



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico

Tesis de Maestría

Control de un rehabilitador de cadera de tres grados
de libertad

presentada por

Ing. José Juan Morales Benítez

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

Director de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Cuernavaca, Morelos, México. Diciembre de 2023.



Cuernavaca, Mor.,
No. De Oficio:
Asunto:

29/noviembre/2023
SAC/190/2023
Autorización de
impresión de tesis

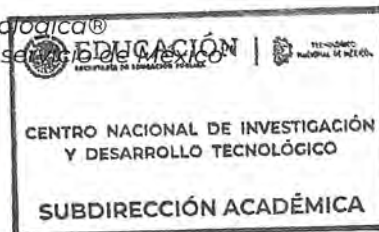
JOSÉ JUAN MORALES BENÍTEZ
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **“Control de un rehabilitador de cadera de 3 grados de libertad”**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®
“Conocimiento y tecnología al servicio de México”



CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO

C. c. p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz





Cuernavaca, Mor., 28/noviembre/2023
OFICIO No. DIM/154/2023
Asunto: Aceptación de documento de tesis
CENIDET-AC-004-M14-OFICIO

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. José Juan Morales Benítez con número de control M2ICE049, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado "Control de un rehabilitador de cadera de 3 grados de libertad" y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

Dr. Andrés Blanco Ortega
Director de tesis

Dr. Eladio Martínez Rayón
Revisor 1

Dr. Jorge Colín Ocampo
Revisor 2

Dra. Claudia Cortés García
Revisor 3

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante
Iniciales RCA/mrsr



Dedicatoria

Dedico este trabajo a mis padres, por ser el motor de mi carrera, de mi vida y de mi aprendizaje. Que, gracias a ellos, a su apoyo y sacrificio he logrado estar donde estoy, ser lo que soy ahora y siempre demostrarme que puedo dar más. Siendo un apoyo vital para la realización de este trabajo. Gracias, por tanto, por siempre ser los profesores más importantes en mi vida y siempre ver en mí algo que ni yo mismo puedo percibir. Los amo.

A mis hermanas por ser las más grandes amigas, consejeras y mi fuente de admiración. Gracias por siempre estar allí, ya sea para apoyarme en el momento más difícil o para hacerme sentir alegre y cómodo. Ustedes han sido vitales en esto.

Al amor de mi vida: Isis Yairid Cortés, por ser quien más cree en mí, la persona que logra sacarme de mi realidad y hacerme sentir el hombre más increíble del mundo. Por ser mi fuente de inspiración más grande, y por siempre tener la capacidad de hacerme el hombre más feliz del mundo. Gracias por estar conmigo y ser el complemento que mi vida necesita.

A mi pequeño sobrino, por darme una razón más para ser feliz, y ser mi pequeño amigo.

A los seis seres que más amo, esto es para ustedes.

Agradecimientos

Agradezco a CONAHCYT por haberme otorgado el apoyo para realizar estos estudios y tener la oportunidad de realizar un grado académico que me permitió superarme en mi campo de estudios y que me ayudó a ser mejor tanto en lo humano como en lo académico.

Agradezco al CENIDET por haberme dado esta maravillosa oportunidad, y una de las experiencias más memorables que he tenido.

A mi asesor: El Doctor Andrés Blanco Ortega. Por haber sido un apoyo inmenso en mi estancia, por haber sido mi guía y mentor en esta etapa de mi vida. Por siempre apoyarme y sacar mis mejores habilidades y tenerme una inmensa paciencia. Por siempre perseverar conmigo. Gracias.

A mis revisores: Dr. Jorge Colín Ocampo, Dra. Claudia Cortés García, Dr. Eladio Martínez Rayón por sus invaluable aportaciones a mi trabajo. Por siempre ser precisos en sus comentarios y sumamente respetuosos conmigo.

A mis compañeros del CENIDET. Por siempre animarme y hacer mi estancia en la maestría mucho más amigable y memorable para mí. Especialmente a German por haber sido más que un amigo, un mentor. Gracias por enseñarme tanto, apoyarme y animarme a siempre ser mejor.

