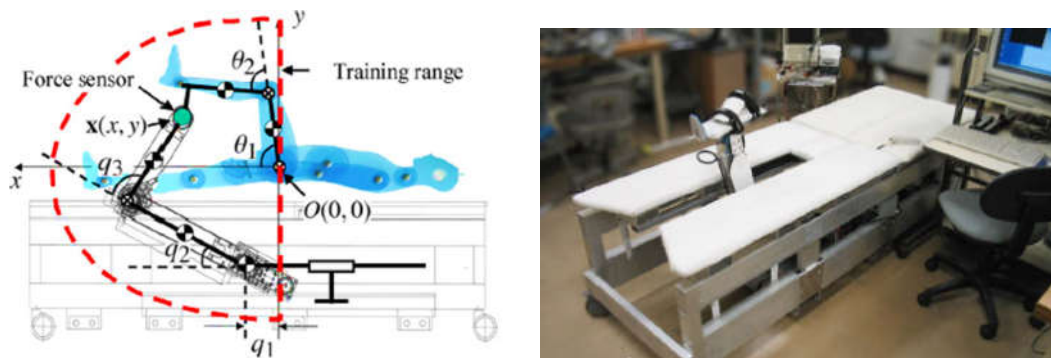


Figura 2.7 Prototipo físico de Komada [29].

En el 2011 M. Kharis realizó una investigación de un dispositivo automático de movimiento pasivo continuo. Cuando el paciente está realizando la rehabilitación y presenta dolor en la articulación el dispositivo se detendrá en automático. El sistema que propone es sensible al dolor del paciente. El paciente al sentir dolor realiza una fuerza en dirección opuesta, se necesita un motor CC, un puente H, un microcontrolador, módulos ADC (Convertor analógico digital). Cuando el motor detecta esa fuerza aplicada por el paciente se detendrá y 1.5 s después girará en sentido contrario. Implementar este sistema en una máquina CPM podría ayudar a reducir las lesiones de los pacientes y hacer las rehabilitaciones más seguras [30].

En el 2011 E. Akdogan desarrolló un dispositivo de tres GDL capaz de rehabilitar las extremidades inferiores de un paciente (Physiotherobot) ver Figura 2.8. El robot es controlado mediante una interfaz hombre – máquina y tiene la habilidad de realizar ejercicios activos y pasivos. El rehabilitador realiza movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción. Los actuadores que implementó fueron servomotores, además se colocaron sensores de fuerza para detectar las reacciones de los pacientes, sin embargo, comentan que las señales electromiografía brindan más información sobre la reacción del paciente [31].

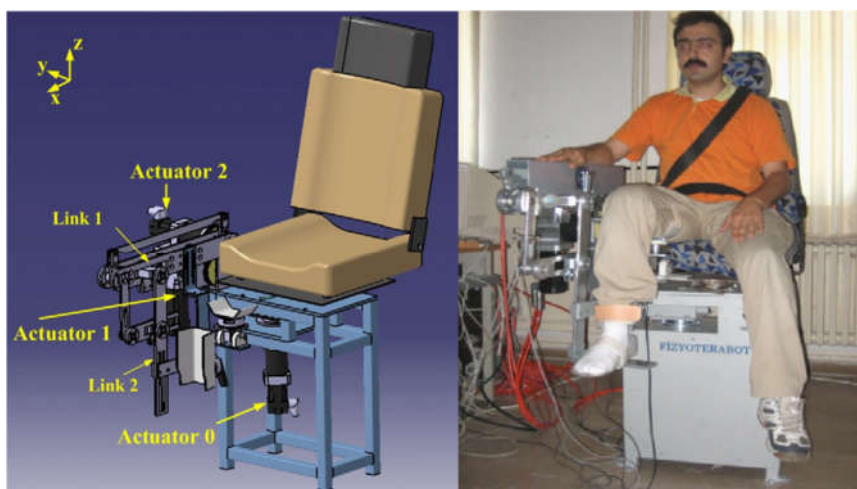


Figura 2.8 Physiotherobot [31].

Black en el 2013 desarrolló un prototipo de un rehabilitador de cadera con movimiento pasivo continuo ver Figura 2.9. Implementaron contrapesos para ayudar al motor a realizar el trabajo de levantar la pierna del paciente. Seleccionaron un motor a pasos de corriente directa, con un torque máximo de 694 Oz. – In [32].

La base para colocar la pierna del paciente la diseñaron con tubos de fibra de carbono, además le colocaron hebillas parecidas a las de una mochila para poder ajustar la altura y tener una mayor comodidad. Al analizar los ángulos de flexión, notó que los ángulos que el dispositivo estaba trabajando están por debajo del promedio, decidió conservarlo para utilizar ese desfase como una medida de protección hacia el paciente. Además, realizaron pruebas de estabilidad, pruebas con cargas variables y por último con pacientes sanos. Mencionan que su prototipo se ajustó al presupuesto inicial, ya que tuvo un costo de \$843.58 Dls. [32].

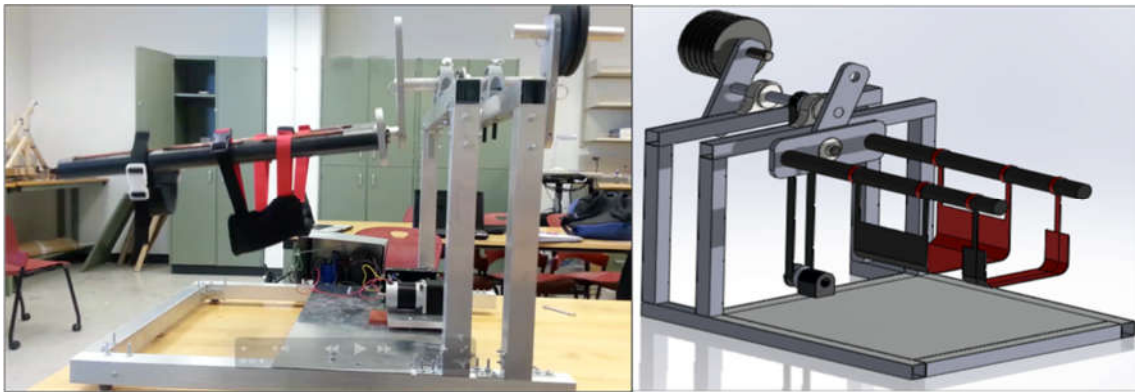


Figura 2.9 Rehabilitador de cadera con movimiento pasivo continuo [32].

En el 2013, F. Ruyi diseñó y desarrolló un dispositivo robótico capaz de ensamblarse en camas, y de esta forma realizar la rehabilitación las extremidades inferiores del paciente, ver Figura 2.10. Este rehabilitador está enfocado para rehabilitar personas que hayan sufrido un accidente cerebrovascular y se encuentren en la etapa subaguda (los primeros tres meses); para inducir al aprendizaje neuromotor y pueda ser utilizado mientras los pacientes aún se encuentran en cama. Desarrollaron el rehabilitador con un sistema de hardware NI cRIO y el software NI LabView. Para el control utilizaron una máquina de estados finitos y FPGA's. Finalmente, realizaron pruebas al dispositivo y corroboraron que funcionó correctamente [33].

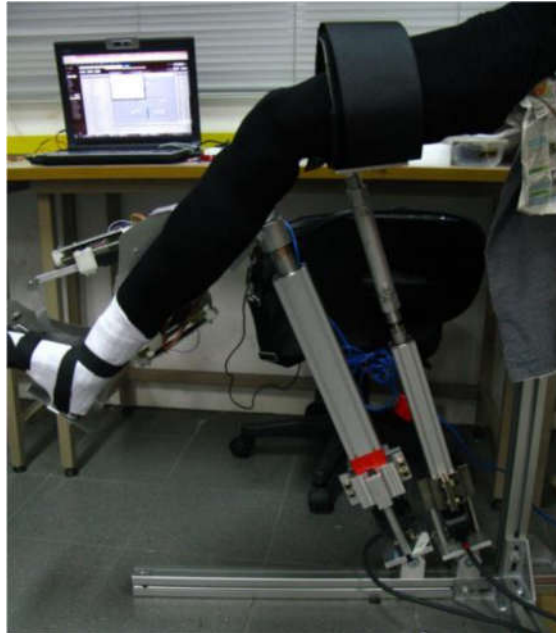


Figura 2.10 Rehabilitador de marcha supina [33].

En 2016 M. Chaparro-Rico diseñó un mecanismo paralelo de dos GDL, el mecanismo está enfocado para rehabilitar la articulación de la rodilla, pero realiza movimientos como el de flexión/extensión que sirven para la rehabilitación de la cadera ver Figura 2.11.

La característica principal de los mecanismos paralelos es que sus actuadores no están en las juntas, sino en la base del robot y esto simplifica su diseño y fabricación. En el artículo publicado realizaron simulaciones en MATLAB para corroborar que el mecanismo puede reproducir los movimientos deseados, ver Figura 2.12 [34].

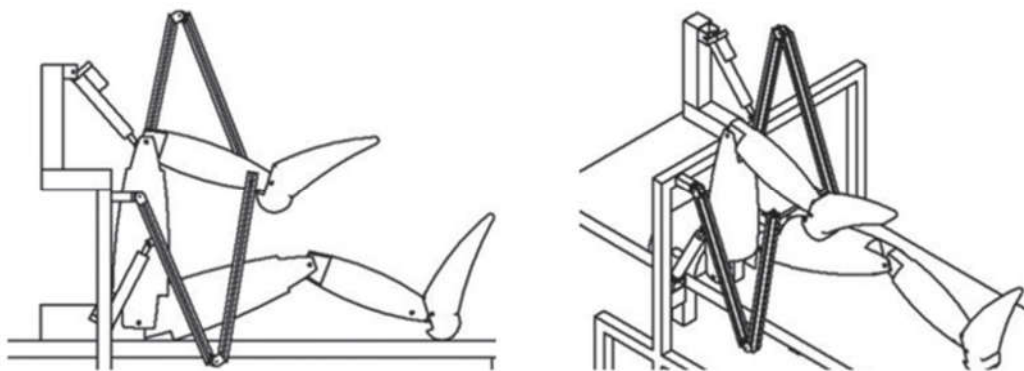


Figura 2.11 Diseño CAD del mecanismo [34].

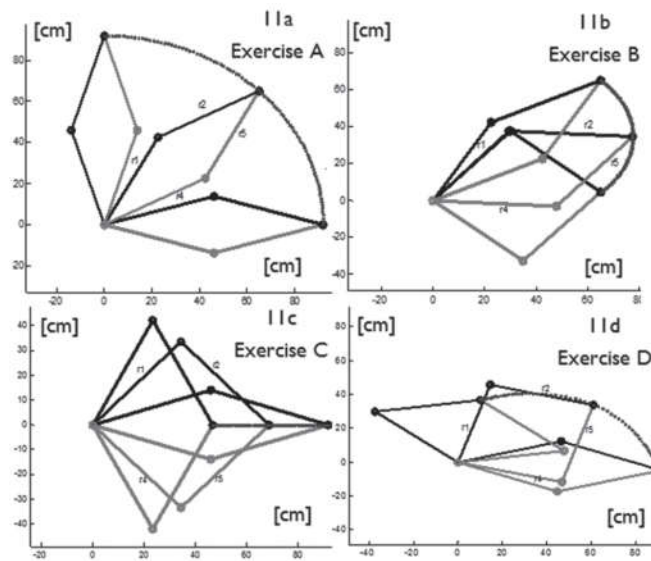


Figura 2.12 Simulaciones del mecanismo [34].

2.2 Rehabilitadores de cadera comerciales.

En el mercado existen dispositivos de terapia física que ayudan a la rehabilitación de la cadera ver Figura 2.13. El rehabilitador de pierna de la familia MediTouch permite rehabilitar la cadera y la rodilla. El sistema proporciona instrucciones detalladas de ejercicios a realizar. Además, gracias a su interfaz que trae consigo juegos motivadores adaptados a las necesidades del paciente, le permite realizar ejercicios de manera activa. El mecanismo puede funcionar colocando al paciente boca arriba, sentado o erguido. Los movimientos pueden ser activos o asistidos además el sistema provee datos cuantitativos para realizar la evaluación del paciente [35].



Figura 2.13 Rehabilitador de pierna [35].

El movilizador pasivo continuo para rodilla K500 (TM-0001) está enfocado en la rodilla, pero realiza los movimientos de flexión y extensión, que sirven para rehabilitar la cadera ver Figura 2.14. El dispositivo está diseñado de una forma que no es necesario cambiar su configuración al momento

de usarlo en la pierna derecha o izquierda. Tiene un rango de 10 grados de extensión y 120 grados de flexión [8].



Figura 2.14 Movilizador CPM K500 [8].

Otro rehabilitador de cadera que está en el mercado es la Máquina CPM de cadera-9081. Esta máquina brinda un rango de movimiento, permitiendo la flexión, extensión, abducción, y rotación externa. El mecanismo funciona colocando al paciente en una posición acostado, como se puede ver en la Figura 2.15 [36]. Cabe mencionar que este dispositivo no tiene permitida su importación en México ni en Estados Unidos.



Figura 2.15 Máquina CPM de cadera [36].

2.3 Desarrollo de rehabilitadores en CENIDET

En los últimos años en CENIDET se han desarrollado rehabilitadores de cadera, para lograr el diseño de un prototipo. Lo primero que se realiza es un modelado matemático de los movimientos que realizará el rehabilitador. Posteriormente, se realiza el diseño en CAD y se aplican algunas simulaciones de movimiento para validar su funcionamiento. Por último, se desarrolla en físico y se realizan pruebas de funcionamiento, en la mayoría de los casos en pacientes sanos.

Guzmán en el año 2014 desarrolló un prototipo físico Figura 2.18 de 5GDL, accionado por actuadores lineales [37]. Guzmán basó su diseño en un mecanismo paralelo como se muestra. El mecanismo está conformado por una articulación rotativa (1) para el movimiento de abducción/aducción, 4 actuadores lineales para los movimientos de flexión/extensión (2). El actuador final es un reposapiés, tiene dos juntas rotativas y una articulación traslacional (3) ver Figura 2.16 [38].

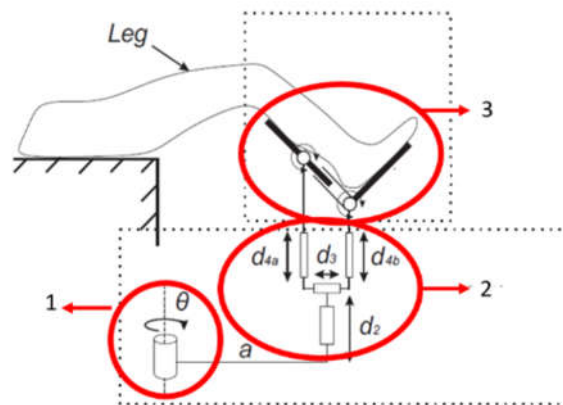


Figura 2.16 Diagrama del mecanismo [37].

En cuanto al diseño electrónico, utilizó tres controladores, el GPI robusto, PID y de impedancia. También integro una interfaz gráfica programada en Labview, en la cual puede introducir los datos del paciente, posicionar al robot, grabar el ejercicio y entregarle un reporte de la rehabilitación. Fue probado en personas sanas y recomendado por varios médicos [39]. En 2013 Guzmán reportó, mediante resultados de simulaciones en 2D Y 3D, el movimiento de este dispositivo, ver Figura 2.17 [38] [40].

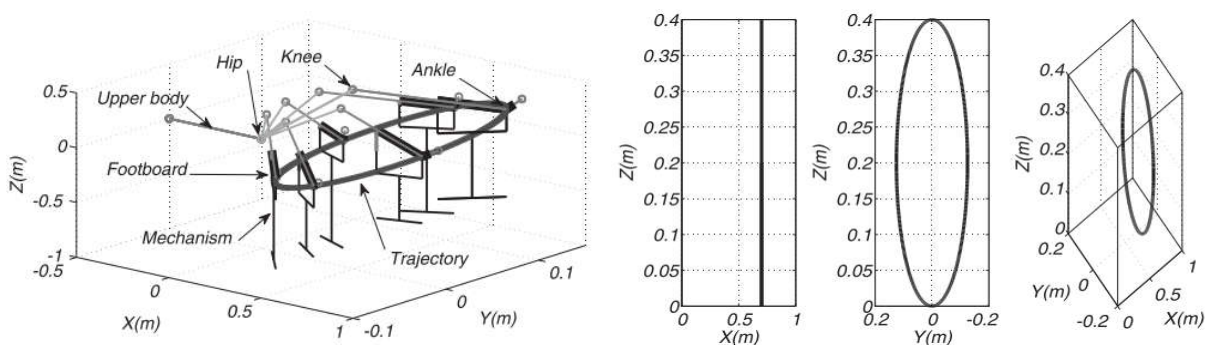


Figura 2.17 Simulación en 2D y 3D [38].

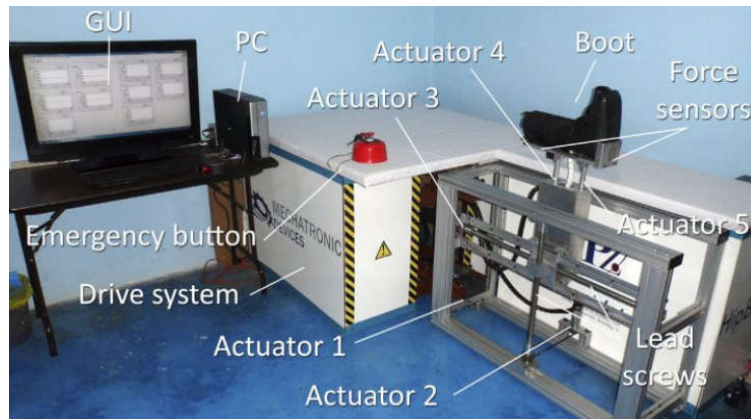


Figura 2.18 Prototipo del rehabilitador de cadera [40].

Gómez en 2016 desarrolló el prototipo físico de un rehabilitador de 3GDL basado en un robot paralelo que cumple con los seis movimientos que requiere el proceso de rehabilitación ver Figura 2.19. Integro una interfaz gráfica donde el terapeuta puede planificar las rutinas y ejercicios para sus pacientes, utilizo guías lineales accionadas por motores CD y tornillos sin fin. Los tipos de control que utilizó fueron control por planitud diferencial, control óptimo y control GPI robusto [31].

Para desarrollar las trayectorias de movimiento Gómez utilizó las ecuaciones de lazo vectorial de un mecanismo de cuatro barras y de cinco barras, para poder obtener las posiciones de los eslabones y las trayectorias del rehabilitador. Al finalizar el rehabilitador fue probado solo en pacientes sanos [41].



Figura 2.19 Prototipo rehabilitador de cadera [41].

Santana en 2017 desarrolló un prototipo físico de un rehabilitador de tobillo, basado en una mesa XY de dos GDL, ver Figura 2.20. El dispositivo tiene dos guías móviles acopladas a motores a pasos. Además, implementó el Control Numérico (CN) a través del código G, de esta forma disminuyó el costo utilizando guías ya prefabricadas.

Santana también desarrolló los movimientos básicos y complejos que realiza el dispositivo. El control numérico es el lenguaje en código G que empleo para realizar los movimientos de dorsiflexión, plantar flexión, aducción y abducción [4].



Figura 2.20 Prototipo del rehabilitador de tobillo [4].

En 2018, Azcaray propuso un rehabilitador de miembros inferiores sobreactuado de 3GDL, Figura 2.21. Este rehabilitador está basado en un mecanismo paralelo de cuatro barras que proporciona movimientos suaves y precisos [42].



Figura 2.21 Prototipo del rehabilitador de miembros inferiores [42].

En conclusión, se han desarrollado diferentes tipos de rehabilitadores, de diferentes grados de libertad, de diferentes materiales, diferentes especificaciones. Algunos más costosos que otros. Al buscar rehabilitadores comerciales se encontró que, los que se venden en México, son de importación.

Con base a la revisión del estado del arte se puede notar que se han propuesto diversos rehabilitadores de cadera, pero la mayoría no proporcionan todos los movimientos necesarios para

la rehabilitación, en la Tabla 1 se muestra un resumen de los más representativos. Por lo que, en este proyecto se propuso el uso de un robot cartesiano para proporcionar todos los movimientos que la cadera requiere para lograr una buena rehabilitación. También, se puede llegar a la conclusión que usar el control numérico y motores a pasos dará ventaja frente a la mayoría de los rehabilitadores, esto al lograr movimientos complejos y un sistema de control de bajo costo que requiere poco esfuerzo de control al utilizar tornillos en los sistemas de guías lineales.

Tabla 1 Rehabilitadores de cadera.

Referencia	GDL	Movimientos de rehabilitación en cadera	Actuadores/control	Sensores
[29] Komada	3	Flexión/extensión	Motores eléctricos/Control de impedancia	Fuerza/encoders
[50] Sun	3	Flexión/extensión	Control activo - pasivo	-
[26, 27] Sakaki	3	Flexión/extensión	Motores eléctricos /Control de impedancia	Sensor de carga/encoders
[31] Akdogan	3	Flexión/extensión Abducción/aducción	Motores eléctricos /Control de impedancia	Fuerza/encoders

Capítulo 3

Marco teórico

3.1 Anatomía de la cadera

Antes de abordar el desarrollo del prototipo, se debe saber cómo funciona la articulación de la cadera. Cuando se habla de la marcha humana la cadera tiene un rol muy importante, está diseñada para proveer movilidad y estabilidad al cuerpo.

Esta articulación también es conocida como coxofemoral, está ubicada entre la cabeza esférica del fémur y la cavidad del hueso coxal ver Figura 3.1. Es una articulación esférica que permite realizar el movimiento a la pierna, esta articulación está rodeada por fuertes ligamentos y músculos que soportan la mayor parte del peso del cuerpo [10].

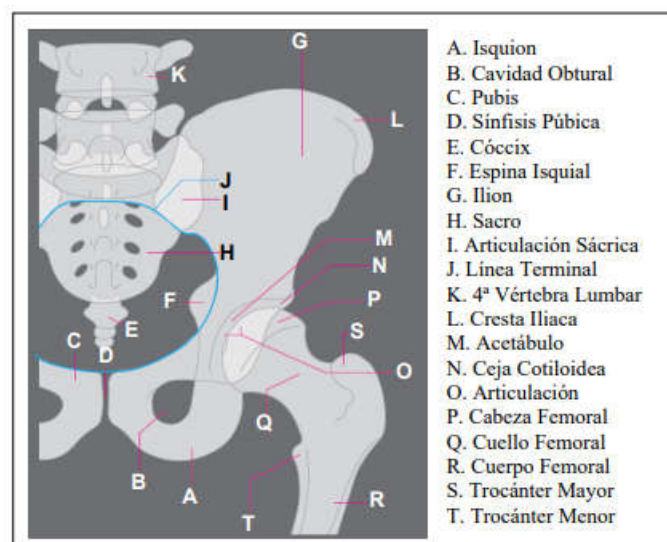
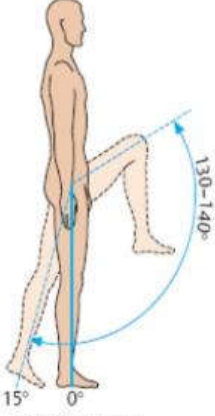
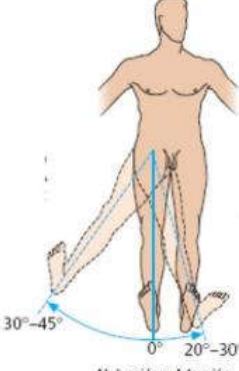
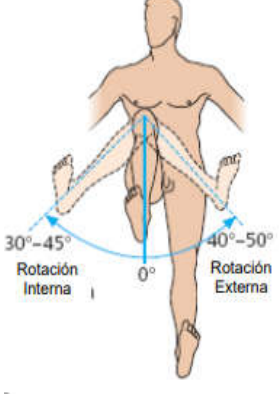


Figura 3.1 Articulación coxofemoral [10].

Como se observa en la Tabla 2 los movimientos básicos de la pierna son gracias a la articulación de la cadera:

Tabla 2 Movimientos básicos de la cadera.

Movimiento	Descripción	Imagen
<p>Flexión / Extensión</p>	<p>El movimiento de flexión es efectuado cuando se mueve la pierna hacia el frente, tiene un rango de movimiento de aproximadamente 120°. El movimiento de extensión sucede cuando se mueve la pierna hacia atrás y tiene un rango de movimiento de -20°.</p>	 <p>Extensión y Flexión</p>
<p>Abducción / Aducción</p>	<p>Estos movimientos se realizan cuando se mueven las piernas hacia los lados. El movimiento de abducción tiene un rango de 45° y de aducción 30°.</p>	 <p>Abducción y Aducción</p>
<p>Rotación Interna / Externa</p>	<p>Este movimiento se realiza al girar la pierna, ambas rotaciones tienen un rango de movimiento de 45°.</p>	 <p>Rotación</p>

3.2 Principales lesiones y enfermedades de la cadera

La cadera es una de las articulaciones más fuertes del cuerpo, sin embargo, puede llegar a sufrir lesiones. Al sufrir algún tipo de lesión, se puede producir anomalías al caminar, dolor, rigidez en articulaciones, entre otros padecimientos. Cuando están sanas se necesita de mucha fuerza para lastimarla. Sin embargo, hacer deporte, correr, el uso excesivo puede llevar a lesiones en la cadera. Algunas enfermedades también pueden provocar lesiones en la cadera, estas causan que se debiliten los huesos y en algunos casos lleguen a romperse.

En la Figura 3.2 se muestra la clasificación de lesiones y enfermedades de la cadera.

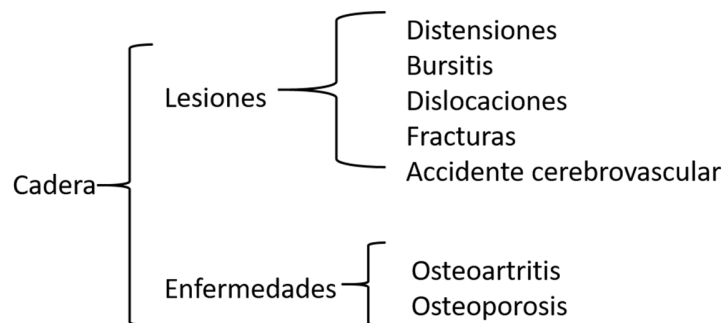


Figura 3.2 Clasificación de enfermedades y lesiones en la cadera.

3.2.1 Fractura de cadera

Las fracturas de cadera son causadas en muchas ocasiones por traumatismos en la parte exterior del fémur, simplemente una caída puede ocasionarla, por un uso excesivo o por la práctica de algunos deportes. Una fractura de cadera se muestra en la Figura 3.3 debido a un traumatismo extremadamente fuerte [11].



Figura 3.3 Fractura de cadera [11].

3.2.2 Dislocación de cadera

La dislocación de cadera es ocasionada también por un traumatismo, pero de menor fuerza. Este traumatismo fuerza al hueso a salir de la cavidad como se muestra en la Figura 3.4. Las articulaciones dislocadas suelen hincharse, presentan dolor y algunas se encuentran visiblemente fuera de su lugar [12].

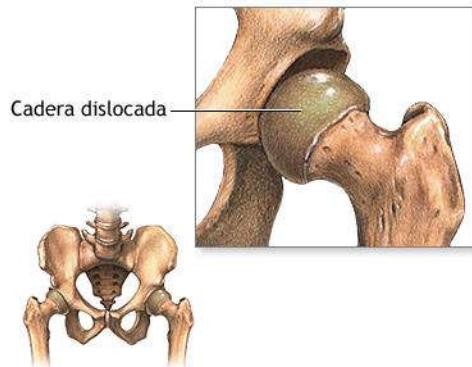


Figura 3.4 Dislocación de cadera [12].

3.2.3 Enfermedades neuromusculares

Las enfermedades neuromusculares no afectan directamente la articulación de la cadera, solo inhabilitan el movimiento. Por ejemplo, un accidente cerebrovascular se define como la afectación de un área del encéfalo de forma transitoria o permanente por una hemorragia, con implicación de uno o más vasos sanguíneos cerebrales, por un proceso patológico o en la calidad o cantidad de la sangre que éstos aportan [13].