Índice

Lista de Figuras	v
Tablas.....	vii
Introducción.....	1
1 Estado del Arte	3
1.1 Antecedentes	15
1.2 Justificación	20
1.3 Planteamiento del problema.....	21
1.3.1 Definición del problema	21
1.3.2 Hipótesis	22
1.4 Objetivos.....	22
1.4.1 Objetivo general	22
1.4.2 Objetivos específicos.....	22
1.5 Alcances y limitaciones	22
1.6 Productos y beneficios esperados	23
2 Marco Teórico	24
2.1 Rehabilitación	24
2.2 Movimientos de rehabilitación y sus rangos.....	27
2.3 Los rehabilitadores.....	28
2.4 Control clásico	29
2.5 Control robusto GPI.....	30
3 Desarrollo del rehabilitador de cadera de tres grados de libertad.....	32
3.1 Diseño del prototipo virtual	33
3.2 Cálculo de esfuerzos y factor de seguridad	38
3.2.1 Cálculo de esfuerzos en el prototipo virtual	43
3.3 Análisis Cinemático.....	47
3.3.1 Movimiento de Flexión	47
3.3.2 Movimiento de Abducción/Aducción	49
3.3.3 Estiramiento.....	51
3.3.4 Movimiento de extensión	53

3.4	Cálculo de fuerzas en el eje Z por medio de Adams	55
3.5	Modelado matemático.....	60
3.5.1	Modelado de las guías lineales.....	60
3.6	Control con seguimiento de trayectorias	64
3.7	Pruebas en Adams.....	67
3.7.1	Pruebas en los movimientos de rehabilitación	70
3.8	Construcción del prototipo.....	71
3.9	Programación del prototipo	72
3.10	Pruebas con motores H	73
3.10.1	Control de velocidad y dirección.....	73
3.11	Implementación de control en LabVIEW	75
4	Análisis y discusión de resultados.....	81
4.1	Resultados.....	81
4.2	Movimiento de abducción/aducción	82
4.3	Movimiento de extensión.....	83
4.4	Movimiento de Flexión.....	84
4.5	Movimiento de rotación interna/externa.....	86
5	Conclusiones	88
5.1	Trabajos Futuros	89
	Referencias	90
	Anexo A Ensamblajes y dimensiones del diseño CAD.....	93
	Anexo B. Esfuerzos en los ejes X, Y & Z.....	106
	Anexo C. Construcción del rehabilitador.....	107
	Partes del prototipo real	107
	Construcción del esqueleto.....	107
	Construcción de la base móvil	110
	Soporte para pierna.....	113
	Ensamble del prototipo	115
	Anexo D. Conexiones de la tarjeta con los motores y puente H.....	118
	Anexo E. Piezas impresas para el rehabilitador de cadera	119

Lista de Figuras

Figura 1. Diseño del rehabilitador de articulación de cadera [1].....	3
Figura 2. Interfaz del rehabilitador Kneecap [1]	4
Figura 3. Grados de libertad de la muñeca humana [2].....	4
Figura 4. Diseño de rehabilitador de muñeca [2]	5
Figura 5. Rehabilitador de Wang [3].....	5
Figura 6. Exoesqueleto rehabilitador de Wang [4].....	6
Figura 7. Rehabilitador de tobillo de Ren [5].....	6
Figura 8. Exoesqueleto rehabilitador para niños de Cornejo [6].....	7
Figura 9. Acoplamiento hombre-máquina de Masengo [7].....	8
Figura 10. Exoesqueleto rehabilitador GEMS-H [8].....	8
Figura 11. Rehabilitador con coordenadas polares de Fujishiro [9].....	9
Figura 12 Rehabilitador multi - articulaciones de Wang [10].....	10
Figura 13. Rehabilitador para la caminata [11]	11
Figura 14. Rehabilitador de movimiento LeHab [12]	11
Figura 15. Robot rehabilitador RRH1[13].....	12
Figura 16. Robot rehabilitador de partes inferiores de espacio de trabajo especial en 4 GDL [14].	13
Figura 17. Robot rehabilitador de miembros inferiores del tipo sentado [15].	13
Figura 18. Physiotherabot [16].	14
Figura 19. Robot rehabilitador de miembros inferiores de tres GDL (pierna) [17].	14
Figura 20. Mecanismo del Ileg [18].	15
Figura 21. Rehabilitador de Cadera, Uziel Reynosa Vargas [19]	16
Figura 22. Rehabilitador Hipbot [20]	16
Figura 23. Robot paralelo para la rehabilitación de cadera [21]	17
Figura 24. Prototipo virtual del rehabilitador de tobillo [22]	18
Figura 25. Prototipo del rehabilitador de tobillo, Norma Ruiz [23].....	19
Figura 26. Prototipo controlado por medio de CN, Santana [24].....	19
Figura 27. Prototipo del robot paralelo de Penagos [25].....	20
Figura 28. Ejercicio isocinético [26]	24
Figura 29. Gráfica de discapacidades [30]	26
Figura 30. Articulación coxofemoral [32].....	28
Figura 31. Tipos de robots para rehabilitación de cadera [33]	28
Figura 32. Movimientos de cadera (Flexión) [37].....	33
Figura 33. Vista frontal del prototipo virtual.....	34
Figura 34. Vista lateral del prototipo virtual	34
Figura 35. Vista superior del prototipo virtual	35
Figura 36. Prototipo anterior del rehabilitador de cadera [19]	35

Figura 37. Prototipo virtual rediseñado.....	36
Figura 38. Medidas antropométricas de la población mexicana	37
Figura 39. Espacio del soporte total de pierna	37
Figura 40. Análisis de esfuerzos de los ejes con esfera, donde se encuentra el esfuerzo mayor.	38
Figura 41. Diagrama de barra y esfera.	39
Figura 42. Esfuerzos calculados en SolidWorks para barra y bola.	41
Figura 43. Perspectiva lateral de barra y bola.	42
Figura 44. Factor de seguridad en barra y bola	42
Figura 45. Fuerzas aplicadas al soporte de pierna.	43
Figura 46. Esfuerzos de Von Mises en el tubo esfera.	45
Figura 47. Factor de seguridad en el tubo esfera.	46
Figura 48. Análisis de desplazamientos.	46
Figura 49. Movimientos básicos de rehabilitación de cadera [39].	47
Figura 50. Movimiento de flexión. a) Vista Isométrica, b) Vista lateral, c) Vista superior	48
Figura 51. Movimiento de flexión (cierre de circuito).....	48
Figura 52. Rehabilitador en posición de abducción: a) Vista isométrica, b) Vista superior. ...	50
Figura 53. Rehabilitador en posición de aducción a) Vista isométrica, b) Vista superior.	50
Figura 54. Lazo vectorial para el movimiento de abducción/aducción (cierre de circuito).	50
Figura 55. Estiramiento. a) Vista lateral, b) Vista Isométrica.	52
Figura 56. Estiramiento positivo (cierre de circuito).....	52
Figura 57. Extensión. a) Vista lateral, b) Vista isométrica.....	54
Figura 58. Lazo vectorial para el movimiento de extensión (cierre de circuito).....	54
Figura 59. Eslabones que conectan al eje Z con el soporte para muslo.	55
Figura 60. Eslabones en el prototipo físico.	56
Figura 61. Simulación en ADAMS de mecanismo para el movimiento en el eje Z.	56
Figura 62. Fuerza en el eje Z (prototipo de eslabones 18cm y 47cm).....	57
Figura 63. Rango de desplazamiento máximo en la configuración de 42cm y 23cm de los eslabones.....	57
Figura 64. Fuerza en el arreglo de 42cm y 23cm de los eslabones.	58
Figura 65. Arreglo de eslabones usados en el prototipo "rehabcad".	58
Figura 66. Simulación del movimiento de flexión en el rango máximo delimitado.	59
Figura 67. Fuerza en el prototipo "Rehabcad" eje Z.	59
Figura 68. Posición y ángulo en el eje Z del prototipo "Rehabcad".....	60
Figura 69 Consideraciones iniciales para modelar el rehabilitador.....	61
Figura 70. Vista del eje Z para modelado.....	61
Figura 71. Prototipo virtual en el entorno de MSC ADAMS.....	67
Figura 72. Asignación de variables de estado.	68
Figura 73. Variables de diseño.	68
Figura 74. Respuestas en ADAMS del prototipo ReCad3 al seguimiento de trayectorias.	69
Figura 75. Comparación de los ejes X & Y en el rehabilitador ReCad3.....	69