Los infartos cerebrovasculares dan origen al síndrome hemipléjico. Es un síndrome neurológico donde se produce una lesión del tejido nervioso que se caracteriza por la pérdida de la motilidad voluntaria en una mitad vertical del cuerpo ver Figura 3.5. Los síntomas más frecuentes son: parálisis, trastornos de la sensibilidad, desfase motor, alteración del esquema corporal, trastornos de la percepción de la vertical, trastornos posturales, del lenguaje, psicológicos y de las funciones mentales.

Las enfermedades cerebrovasculares predominan en las edades medias y avanzadas de la vida y ocupan la tercera causa de muerte en países desarrollados; afectan alrededor del 5% de la población mayor de 65 años; y más de un 90% de las muertes en personas de 50 años y más son por esta causa. Entre los que sobreviven, el 50% o más, quedan con algunas secuelas [14]. Si la hemiplejía no es tratada se provoca espasticidad en los músculos de los pacientes. Según Lance es un trastorno motor del sistema nervioso en el que algunos músculos se mantienen contraídos, esta contracción provoca rigidez y acortamiento de los músculos e interfiere en funciones como: deambulación, equilibrio, habla. [15]. Es importante mencionar, que la espasticidad se refiere a los músculos tensos y rígidos, las personas que se ven afectadas por este tipo de trastornos no

presentan ningún dolor en la articulación afectada, en este caso la cadera. Por lo tanto, la rehabilitación se puede efectuar sin mayor problema.

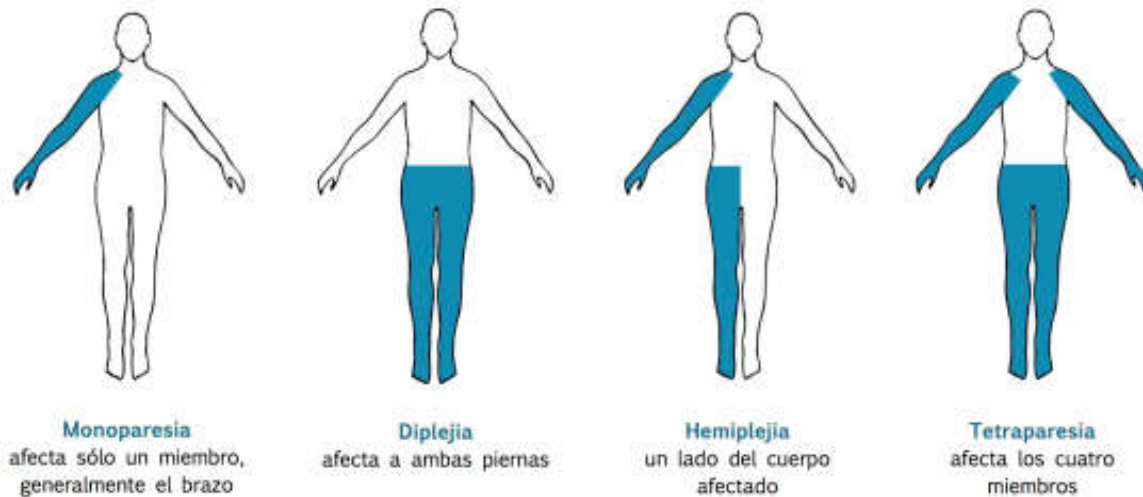


Figura 3.5 Tipos de Hemiplejía.


3.3 Rehabilitación

La rehabilitación física es una rama de la ciencia de la salud, y está enfocada al tratamiento de lesiones o enfermedades por medio del movimiento corporal. Al aplicar una serie de rutinas de ejercicios se estimula la articulación afectada y mejora la condición de movimiento del paciente.

La rehabilitación es aplicada cuando se pierde parte o en su totalidad la movilidad de una articulación también es aplicada a pacientes que sometieron a un reposo prolongado una articulación. De esta forma el paciente puede recuperar parcialmente o en su totalidad el movimiento perdido.

La actividad física ha demostrado acelerar el proceso de recuperación, algunos investigadores creen que la inactividad puede provocar daños permanentes en el cuerpo. Entre más pronto se realicen este tipo de ejercicios más probabilidad tendrá el paciente de recuperar su movimiento. Los ejercicios de rehabilitación se pueden clasificar como se muestra en la Tabla 3 [16].

Tabla 3 Tipos de rehabilitaciones.

Rehabilitación	Descripción	Ilustración
Pasiva	En este tipo de movimientos el paciente no realiza esfuerzo alguno, todo el movimiento es ejecutado por el terapeuta o una máquina de rehabilitación	
Asistida	En estos ejercicios se combina la asistencia del terapeuta con movimientos propios del paciente	
Activa	El paciente realiza por si solo los ejercicios	
Resistiva	En estos ejercicios se utilizan algunos dispositivos que se opondrán al movimiento del paciente	

3.3.1 Rutinas de rehabilitación de cadera

La rehabilitación de la cadera es una terapia muy delicada, que si no se realiza correctamente puede lesionar al paciente. La forma más natural de realizar una rehabilitación es mediante una terapia planificada. La rehabilitación se divide en tres fases, la primera es la encargada de movilizar solo las articulaciones con ayuda de movimientos pasivos. En la segunda fase se fortalecen los músculos, con movimientos activos. Por último, el paciente vuelve a caminar [17].





La rehabilitación se basa en movimientos repetitivos, en este caso, se empieza con un calentamiento con movimientos suaves y lentos. Posteriormente se realiza una serie de rutinas de movimientos básicos, en la Tabla 4 se muestra una rutina de una rehabilitación. Se debe respetar la amplitud y el dolor que permita el paciente al realizar cada movimiento. La terapia debe realizarse de 15 – 20 minutos, dos o tres veces por día.

En la rehabilitación también se realizan movimientos complejos como círculos, espirales, como se muestra en la Figura 3.6. Finalmente se realizan ejercicios de enfriamiento para terminar la sesión [16], [18], [19]. Es importante señalar que la rutina de terapia puede ser planificada de acuerdo a las necesidades particulares de cada paciente.



Figura 3.6 Movimiento circular [16].

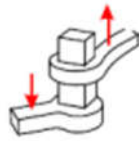
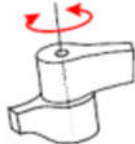
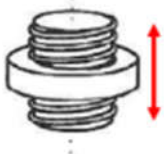
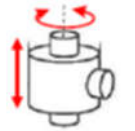
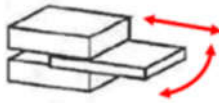

Tabla 4 Ejemplo de rehabilitación de cadera.

Movimiento	Descripción	Repeticiones	Figura
Abducción de cadera	Recostado en la cama o el suelo, deslice su pierna hacia un lado tan lejos como pueda y luego regrésela a la posición original. Mantenga las rodillas derechas con los dedos de los pies apuntando hacia el techo.	10	
Flexión de rodilla	Deslice su talón hacia los glúteos, flexionando la rodilla y manteniendo el talón en la cama. Cuando su rodilla esté doblada al máximo, mantenga esta posición por 10 segundos, luego estírela. No deje que su rodilla se vuelva hacia adentro.	10	
Levantamiento de pierna	Apriete el músculo del muslo con la rodilla completamente estirada en la cama. Apretando este músculo levante la pierna unos centímetros. Mantenga esta posición 5 segundos y baje lentamente la pierna.	10	
Extensión de cadera	Con la espalda derecha, mueva sus piernas extendidas hacia atrás, mantenga esta posición por 5 segundos y vuelva a la posición inicial.	10	

3.4 Robots cartesianos

Para identificar y clasificar los robots, se debe saber qué articulaciones son las que utiliza y cuál es su área de trabajo. En la Tabla 5 se muestran las diferentes articulaciones que se pueden utilizar para realizar la construcción de un robot [20], [21].

Tabla 5 Tipos de articulaciones.

Tipo de articulación	Desplazamiento	Figura	GDL
Prismática	Permite el desplazamiento de una barra sobre la otra solamente en una dirección, impidiendo también cualquier giro entre ellas		1
Rotación	Permite el giro entre las dos barras en un eje		1
Tornillo	La siguiente es el tornillo, que similar a un eje roscado con una tuerca, transforma el movimiento circular de la rosca hembra en movimiento lineal del eje macho		1
Cilíndrica	Permite el desplazamiento en un eje y la rotación sobre éste, como una combinación de una prismática con una de rotación.		2
Planar	Permite el desplazamiento en una, o dos direcciones, o desplazamiento y giro		2
Esférica	Permite el giro en tres ejes distintos, y por tanto tiene tres grados de libertad.		3

Los tipos de robots que se pueden construir con estas articulaciones son:

- Robot cilíndrico
- Robot polar o esférico
- Robot cartesiano
- Robot articulado
- Robot paralelo

El rehabilitador de cadera se basará en el tipo cartesiano, es llamado así porque tiene un sistema de tres ejes que actúan de forma lineal. Este tipo de robots tienden a ser más sencillos ya que su configuración trabaja con menos parámetros. Por lo tanto, son más económicos que otros robots industriales. Los robots cartesianos tienen diversas aplicaciones en la industria. Existen robots cartesianos de soldadura, de dosificación, rehabilitadores, de manipulación, para ensamble, para carga pesada entre otros [22].

3.5 Motores a pasos

En los últimos años los motores a pasos han sido implementados en una amplia gama de aplicaciones. Esto debido a que poseen una gran precisión, cada paso de movimiento puede ir desde 1.8° hasta 90° dependiendo de cómo se requiera.

Existen dos tipos de motores a pasos, los unipolares y los bipolares.

Los bipolares, generalmente solo tienen 4 cables de salida. Necesitan ciertos ajustes para poderlos controlar, además es necesario colocar un controlador para cada bobina del motor.

En el desarrollo de este proyecto se utilizarán tres motores bipolares NEMA 23 (Figura 3.7) Con un torque de 175 oz-in, una corriente pico de 2.6 A y un voltaje recomendado de 12-48 VCD. La hoja de datos se adjunta en Anexo 1.



Figura 3.7 Motor a pasos NEMA 23.

3.6 Driver TB6600

El TB6600 es un controlador profesional, es compatible con microcontroladores como Arduino y otros que puedan enviar señales hasta de 5V, ver Figura 3.8. El TB6600 soporta una gran variedad de voltajes de entrada de 9 a 42V DC. Es capaz de proporcionar hasta 3.5A de corriente de forma continua y 4A de pico por cortos periodos de tiempo. Con este controlador se puede controlar una gran variedad de motores. El TB6600 soporta una gran variedad de voltajes de entrada de 9 a 42V DC. Es capaz de proporcionar hasta 3.5A de corriente de forma continuada y 4A de pico por cortos periodos de tiempo. De esta forma puede controlar una gran variedad de motores.



Figura 3.8 Driver TB6600.

3.6.1 Control Numérico

La introducción a las máquinas CNC (Control Numérico Computarizado) va muy ligada a la evolución de las computadoras, cambió de forma radical en los años 70's. Realizar líneas curvas, incluso superficies en 3D, se volvió casi tan fácil como hacer líneas rectas.

Este tipo de máquinas minimiza incluso en algunas ocasiones elimina la intervención de un operario, aumentando notablemente la precisión a la hora de realizar algún trabajo.

Para controlar una máquina CNC se requieren dos componentes básicos:

- Motor
- Driver

El motor puede ser, asíncrono, trifásico, paso a paso, CD, la selección del motor dependerá de las necesidades que se requieran para realizar el trabajo deseado.

La función del driver es conmutar el sentido de la corriente aplicada para poder mantener la rotación del motor en el mismo sentido [23].

Los accionamientos mecánicos que comúnmente se utilizan en máquinas CNC son:

- a) Piñón cremallera
- b) Correa
- c) Husillo
- d) Motor lineal



Figura 3.9 Accionamiento mecánico.

El control numérico se puede definir como un interpolador que genera una trayectoria en diferentes GDL dependiendo de cada aplicación. Genera una trayectoria, a una velocidad y aceleración determinada [24]. En cualquier trabajo donde se requiera un movimiento preciso, se puede aplicar el CNC.

2.6.1 programación en CNC

El lenguaje para programar maquinaria CNC, es denominado código G. Está compuesto por letras y números, donde algunas líneas ellas formarán un bloque y una serie de bloque formará el programa, como se muestra en Tabla 6.

Tabla 6 Código G.

PALABRA	BLOQUE	PROGRAMA
N	N5 G01 Z1.5 M08	N5 G01 Z1.5 M08
G01		N10 Z0 X25
Z1.5		N15 G03 X27 Z-1 R1
M08		N20 G00 X30
		N25 G28 W0
		N30 M30

Los movimientos de los diferentes componentes en las máquinas herramientas siguen un conjunto de normas, en cuanto a su nomenclatura y sentido de movimiento, el significado de las letras de un programa es como se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7 Significado de las letras código G.

LETRA	DESCRIPCIÓN	LETRA	DESCRIPCIÓN
A	Dimensión angular alrededor del eje X, medida en grados decimales	N	Número de secuencia
B	Dimensión angular alrededor del eje Y, medida en grados decimales	O	Número de secuencia para segundo encabezado solamente
C	Dimensión angular alrededor del eje Z, medida en grados decimales.	P	Tercer movimiento paralelo al eje X ó tercer movimiento rápido.
D	Dimensión angular alrededor de un eje especial, o avance terciario, o función de selección de compensación para herramienta	Q	Tercer movimiento paralelo al eje Y o segundo movimiento rápido
E	Dimensión angular alrededor de un eje especial, o avance secundario	R	Segundo movimiento paralelo al eje Y o primer movimiento rápido ó radio
F	Avance	S	Velocidad del husillo
G	Función preparatoria	T	Selección de la herramienta
H	Libre o compensación de la herramienta	U	Segundo movimiento paralelo al eje X
I	Parámetro de interpolación o paso paralelo al eje X	V	Segundo movimiento paralelo al eje Y
J	Parámetro de interpolación o paso paralelo al eje Y	W	Segundo movimiento paralelo al eje Z
K	Parámetro de interpolación o paso paralelo al eje Z	X	Primer movimiento
L	Libre	Y	Segundo movimiento
M	Función miscelánea o auxiliar	Z	Tercer Movimiento

Capítulo 4

Modelado del rehabilitador

4.1 Análisis cinemático

El objetivo del análisis cinemático es determinar las posiciones, velocidades y aceleraciones de todas las partes en movimiento de un mecanismo, así como para dimensionar la máquina. En este caso es de interés determinar las posiciones para que se puede programar el rehabilitador y pueda proporcionar los movimientos de rehabilitación requeridos, a una velocidad y aceleración dada.

Es importante mencionar que, para realizar el análisis cinemático del rehabilitador, se tomaron diferentes cadenas cinemáticas, acordes a los diferentes movimientos de rehabilitación presentados en la Tabla 2; y de esta forma obtener las relaciones geométricas del sistema [43][44][45].

El rehabilitador que se propone está basado en la configuración de un sistema cartesiano, ver Figura 4.1. Por lo que, las entradas para los movimientos se realizan mediante 3 guías lineales. El uso de un tornillo para transmitir las fuerzas ayuda a que las fuerzas para proporcionar los movimientos sean pequeñas. En cualquier posición que se tenga el rehabilitador, considerando el peso de la pierna del paciente, se mantiene estable, es decir, no se requiere aplicar fuerza para mantenerlo en una cierta posición.

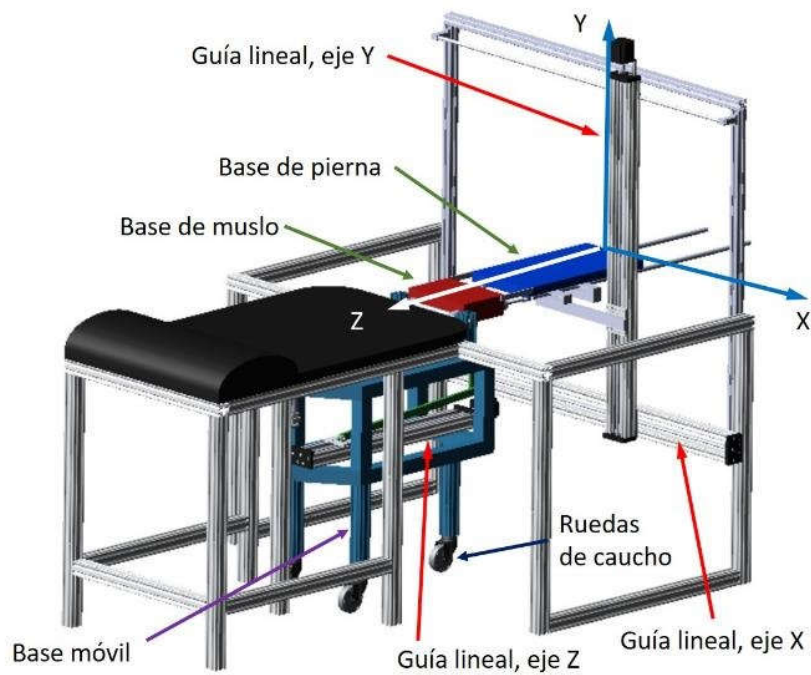


Figura 4.1 Rehabilitador de cadera con 3 guías lineales.

4.1.1 Movimiento de Flexión

Para el movimiento de flexión, se deberá actuar la corredera del eje Y y del eje Z, de manera conjunta, para obtener la posición de la base de la pierna en posición horizontal, mientras se tiene un ángulo de flexión en la cadera, ver Figura 4.2.

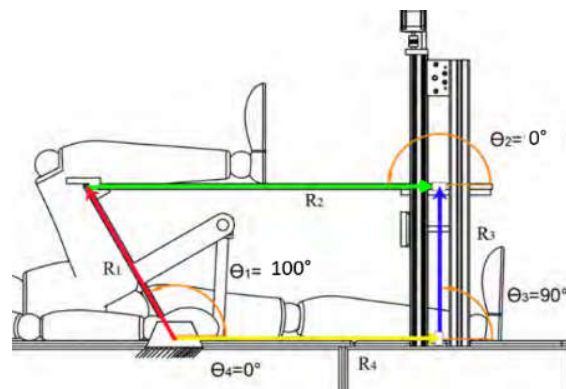


Figura 4.2 Movimiento de Flexión.

Tomando en cuenta la Figura 4.2, la ecuación de cierre de circuito queda como:

$$R_1 + R_2 = R_4 + R_3 \quad (3.1)$$

Sustituyendo la fórmula de Euler para representar en forma compleja y separando los componentes reales e imaginarios, se obtiene:

$$\begin{aligned} r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} &= r_4 e^{j\theta_4} + r_3 e^{j\theta_3} & (3.2) \\ r_1(\cos \theta_1 + j \sin \theta_1) + r_2(\cos \theta_2 + j \sin \theta_2) \\ &= r_4(\cos \theta_4 + j \sin \theta_4) + r_3(\cos \theta_3 + j \sin \theta_3) \end{aligned}$$

$$r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 = r_4 \cos \theta_4 + r_3 \cos \theta_3 \quad (3.3)$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 = r_4 \sin \theta_4 + r_3 \sin \theta_3 \quad (3.4)$$

Considerando, las condiciones de los eslabones, se tiene que $\theta_2 = 0^\circ$, $\theta_4 = 0^\circ$ y $\theta_3 = 90^\circ$ y despejando, se obtienen las ecuaciones de los vectores variables r_2 y r_3 :

$$r_2 = r_4 - r_1 \cos \theta_1 \quad (3.5)$$

$$r_3 = r_1 \sin \theta_1 \quad (3.6)$$

De acuerdo a estas ecuaciones $r_2 = 808 \text{ mm}$ y $r_3 = 470 \text{ mm}$. Los resultados de la simulación del área de trabajo se muestran en la Figura 4.3 considerando $\theta_1 = 0^\circ - 100^\circ$ [46].

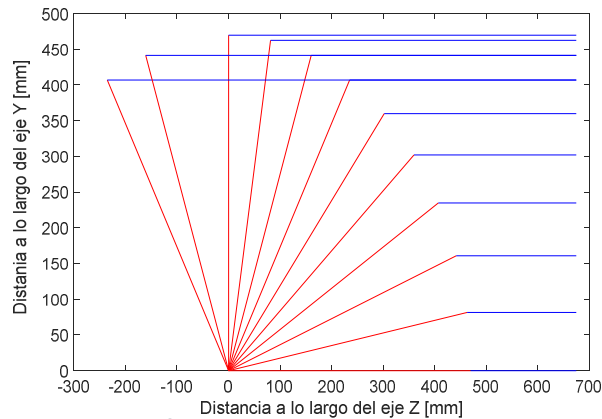


Figura 4.3 Área de trabajo del movimiento de flexión.

Para determinar la velocidad y aceleración en la que se desplaza la base de la pierna, se deriva la ecuación de la posición (3.2), considerando que solo θ_1, r_2 son variables y $r_1, r_4, \theta_2 = 0^\circ, \theta_4 = 0^\circ, r_3, \theta_3 = 90^\circ$ son constantes.

$$j r_1 \omega_1 e^{j\theta_1} + \dot{r}_2 e^{j\theta_2} = 0 \quad (3.7)$$

Separando en su parte real e imaginaria, se determina la velocidad lineal en la que se desplaza la base de la pierna.

$$j r_1 \omega_1 (\cos \theta_1 + j \sin \theta_1) + \dot{r}_2 (\cos \theta_2 + j \sin \theta_2) = 0$$

$$-r_1 \omega_1 \sin \theta_1 + \dot{r}_2 \cos \theta_2 = 0 \quad (3.8)$$

$$r_1 \omega_1 \cos \theta_1 + \dot{r}_2 \sin \theta_2 = 0 \quad (3.9)$$

Sustituyendo valores, y conociendo ω_1 , se determina la velocidad lineal de la base de la pierna, la cual está dada por la ecuación (3.10).

$$\dot{r}_2 = r_1 \omega_1 \sin \theta_1 \quad (3.10)$$

Derivando (3.7) para determinar la aceleración, y separando en su parte real e imaginaria:

$$-r_1 \omega_1^2 e^{j\theta_1} + j r_1 \alpha_1 e^{j\theta_1} + \ddot{r}_2 e^{j\theta_2} = 0$$

$$-r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 - r_1 \alpha_1 \sin \theta_1 + \ddot{r}_2 \cos \theta_2 = 0 \quad (3.11)$$

$$-r_1 \omega_1^2 \sin \theta_1 + r_1 \alpha_1 \cos \theta_1 + \ddot{r}_2 \sin \theta_2 = 0 \quad (3.12)$$

Por lo que, la aceleración lineal de la base de la pierna está dada por (3.13).

$$\ddot{r}_2 = r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + r_1 \alpha_1 \sin \theta_1 \quad (3.13)$$

Analizando el movimiento de flexión, Figura 4.4, se puede obtener el valor del eslabón unido al eje Z, que representaría el desplazamiento en la guía lineal para obtener el valor máximo para la flexión de la cadera (R_3).

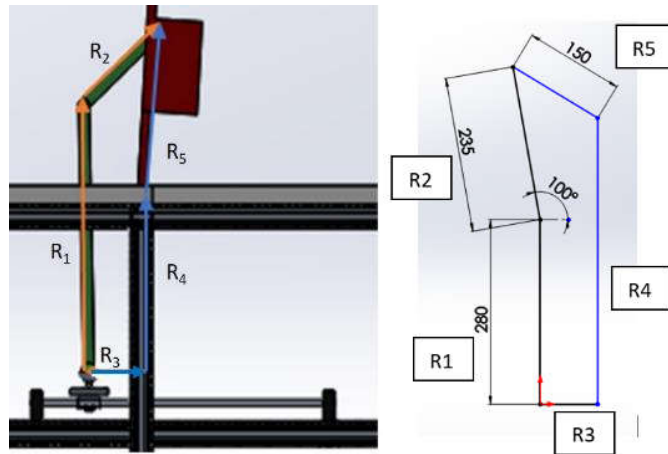


Figura 4.4. Movimiento de flexión con corredera

De acuerdo con la figura la ecuación de cierre de circuito queda de la siguiente forma:

$$R_1 + R_2 = R_3 + R_4 + R_5 \quad (3.14)$$

Sustituyendo los equivalentes de Euler y separando los componentes reales e imaginarios se obtiene:

$$r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 = r_3 \cos \theta_3 + r_4 \cos \theta_4 + r_5 \cos \theta_5 \quad (3.15)$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 = r_3 \sin \theta_3 + r_4 \sin \theta_4 + r_5 \sin \theta_5 \quad (3.16)$$

Considerando que $\theta_3 = 0^\circ$, $\theta_4 = 90^\circ$ y $\theta_1 = 90^\circ$:

$$\begin{aligned} r_2 \cos \theta_2 &= r_3 + r_5 \cos \theta_5 \\ r_1 + r_2 \sin \theta_2 &= r_4 + r_5 \sin \theta_5 \end{aligned}$$

De donde se obtienen las ecuaciones de los vectores desconocidos r_3 y r_4

$$r_3 = r_2 \cos \theta_2 - r_5 \cos \theta_5 \quad (3.17)$$

$$r_4 = r_1 + r_2 \sin \theta_2 - r_5 \sin \theta_5 \quad (3.18)$$

De acuerdo con estas ecuaciones $r_3 = 86 \text{ mm}$ y $r_4 = 440 \text{ mm}$.

Siguiendo el análisis de este movimiento, se desea saber cuánto se debe accionar la guía lineal del eje Z, ver Figura 4.5, en medida que incremente el ángulo de la pierna (θ_3).

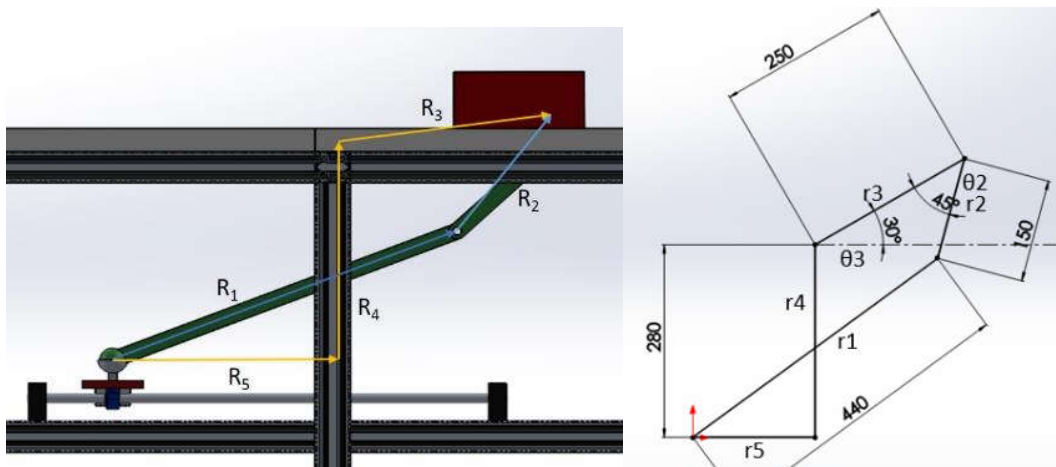


Figura 4.5 Diagrama de representación del ángulo de la base de la pierna.

De acuerdo con la Figura 4.5 la ecuación de cierre de circuito queda de la siguiente forma:

$$R_1 + R_2 = R_5 + R_4 + R_3 \quad (3.19)$$

Sustituyendo la fórmula de Euler y separando los componentes reales e imaginarios se obtiene:

$$r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 = r_5 \cos \theta_5 + r_4 \cos \theta_4 + r_3 \cos \theta_3 \quad (3.20)$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 = r_5 \sin \theta_5 + r_4 \sin \theta_4 + r_3 \sin \theta_3 \quad (3.21)$$

Considerando que $\theta_4 = 90^\circ$ y $\theta_5 = 0^\circ$:

$$\begin{aligned} r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 &= r_5 + r_3 \cos \theta_3 \\ r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 &= r_4 + r_3 \sin \theta_3 \end{aligned}$$

Como $\theta_2 = \theta_3 + 45^\circ$ se sustituye y se despeja θ_1 y r_5 :

$$\theta_1 = \arcsen\left(\frac{r_4 + r_3 \sin \theta_3 - r_2 \sin(\theta_3 + 45^\circ)}{r_1}\right) \quad (3.22)$$

$$r_5 = r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos(\theta_3 + 45^\circ) - r_3 \cos \theta_3 \quad (3.23)$$

4.1.2 Movimiento de Abducción/Aducción

El movimiento de abducción-aducción se proporciona al mover una base móvil, con el uso de ruedas, que soportará toda la pierna del paciente, ver Figura 4.1. El movimiento será controlado al desplazar la base móvil de la guía del eje X.

Para determinar los desplazamientos de la base móvil de la guía del eje X, se considera la ecuación de cierre de circuito mostrado en la Figura 4.6.

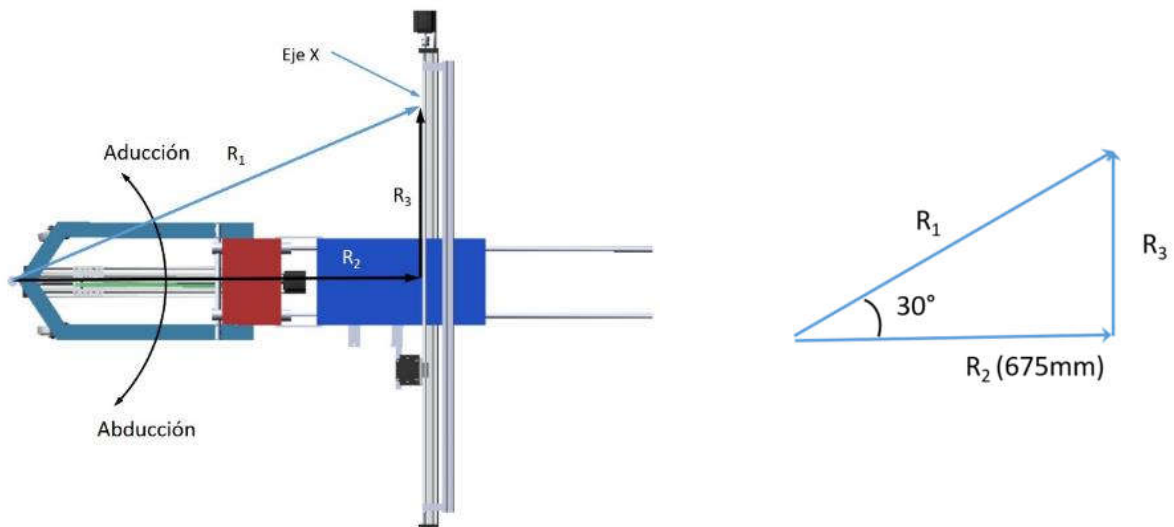


Figura 4.6 Diagrama de referencia del movimiento de Abducción/Aducción

De acuerdo con la Figura 4.6 la ecuación de cierre de circuito queda de la siguiente forma:

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (3.24)$$

Sustituyendo los equivalentes de Euler y separando los componentes reales e imaginarios, se obtiene:

$$\begin{aligned} r_1 \cos \theta_1 &= r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \\ r_1 \sin \theta_1 &= r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 \end{aligned}$$

Considerando que $\theta_2 = 0^\circ$, $\theta_3 = 90^\circ$

$$\begin{aligned} r_1 \cos \theta_1 - r_2 &= 0 \\ r_1 \sin \theta_1 - r_3 &= 0 \end{aligned}$$

De donde se obtienen las ecuaciones de los vectores desconocidos r_1 y r_3 :

$$r_1 = \frac{r_2}{\cos \theta_1} \quad (3.25)$$

$$r_3 = r_1 \sin \theta_1 \quad (3.26)$$

De acuerdo con estas ecuaciones $r_1 = 780 \text{ mm}$ y $r_3 = 390 \text{ mm}$

Los resultados de la simulación del área de trabajo se muestran en la Figura 4.7, considerando $\theta_1 = -30^\circ$ a 30°

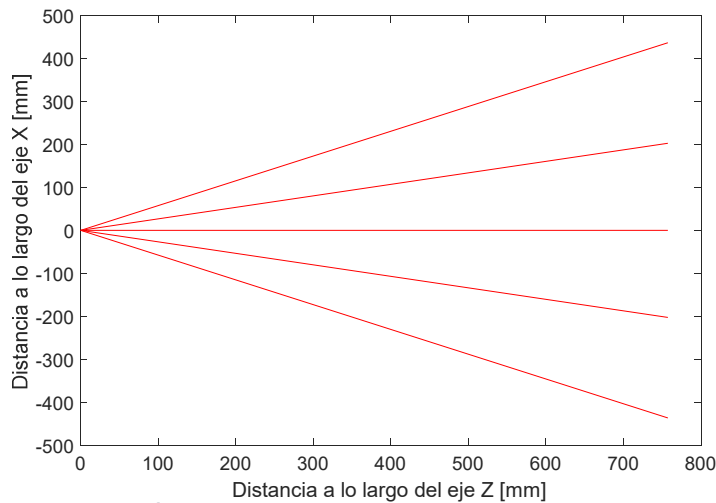


Figura 4.7 Área de trabajo del movimiento de Abducción/Aducción

Para determinar la velocidad en la que se debe de desplazar la guía lineal en el eje X, así como la velocidad lineal de la base de la pierna, cuando se realiza un movimiento de abducción/aducción, se deriva (3.24) en su forma compleja. Considerando que r_1, r_3, θ_1 son variables y $r_2, \theta_2 = 0^\circ, \theta_3 = 90^\circ$ son constantes, se tiene:

$$\dot{r}_1 e^{j\theta_1} + j r_1 \omega_1 e^{j\theta_1} - \dot{r}_3 e^{j\theta_3} = 0 \quad (3.27)$$

Separando en su forma real e imaginaria

$$\dot{r}_1 \cos \theta_1 - r_1 \omega_1 \sin \theta_1 - \dot{r}_3 \cos \theta_3 = 0 \quad (3.28)$$

$$\dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_1 \omega_1 \cos \theta_1 - \dot{r}_3 \sin \theta_3 = 0 \quad (3.29)$$

Considerando los valores conocidos y despejando las velocidades, se tiene:

$$\dot{r}_1 = \frac{r_1 \omega_1 \sin \theta_1}{\cos \theta_1} \quad (3.30)$$

$$\dot{r}_3 = \dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_1 \omega_1 \cos \theta_1 \quad (3.31)$$

4.1.3 Movimiento de extensión

Para el movimiento de extensión se utiliza la ecuación de cierre de circuito, mostrado en la Figura 4.8. Las relaciones que se obtienen, para el desplazamiento en el eje Y.

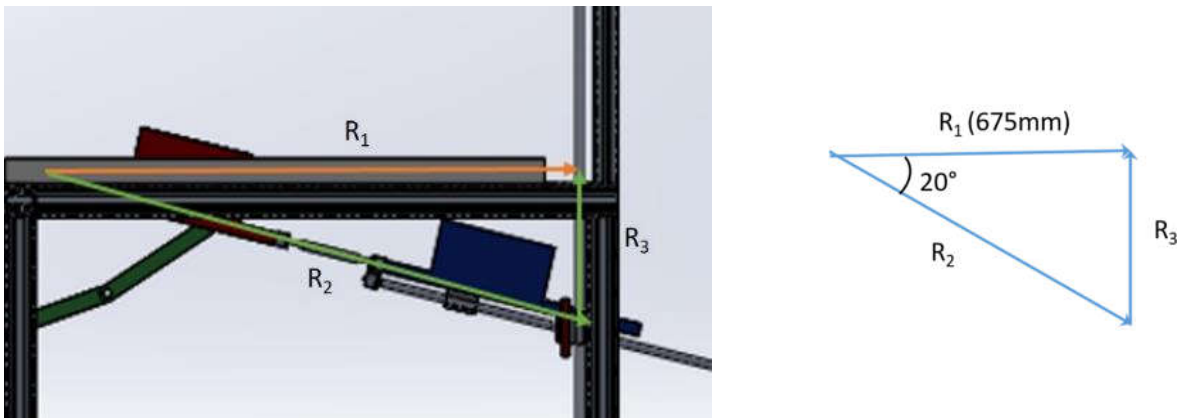


Figura 4.8 Diagrama de movimiento de flexión

De acuerdo con la Figura 4.8 la ecuación de cierre de circuito queda de la siguiente forma:

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (3.32)$$

Sustituyendo los equivalentes de Euler y separando los componentes reales e imaginarios, se obtiene:

$$\begin{aligned} r_1 \cos \theta_1 &= r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \\ r_1 \sin \theta_1 &= r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 \end{aligned}$$

Considerando que $\theta_1 = 0^\circ$, $\theta_3 = 90^\circ$

$$\begin{aligned} r_1 &= r_2 \cos \theta_2 \\ 0 &= r_2 \operatorname{sen} \theta_2 + r_3 \end{aligned}$$

De donde se obtienen las ecuaciones de los vectores desconocidos r_2 y r_3

$$r_2 = \frac{r_1}{\cos \theta_2} \quad (3.33)$$

$$r_3 = -r_2 \operatorname{sen} \theta_2 \quad (3.34)$$

De acuerdo a estas ecuaciones $r_2 = 718 \text{ mm}$ y $r_3 = 246 \text{ mm}$. Los resultados de la simulación del área de trabajo se muestran en la Figura 4.9 considerando $\theta_2 = 0^\circ$ a -20° .

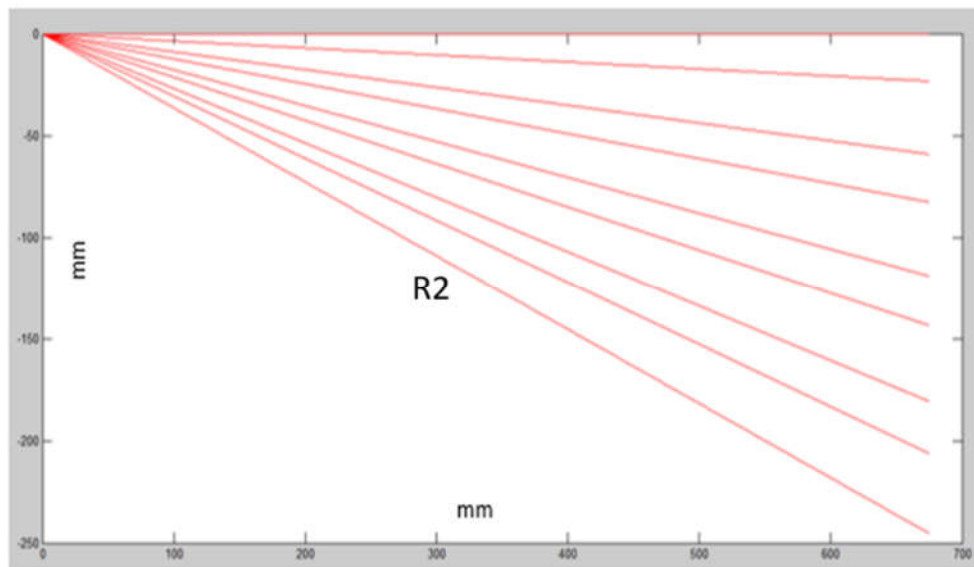


Figura 4.9 Área de trabajo del movimiento de flexión

4.1.4 Movimiento de rotación Interna/Externa

El movimiento de rotación interna/externa, se logra al llevar primero el muslo a un ángulo de flexión de 90° , posteriormente, se mueve la pierna mediante el movimiento de la guía lineal del eje X. Este movimiento es debido a la unión universal, que permite el movimiento angular solo de la base de la pierna, ver Figura 4.10.

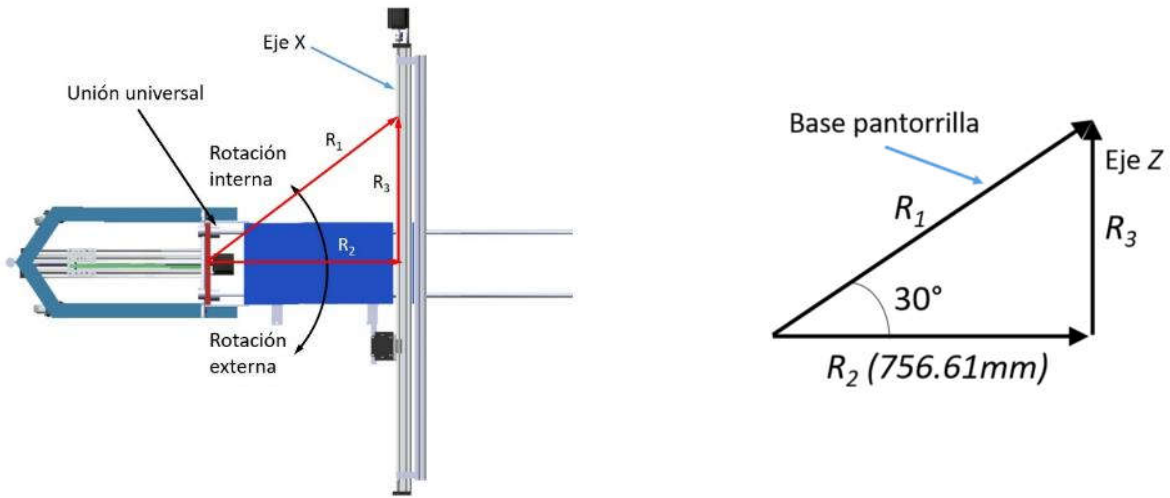


Figura 4.10 Diagrama de movimiento de rotación interna y externa.

De acuerdo con la Figura 4.10 la ecuación de cierre de circuito queda de la siguiente forma:

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (3.35)$$

Sustituyendo los equivalentes de Euler y separando los componentes reales e imaginarios se obtiene:

$$\begin{aligned} r_1 \cos \theta_1 &= r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \\ r_1 \sin \theta_1 &= r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 \end{aligned}$$

Considerando que $\theta_2 = 0^\circ$, $\theta_3 = 90^\circ$ se obtienen las ecuaciones de los vectores desconocidos r_1 y r_3 :

$$r_1 = \frac{r_2}{\cos \theta_1} \quad (3.36)$$

$$r_3 = r_1 \sin \theta_1 \quad (3.37)$$

De acuerdo a estas ecuaciones $r_1 = 874 \text{ mm}$ y $r_3 = 437 \text{ mm}$ para dimensionar el tamaño de la guía lineal y se pueda proporcionar el valor máximo de rotación interna y externa, ver Figura 4.11.

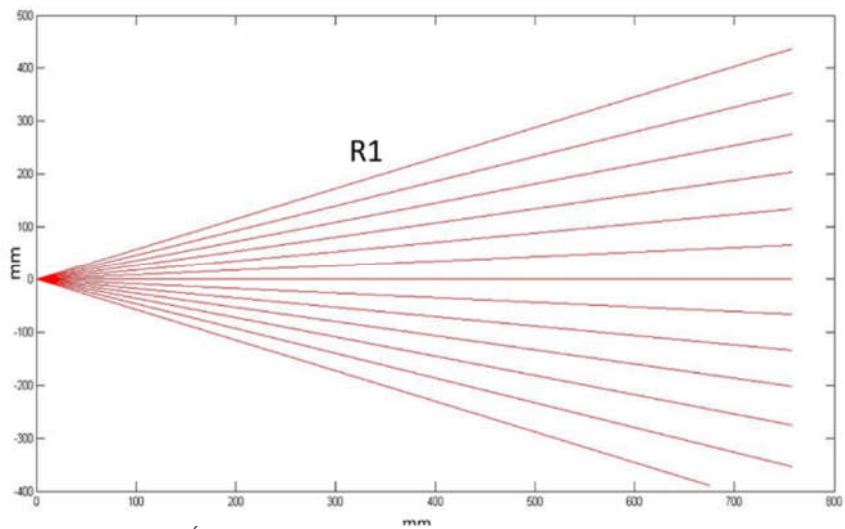


Figura 4.11 Área de trabajo del movimiento de rotación interna y externa

4.2 Análisis Dinámico

4.2.1 Movimiento de Flexión

Para el análisis dinámico, también se propuso realizar un análisis con base en los movimientos de rehabilitación. Se inicia, con el movimiento de flexión como se muestra en la Figura 4.12.

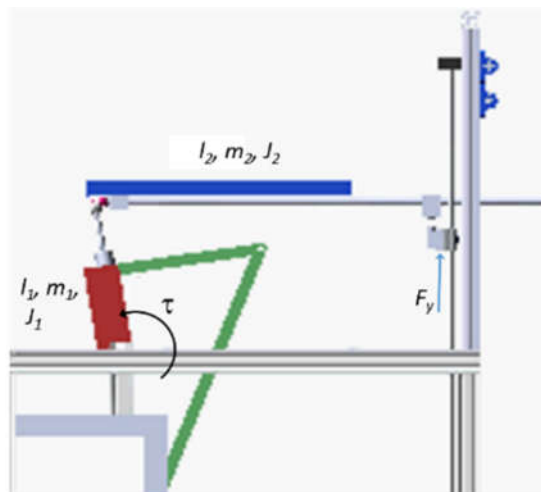


Figura 4.12 Configuración para movimiento de flexión de cadera con flexión de rodilla.

Las ecuaciones dinámicas del rehabilitador de cadera se obtuvieron a partir del formulismo Euler – Lagrange, representado en (3.38), en conjunto con el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 4.12. El formulismo de Euler-Lagrange está dado por:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} = Q_i \quad (3.38)$$

Donde $L = K - V$ es el lagrangiano, obtenido a partir de la diferencia entre la energía cinética K y la energía potencial V , D es la energía de disipación en el sistema, q_i se refiere a las coordenadas generalizadas del sistema, cada grado de libertad del sistema se considera como una coordenada generalizada, finalmente Q_i representa las fuerzas generalizadas del sistema.

Para el movimiento de flexión, se tiene que la energía cinética está dada por:

$$K = \frac{1}{2}J_1\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}J_2\dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2}m_2\dot{v}_2^2 \quad (3.39)$$

$$v_2^2 = \dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2$$

Considerando que l_{2m} es la distancia de la articulación entre el eslabón 1 y 2, al centro de masa del segundo eslabón, las relaciones de las coordenadas del eslabón 2 son:

$$x_2 = l_1 \cos(\theta_1) + l_{2m} \cos(\theta_2) \quad (3.40)$$

$$y_2 = l_1 \sin(\theta_1) + l_{2m} \sin(\theta_2)$$

La coordenada de la base móvil, de la guía lineal en el eje Y, está dada por:

$$y = l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_2) \quad (3.41)$$

Despejando θ_2 , y derivando, se tiene:

$$\theta_2 = \arcsin\left(\frac{y - l_1 \sin(\theta_1)}{l_2}\right) \quad (3.42)$$

$$\dot{\theta}_2 = \frac{\dot{y} - \dot{\theta}_1 l_1 \cos \theta_1}{\sqrt{\left(l_2^2 - \frac{1}{2}l_1^2 + \frac{1}{2}l_1^2 \cos 2\theta_1 - y^2 + 2yl_1 \sin \theta_1\right)}}$$

Sustituyendo las ecuaciones (3.42) y (3.40) en la ecuación (3.39) se obtiene:

$$K = \frac{1}{2}J_1\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}J_2\left(\frac{\dot{y} - \dot{\theta}_1 l_1 \cos \theta_1}{\sqrt{\left(l_2^2 - \frac{1}{2}l_1^2 + \frac{1}{2}l_1^2 \cos 2\theta_1 - y^2 + 2yl_1 \sin \theta_1\right)}}\right)^2 + \frac{1}{2}m_2\left(\left(l_1 - \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + l_2 - \left(\arcsin\left(\frac{y - l_1 \sin(\theta_1)}{l_2}\right)\right) \sin\left(\frac{y - l_1 \sin(\theta_1)}{l_2}\right)\right)^2 + \left(l_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + l_2 \dot{\theta} \cos\left(\frac{y - l_1 \sin(\theta_1)}{l_2}\right)\right)^2\right)$$

La energía potencial del peso de los eslabones se puede despreciar, puesto que la fuerza de fricción en los tornillos compensa el efecto de la gravedad, es decir, no permite movimiento cuando no se aplica ninguna fuerza en las guías lineales.

Como se puede observar, el modelo matemático resultaría en un sistema no lineal, altamente acoplado, lo cual lo hace complicado para manipular y utilizarlo para diseñar una estrategia de control.

4.2.2 Modelo dinámico de las guías lineales

Para lograr un sistema de control lineal para el seguimiento de trayectorias suaves, se propone controlar la guía lineal, considerando las dinámicas acopladas como una perturbación. De manera indirecta con el desplazamiento de la base móvil de las guías lineales, se puede posicionar los ángulos de la cadera para cualquier posición de flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa. Como se mostrará en el siguiente desarrollo.

Considerando la Figura 4.13 para cada guía lineal se puede aplicar la segunda ley de Newton. Considerando despreciable la dinámica acoplada, y se obtienen las siguientes ecuaciones que rigen la dinámica para cada guía lineal.

$$\begin{aligned} m_1 \ddot{x} + b_1 \dot{x} &= F_x + P_x \\ m_2 \ddot{y} + b_2 \dot{y} &= F_y + P_y \\ m_3 \ddot{z} + b_3 \dot{z} &= F_z + P_z \end{aligned} \quad (3.43)$$

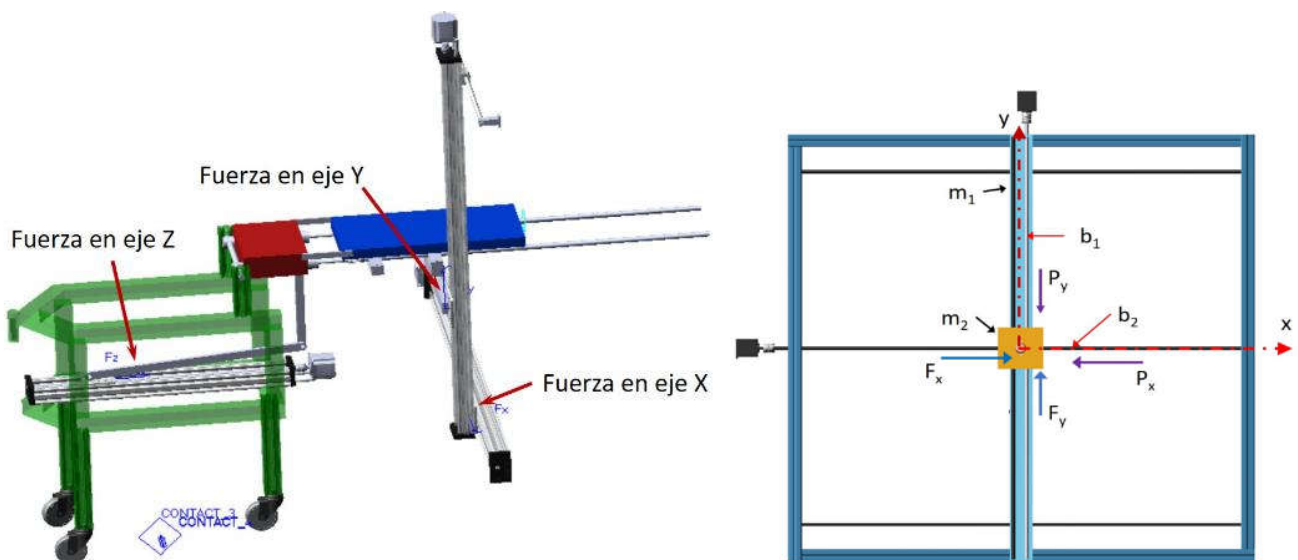


Figura 4.13 Sistema de guías lineales y diagrama de cuerpo libre en el plano XY.

Las ecuaciones (3.43) se representan en un modelo de espacio de estados considerando el siguiente cambio de variables:

$$z_1 = x, z_2 = \dot{x}, z_3 = y, z_4 = \dot{y}, z_5 = z, z_6 = \dot{z}$$

Por lo tanto, el modelo queda representado como:

$$\begin{aligned} \dot{z}_1 &= z_2 \\ \dot{z}_2 &= \frac{1}{m_1}(F_x + P_x - b_1 z_2) \\ \dot{z}_3 &= z_4 \\ \dot{z}_4 &= \frac{1}{m_2}(F_y + P_y - b_2 z_4) \\ \dot{z}_5 &= z_6 \\ \dot{z}_6 &= \frac{1}{m_3}(F_z + P_z - b_3 z_6) \end{aligned} \quad (3.44)$$

4.2.2 Control tipo PID

Para controlar los movimientos se propone utilizar un control tipo PID (Proporcional Integral Derivativo) con seguimiento de trayectorias y compensar las perturbaciones del tipo constante.

$$\begin{aligned} F_x &= m_1 \left(\ddot{z}_{xd} - k_{dx} (z_2 - \dot{z}_{xd}) - k_{px} (z_1 - z_{xd}) - k_{ix} \int_0^t (z_1 - z_{xd}) d\tau \right) + b_1 z_2 \\ F_y &= m_2 \left(\ddot{z}_{yd} - k_{dy} (z_4 - \dot{z}_{yd}) - k_{py} (z_3 - z_{yd}) - k_{iy} \int_0^t (z_3 - z_{yd}) d\tau \right) + b_2 z_4 \\ F_z &= m_3 \left(\ddot{z}_{zd} - k_{dz} (z_6 - \dot{z}_{zd}) - k_{pz} (z_5 - z_{zd}) - k_{iz} \int_0^t (z_5 - z_{zd}) d\tau \right) + b_3 z_6 \end{aligned} \quad (3.45)$$

Donde k_{dj}, k_{pj}, k_{ij} ($j = x, y, z$) son las constantes derivativa, proporcional e integral, respectivamente.

Al sustituir las leyes de control (3.45) en las ecuaciones dinámicas de las guías lineales (3.44), para cada ecuación se obtiene la ecuación dinámica del error en lazo cerrado, en este caso quedan como:

$$\begin{aligned}
\ddot{e} + k_{dx}\ddot{e} + k_{px}\dot{e} + k_{ix}e &= 0 \\
\ddot{e} + k_{dy}\ddot{e} + k_{py}\dot{e} + k_{iy}e &= 0 \\
\ddot{e} + k_{dz}\ddot{e} + k_{pz}\dot{e} + k_{iz}e &= 0
\end{aligned}
\tag{3.46}$$

Para determinar los valores de las ganancias del controlador se igualan a un polinomio Hurwitz, para que la dinámica del error sea asintóticamente estable, de la forma:

$$(s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2)(s + p) = 0 \tag{3.47}$$

La trayectoria de posición deseada para la guía lineal está dada por el siguiente polinomio de Bézier:

$$\begin{aligned}
z_d(t) &= z_i + (z_f - z_i)\sigma(t, t_i, t_f)\mu_p^5 \\
\sigma(t, t_i, t_f) &= \gamma_1 - \gamma_2\mu_p + \gamma_3\mu_p^2 - \dots + \gamma_6\mu_p^5 \\
\mu_p &= \frac{t - t_i}{t_f - t_i}
\end{aligned}
\tag{3.48}$$

Donde $z_i = z_d(t_i)$ y $z_f = z_d(t_f)$ son las posiciones inicial y final deseadas, de manera que la base de la guía lineal inicie desde una posición inicial y vaya a una final con un cambio suave. Este movimiento también se ve reflejado de manera suave en el ángulo de la cadera.

4.4 Tornillo de Potencia

Los tornillos de potencia generalmente son utilizados para levantar grandes pesos. Las roscas más utilizadas es la rosca cuadrada y la rosca ACME[47], ver Figura 4.14.

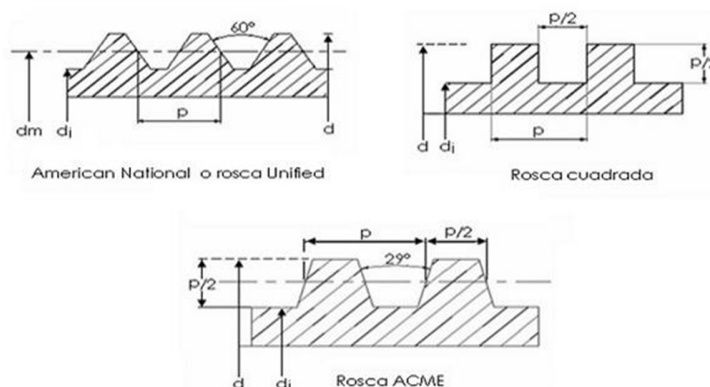


Figura 4.14 Tipos de roscas en tornillos de potencia

En este caso se utilizaron tornillos con rosca tipo ACME. Para el prototipo se utilizaron motores a pasos NEMA 23 con un torque de 175 oz*in.