Figura 76. Movimiento de abducción/aducción.	70
Figura 77. Movimiento de extensión.	70
Figura 78. Movimiento de flexión.	71
Figura 79. Movimiento de rotación externa.	71
Figura 80. Puente H [40].	72
Figura 81. Puertos de MyRIO [41].	73
Figura 82. Conexiones del motor YIZH.	73
Figura 83. Panel de control para velocidad y giro del motor.	74
Figura 84. Programación para control de velocidad y giro del motor.	75
Figura 85. Bloque de programación del control PID implementado al motor	76
Figura 86. Panel de control del programa con PID	77
Figura 87. Gráfica del control PID	78
Figura 88. Panel de control del VI para movimiento de flexión	79
Figura 89. Bloque de programación para movimiento de flexión	79
Figura 90. Señales de control de ambos motores.	80
Figura 91. VI para control de 3 motores con MyRIO.	80
Figura 92. Panel de control para los 3 ejes.	81
Figura 93. Movimiento de abducción/aducción en la posición -4.	82
Figura 94. Abducción - aducción.	83
Figura 95. Movimiento de extensión en los puntos Y-1 y Z-4.	83
Figura 96. Extensión YZ	84
Figura 97. Movimiento de flexión en los puntos Y-4 y Z14.	85
Figura 98. Flexión YZ	85
Figura 99. Rotación interna – externa.	86

Tablas

Tabla 1 Tipos de rehabilitación [27].	25
--	----

Resumen

La rehabilitación es un proceso cuyo objetivo es la recuperación de la movilidad de las articulaciones por medio de ejercicios o movimientos controlados con intervalos específicos para los diferentes grados de lesión.

Los robots rehabilitadores surgen de la necesidad de cubrir la demanda y optimizar las terapias de rehabilitación, siendo estos asistentes para los especialistas del área, y no un sustituto. Los robots rehabilitadores apoyan al terapeuta en su misión de brindar una correcta rehabilitación del miembro a trabajar. Al requerir de constancia tanto en tiempo como en forma para una rehabilitación completa, los robots rehabilitadores son la solución ideal al ser máquinas precisas, programables y tener un trabajo constante.

En este trabajo de investigación se rediseñó un prototipo de robot rehabilitador de tres grados de libertad para la articulación de la cadera. Se implementaron estrategias de control clásico para que ésta realice movimientos independientes y combinados con precisión y de manera suave. Esto con el fin de aprovechar al máximo los movimientos de la articulación de la cadera (flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa).

Se realizó el rediseño para darle mayor robustez, estética y confort. Se diseñó una interfaz simple enfocada al usuario, que facilite el uso del rehabilitador, y sirva como apoyo al terapeuta

Abstract

The rehabilitation is a process which objective is to recover the mobility of the joint by doing exercises or movements specifically controlled for the different levels of the injury.

The rehabilitation robots came from the necessity to optimize in the rehab therapies, these robots are assistants for the area specialists and are not meant to be a substitute. The rehab robots assist the therapist in his mission to bring a correct rehabilitation of the member that needs to be rehabilitated. In the necessity of constancy in time and form for an ideal rehabilitation, the rehab robots are the ideal because they are precision machines.

In this investigation work a rehab robot prototype with 3 degrees of freedom which focus is the hip joint was designed. Control strategies were implemented to make independent and mixed movements with precision and smoothness, with the objective of leverage to the max the hip joint movements (flexion, extension, abduction, adduction, internal rotation and external rotation).

A redesign was made with the objective to bring more sturdiness, esthetic, and comfort. Also, an interface was designed which is meant to make easy the control of the rehab robot.

Capítulo 1

Introducción.

El ser humano en su vida, tanto cotidiana como deportiva, está propenso a sufrir traumatismos o enfermedades que debilitan los huesos y que atentan contra su integridad física, ocasionando lesiones en algunas partes de su cuerpo. Además, existen enfermedades de índole neuromuscular que requieren tratamiento especial para evitar daño severo o permanente.

A lo largo de los años, la humanidad ha ido enfrentándose a diversos padecimientos y enfermedades que ocasionan complicaciones o incapacidades para la realización de actividades de la vida cotidiana. Con estos problemas de frente, la humanidad ha buscado soluciones a lesiones o padecimientos para reincorporar a la sociedad a la persona afectada.

Con el paso de las épocas, las discapacidades fueron considerándose enfermedades naturales, y se utilizaban plantas medicinales y masajes para su tratamiento. Estos fueron los principios de la rehabilitación, hoy en día denominada fisioterapia, la cual es la ciencia que se encarga de prevenir y rehabilitar las funciones del cuerpo humano para recuperar el estado óptimo.

La rehabilitación, en un sentido general, es el proceso por el cual se recuperan las aptitudes físicas perdidas a causa de un incidente traumático mediante terapia física. Para lograr una mejor rehabilitación (tobillo, cadera, rodilla, brazo, manos, etc.), se han propuesto algunos sistemas que permiten mover suavemente y estirar los músculos y tendones conocidos.