Un tornillo de potencia puede ser representado como se muestra en la Figura 4.15

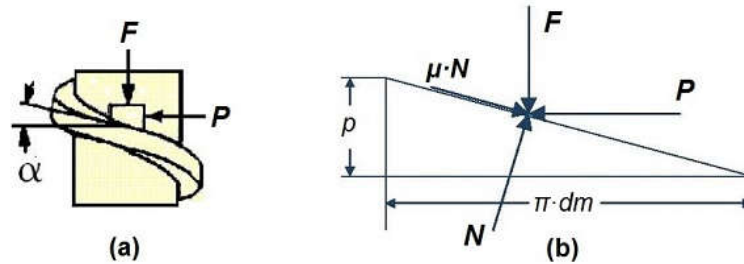


Figura 4.15 Diagrama de cuerpo libre del tornillo de potencia.

El momento torsional será dado por:

$$T = P(r_m)$$

Obteniendo las ecuaciones de equilibrio:

$$\begin{aligned} P - N \text{Sen}(\alpha) - \mu N \text{Cos}(\alpha) &= 0 \\ F + \mu N \text{Sen}(\alpha) - N \text{Cos}(\alpha) &= 0 \end{aligned}$$

Despejando N para obtener el esfuerzo nominal

$$N = \frac{F}{\text{Cos}(\alpha) - \mu \text{Sen}(\alpha)}$$

Se despeja P, para obtener la fuerza necesaria a aplicar al tornillo para hacerlo girar

$$P = \frac{F(\text{Sen}(\alpha) + \mu \text{Cos}(\alpha))}{\text{Cos}(\alpha) - \mu \text{Sen}(\alpha)}$$

La velocidad entre el ángulo de la hélice y el diámetro medio del tornillo viene dada por la expresión

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

Si se sustituye el valor de P en un par torsional, se obtiene:

$$T = \frac{F(dm)}{2} \left(\frac{p + \pi \mu dm \text{Sec}(\alpha)}{\pi dm - \mu p \text{Sec}(\alpha)} \right)$$

Los tornillos que se utilizarán tienen un collarín para distribuir mejor la fuerza de empuje. La expresión que proporciona el par adicional para vencer la fuerza de rozamiento en el collarín es la siguiente

$$T_c = F \left(\frac{\mu_c (dc)}{2} \right)$$

Por lo tanto, la ecuación para obtener el torque es

$$T = \frac{F(dm)}{2} \left(\frac{p + \pi \mu dm \operatorname{Sec}(\alpha)}{\pi dm - \mu p \operatorname{Sec}(\alpha)} \right) + F \left(\frac{\mu_c (dc)}{2} \right)$$

Aplicando esta ecuación con el torque del NEMA 23 y utilizando un tornillo de 8mm de diámetro, se obtiene que la carga máxima a levantar es 49.55 kg. De acuerdo con el diseño CAD del rehabilitador de cadera, que se mostrará en el siguiente capítulo, el peso total de los eslabones que se elevarán es de 9.51 kg.

Capítulo 5

Diseño y construcción

5.1 Diseño en CAD del rehabilitador

En esta sección se presenta la configuración del rehabilitador de cadera basado en un sistema cartesiano, que proporciona todos los movimientos para rehabilitar la cadera.

En la Figura 5.1 se muestra el diseño CAD del rehabilitador, indicando las partes principales que conforman el sistema cartesiano. Como se observa, mediante la guía lineal en el eje X, se obtendrá el movimiento de abducción/aducción; con la guía lineal en el eje Y, se obtiene el movimiento de flexión/extensión. El eje z, se utiliza para proporcionar el movimiento de flexión máximo (120°), el cual se obtiene con una flexión de la rodilla al mover el eje Z.

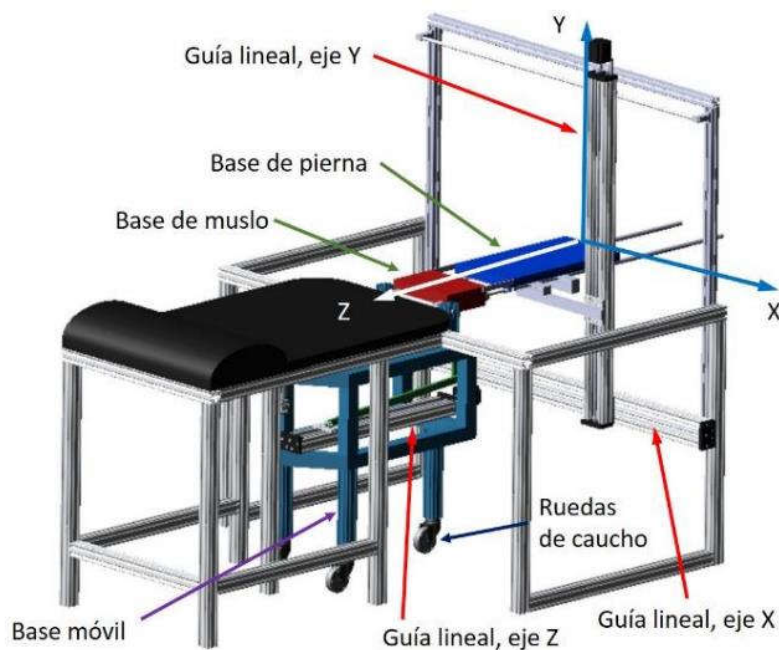


Figura 5.1 Rehabilitador de cadera basado en un sistema cartesiano XYZ.

Para el movimiento de abducción/aducción, al mover la base móvil del eje X, y considerando los topes que unen la base del muslo y la pierna, se moverá la base móvil como se muestra en las Figuras 5.2 - 5.5.

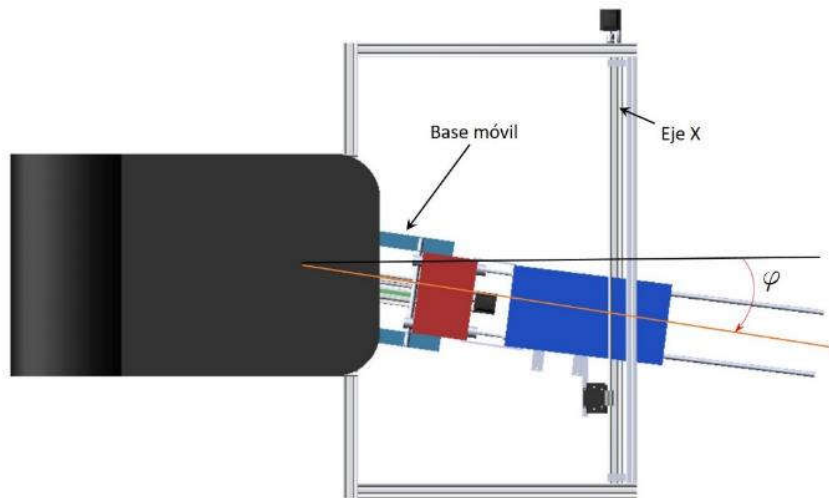


Figura 5.2 Rehabilitador de cadera en posición de abducción.

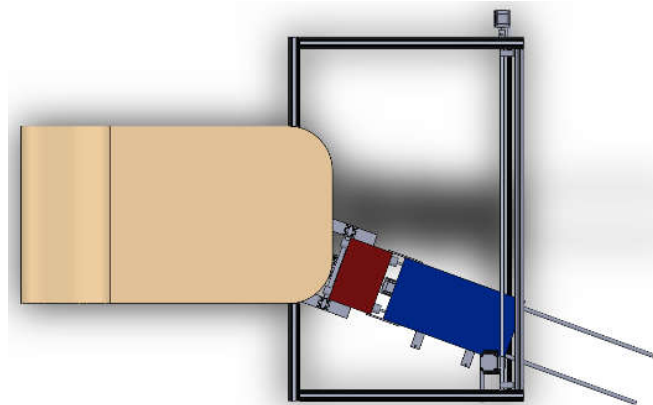


Figura 5.3 Vista Superior del rehabilitador de cadera, en posición de abducción.

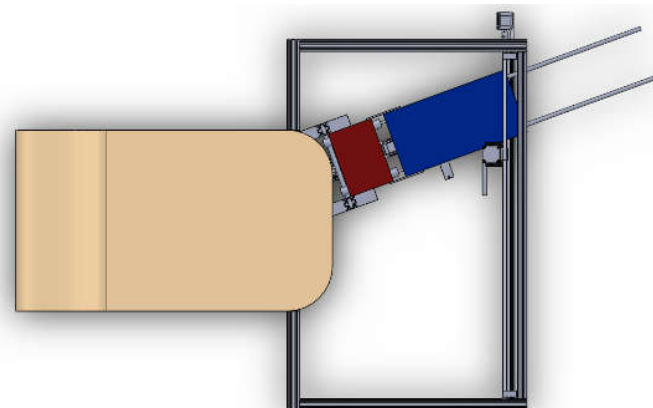


Figura 5.4 Vista Superior del rehabilitador de cadera, en posición de aducción.

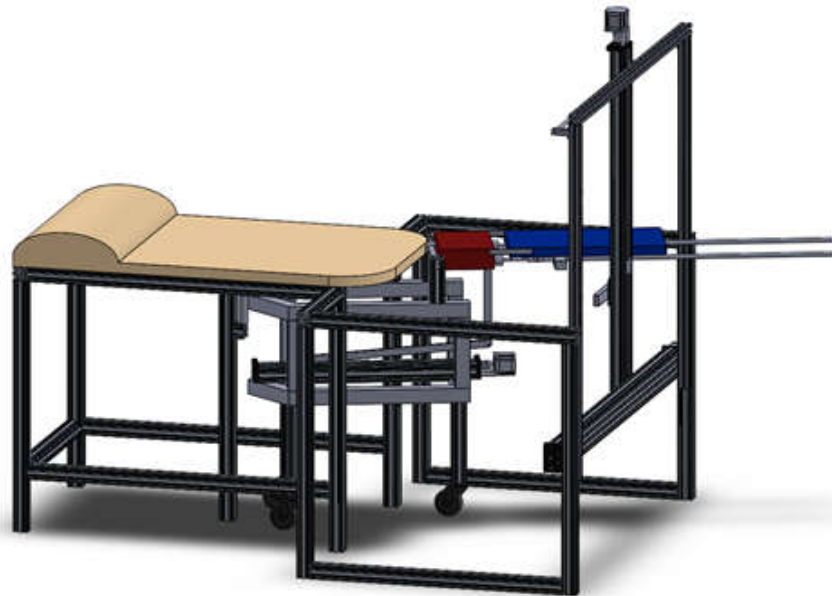


Figura 5.5 Vista isométrica del rehabilitador de cadera, en posición de aducción.

Para los movimientos de flexión y extensión de cadera, se pueden obtener al mover solo la base móvil de la guía lineal en el eje Y, como se muestra en las Figuras 5.6 y 5.7. Sin embargo, con este solo movimiento no se logrará el valor máximo de flexión de la cadera. Por lo que, para lograr una flexión mayor, se moverá de manera simultánea la base móvil del eje Z, para flexionar la rodilla, y de esta manera, se puede lograr una flexión máxima (120°), ver Figura 5.8. Sin embargo, en casos de rehabilitación de cadera, generalmente, no es recomendable llevar a este valor máximo.

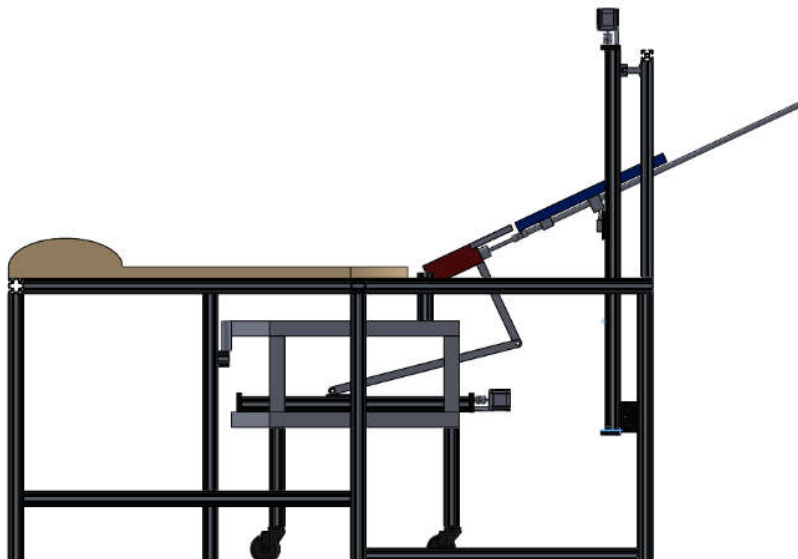


Figura 5.6 Vista frontal del rehabilitador de cadera, en posición de flexión.

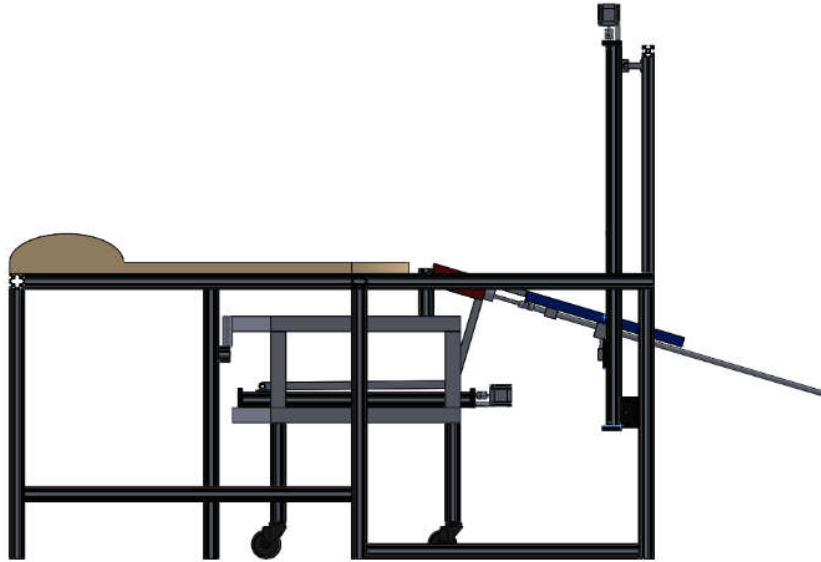


Figura 5.7 Vista frontal del rehabilitador de cadera, en posición de extensión.

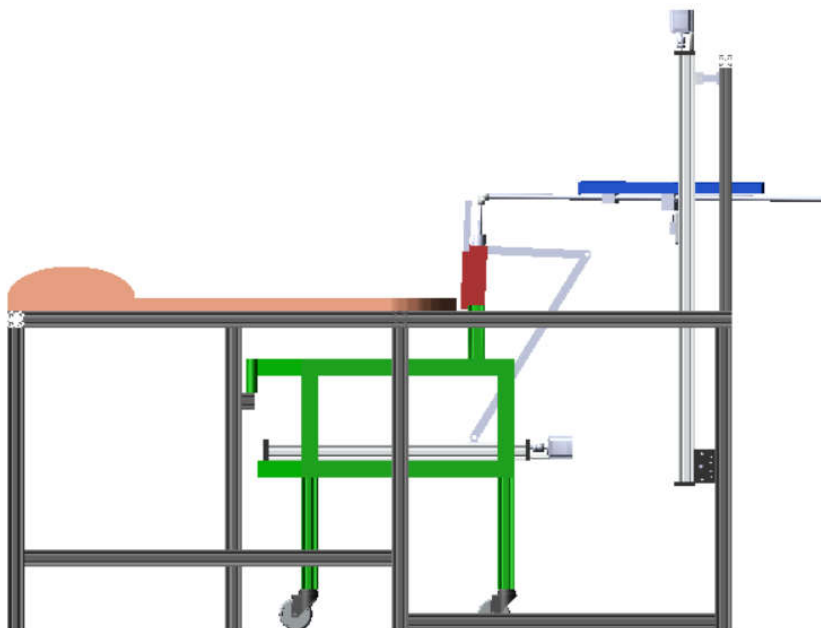


Figura 5.8 Vista frontal del rehabilitador de cadera, en posición de flexión a 90°.

Para los movimientos de rotación interna y externa, se pone en un movimiento de flexión de cadera, con un movimiento de flexión de rodilla de 90°, es decir, la base del muslo se pone en posición

vertical, ver Figura 5.8. Posteriormente, las uniones universales permiten que, al mover ahora solo el eje X y mantener fijo el eje Z, se obtenga el movimiento de rotación interna o externa de cadera.

A continuación, se muestran las partes principales que componen el rehabilitador de cadera.

Estructura o base fija: está conformada por perfil modular y una base para que el paciente se recueste, Figura 5.9. Considerando una base de madera ($\rho=340\text{kg/m}^3$) y el perfil de aluminio, toda la estructura tiene un peso aproximado de 30kg.

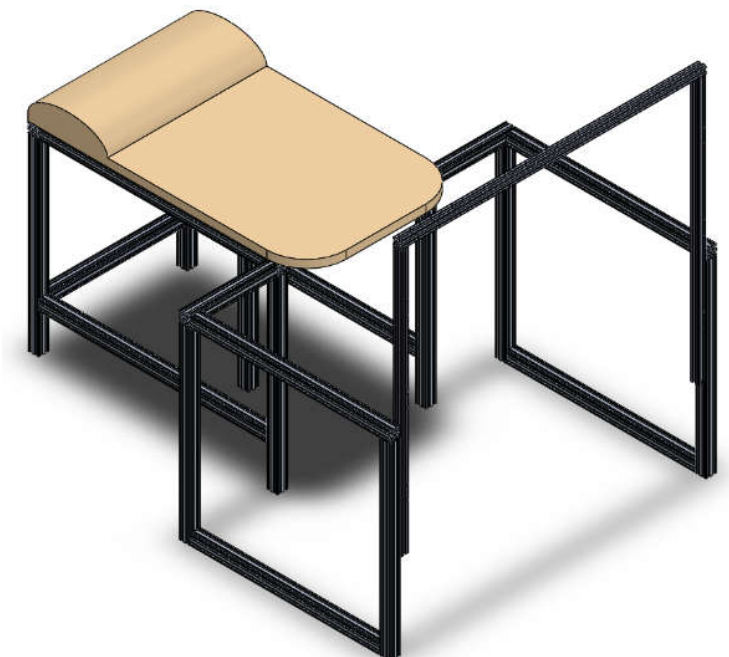


Figura 5.9 Estructura fija del rehabilitador de cadera.

Base móvil: está conformada por perfil modular de aluminio, Figura 5.10. En sus patas, se colocan unas ruedas locas para poder desplazar toda la estructura sin mucha fricción.

Bases para muslo y pierna: está conformada por dos placas de material de nylamid, Figura 5.11. Mediante uniones universales se unen ambas placas. La placa de la pierna, con unas bases fijas a esta, se une a la base móvil del eje Y, mediante dos ejes, los cuales le dan soporte y permiten el desplazamiento.

Guías lineales y eslabones del eje Z: el rehabilitador cuenta con 3 sistemas de guías lineales como se muestra en la Figura 5.12 (dos de 1m y una de 0.5m). La guía del eje Z, para transmitir el movimiento angular a la base del muslo, se realiza mediante dos eslabones que unen la base del muslo con la base móvil del eje Z.



Figura 5.10 Base móvil para proporcionar movimientos de abducción y aducción.

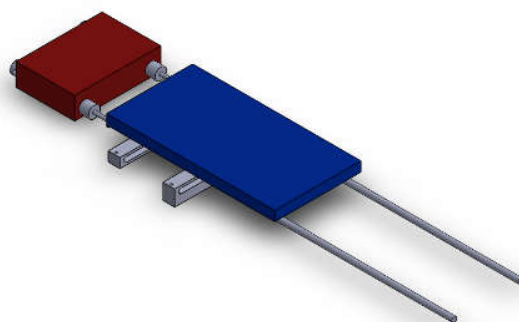


Figura 5.11 Base de muslo y pierna con ejes como guías y soporte.



Figura 5.12 Base de muslo y pierna con ejes como guías y soporte.

5.2 Análisis de esfuerzos

El rehabilitador de cadera está conformado por una estructura resistente para el peso de un paciente de hasta 120kg. Para determinar las partes que pudieran estar sometidos a los mayores esfuerzos se hace un análisis de fuerzas en el programa de Msc Adams View. Posteriormente, se utilizan estas cargas en un análisis de esfuerzos para las piezas que se considera que presentan mayor riesgo de Falla.

Se considera que un componente del rehabilitador de cadera presenta falla, cuando se tiene la fluencia o deformación permanente, que es un deslizamiento pronunciado a lo largo de ciertos planos en el material. Tiene lugar sin ruptura.

El esfuerzo de Von Mises se define como aquel esfuerzo a tensión uniaxial que generaría la misma energía de distorsión que la que se produciría por la combinación real de los esfuerzos aplicados. Este es utilizado para determinar el factor de seguridad de los componentes analizado.

Para las simulaciones con el prototipo virtual, se considera un paciente con peso promedio de 120kg. El peso de cada segmento se determinó con base en los porcentajes reportados por Dempster y Clauser [48]. Considerando el peso de la pierna de un paciente que actúa directamente en las placas que soportan el muslo y la pierna, como se muestra en la Figura 5.13, se determinan las reacciones en las uniones. En este caso se consideró $w_{muslo}=167\text{ N}$ y $w_{pierna}=59\text{ N}$ en las posiciones que se muestra.

Tabla 8 Porcentajes de masa de una persona [48].

Porcentajes de masa por segmento para un paciente de 70kg		
Segmento	Masa (%)	Peso neto kg
Cabeza y cuello	6.94	8.328
Tronco	43.46	52.152
Brazo	2.71	3.252
Antebrazo	1.62	1.944
Mano	0.61	0.732
Muslo	14.17	17.0
Pantorrilla	4.33	5.196
Pie	1.37	1.644

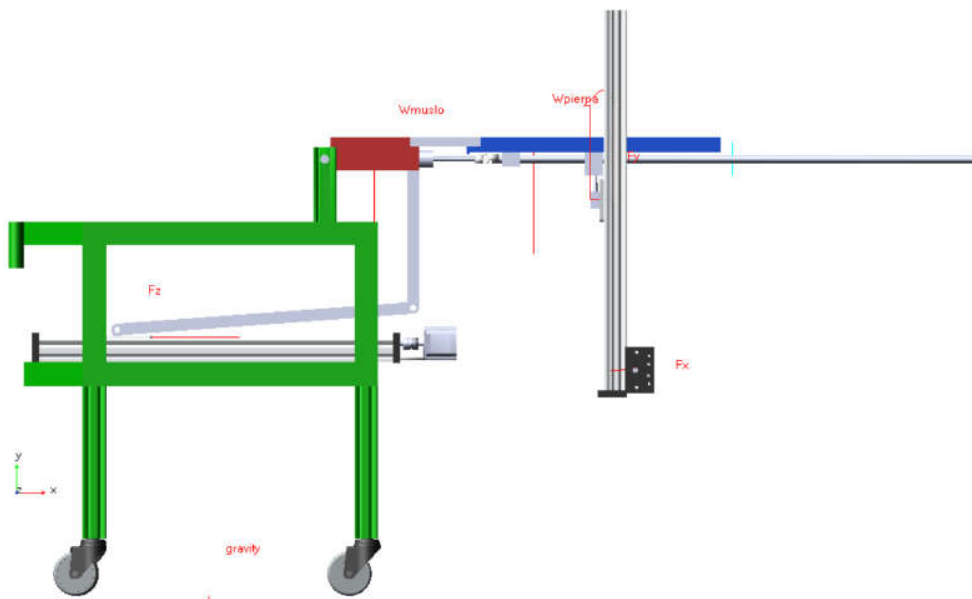


Figura 5.13 Fuerzas del muslo y pierna actuando en las placas de soporte.

Para mantener en equilibrio el sistema, se tiene que aplicar una fuerza en la guía lineal del eje Z de $F_x = 95N$ y una fuerza en la guía lineal del eje Y de $F_y = 130N$. El perno que está unido a la base móvil y a la placa del muslo, presenta la reacción más grande como se muestra en la Figura 5.14. La cual será utilizada para realizar un análisis de esfuerzos en el perno.

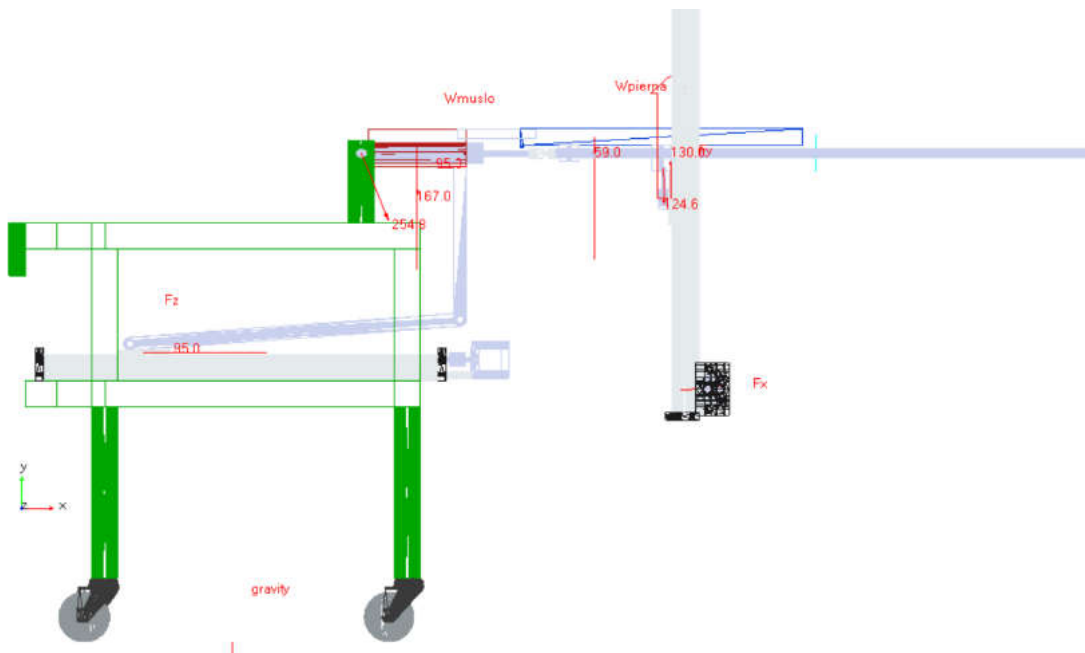
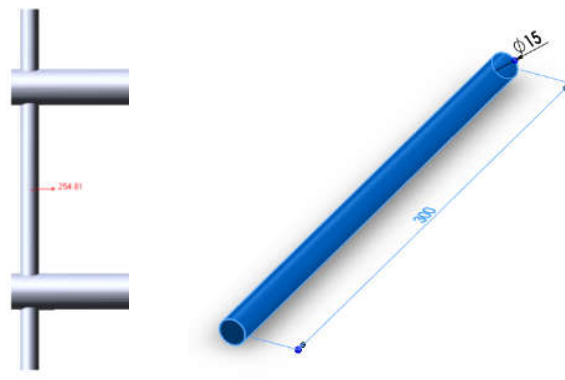


Figura 5.14 Fuerzas de reacción al peso del muslo y pierna del paciente.



Acot. mm

Figura 5.15 Fuerzas de reacción en el perno que une la placa del muslo con la base móvil ($F_r=254.81N$).

Por lo que, se procede a determinar los esfuerzos de von-Mises del perno, sujeto a la fuerza de 254.81N, y con soportes fijos en sus extremos, de material de acero estructural ($\rho = 7850kg/m^3$, $s_Y = 250MPa$). Para considerar una situación crítica, se considera que la carga actúa en la parte media del perno.

Se puede observar en la Figura 5.16 que el esfuerzo máximo de von-Mises es de 30MPa, dando un factor de seguridad de 8.28 ($s_Y = 8.28 * 30Mpa \approx 248.4MPa$), ver Figura 5.17. Por lo que, se puede concluir que el diseño del perno está sobrado y puede soportar 8 veces el peso considerado.

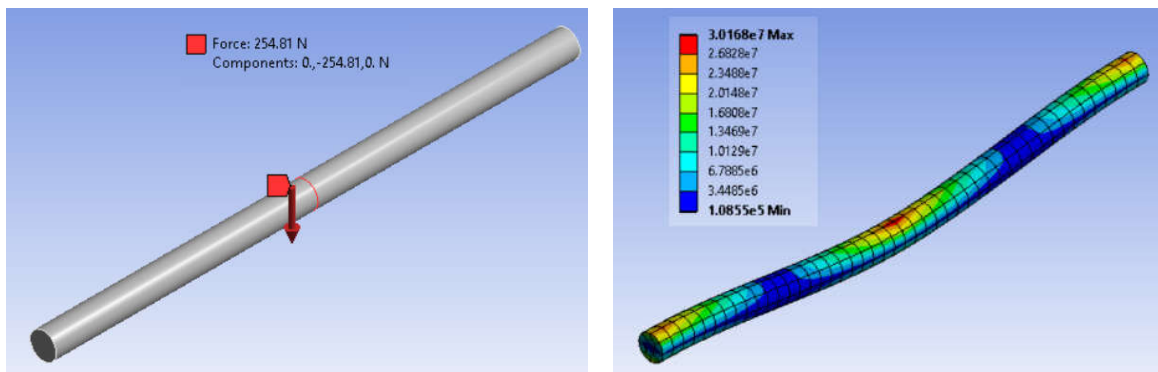


Figura 5.16 Fuerza de carga en el perno y esfuerzos de von-Mises (MPa).

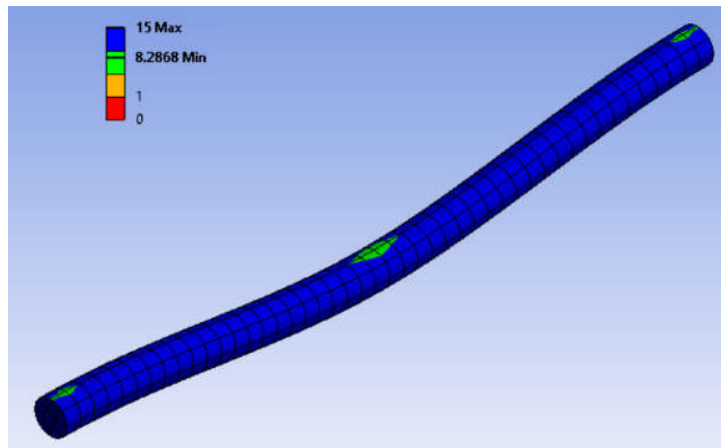


Figura 5.17 Factor de seguridad del perno sujeto a una carga ($F_r=254.81N$).

Otro componente que pudiera estar sujeto a esfuerzos críticos es el soporte con punta esférica, de material de acero estructural ($\rho=7850kg/m^3$, $s_y = 250MPa$), para permitir el movimiento de flexión/extensión y abducción/aducción, al unir los ejes mediante unos soportes a la base móvil del eje Y. En este caso, se pone una condición de frontera en la parte contraria a la esfera, y una carga de 125 N en la cara de la esfera.

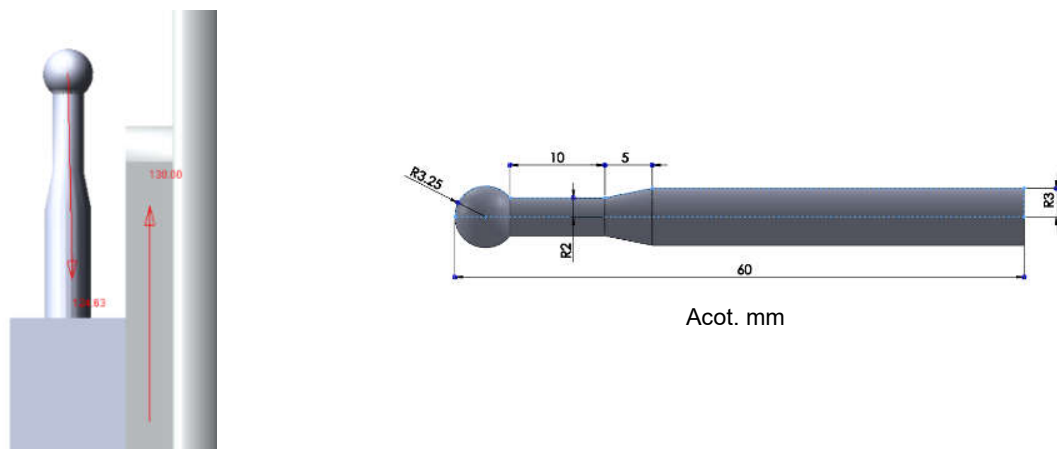


Figura 5.18 Soporte con punta esférica acoplado a la base móvil del eje Y, sujeto a una carga ($F_r=124.63N$).

Se puede observar en la Figura 5.19 que el esfuerzo máximo de von-Mises es de 10.36MPa, dando un factor de seguridad de más de 15. Por lo que, se puede concluir que el diseño del soporte está sobrado. Para validar, se determinó la carga máxima con dos simulaciones más. Primero se incrementó 10 veces la fuerza, resultando un factor de seguridad de 2.4, posteriormente, se aplicó una carga de 3,000N, dando un factor de seguridad de 1.

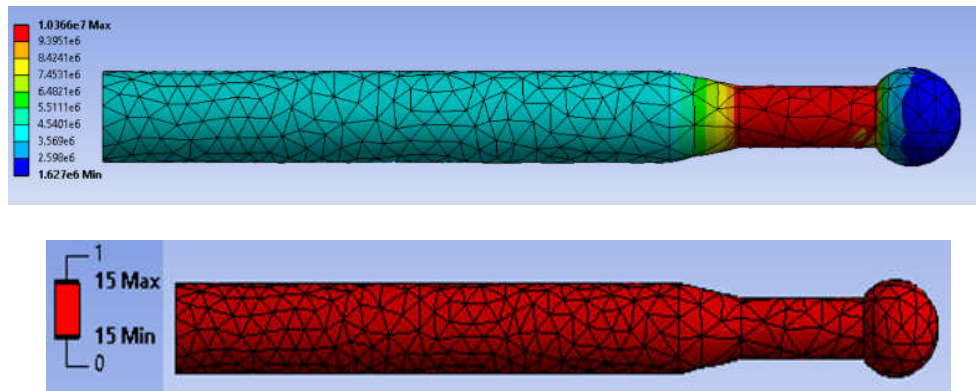


Figura 5.19 Esfuerzos de von-Mises y factor de seguridad del soporte con punta esférica.

Considerando las dimensiones de los demás componentes, así como las cargas a las que está sujeto, no se consideró pertinente realizar más análisis de esfuerzos, ya que las fuerzas son menores y resultaría en factores de seguridad más grandes al del soporte.

4.3 Construcción del prototipo físico

Una vez que se tuvo el diseño terminado, se realizó la construcción del prototipo en físico, con perfil de aluminio de 40 mm se construyó la estructura principal como se muestra en la Figura 5.8. El uso de perfiles modulares permite ensamblar fácil y rápidamente cualquier tipo de estructura compatible con dimensiones modulares específicas, como el perfil de aluminio 40x40 mm, en aleación de aluminio 6105 extruido mixto con metales tales como cobre, magnesio, hierro y cinc. Con alta resistencia a la corrosión, acabado anodizado y una resistencia mecánica elevada. Es un material templado mediante tratamiento térmico T5, enfriado al aire después de extrudir, el cual ofrece las siguientes ventajas: bajo costo, no se requiere maquinados, compatibilidad con otros perfiles, no pierde rigidez ante perforaciones hechas para tornillería, aseguradas contra torsión y el peso es mucho menor al del hierro o acero, ver Figura 5.20.



Figura 5.20 Estructura Rehabilitador

Se construyó la base móvil, Figura 5.21, que permitirá realizar los movimientos de abducción/aducción, se instalaron ruedas locas en las bases de los perfiles para que el movimiento de ésta sea más suave.



Figura 5.21 Base móvil

Se manufacturaron las piezas personalizadas para este diseño, una de ellas es la que se muestra en la Figura 5.22, ésta permite un movimiento de rotación en el eje Y, y la unión del eslabón que empuja la base de la pierna para el movimiento de flexión y extensión.

En la Figura 5.23 se muestran las uniones universales que se utilizaron para que el prototipo pueda proporcionar el movimiento de rotación interna y externa.

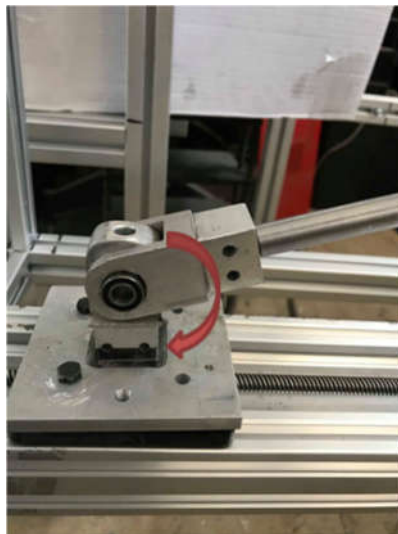


Figura 5.22 Eslabón eje X



Figura 5.23 Uniones universales

En este rehabilitador de cadera se emplearon tres guías lineales conocidos como sistemas lineales Acme Open Builds C-Beam (500 y 1000mm). El sistema se compone de una guía lineal que viene en una forma "C" de perfil, como se muestra en la Figura 5.24 y 5.25, la cual brinda mayor solides y

funcionalidad, manteniendo compatibilidad con accesorios de la misma marca, para este caso se acopla con motor a pasos NEMA 17, con un movimiento máximo de 400 mm, en la transmisión el empleo de un tornillo trapezoidal ACME de 8 mm.



Figura 5.24 Sistema lineal Acme Open Builds C-Beam.

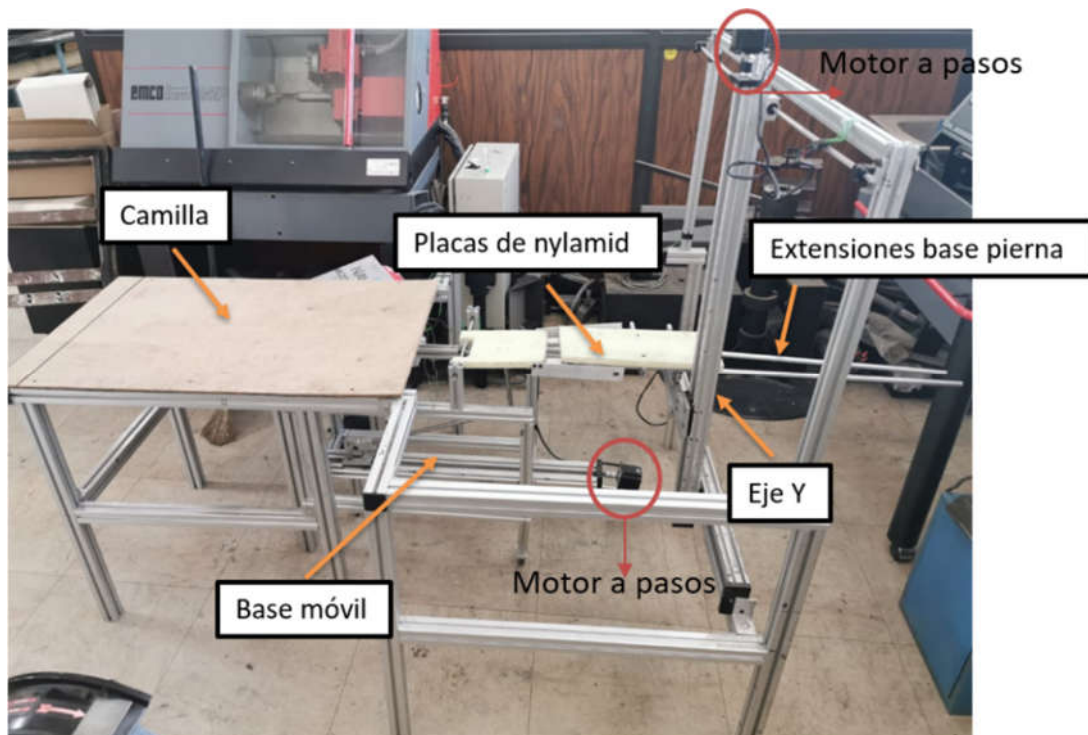


Figura 5.25 Prototipo Rehabilitador de cadera

En las Figuras 5.26-5.27 se muestra el prototipo en diferentes posiciones de los movimientos de cadera.

Al prototipo se le anexaron dos placas en las laterales de la base del muslo, para evitar solo el movimiento de rotación de la pierna, de esta manera se moverá tanto el muslo como la pierna para realizar un movimiento de abducción/aducción como se muestra en las Figuras 5.26 y 5.27.

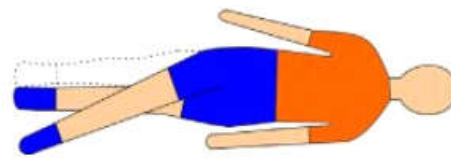
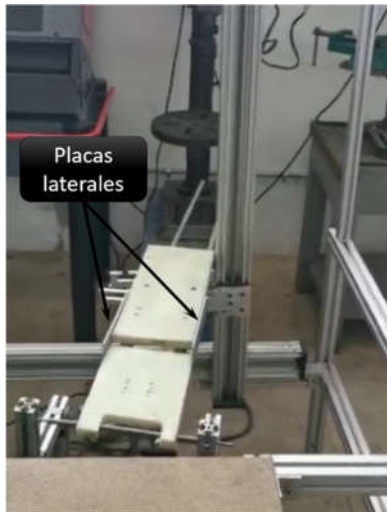


Figura 5.26 Movimiento de aducción.

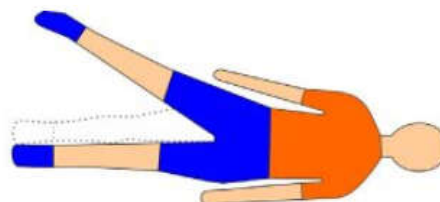
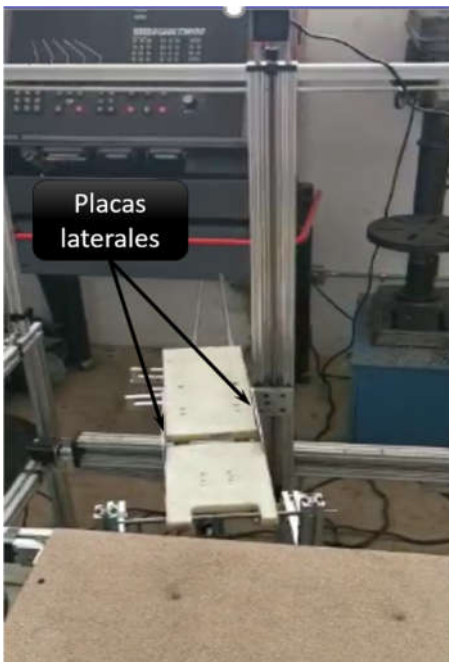


Figura 5.27 Movimiento de abducción.

Para el movimiento de flexión o extensión, se deberá actuar la corredera del eje Y. Si se requiere un movimiento de flexión de más de 30°, se debe de mover también la guía del eje Z, de manera conjunta, para obtener la posición de la base de la pierna en posición horizontal, mientras se tiene un ángulo de flexión en la cadera, ver Figura 5.28.

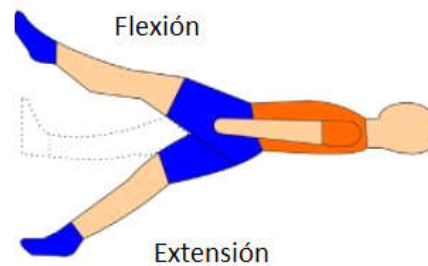


Figura 5.28 Movimiento de extensión

Para el movimiento de rotación interna o externa, las placas laterales de la base del muslo, no evitan el movimiento de rotación de la pierna, de esta manera solo se moverá la pierna para realizar un movimiento de rotación, como se muestra en la Figura 5.29.

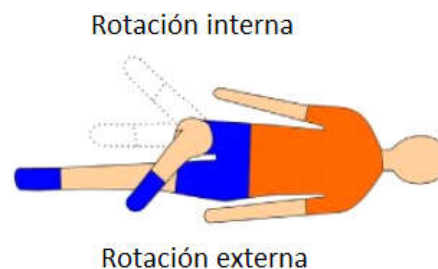


Figura 5.29 Movimiento de flexión para iniciar rotación interna/externa.

4.4 Control numérico

Las máquinas robotizadas se denominan CNC, traducido como control numérico computarizado y el lenguaje universal de estas máquinas se llama G-Code, que es un fichero de texto con todos los movimientos de la máquina. Para la obtención de esta comunicación efectiva el noruego Simen Svale Skogrud desarrolló para Arduino un chip de Atmel AVR con un Firmware denominado GRBL, y más tarde Sonny Jeon por medio de este software encontró la forma de controlar los motores.

El Arduino Uno y el driver TB6600 facilita la puesta en marcha de proyectos CNC, utilizando el firmware de código abierto en Arduino para controlar los motores paso a paso, ver Figura 5.30.

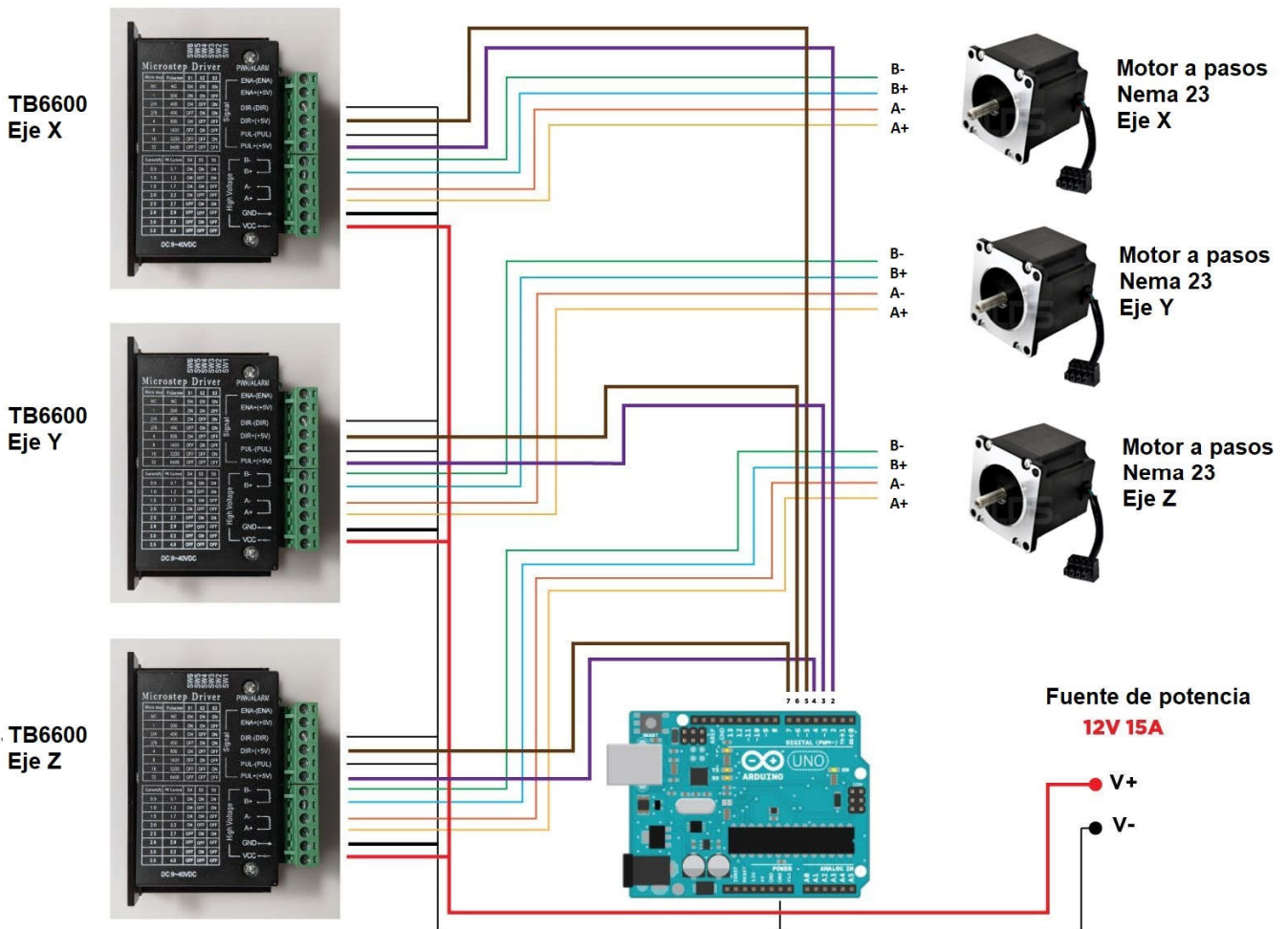


Figura 5.30 Diagrama de conexión de motores a pasos con el driver TB6600 y Arduino Uno.

Para la programación del Arduino Uno, se utiliza GRBL, que es un software de código abierto que toma comandos G-Code vía serial y convierte los comandos en señales de motor.

El Software o Firmware lo pueden encontrar en su página principal, que también existen varias versiones y para diferentes sistemas operativos. <https://github.com/GRBL/GRBL> y la versión que se utiliza en dicho proyecto es la versión 0.8: GRBL v0.8c Atmega328p 16mhz 9600baud. Para la configuración, se recomienda revisar la referencia [49].

Otro programa que se requiera para la implementación del control numérico es el Universal Gcode Sender. Este programa es un emisor de código G de plataforma cruzada compatible con GRBL basado en Java. Se aplica para ejecutar una máquina CNC controlada por GRBL con comandos de código G y que incluso tiene botones de flecha para mover sus motores paso a paso de forma manual. En la Figura 5.31 se muestra la interfaz de Universal Gcode Sender.

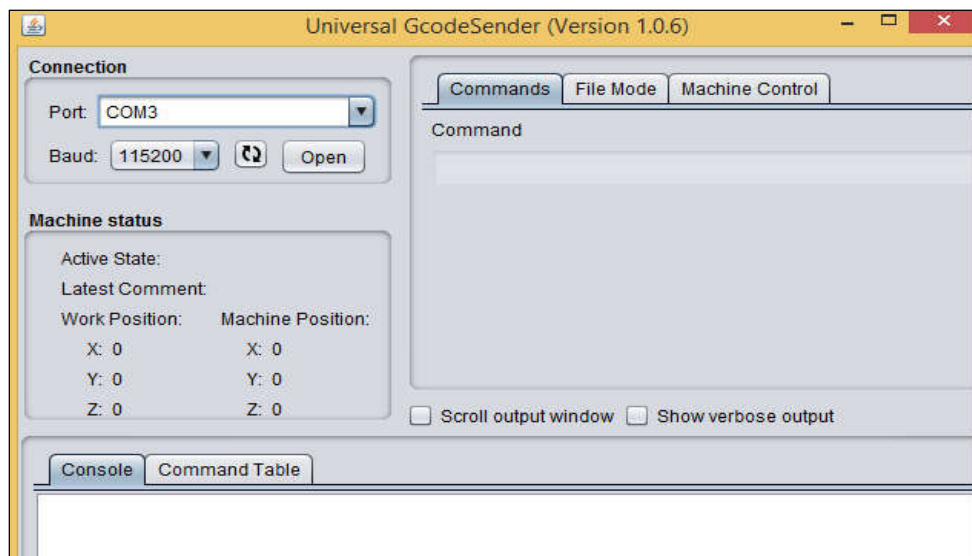


Figura 5.31 Interfaz de Universal Gcode Sender para control numérico.

Los programas que se implementaron en la máquina de rehabilitación de cadera se muestran en el apéndice B.

Capítulo 6

Resultados y pruebas

6.1 Simulaciones con prototipo virtual

En esta sección se presentan los resultados de simulación al implementar el controlador tipo PID con seguimiento de trayectorias en el prototipo virtual bajo el ambiente del software MSC Adams View en co-simulación con Matlab-Simulink, ver Figura 6.1. El objetivo de estas simulaciones es validar el funcionamiento del diseño de la máquina, ya que no se tiene el objetivo de implementar este tipo de controladores, solo el control numérico. Además, para aprovechar el modelado matemático de las guías lineales e implementar las estrategias de control para el seguimiento de trayectorias suaves.

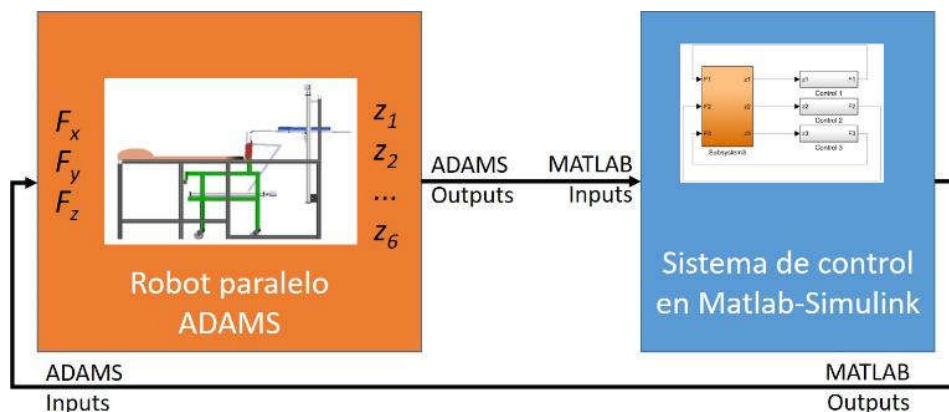


Figura 6.1 Co-simulación entre MSC Adams view y Matlab-Simulink.

En el diagrama de bloques de la Figura 6.2 se tiene programado la ley de control tipo PID, definida por la ecuación (3.41) y el polinomio de Bézier dado por la ecuación (3.44) que representa la trayectoria deseada para proporcionar movimientos suaves en el rehabilitador. El diagrama de bloques en simulink del control tipo PID viene desglosado en la Figura 6.3.

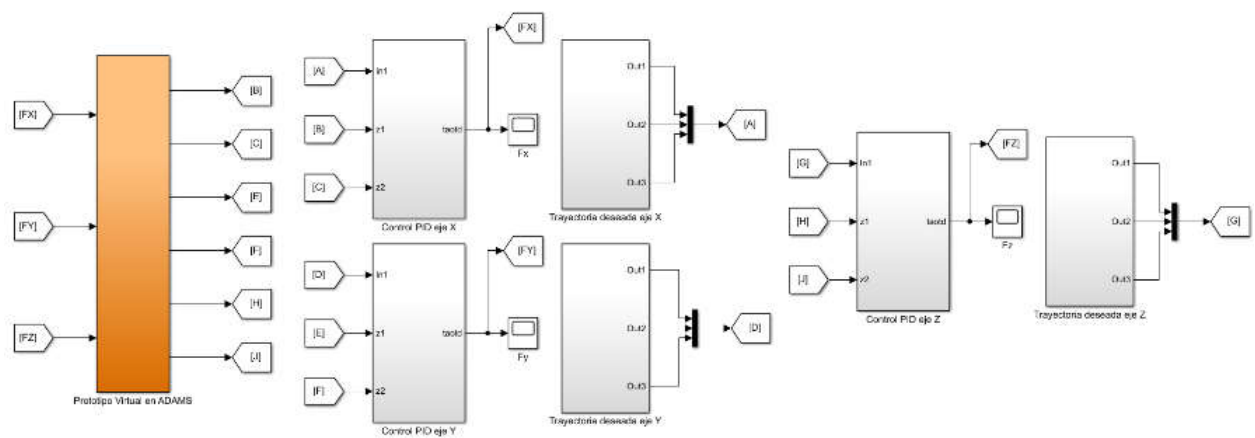


Figura 6.2 Diagrama de bloques de la co-simulación Adams-Simulink.