Con la llegada del robot y la evolución general de la robótica, se empezaron a utilizar estas máquinas para diversos fines, entre ellos, la rehabilitación. En la fisioterapia, el uso de robots asistentes o rehabilitadores ha ido en aumento y con esto, en mayor demanda, pues el uso de estos robots está optimizando el proceso de recuperación en los pacientes. Esto se debe a que la asistencia de los robots en la terapia permite realizar movimientos con precisión y fuerza constante para movilizar el miembro del paciente, lo que equivale a una terapia de mayor nivel.

Los robots orientados a la rehabilitación de cadera han sido investigados y constituyen un área de investigación con oportunidades de mejora. Los rehabilitadores presentan diversas desventajas, tales como la incapacidad de realizar movimientos para rehabilitar totalmente la cadera. Además, tienen poca adaptabilidad a los pacientes y poca robustez ante la diversidad

de dimensiones y pesos de la pierna. Por esta razón, es necesario diseñar un rehabilitador que se adapte al cuerpo de los pacientes para que favorezca su rehabilitación al facilitar sus movimientos.

Con la presente investigación, se espera rediseñar un rehabilitador de cadera de tres grados de libertad (3 GDL) que tenga mayor adaptabilidad ante cualquier tipo de paciente. Asimismo, mediante la aplicación de las leyes de control clásico, se podrá lograr mayor precisión y adaptabilidad de acuerdo con el peso y dimensiones de cada paciente.

1 Estado del Arte

A continuación, se presenta la revisión del estado del arte relacionada, principalmente, a los dispositivos propuestos para la rehabilitación de la cadera.

En 2015, *J. Franky Valencia* [1] desarrolló un prototipo basándose en la articulación de la cadera con el fin de realizar movimientos simples enfocándose en la parte más fuerte de la cadera (Figura 1). De esta manera se realizan movimientos de rehabilitación sin necesidad de hacer una máquina robusta.



Figura 1. Diseño del rehabilitador de articulación de cadera [1]

Este rehabilitador tiene programado de base los movimientos de flexo-extensión, de rotación interna-externa y puede programarse la velocidad y tiempo de trabajo bajo una interfaz amigable para el operador (Figura 2). En esta interfaz, se pueden registrar los datos del paciente para llevar un registro y disponer de un control de sus rutinas.



Figura 2. Interfaz del rehabilitador Kneecap [1]

En 2018, Nikafrooz *et al.* [2] realizaron un rehabilitador de muñeca de tres grados de libertad (3GDL). Para su desarrollo, consideró que el sistema debería permitir solo los movimientos naturales de la muñeca, con lo que se restringían movimientos que pudieran ser peligrosos para el paciente. Se consideraron los movimientos que se aprecian en la Figura 3.

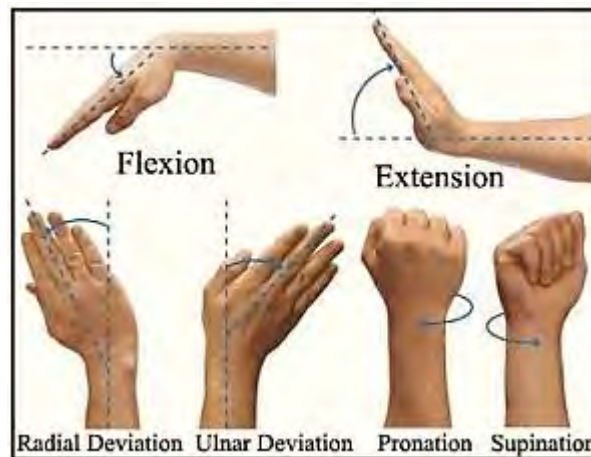


Figura 3. Grados de libertad de la muñeca humana [2]

Para el diseño del rehabilitador se buscó mejorar los costos, la precisión y la seguridad. La estructura del rehabilitador cuenta con cuatro partes principales: la base, los motores, el sistema de transmisión y la guía lineal (Figura 4).

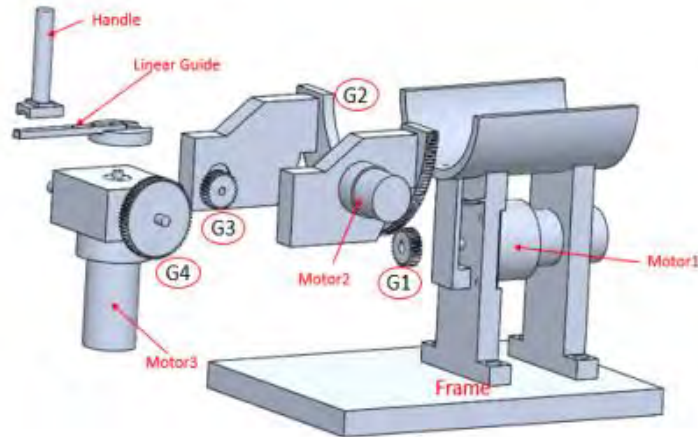


Figura 4. Diseño de rehabilitador de muñeca [2]

Wang *et al.* [3] desarrollaron en 2018, un robot rehabilitador de extremidades inferiores, con la cualidad de poder trabajar en dos tipos de posición: de pie y sentado (Figura 5). Permite 3 GDL en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo, y tiene la capacidad de realizar movimientos de rehabilitación activa y pasiva.

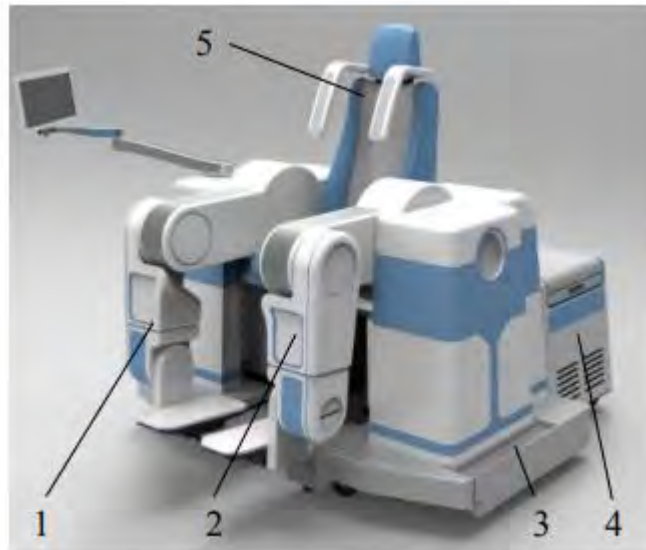


Figura 5. Rehabilitador de Wang [3]

En 2019, Wang *et al.* [4] desarrollaron un exoesqueleto para rehabilitar las extremidades inferiores. Cada pierna del exoesqueleto cuenta con 4 GDL, incluyendo dos grados activos, y dos grados pasivos de libertad (Figura 6). Las articulaciones de la cadera y la rodilla son

independientemente impulsadas por servomotores. Cuenta con dos tipos de entrenamiento: activo y pasivo, y la longitud de la cadera y el tobillo puede ser ajustada para diferentes tamaños de pierna.



Figura 6. Exoesqueleto rehabilitador de Wang [4]

Ren *et al.* [5] desarrollaron en 2016, un rehabilitador de tobillo que puede usarse en las actividades diarias gracias a que se coloca en el tobillo como si fuera un accesorio (Figura 7). El dispositivo consiste en una estructura mecánica ligera y un protocolo de rehabilitación robot-asistida. Está conformado por un ensamble de actuador rodante un sensor de fuerza, un brazalete de pierna y un soporte para el pie. Las correas pueden ser ajustadas para las dimensiones del paciente.

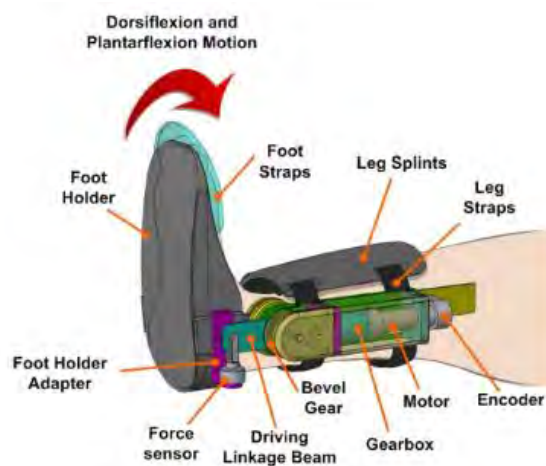


Figura 7. Rehabilitador de tobillo de Ren [5]