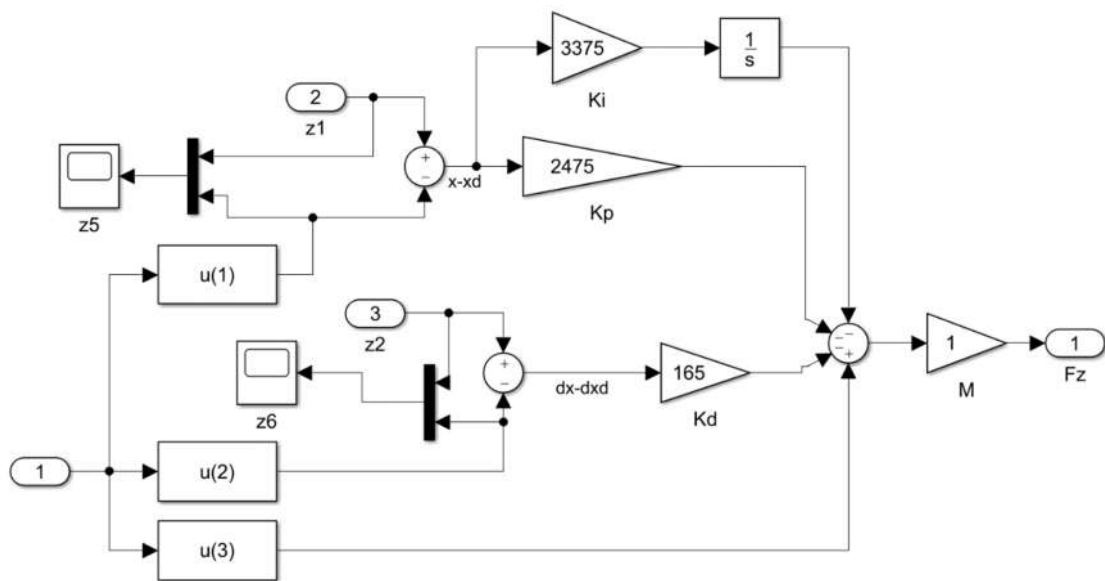


Figura 6.3 Diagrama del control tipo PID para las fuerzas de los movimientos en las guías lineales.

Las simulaciones que se realizaron en Matlab-Simulink en co-simulación con MSC Adams View, se consideró la gravedad despreciable. Esto porque en el sistema real, debido al tornillo de las guías lineales, la fuerza de la gravedad no tiene efecto, es compensado con las fuerzas de fricción de las guías lineales.

Para el control PID las ganancias fueron seleccionadas al igualar a un polinomio de Hurwitz dado por:

$$(s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2)(s + p) = 0$$

Con $\zeta=5, \omega=15, p=15$.

En la Figura 6.4 se muestra la respuesta para un movimiento de flexión a 90° , con seguimiento de trayectorias. Se puede observar que se desplaza al mismo tiempo la guía lineal del eje Y y del eje Z. La fuerza requerida se presenta en la Figura 6.5 para cada movimiento lineal. Para este movimiento, se tiene que desplazar la guía lineal en el eje Y, 0.27m; y para el eje Z, se tiene que desplazar 0.35m.

Para comprender estos resultados, se recuerda el cambio de variables definidas en el modelo en espacio de estados de las guías lineales que se utilizarán para presentar los resultados de simulación:

$$z_1 = x, z_2 = \dot{x}, z_3 = y, z_4 = \dot{y}, z_5 = z, z_6 = \dot{z}$$

En la respuesta para la posición y velocidad, Figura 6.4, se muestra la trayectoria deseada y real. Como se puede apreciar, hay un error pequeño en la guía lineal X; esta se debe mantener sin movimiento, pero el acoplamiento con el eje X y Y, genera momentos que ocasionan perturbaciones. Como el controlador tipo-PID implementado está diseñado para compensar perturbaciones constantes, no logra compensar estas perturbaciones. Sin embargo, en las guías lineales en los ejes X y Z, se tiene un buen desempeño, dónde la trayectoria real y deseada presentan un error muy pequeño (menor a 0.002 m) como se muestra en la Figura 6.4.

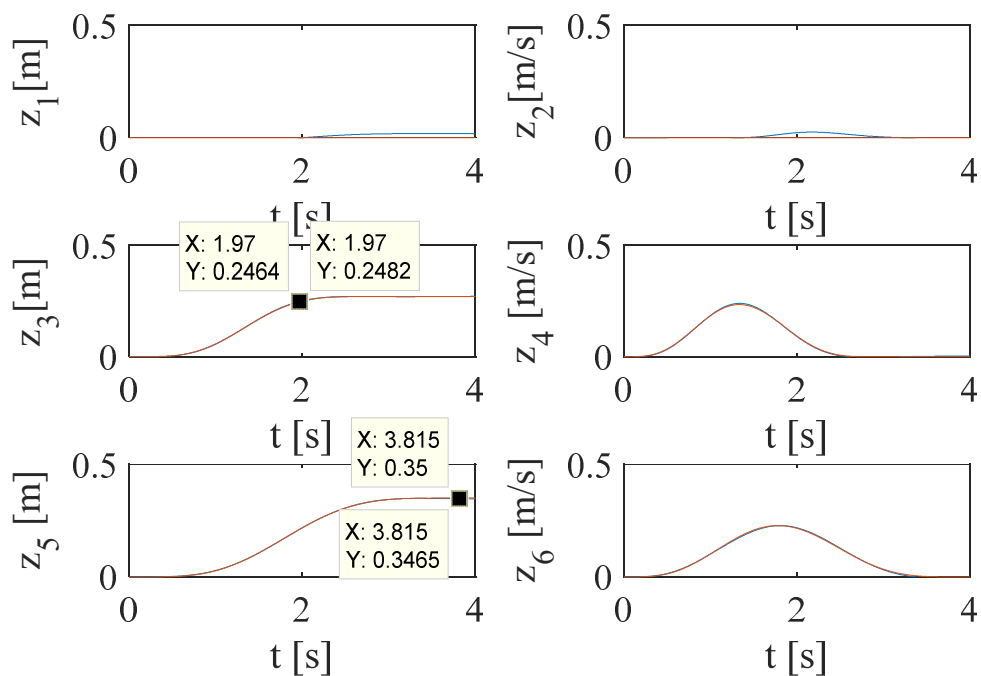


Figura 6.4 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de flexión de 90°

En la Figura 6.5 se observa que la fuerza más grande que se aplica, se presenta en la guía lineal del eje X, como se observó, en la respuesta de posición, el controlador no compensa el error debido a las perturbaciones de acoplamiento con el eje Y y Z. Para el seguimiento de las trayectorias en el eje Y y Z, la fuerza de control es menor a 3N.

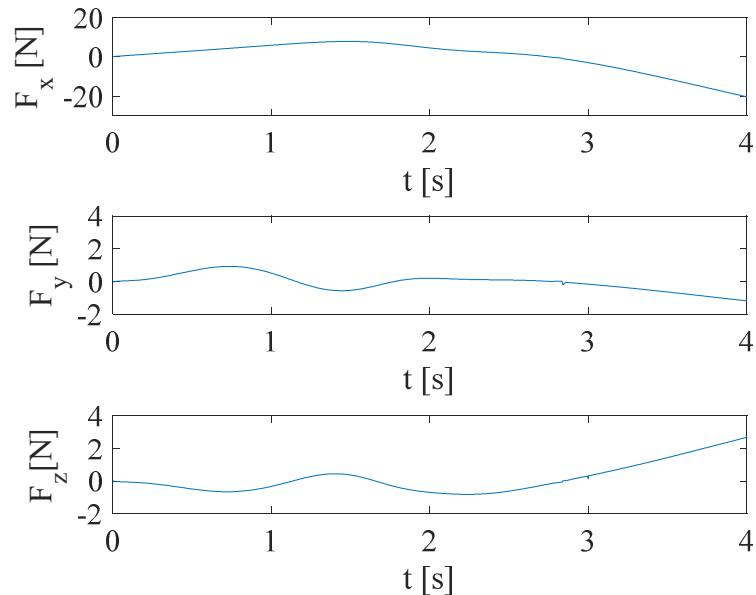


Figura 6.5 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de flexión de 90°.

La respuesta mostrada en las Figuras 6.4 y 6.5 se muestra representada en la Figura 6.6, mediante macros para diferentes posiciones del rehabilitador de cadera, mostrando como se logra el movimiento de flexión de la cadera, combinado con un movimiento de flexión de la rodilla.

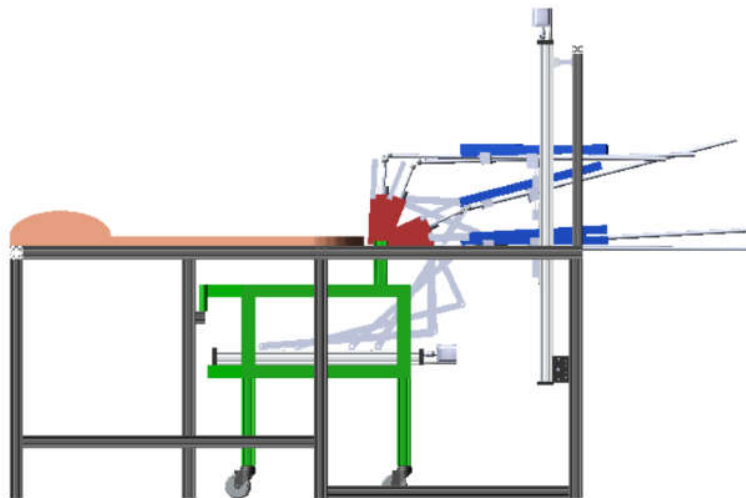


Figura 6.6 Respuesta de un movimiento de flexión de 90° mostrando diferentes posiciones de los mecanismos.

En la Figura 6.7 se muestra la respuesta para un movimiento de flexión, con seguimiento de trayectorias. Se puede observar que se desplaza al mismo tiempo la guía lineal del eje Y (0.27m) y el eje Z (0.13m). La fuerza requerida se presenta en la Figura 6.8 para cada movimiento lineal. En este caso, el controlador tipo-PID si compensa las perturbaciones que se presentan en la guía lineal del eje X, tendiendo el error a cero. Se observa, como el rehabilitador puede proporcionar movimientos suaves en el seguimiento de la trayectoria. En este caso, la trayectoria definida por el polinomio de Bézier puede ser definida en cuanto tiempo se desea llegue a un valor máximo de desplazamiento de la base móvil de la guía lineal. Este desplazamiento corresponde a un ángulo de flexión, el cual puede determinarse con las relaciones de la cinemática obtenidas en el capítulo 3.

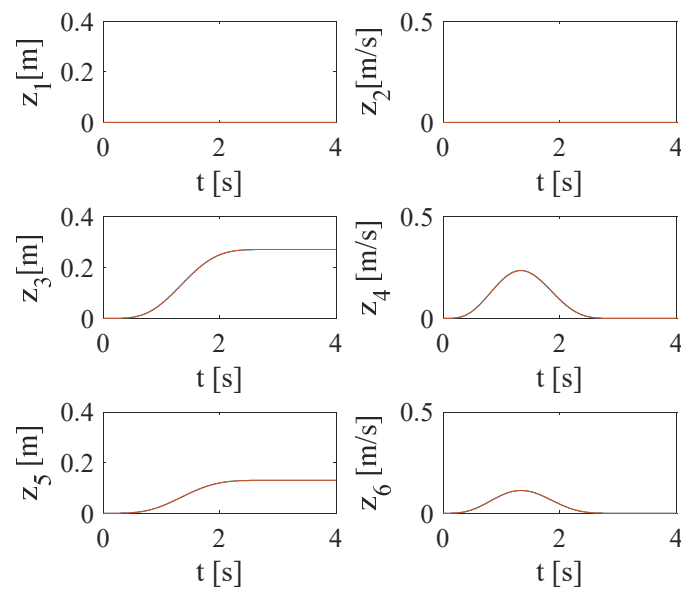


Figura 6.7 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de flexión.

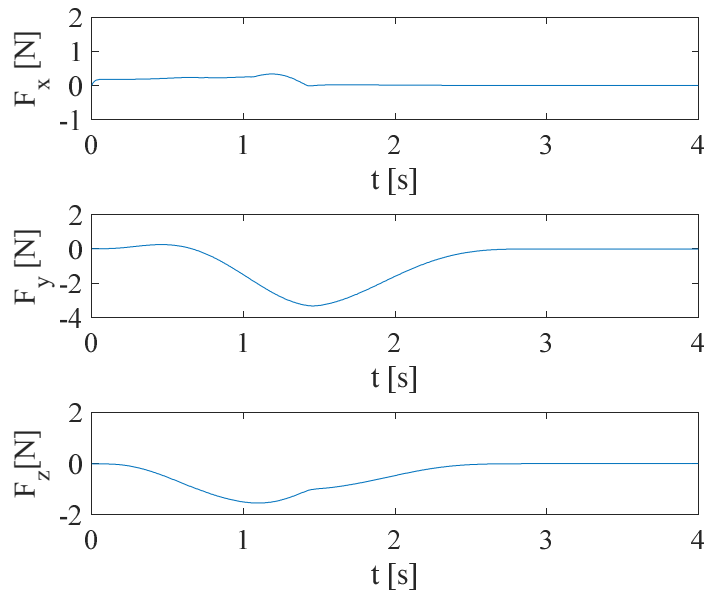


Figura 6.8 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de flexión.

La respuesta mostrada en las Figuras 6.7 y 6.8 se muestra representada en la Figura 6.9, mediante macros para diferentes posiciones del rehabilitador de cadera, mostrando el movimiento solo de flexión de la cadera.

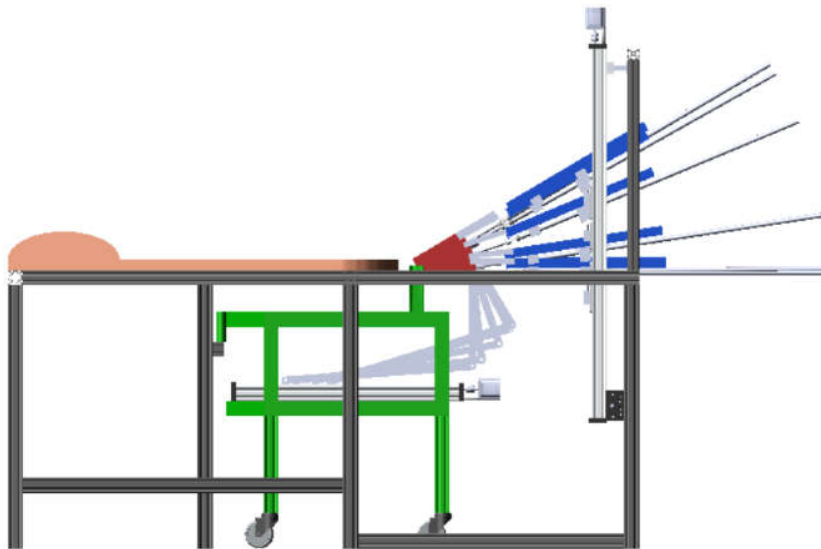


Figura 6.9 Respuesta de movimiento de flexión en diferentes posiciones de los mecanismos.

En la Figura 6.10 se muestra la respuesta para un movimiento de flexión, con seguimiento de trayectorias. Se puede observar que se desplaza al mismo tiempo la guía lineal del eje Y (0.40m) y el eje Z (0.18m). La fuerza requerida se presenta en la Figura 6.11 para cada movimiento lineal.

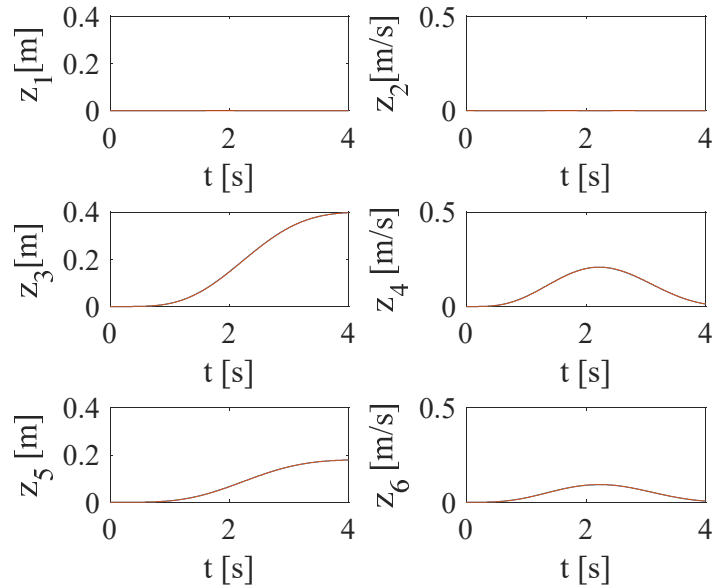


Figura 6.10 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de flexión.

En la Figura 6.11 el esfuerzo de control resulta pequeño en los 3 ejes, siendo menor a 2N, en el seguimiento de las trayectorias suaves.

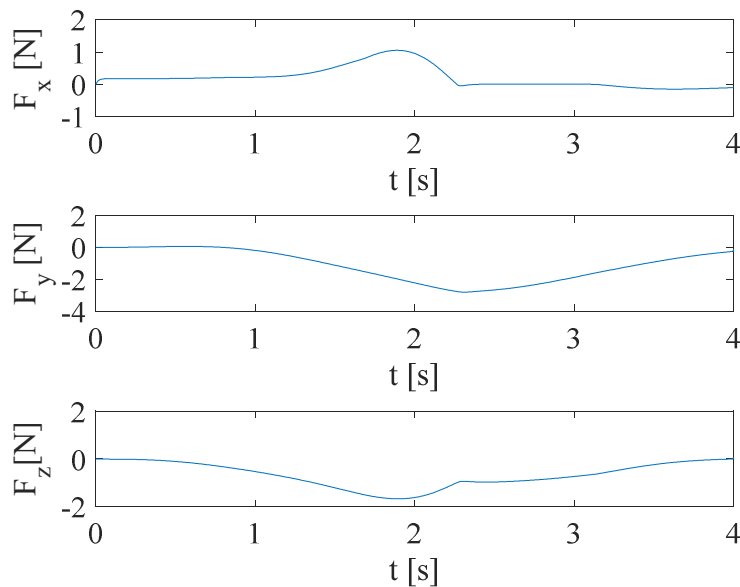


Figura 6.11 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de flexión.

En la Figura 6.12 se muestra la respuesta para un movimiento de extensión, con seguimiento de trayectorias. Se puede observar que se desplaza al mismo tiempo la guía lineal del eje Y (-0.20m) y el eje Z (-0.08m). La fuerza requerida se presenta en la Figura 6.13 para cada movimiento lineal.

Como en el caso del movimiento de flexión, el error de seguimiento tiende a cero, y el esfuerzo de control máximo, es inferior a 2N.

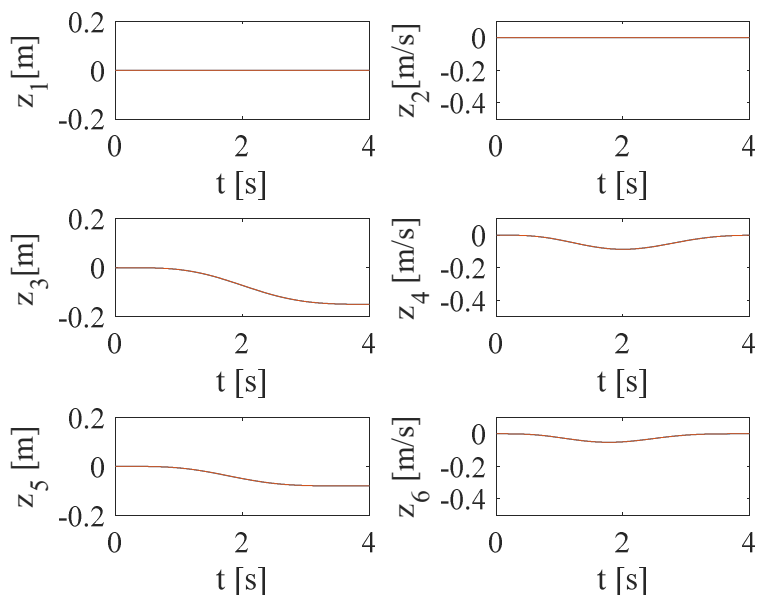


Figura 6.12 Respuesta de posición en las guías lineales para un movimiento de extensión.

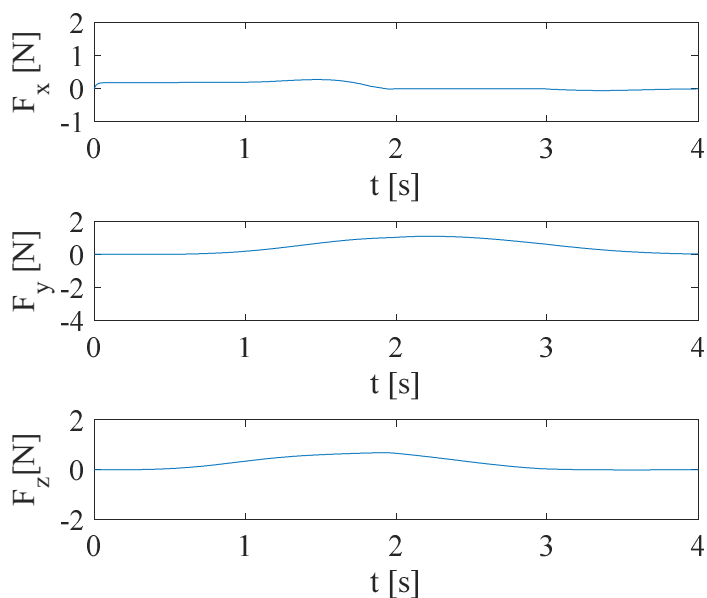


Figura 6.13 Respuesta de las fuerzas requeridas para un movimiento de extensión.

La respuesta mostrada en las Figuras 6.12 y 6.13 se muestra representada en la Figura 6.14, mediante macros para diferentes posiciones del rehabilitador de cadera, mostrando en este caso, el movimiento solo de extensión de la cadera.

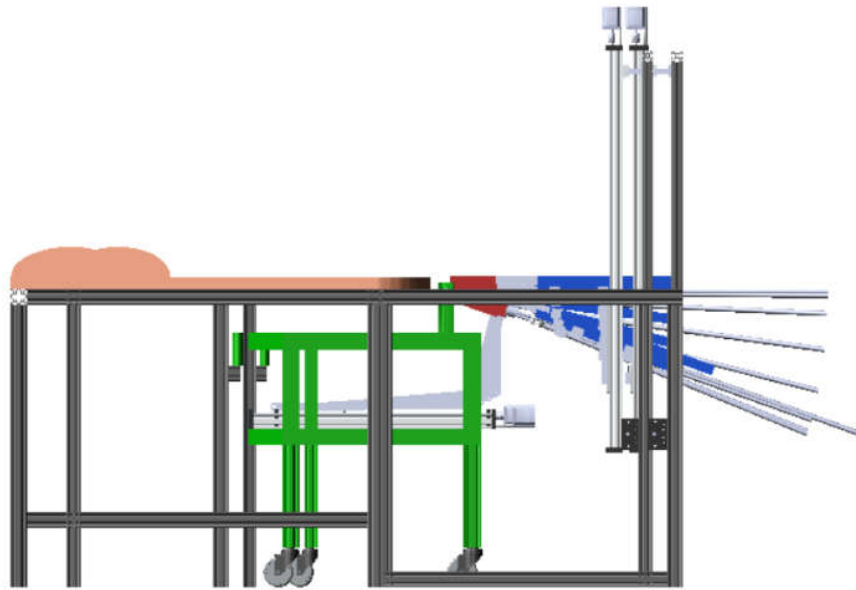


Figura 6.14 Respuesta de movimiento de extensión en diferentes posiciones de los mecanismos.

6.2 Pruebas prototipo físico

Al prototipo se le realizaron algunas pruebas, los programas que se cargaron se muestran en apéndice A. Se comprobó que cada movimiento realizará la amplitud obtenida en el diseño, en las Figuras 6.15 – 6.18 se muestran fotos de las pruebas realizadas. En la Figura 6.15 y 6.16 para un movimiento de flexión y extensión, respectivamente, utilizando el eje Y y el eje Z.



Figura 6.15 Rehabilitador en posición de flexión.



Figura 6.16 Rehabilitador en posición de extensión.

En la Figura 6.17 se muestra el rehabilitador en una posición de abducción/aducción, el cual se obtiene solo al mover la guía lineal en el eje X.



Figura 6.17 Rehabilitador en posición de aducción/aducción.

Para que el rehabilitador proporcione el movimiento de rotación interna/externa, se debe llevar primero a una posición de flexión de 90° , moviendo las guías lineales en los ejes Y y Z. Fijar en esa posición, y posteriormente, solo mover la guía lineal en el eje X.

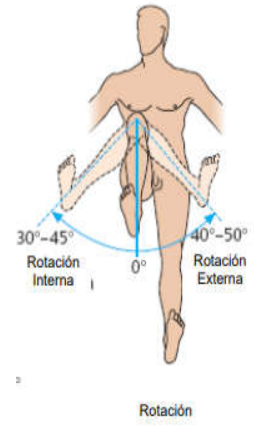
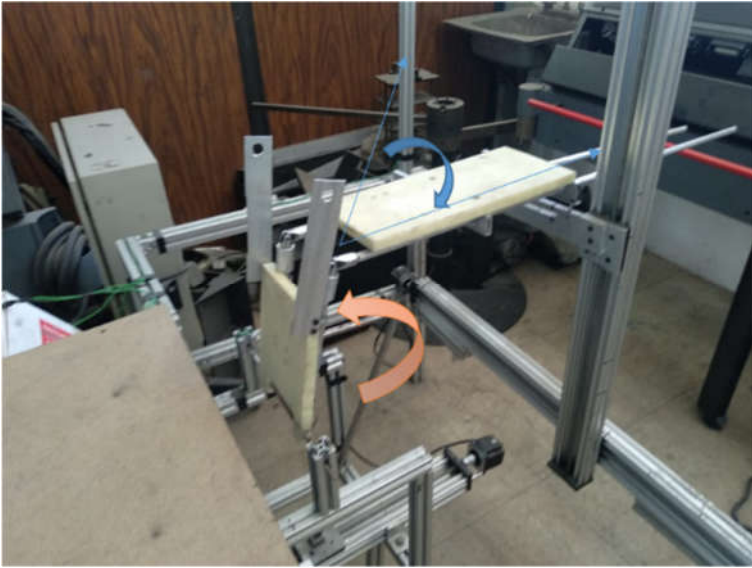


Figura 6.18 Rehabilitador en posición de rotación interna/externa.

Capítulo 7

Conclusiones

7.1 Metas logradas

El objetivo general de este trabajo de tesis fue: diseñar un rehabilitador de cadera de 3 GDL basado en un robot cartesiano, que proporcione los movimientos básicos y combinados para la rehabilitación de la cadera mediante la implementación del control numérico, el cual se cumplió al desarrollar y construir el prototipo físico e implementar el control numérico. El diseño que usa 3 guías lineales, y que proporciona los movimientos básicos de extensión, flexión, abducción y aducción, rotación externa y rotación interna, así como algunos movimientos combinados.

De los resultados derivados se puede concluir lo siguiente:

- a) Se desarrolló el diseño de un sistema de rehabilitación de cadera que contiene solo 3 actuadores (guías lineales) y que es fácil de manufacturar y ensamblar. Requiere de la manufactura de pocas piezas personalizadas. La ventaja con respecto a los reportados en la literatura es que proporciona los movimientos básicos para rehabilitar la cadera y también movimientos combinados. Por lo tanto, el sistema resulta económico comparado a los reportados y disponibles comercialmente.
- b) Se implementó un sistema de control a través de código G con una interfaz en plataforma Arduino; bajo un protocolo de comunicación definido y estructurado para la transmisión del programa predefinido para movimientos básicos y complejos hacia los motores a pasos acoplados al arreglo del sistema de guías móviles en cada eje.
- c) Para la rehabilitación de cadera, se propusieron 3 niveles de ejercicios: Moderado, Medio y Avanzado, se elaboraron programas comprobando y validando los movimientos básicos de extensión, flexión, abducción y aducción, rotación externa y rotación interna; la diferencia es el grado de apertura, velocidad, ciclos o repeticiones, tiempo y sostenimiento de la trayectoria del pie, bajo la supervisión y evaluación del fisioterapeuta dependiendo de la recuperación del paciente. Es importante mencionar que, si el especialista conoce los comandos básicos utilizados en los programas, sería capaz de modificarlos para proponer ejercicios especializados a cada paciente.

- d) El diseño del rehabilitador y sistema de control numérico permite realizar movimientos combinados o complejos. Para lo cual se requeriría calcular el desplazamiento que requiere cada guía lineal con las ecuaciones obtenidas en la cinemática del rehabilitador.

7.2 Trabajos futuros y recomendaciones

- a) Se desarrolló en este trabajo la parte teórica de controladores clásicos, que permitieron mostrar la funcionalidad del sistema de rehabilitación. Sin embargo, no se implementaron en el prototipo físico, por lo cual, sería recomendable que se implementen, así como desarrollar otro tipo de controladores que sean más robustos ante las perturbaciones que se pueden presentar y las no-linealidades en el sistema.
- b) Para mostrar datos más precisos en los movimientos, se recomienda también implementar sensores, que permitan registrar los movimientos rotacionales y que son acordes a los movimientos básicos de la cadera, comprensibles para el especialista fisioterapeuta. Además, esto es necesario para la implementación de los controladores.
- c) Desarrollar una interfaz de usuario en Labview para la implementación de control numérico, al momento no se ha reportado trabajos en este software. La interfaz que sea amigable para el usuario y en términos básicos de comprensión para la programación de la rehabilitación.
- d) Implementar y evaluar rutinas de rehabilitación en pacientes que hayan sufrido algún accidente cerebrovascular y que hayan quedado hemipléjicos. Se recomienda utilizar sensores mioeléctricos para evaluar el desempeño y mejora en los músculos, así como en recuperar la movilidad.

Referencias

- [1] N. N., "European Civil Law Rules in Robotic," *Eur. Union*, 2016.
- [2] H. C. Guzmán Valdivia, J. L. Carrera Escobedo, A. Blanco Ortega, M. A. Oliver Salazar, and F. A. Gómez Becerra, "Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo : TobiBot," *Soc. Mex. Ing. Mecánica*, vol. 5, no. 1, pp. 255–264, 2014.
- [3] A. Blanco, E. Quintero, G. Vela, G. Lopez, and H. R. Azcaray, "Control of a virtual prototype for ankle rehabilitation," *Proc. - 8th Int. Conf. Intell. Environ. IE 2012*, pp. 80–86, 2012.
- [4] J. A. Santana, "Control numérico en una máquina de rehabilitación para tobillos.," TecNM/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2017.
- [5] A. Blanco Ortega, J. A. López Leyva, G. Vela Valdés, and E. Chávez Conde, "Control of a knee rehabilitation machine using a virtual prototype," *Adv. Intell. Soft Comput.*, vol. 133 AISC, pp. 601–609, 2012.
- [6] R. Esteban, M. Rodrigo, and E. Galvis, "Diseño y Construcción de una Máquina de Movimiento Pasivo Continuo para la Terapia de Rodilla," *Ing. y Compet.*, vol. 3, no. 2, pp. 56–64, 2001.
- [7] V. Ingrassia, "Cada 4 minutos una persona sufre un ACV," *La Nación*, 2015.
- [8] Tempo Medical, "CPM K500." [Online]. Available: <https://tempomedical.com.mx/index.php/product/movilizador-pasivo-anatomico-para-rodilla-flex-mate-k500/>.
- [9] NIH, "Accidente cerebrovascular." [Online]. Available: https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/accidente_cerebrovascular.htm#Rehab.
- [10] C. C. Orthopedic, "Anatomia de la cadera," 2017. [Online]. Available: <https://centralcoastortho.com/es/patient-education/anatomy-of-the-hip/>.
- [11] L. Elizondo, J.R. Espinoza and S:J. Zayas, "Serum levels of vitamin D in healthy postmenopausal women at 4 cities in Mexico," *Rev Metab Oseo Min*, vol. 4, pp. 389–398, 2006.
- [12] L. Fernández, "Nueva clasificación para la luxación traumática de la cadera," vol. 15, no. 6, pp. 280–287, 2001.
- [13] B. Martín Piñero, J. M. Álvarez Vargas, M. Rivas Salcedo, I. Triana Guerra, and R. Argota Claro, "Tratamiento postural en el síndrome hemipléjico agudo," *Correo Científico Médico*, vol. 17, no. 3, pp. 320–330, 2013.
- [14] M. Castillo, "Proceso de enfermería en paciente con enfermedad cerebrovascular isquémica," 2016.
- [15] R. Mutuberría, S. Valdez, and P. Parra, "La espasticidad como secuela de la enfermedad cerebrovascular," *Rev. Cubana Med.*, vol. 43, pp. 2–3, 2004.
- [16] J. D. Cerdeño and V. Yuste, "Protocolo ejercicios de cadera," 2012. [Online]. Available: <https://www.efisioterapia.net/articulos/protocolo-ejercicios-cadera>.
- [17] F. A. Gómez, C. H. Gúzman, R. O. Delgado and J. Cesar, "Diseño y análisis cinemático de un robot paralelo para rehabilitación de cadera. Resumen," vol. 39, no. 125, pp. 206–218, 2017.
- [18] Arthritis Foundation, "Ejercicios postoperatorios para la cadera," *Arthritis.org*, 2019. [Online]. Available: <http://espanol.arthritis.org/espanol/ejercicio/ejercicio-general/ejercicios->

postoperatorios-cadera/.

- [19] Healthcare, “Ejercicios de cadera total,” 2014.
- [20] P. Parra, “Diseño , construcción y evaluación de un robot cartesiano xyz,” Universitat Politècnica de Valencia, 2015.
- [21] M. Alamilla, L. Loéz, and J. Dominguez, “Robot cartesiano: Seguimiento de trayectorias irregulares arbitrarias mediante computadora,” 2013.
- [22] “Robots cartesianos,” 2018. [Online]. Available: <http://www.directindustry.es/fabricante-industrial/robot-cartesiano-63269.html>.
- [23] F. CIDETER, “Introducción a la tecnología CNC.” <https://cecma.com.ar/wp-content/uploads/2019/04/introduccion-a-la-programacion-cnc-modulo-i.pdf>.
- [24] A. Sánchez, “Instituto Tecnológico Superior de Tepeaca. Principios de Control Numérico Computarizado (CNC),” vol. 1, no. 1, pp. 36–51, 2010.
- [25] C. H. Guzmán-valdivia, A. Blanco-Ortega, M. A. Oliver-Salazar, J. L. Carrera-Escobedo, H. R. Azcaray-Rivera “ La robótica en la rehabilitación de cadera,” DYNA, vol. 89, no. 3, 2014.
- [26] T. Sakaki *et al.*, “TEM: Therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients,” *Proc. Sixth Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. Stanford, pp. 183–186, 1999.
- [27] T. Sakaki, “TEM: Therapeutic exercise machine for recovering walking functions of stroke patients,” *Ind. Rob.*, vol. 26, no. 6, pp. 446–450, 1999.
- [28] P. Métrailler *et al.*, “Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMaker™,” *Proc. First IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics, 2006, BioRob 2006*, vol. 2006, pp. 359–364, 2006.
- [29] S. Komada, Y. Hashimoto, N. Okuyama, T. Hisada, and J. Hirai, “Development of a biofeedback therapeutic-exercise-supporting manipulator,” *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 56, no. 10, pp. 3914–3920, 2009.
- [30] M. K. Saputra and A. A. Iskandar, “Development of Automatic Continuous Passive Motion Therapeutic System,” no. November, pp. 2–5, 2011.
- [31] M. A. Akdoan, E. and Adli, “The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot,” *Mechatronics*, vol. 21, pp. 509–522, 2011.
- [32] N. Black, M. Ita, B. Schlegel, A. Turner, and M. Vignos, “Hip Continuous Passive Motion Device,” *RESNA*, 2013.
- [33] F. Ruyi and Y. Haoyong, “Using NI CompactRIO System to Control a Supine Gait Rehabilitation Device,” no. 62, pp. 1–9, 2009.
- [34] B. Chaparro, “Desarrollo de un dispositivo para la rehabilitación de la rodilla basado en un mecanismo paralelo,” p. 160, 2014.
- [35] VITIA, “MediTouch/ Rehabilitador de pierna.” [Online]. Available: <http://www.vitia.es/producto/meditouch/rehabilitador-de-pierna/>.
- [36] PRIM, “9081- Máquina CPM de Cadera.” [Online]. Available: <http://www.enraf.es/productos/9081-maquina-cpm-de-cadera/>.
- [37] Guzmán-Valdivia, C.H., Blanco-Ortega, A. and J. L. Salazar, M.A., Carrera-Escobedo, “Análisis Cinemático de un Robot Terapéutico para la Rehabilitación de Miembros Inferiores,” *Rev. la Ing. Ind.*, vol. 7, pp. 21–23, 2013.
- [38] C. H. Guzmán Valdivia, A. Blanco Ortega, M. A. Oliver Salazar, and J. L. Carrera Escobedo, “Design and analysis of a new robotic mechanism for lower limbs rehabilitation,” *Proc. - 2013 Int. Conf. Mechatronics, Electron. Automot. Eng. ICMEAE 2013*, pp. 15–20, 2013.
- [39] C. H. G. Valdivia, “Diseño y Control de un Rehabilitador de Movimiento Pasivo Continuo para

- Cadera,” Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2014.
- [40] C. H. Guzmán-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M. A. Oliver-Salazar, F. A. Gómez-Becerra, and J. L. Carrera-Escobedo, “HipBot - The design, development and control of a therapeutic robot for hip rehabilitation,” *Mechatronics*, vol. 30, pp. 55–64, 2015.
- [41] F. A. G. Becerra, “Control de un diseño óptimo de un robot de 3 GDL para rehabilitación,” Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2016.
- [42] H. Azcaray, A. Blanco, C. García, M. Adam, J. Reyes, and G. Guerrero, “Robust GPI Control of a New Parallel Rehabilitation Robot of Lower Ex- tremities,” vol. 16, no. X, pp. 1–9, 2018.
- [43] J. E. Shigley, *Teoría de maquinas y mecanismos*. 2001. pp. 4, 62-65.
- [44] D. H. Myszka, *Maquinas y Mecanismos*, Cuarta edición.
- [45] R. L. Norton, *Diseño de maquinaria*, Cuarta edición.
- [46] “manivela corredera-matlab-posicion.” [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=C8CUhW4VxkA>.
- [47] Ingemecanica, “Tornillos de potencia.” [Online]. Available: <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn131.html>.
- [48] Diego-Mas, J. A. Análisis biomecánico estático coplanar. Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia. 2015. Disponible online: <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- [49] J. A. Santana Camilo, Control numérico en una máquina de rehabilitación para tobillos. Tesis de maestría. TecNM/CENIDET, 2020.
- [50] Sun, H., Zhang, L. and Li, C., (2009). Dynamic analysis of horizontal lower limbs rehabilitative robot, 2009 IEEE International Conference on Intelligent Computing and Intelligent Systems, Shanghai, pp. 656-660.
- [51] La discapacidad en México, datos al 2014 Versión 2017. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. México : INEGI, c2017.

APENDICE A Partes y dimensiones del rehabilitador.

En este apéndice se incluyen los dibujos de trabajo de las piezas personalizadas del rehabilitador de cadera.

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Estructura rehabilitador	1
2	base movil	1
3	base perno	1
4	base rotulas	1
5	perno eslabon Z	2
6	eslabon eje z	1
7	eslabon 1	1
8	patas llantas	3
9	Rueda2	3
10	soporte barillas 2	1
11	barilla soporte	1
12	guia lineal 600 mm	1
13	guia lineal 1200mm	1
14	guia lineal 1000 mm	1
15	rodamiento lineal	1
16	eje guia lineal 1200	1
17	C-Beam Gantry Plate	3
18	base flexion pierna	2
19	base pierna DN	1
20	capuchon baston	2
21	baston	2
22	barilla pantorrilla	2
23	soporte barillas 1	1
24	Base pantorrilla DN	1
25	a5-34-8	2
26	sujetador barra	2
27	topes	2
28	perno	1

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
ACABADO SUPERFICIAL:
TOLERANCIAS:
LINEAL:
ANGULAR:

ACABADO:

REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ. Uziel R. V.		
VERIF.		
APROB. Andrés B. O.		
FABR.		
CALID.		

TÍTULO:
Rehabilitador de cadera

N.º DE DIBUJO
Rehabilitador

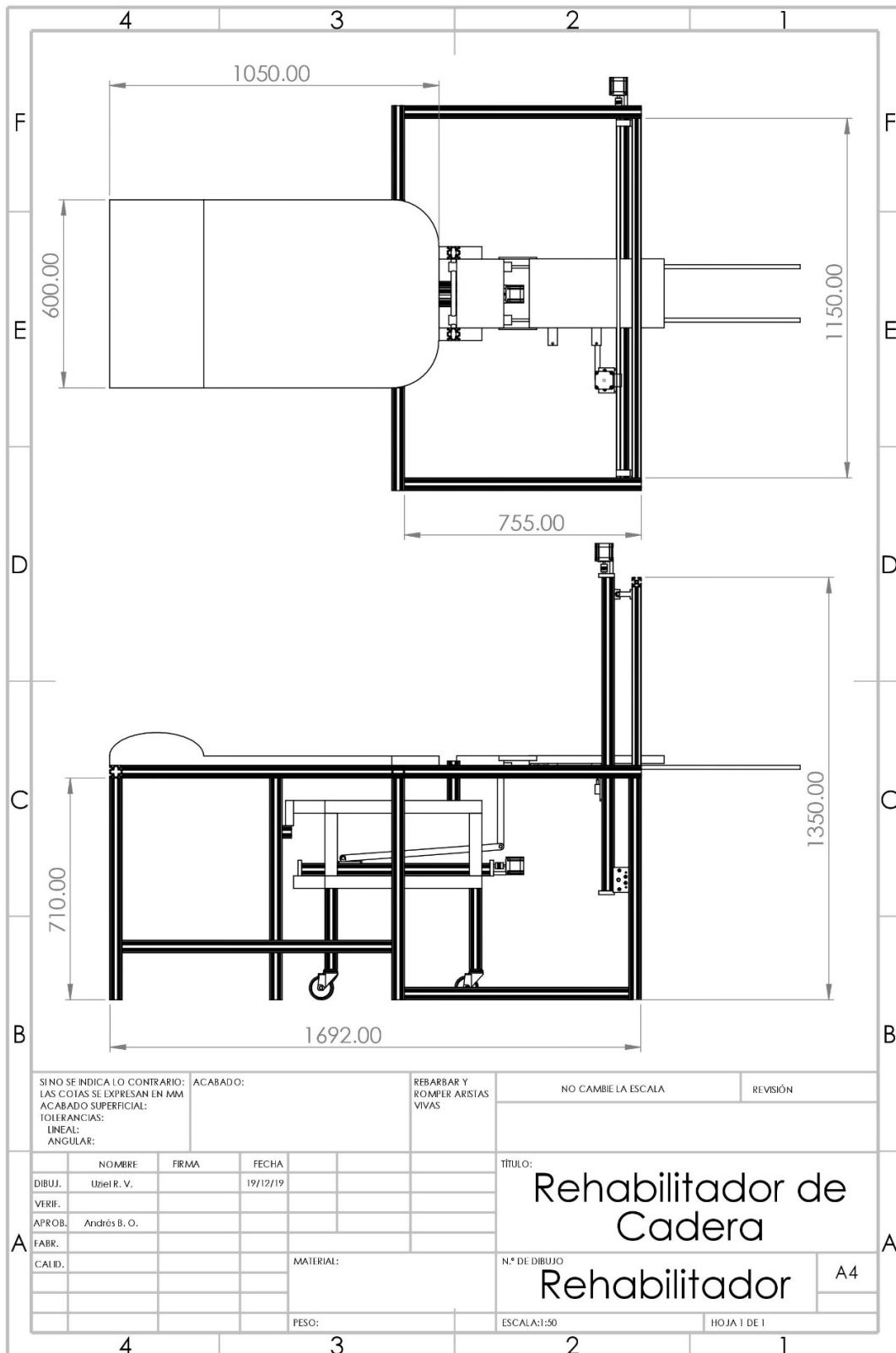
MATERIAL:

PESO:

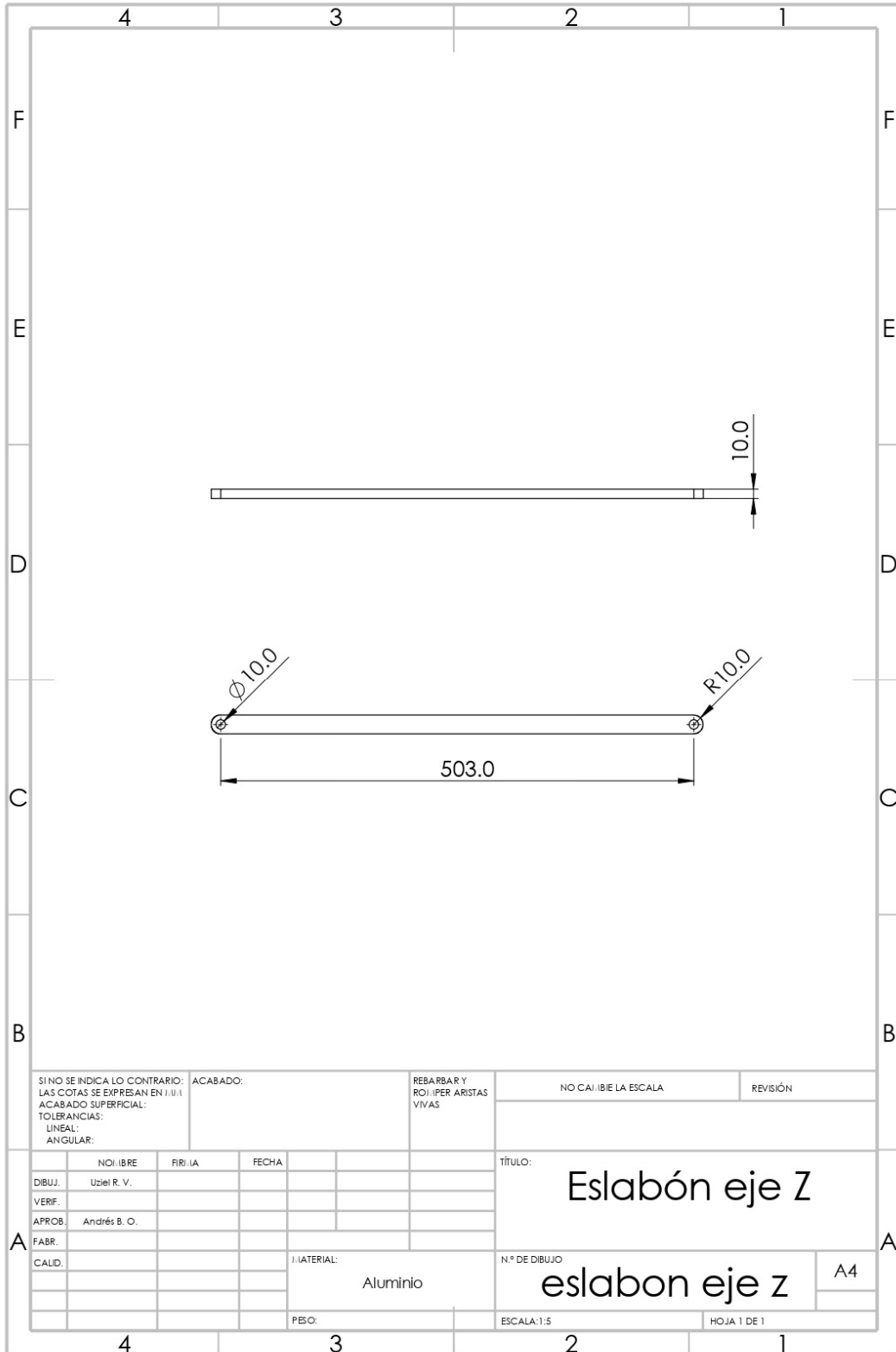
ESCALA:1:50

HOJA 1 DE 1

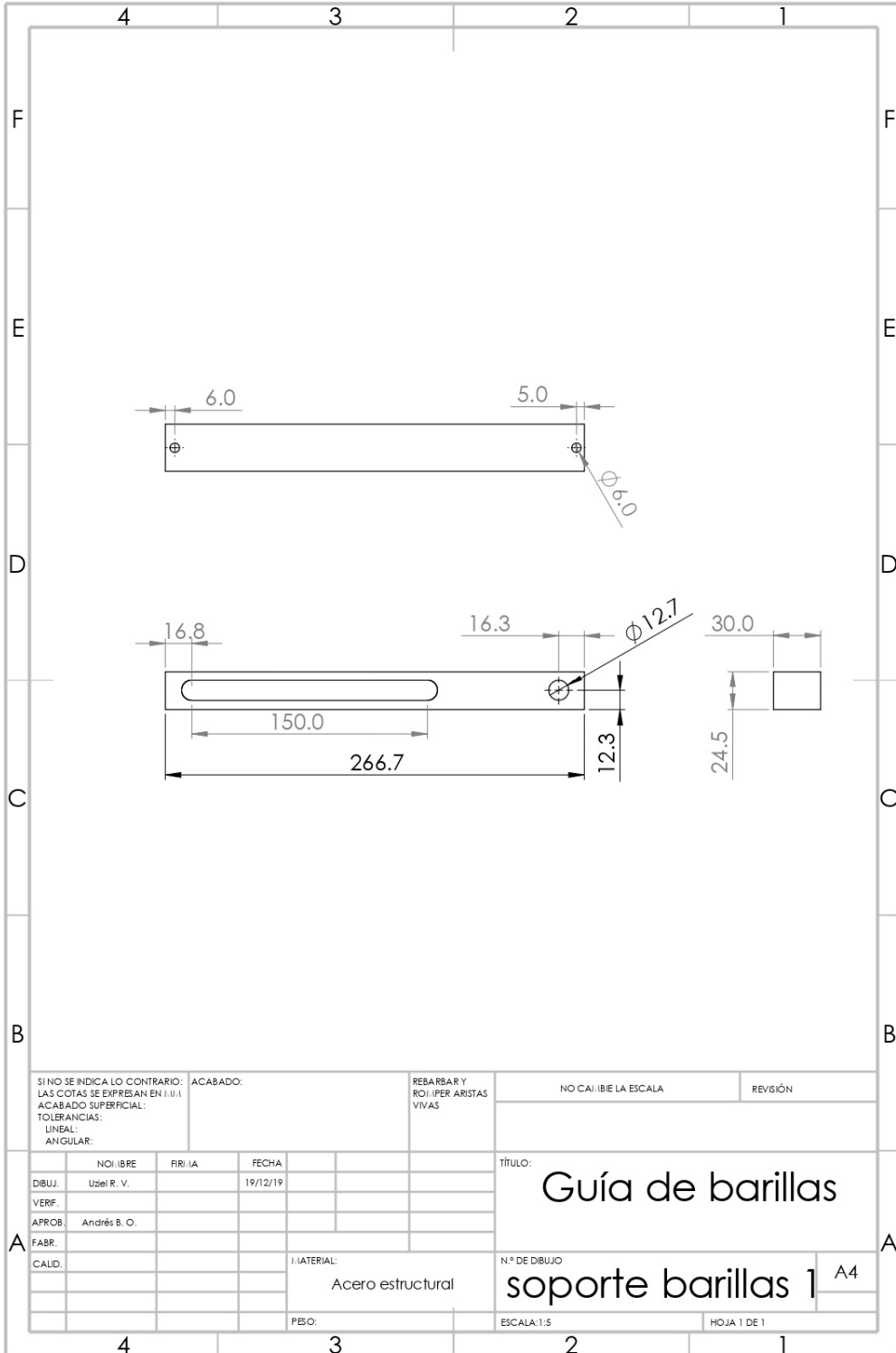
A4



SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
NOMBRE		FIRMA	FECHA	TÍTULO:	
DIBUJ. Uziel R. V.			19/12/19	Rehabilitador de Cadera	
VERIF.				N.º DE DIBUJO	
APROB. Andrés B. O.				Rehabilitador	
FABR.				A4	
CAI.D.			MATERIAL:	ESCALA:1:50	
			PESO:	HOJA 1 DE 1	



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN 1/10/1 ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y RODILLO PER ARISTAS VIVAS	NO CALIBRE LA ESCALA	REVISIÓN
DIBUJ.	Uziel R. V.	FECHA		TÍTULO: <h2 style="text-align: center;">Eslabón eje Z</h2>	
VERIF.					
APROB.	Andrés B. O.				
FABR.					
CALID.					
MATERIAL: Aluminio			N.º DE DIBUJO eslabon eje z	A4	
PESO:			ESCALA: 1:5	HOJA 1 DE 1	



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN J.J.U.I		ACABADO:		REBARBAR Y ROJOPER ARISTAS VIVAS		NO CAI IBE LA ESCALA		REVISIÓN	
ACABADO SUPERFICIAL:									
TOLERANCIAS:									
LINEAL:									
ANGULAR:									
NOI LIBRE		FIRI IA		FECHA		TÍTULO:			
DIBUJ. Uziel R. V.				19/12/19		Guía de barillas			
VERIF.									
APROB. Andrés B. O.									
FABR.									
CALID.				MATERIAL:		N.º DE DIBUJO			
				Acero estructural		soporte barillas 1		A4	
				PESO:		ESCALA: 1:5		HOJA 1 DE 1	

APENDICE B Código G para movimiento de rehabilitador

En este apéndice, se incluyen los programas en código G que se implementaron en la máquina de rehabilitación de cadera, como se indica en cada programa el tipo de movimiento realizado. Para la rehabilitación se consideró 3 etapas de ejercicios de rehabilitación: Moderado, Medio y Avanzado. Se puede observar en los códigos, que, para lograr las diferentes velocidades en las 3 etapas de ejercicios, únicamente modificando la velocidad de avance se logra esto (F1200, F2400, ...), lo cual, si el especialista aprende estas pocas instrucciones de código G, puede modificar la velocidad y hacer más personalizado el ejercicio de rehabilitación para cada paciente, así como la amplitud del movimiento. También, simplemente copiando y pegando los movimientos de un ciclo, puede incrementar el número de repeticiones.

MODERADO	MODERADO
<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Aducción (Movimiento en 5sg) <p>M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y300 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 X100 F1200 G01 X0 F1200 G01 Y0 F1200 M30</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Aducción (Movimiento en 4 sg) <p>M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y300 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 X-80 F1200 G01 X0 F1200 G01 Y0 F1200 M30</p>

MODERADO	MODERADO
<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Flexión (4 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y160 Z120 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 M30 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Extensión (3 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 G01 Y-50 Z-30 F1000 G01 Y0 Z0 F1000 M30

MEDIA	MEDIA
<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Aducción (4 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y300 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 X200 F3000 G01 X0 F3000 G01 Y0 F3000 M30 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Abducción (3 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y300 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 X-150 F3000 G01 X0 F3000 G01 Y0 F3000 M30

MEDIO	MEDIO
<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Flexión (3 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 G01 Y260 Z250 F3600 G01 Y0 Z0 F3600 M30 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Extensión (3sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 G01 Y-120 Z-60 F2400 G01 Y0 Z0 F2400 M30

AVANZADO	AVANZADO
<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Aducción (3 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y300 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 X330 F6600 G01 X0 F6600 G01 Y0 F6600 M30 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Abducción (3 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y300 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 X-250 F5000 G01 X0 F5000 G01 Y0 F5000 M30

AVANZADO	AVANZADO
<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Flexión (4 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 G01 Y330 Z480 F7200 G01 Y0 Z0 F7200 M30 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento de Extensión (3 sg) M3 G21 G00 X0 Y0 Z0 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 G01 Y-230 Z-90 F4600 G01 Y0 Z0 F4600 M30

APENDICE C Código para configurar GRBL

En la sección de command de Universal Gcode Sender, se introduce el comando \$\$, presionando enter, y así GRBL muestra una lista de la configuración actual del sistema. Para este tipo de motor la configuración utilizada se muestra en la tabla. Todas estas configuraciones son persistentes y guardadas en la EEPROM, por lo que, si se apaga, se cargarán de nuevo la próxima vez que encienda el Arduino.