En 2017, Cornejo *et al.* [6] desarrollaron el diseño conceptual de un exoesqueleto rehabilitador de caminata para niños (Figura 8). Se consideró una serie de características para el diseño del exoesqueleto:

- El sistema tiene que ser simple y pequeño. El exoesqueleto fue diseñado solo con cuatro juntas, dos para cada pierna.
- Los ángulos máximos de las articulaciones fueron seleccionados para evitar movimientos en extremo amplios. Los grados máximos son: 40° para el tobillo y 20° para la cadera.
- Los eslabones entre articulaciones fueron adaptados a un maniquí con dimensiones similares a un niño de 2 años.
- El diseño tiene servomotores pequeños para evitar la fuerza excesiva, sin embargo, mueven el exoesqueleto sin problema.
- El prototipo debe permitir seleccionar diferentes velocidades y repeticiones de movimiento.



Figura 8. Exoesqueleto rehabilitador para niños de Cornejo [6]

En 2020, Masengo *et al.* [7] desarrollaron el diseño de un exoesqueleto para rehabilitar las extremidades inferiores, y a su vez diseñaron un control para entrenamiento pasivo (Figura 9). Este rehabilitador consiste en cuatro partes principales: Las piernas, el soporte de pelvis, rieles móviles y corredera médica. La función del soporte de pelvis es aligerar el peso del paciente antes de la rehabilitación. La trayectoria del caminante es acordada para trasladar a los pacientes en la máquina de caminata y para entrar en el estado de rehabilitación pasiva.



Figura 9. Acoplamiento hombre-máquina de Masengo [7]

Samsung Advanced Institute of Technology desarrolló un Exoesqueleto rehabilitador llamado GEMS-H [8] (Figura 10). Este rehabilitador cuenta con un par de actuadores, uno en cada articulación de la cadera; cada uno es capaz de aplicar torque en el plano sagital (flexión-extensión). El torque del actuador es controlado por medio de la medición de la corriente en el motor. También cuenta con bisagras pasivas, que permiten los movimientos de abducción y aducción en el plano frontal.

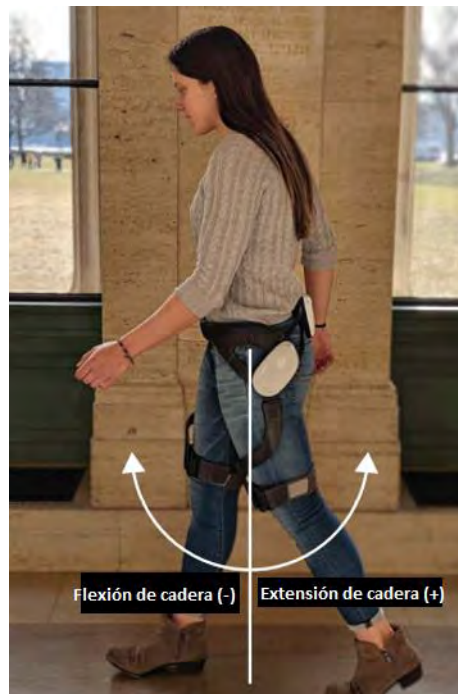


Figura 10. Exoesqueleto rehabilitador GEMS-H [8]

Fujishiro *et al.* [9] desarrollaron un robot rehabilitador basado en coordenadas polares. El rehabilitador consiste en un mecanismo giratorio centrado en la articulación de la cadera (Figura 11). El movimiento en la dirección radial es generado por un motor lineal, el cual realiza los movimientos de flexión y extensión en los miembros inferiores aplicando carga constante. La razón por la que se diseñó el robot con un motor de eje circular se debe a que es posible controlar el largo del radio directamente.



Figura 11. Rehabilitador con coordenadas polares de Fujishiro [9]

En 2014, Wang [10] presentó el diseño de un robot rehabilitador con 3 GDL (Figura 12). Es un robot rehabilitador de extremidades inferiores de multi - articulaciones, que tiene funciones de entrenamiento pasivo, activo y asistido. Al ajustar el ángulo del asiento, el paciente puede realizar entrenamientos con diversas posturas. Para garantizar la seguridad de los pacientes, el límite mecánico de la articulación de cadera es variable, este límite puede ser ajustado acorde con la inclinación del asiento. Está diseñado para tener una alta adaptabilidad al paciente, y ser de fácil operación para el terapeuta.