\$0 = 10	(step pulse, usec)
\$1 = 25	(step idle delay, msec)
\$2 = 0	(step port invert mask:00000000)
\$3 = 0	(dir port invert mask:00000000)
\$4 = 0	(step enable invert, bool)
\$5 = 0	(limit pins invert, bool)
\$6 = 0	(probe pin invert, bool)
\$10 = 3	(status report mask:00000011)
\$11 = 0.010	(junction deviation, mm)
\$12 = 0.020	(arc tolerance, mm)
\$13 = 1	(report inches, bool)
\$20 = 0	(soft limits, bool)
\$21 = 0	(hard limits, bool)
\$22 = 0	(homing cycle, bool)
\$23 = 0	(homing dir invert mask:00000000)
\$24 = 25.000	(homing feed, mm/min)
\$25 = 10.000	(homing seek, mm/min)
\$26 = 250	(homing debounce, msec)
\$27 = 1.000	(homing pull-off, mm)
\$100 = 25.000	(x, step/mm)
\$101 = 25.000	(y, step/mm)
\$102 = 25.000	(z, step/mm)
\$110 = 3000.000	(x max rate, mm/min)
\$111 = 3000.000	(y max rate, mm/min)
\$112 = 3000.000	(z max rate, mm/min)
\$120 = 1500.000	(x accel, mm/sec^2)
\$121 = 1500.000	(y accel, mm/sec^2)
\$122 = 1500.000	(z accel, mm/sec^2)
\$130 = 1000.000	(x max travel, mm)
\$131 = 200.000	(y max travel, mm)
\$132 = 200.000	(z max travel, mm)

APENDICE D Artículo “Análisis cinemático de una máquina de rehabilitación de cadera”.

Análisis cinemático de una máquina de rehabilitación de cadera

Uziel Reynosa-Vargas*, Andrés Blanco-Ortega*, Cesar H. Guzmán-Valdivia**
Wilberth M. Alcocer-Rosado* y Arturo Abúndez-Pliego*

*Instituto Tecnológico Nacional de México/CENIDET, Morelos, México, C.P. 62490
(Tel: 777-362-7770; e-mail: andres.blanco@cenidet.edu.mx).

**Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, México, C. P. 20131
(e-mail: cesar.gzm@hotmail.com)

Resumen: El uso de la robótica en la rehabilitación ha captado gran interés en instituciones y empresas alrededor de todo el mundo. Los robots de rehabilitación son una herramienta para los especialistas como los fisioterapeutas, para proporcionar movimientos suaves y controlados, así como atender una mayor cantidad de usuarios que requieren un proceso de rehabilitación. En este artículo se propone un nuevo robot para rehabilitación de cadera de 3 grados de libertad basado en el uso de sistemas de guías lineales. Se presenta el análisis cinemático para dimensionar los eslabones, así como para que el robot proporcione el rango de movimiento que se requiere para la rehabilitación de cadera. Este robot proporciona los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa.

Keywords: Rehabilitador de cadera, máquina de rehabilitación, robótica de rehabilitación.

1. INTRODUCCIÓN

La mecatrónica en la rehabilitación de cadera es un campo de investigación relativamente nuevo. Los robots o máquinas de rehabilitación, o rehabilitadores son herramientas para fines de rehabilitación que permiten a los pacientes realizar movimientos básicos y combinados como parte de su programa de rehabilitación.

El objetivo que busca la rehabilitación, es recuperar las aptitudes físicas perdidas a causa de un incidente traumático mediante terapia física y, en estos tiempos, que la recuperación del paciente sea cada vez más rápida.

Debido al constante incremento de pacientes con lesiones y la falta de personal fisioterapeuta para brindar una correcta atención, surgen los robots de rehabilitación. Es importante señalar que estos dispositivos mecánicos no sustituyen al terapeuta, le sirven como apoyo durante el proceso de terapia.

En (Guzmán et al., 2013) presenta un análisis de la biomecánica de la cadera mediante el uso del software de kinovea, para medir las posiciones angulares de la extremidad inferior, con el fin de analizar los movimientos en un proceso de rehabilitación, así como determinar las posiciones y velocidades que una máquina de rehabilitación debe proporcionar. Posteriormente, en (Guzmán, 2014) presenta una revisión de la robótica en la rehabilitación de cadera, dónde clasifica los tipos de robots para rehabilitación de cadera basados en: mecanismos externos, en ortesis, en el andar, mecanismos en los pies, en ortesis y caminadora.

Sakaki (1999) propone un rehabilitador de miembros inferiores, para movilizar la rodilla y la cadera en pacientes espásticos. El dispositivo es capaz de imitar el movimiento de la pierna realizado por el terapeuta, y posteriormente realizarlo con la misma fuerza y velocidad.

Sun (2009) propone un mecanismo paralelo como rehabilitador de miembros inferiores de 3 GDL, utiliza correderas lineales que permiten deslizar la base del reposa-pie. En 2009 S. Komada desarrollo un rehabilitador de 3 GDL con una interfaz que ayuda al paciente a informarle como va su rehabilitación y explicarle el movimiento que está realizando; realiza la rehabilitación en el plano sagital de rodilla y cadera.

Akdogan y Adli (2011) presentan un robot terapéutico de 3-GDL para rehabilitación en extremidades inferiores, llamado, Physiotherobot. El rehabilitador realiza movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción.

Guzmán et al. (2015), propone un robot de rehabilitación de cadera llamado HipBot, de 5 GDL para realizar movimientos combinados de abducción/aducción y flexión/extensión, ver Fig. 1. Posteriormente, en (Guzmán et al., 2017) propone un controlador robusto para Hipbot con seguimiento de trayectorias.

Gómez et al. (2016) desarrolló el prototipo físico de un rehabilitador de 3 GDL basado en un mecanismo paralelo que proporciona movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y movimientos combinados, ver Fig. 2.

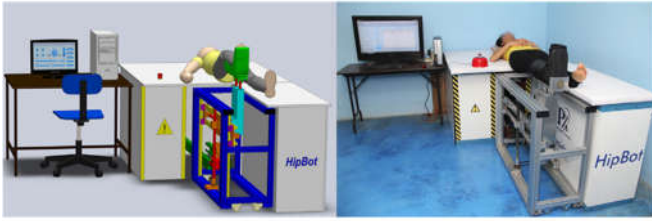


Fig. 1 Rehabilitador de cadera HipBot.

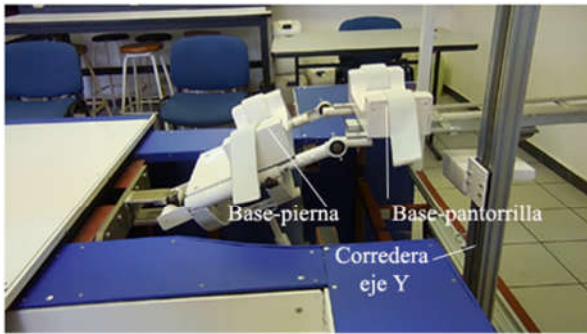


Fig. 2 Robot paralelo rehabilitador de cadera.

De la revisión del estado del arte, se puede encontrar que se han propuesto diversas máquinas para la rehabilitación de cadera, en su mayoría proporcionan solo dos movimientos, siendo sistemas sobreactuados; considerando que la cadera presenta tres rotaciones (3 GDL) (Sakaki, 1999) (Akdogan y Adli, 2011) (Sun, 2009) (Guzmán et al., 2017) (Gómez et al., 2016).

En este trabajo se presenta el diseño de un robot para rehabilitación de cadera de 3 GDL. El dispositivo proporciona los movimientos necesarios para realizar una correcta rehabilitación de cadera, los cuales son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa.

En la tabla I se muestran los valores máximos para los diversos movimientos de cadera (Guzmán et al., 2015). Para una mayor comprensión, en la Fig. 3 se muestran los movimientos indicados en la Tabla I.

Tabla I. Valores máximos de movimiento de la cadera

Tipo de movimiento	Valor máximo
Flexión	120°
Extensión	20°
Abducción	45°
Aducción	30°
Rotación Interna	45°
Rotación Externa	45°

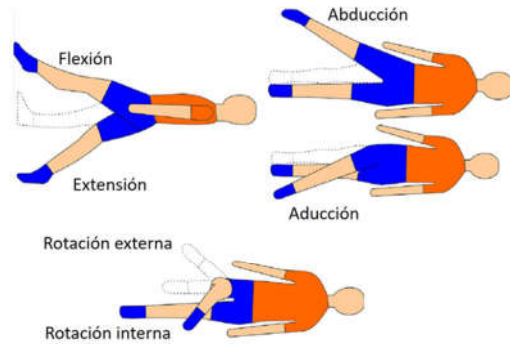


Fig. 3 Movimientos básicos de la cadera.

2. ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL ROBOT DE REHABILITACIÓN

2.1 Descripción de la máquina

El rehabilitador que se propone, está basado en la configuración de un sistema cartesiano, ver Fig. 4. Por lo que las entradas para los movimientos se realizan mediante 3 guías lineales. El uso de un tornillo para transmitir las fuerzas ayuda a que las fuerzas para proporcionar los movimientos sean pequeñas. En cualquier posición que se tenga en el rehabilitador, considerando el peso de la pierna del paciente, se mantiene estable, es decir, no se requiere aplicar fuerza para mantenerlo en una cierta posición.

Para que la máquina proporcione los movimientos de Flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa, se procede a realizar un análisis cinemático de la máquina. Se consideran diferentes cadenas cinemáticas como se muestra a continuación.

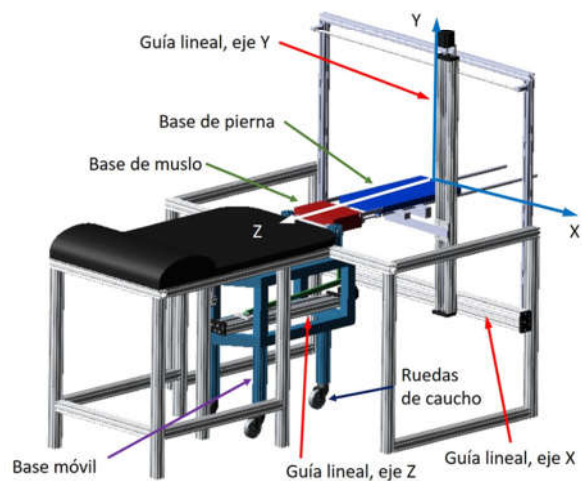


Fig. 4 Rehabilitador de cadera con 3 guías lineales.

2.2 Movimiento de flexión-extensión

Para que la máquina de rehabilitación de cadera proporcione el movimiento de flexión, ver Fig. 5, se requiere habilitar el movimiento del eje Y, en conjunto con el eje Z. Para el movimiento de extensión, solo se requiere mover la base móvil del eje Y.



Fig. 5 Rehabilitación en movimiento de flexión.

Para determinar los desplazamientos que se requieren en las guías lineales del eje Y y Z, se utiliza la ecuación de cierre de circuito mostrado en la Fig. 6.

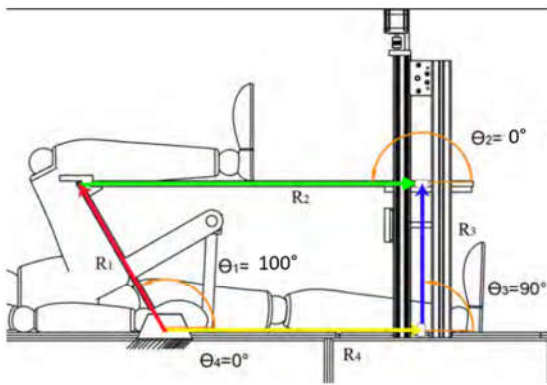


Fig. 6 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de flexión.

Tomando en cuenta la Fig. 6, la ecuación de lazo vectorial del mecanismo de cuatro barras queda como:

$$R_1 + R_2 = R_3 + R_4 \quad (1)$$

Los vectores R_1 , R_2 , R_3 y R_4 de la ecuación (1), se sustituyen por sus equivalentes en números complejos de la siguiente forma:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} = r_3 e^{j\theta_3} + r_4 e^{j\theta_4} \quad (2)$$

Representando en forma cartesiana, separando en sus componentes real e imaginario, y sustituyendo los parámetros conocidos: $\theta_2=0^\circ$, $\theta_4=0^\circ$ y $\theta_3=90^\circ$.

Se obtienen las ecuaciones (3) y (4).

$$r_2 = r_4 - r_1 \cos \theta_1 \quad (3)$$

$$r_3 = r_1 \sin \theta_1 \quad (4)$$

Al determinar los desplazamientos de (3) y (4), se determina la distancia requerida para definir la longitud de los ejes para la base de la pierna (r_2) y la distancia (r_3) para mantener en posición horizontal la pierna. En la Fig. 7 se grafica (3) y (4) para diferentes valores de θ_1 , manteniendo la base de la pierna en posición horizontal, hasta llegar a un ángulo de flexión de 90° . Sin embargo, el diseño del mecanismo permite que se pueda llegar al valor máximo de flexión, 120° .

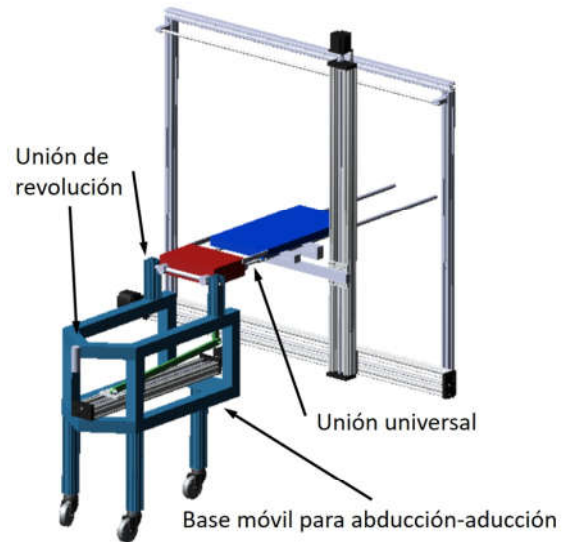


Fig. 7 Posición de muslo y pierna para diferentes ángulos de θ_1 .

Tomando en cuenta la Fig. 8, para determinar el desplazamiento que se debe tener en la guía lineal del eje Z, se utiliza la siguiente ecuación de lazo vectorial del mecanismo de cuatro barras, dada por:

$$R_1 + R_2 = R_3 + R_4 + R_5 \quad (5)$$

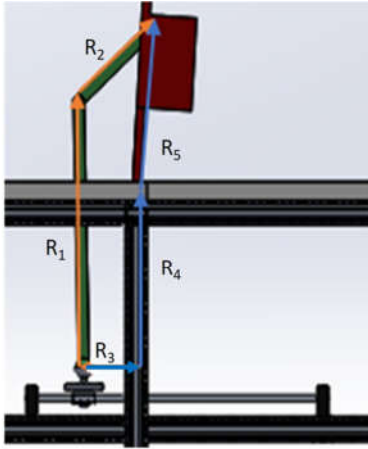


Fig. 8 Ecuación de cierre de circuito para el eje Z.

Los vectores R_1, R_2, R_3, R_4 y R_5 de la ecuación (5), se sustituyen por sus equivalentes en números complejos, separando la parte real e imaginaria para determinar r_3 y r_4 :

$$r_3 = r_2 \cos \theta_2 - r_5 \cos \theta_5 \quad (6)$$

$$r_4 = r_1 + r_2 \sin \theta_2 - r_5 \sin \theta_5 \quad (7)$$

Las relaciones (6) y (7) son utilizadas solo para dimensionar el mecanismo, de tal manera que la máquina pueda proporcionar un ángulo de flexión máximo de 120° .

Para determinar la longitud de desplazamiento que se debe tener en la guía lineal en función del ángulo de flexión θ_3 , se utiliza la siguiente ecuación de cierre de circuito mostrado en la Fig. 9.

Tomando en cuenta la Fig. 9, la ecuación de lazo vectorial del mecanismo de cinco barras queda como:

$$R_1 + R_2 = R_3 + R_4 + R_5 \quad (8)$$

Los vectores R_1, R_2, R_3, R_4 y R_5 de la ecuación (8), se sustituyen por sus equivalentes en números complejos, separando en su parte real e imaginaria, se obtienen las relaciones, y sustituyendo los parámetros conocidos $\theta_2 = \theta_3 + 45^\circ$, $\theta_4 = 90^\circ$ y $\theta_5 = 0^\circ$.

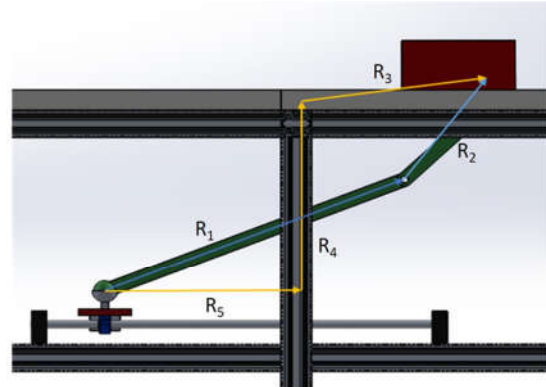


Fig. 9 Ecuación de cierre de circuito para relacionar el movimiento del eje Z en función del ángulo de flexión θ_3 .

$$r_5 = r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos(\theta_3 + 45^\circ) - r_3 \cos \theta_3 \quad (9)$$

$$\theta_1 = \sin^{-1} \left(\frac{r_4 + r_3 \sin \theta_3 - r_2 \sin(\theta_3 + 45^\circ)}{r_1} \right) \quad (10)$$

Con las relaciones (4), (9) y (10) se puede determinar la posición que las guías lineales Y y Z, deben desplazarse para proporcionar un movimiento de flexión como se muestra en la Fig. 5.

Para el movimiento de extensión se utiliza la ecuación de cierre de circuito, mostrado en la Fig. 10. Las relaciones que se obtienen, para el desplazamiento en el eje Y, están dadas por:

$$r_3 = r_2 \cos \theta_2 - r_5 \cos \theta_5 \quad (11)$$

$$r_4 = r_1 + r_2 \sin \theta_2 - r_5 \sin \theta_5 \quad (12)$$

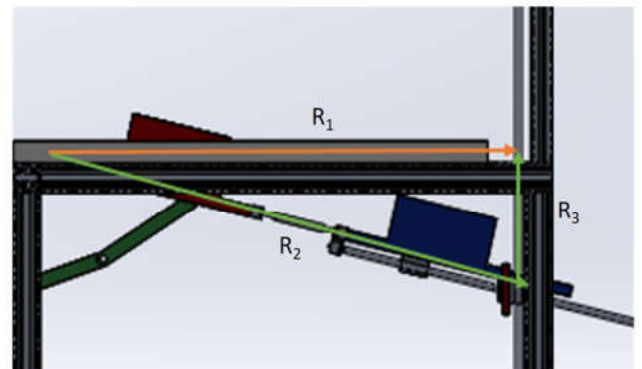


Fig. 10 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de flexión.

2.3 Movimiento de abducción-aducción

El movimiento de abducción-aducción se proporciona al mover una base móvil, con el uso de ruedas, que soportará toda la pierna del paciente, ver Fig. 4. El movimiento será controlado al desplazar la base móvil de la guía del eje X.

Para determinar los desplazamientos de la base móvil de la guía del eje X, se considera la ecuación de cierre de circuito mostrado en la Fig. 11.

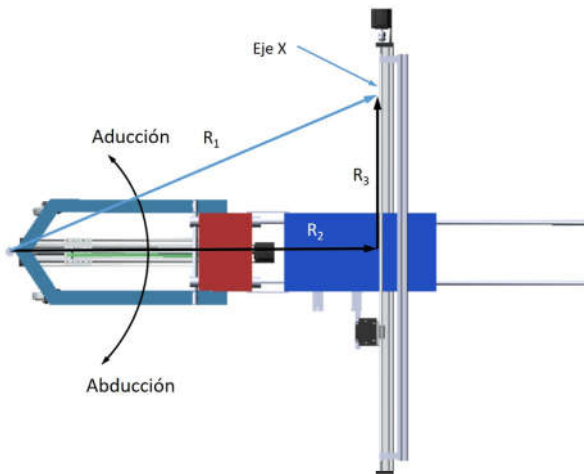


Fig. 11 Ecuación de cierre de circuito para el movimiento de abducción-aducción.

Tomando en cuenta la Fig. 11, la ecuación de lazo vectorial del mecanismo de tres barras queda como:

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (13)$$

Los vectores R_1 , R_2 y R_3 de la ecuación 13, se sustituyen por sus equivalentes en números complejos, separando en su parte real e imaginaria, se obtienen las relaciones, y sustituyendo los parámetros conocidos $\theta_2=0^\circ$ y $\theta_3=90^\circ$:

$$r_1 = \frac{r_2}{\cos \theta_1} \quad (14)$$

$$r_3 = r_1 \sin \theta_1 \quad (15)$$

2.4 Movimiento de rotación interna y externa

Para que la máquina proporcione los movimientos de rotación interna y externa, se debe primero llevar a una posición de flexión de $\theta_1=90^\circ$, ver Fig. 6. Posteriormente, al mantener el muslo y la pierna de manera perpendicular, se debe de mover

la base móvil de la guía lineal del eje X. Este movimiento se obtiene por la unión universal que se coloca para unir la base del muslo y la base de la pierna.

Para analizar la cinemática, se considera la ecuación de cierre de circuito mostrado en la Fig. 12. Como se observa, en este caso solo se considera la base de la pierna (pantorrilla), que se gira cuando la base móvil del eje X se desplaza en ambas direcciones (positiva y negativa), ver Fig. 4.

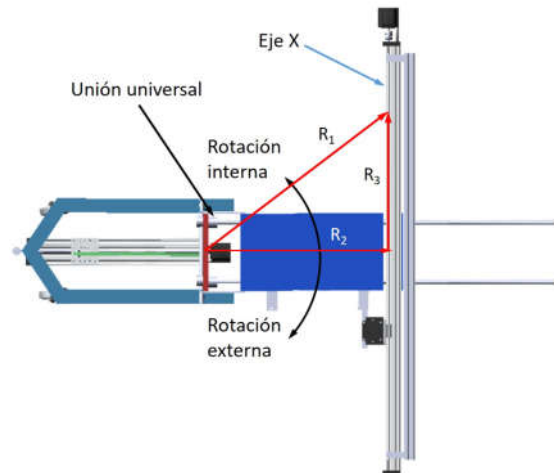


Fig. 12 Posición de muslo y pierna para diferentes ángulos de θ_1 .

Considerando la Fig. 12, la ecuación de lazo vectorial del mecanismo de tres barras queda como:

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (16)$$

Los vectores R_1 , R_2 y R_3 de la ecuación 16, se sustituyen por sus equivalentes en números complejos, separando en su parte real e imaginaria, se obtienen las relaciones, y sustituyendo los parámetros conocidos $\theta_2=0^\circ$, $\theta_4=0^\circ$ y $\theta_3=90^\circ$:

$$r_1 = \frac{r_2}{\cos \theta_1} \quad (17)$$

$$r_3 = r_1 \sin \theta_1 \quad (18)$$

3. RESULTADOS DE SIMULACIÓN

A continuación, se presentan algunos resultados de simulación para las relaciones obtenidas del análisis cinemático.

Para el movimiento de flexión, dada por las relaciones (3) y (4) se determina que los valores mínimos para proporcionar dicho movimiento son: $r_2 = 808\text{mm}$, $r_3 = 470\text{mm}$. En la Fig. 13 se grafica para diferentes posiciones del ángulo de flexión: $0 \leq \theta_1 \leq 120^\circ$.

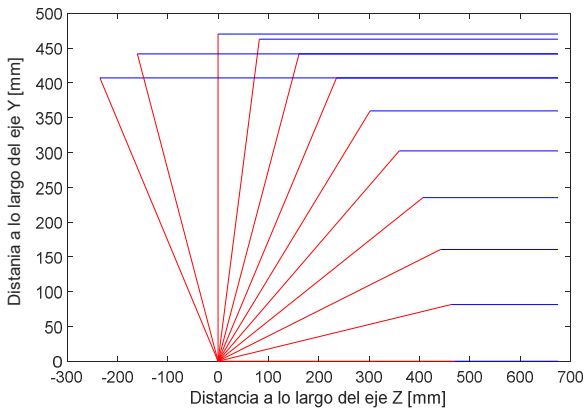


Fig. 13 Simulación cinemática para el movimiento de flexión.

Para el movimiento de abducción-aducción, dada por las relaciones (14) y (15) se determina que los valores mínimos para proporcionar dicho movimiento son: $r_1 = 780\text{mm}$, $r_3 = 390\text{mm}$. En la Fig. 13 se grafica para diferentes posiciones del ángulo de abducción-aducción: $-30 \leq \theta_1 \leq 30^\circ$.

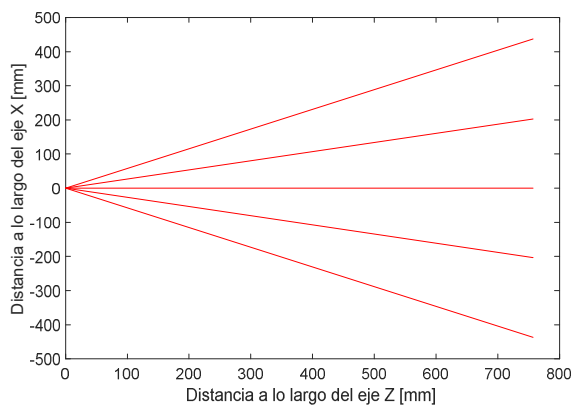


Fig. 14 Simulación cinemática para el movimiento de abducción-aducción.

La respuesta para la rotación interna-externa, es similar a la mostrada en la Fig. 14, solo que la base de la pierna es la única que gira, como se muestra en la Fig. 12.

4. CONCLUSIONES

En este artículo se presenta el diseño de una máquina para rehabilitación de cadera de 3 GDL. Por el tipo de uniones y mecanismos que se utilizan, ésta puede proporcionar los movimientos de la cadera de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa.

Se analiza la cinemática para dimensionar los eslabones de la máquina, así como para determinar los desplazamientos que se deben de programar con un sistema de control para proporcionar los movimientos requeridos. Debido al uso de guías lineales, es posible implementar el control numérico para proporcionar los

movimientos básicos, así como movimientos combinados, utilizando la cinemática reportada en este artículo

5. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos el apoyo brindado por el Tecnológico Nacional de México/CENIDET en el desarrollo del proyecto titulado: "Diseño y construcción de un rehabilitador de cadera con sistema de control numérico", con clave 5206.19-P, y patente en trámite.

REFERENCIAS

- Akdogan E, Adli M. A. (2011). The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: physiotherobot. *Mechatronics*; 21: 509–522.
- Gómez Becerra, F. A., Blanco Ortega, a., García Beltrán, C. D., Guzmán Valdivia, C. H. and Delgado Arcega, R. O., (2018) "Design and control of a new parallel robot for the rehabilitation of the hip-knee.," in *IEEE Latin America Transactions*, vol. 16, no. 5, pp. 1314-1319.
- Guzmán-Valdivia, C.H., Blanco-Ortega, A., Oliver-Salazar, M. A., Gómez-Becerra, F. A., Carrera-Escobedo, J. L., (2013) Design and analysis of a new robotic mechanism for lower limbs rehabilitation, *IEEE International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering*. Morelos, México. pp. 15-20.
- Guzmán-Valdivia, C.H., Blanco-Ortega, A., Oliver-Salazar, M. A., Carrera-Escobedo, J. L., Azcaray-Rivera, H. R., (2014) La robótica en la rehabilitación de cadera, *Dyna* 9 (3) 281–286.
- Guzmán-Valdivia, C.H., Blanco-Ortega, A., Oliver-Salazar, M. A., Gómez-Becerra, F. A., Carrera-Escobedo, J. L. (2015), HipBot – The design, development and control of a therapeutic robot for hip rehabilitation, *Mechatronics*, 30 (1) 55–64.
- Guzmán C. H., Blanco, A., Brizuela, J. A., Gómez, F. A. (2017). Robust control of a hip-joint rehabilitation robot. *Biomedical Signal Processing & Control*, 35: 100-109.
- Komada S, Hashimoto Y, Okuyama N, Hisada T, Hirai J. (2009) Development of a biofeedback therapeutic-exercise-supporting manipulator. *Trans Ind Electron*; 56(10): 3914–3920.
- Sakaki, T., Okada, S., and Okajima, Y. (2000) "TEM: Therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients", *Advanced Robotics*, vol. 14, No. 7, pp. 597-606.
- Sakaki, t., (1999), TEM: therapeutic exercise machine for recovering walking functions of stroke patients, *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 26 Iss 6 pp. 446 - 450
- Sun, H., Zhang, L. and Li, C., (2009). Dynamic analysis of horizontal lower limbs rehabilitative robot, *2009 IEEE International Conference on Intelligent Computing and Intelligent Systems*, Shanghai, pp. 656-660.