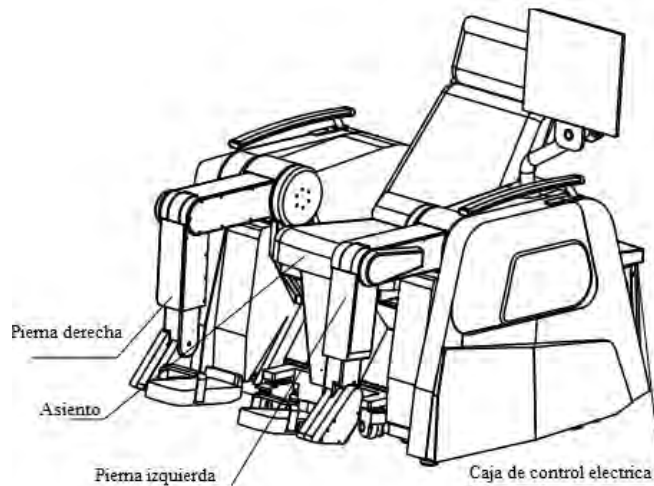


Figura 12 Rehabilitador multi - articulaciones de Wang [10]

Saba [11] presentó en 2013, un robot rehabilitador de caminata. Se basa en una cinta de correr con soporte para el peso del paciente (Figura 13). Para lograr esto, una parte del peso del cuerpo es balanceada usando el sistema de soporte. Después el paciente se coloca en la cinta de correr y el algoritmo de caminata es aplicado a la pierna usando un exoesqueleto que realiza los ejercicios de rehabilitación.

Para lograr que el robot sea ajustable a diferentes personas, Saba diseñó las juntas en cascada para tener longitud variable. Esto se consigue ajustando proporcionalmente la longitud del cinturón al largo de las juntas. Este rehabilitador se centra en recuperar la capacidad de avanzar enfocándose en un miembro, asistiendo al paciente soportando su peso y dando movilidad al miembro incapacitado.

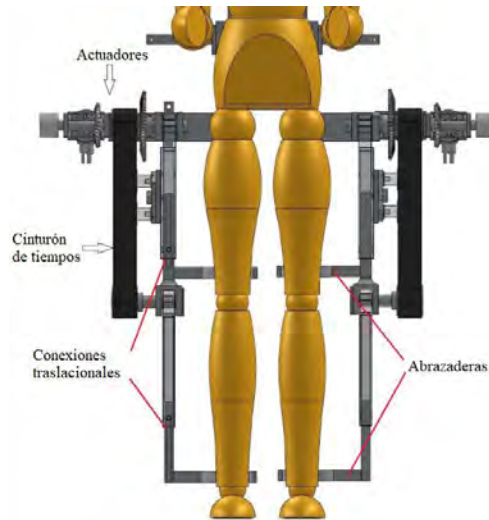


Figura 13. Rehabilitador para la caminata [11]

Rachakorakit [12] desarrolló LeHab, un robot para la rehabilitación del movimiento de los miembros inferiores (Figura 14). Se divide en dos partes principales: El asiento, y las piernas. Tiene cuatro articulaciones para controlar movimientos incluyendo los de cadera, aducción-abducción, flexión-extensión, flexión-extensión de la rodilla, y dorsiflexión-plantarflexión del tobillo.

Cada articulación es controlada por un motor de Corriente Directa (CD). El primer motor es utilizado para el movimiento de abducción-aducción de cadera, que está debajo del asiento y girar alrededor del eje z. Se utilizó el segundo motor para mover la articulación de la cadera en dirección de flexión-extensión. El tercer motor se utiliza para controlar la articulación de la rodilla en la dirección de flexión-extensión. El último motor es para la articulación del tobillo. El robot LeHab puede ayudar al terapeuta y al paciente en muchas formas, como mantener la longitud y la tensión del músculo.



Figura 14. Rehabilitador de movimiento LeHab [12]

En 2011 Marcin Kaczmarek y Grzegorz Granosik [13] realizaron un robot rehabilitador de extremidades inferiores. Consiste en un chasis de aluminio y una columna ajustable localizadas en una base rectangular.

El robot cuenta con 5 GDL enumerados de 0 a 4 de acuerdo con el método Denavit-Hartenberg, y está compuesto por un chasis con una pantalla y un panel táctil (A), un botón de paro de emergencia (B), brazos robóticos con agarraderas (C), el espacio de trabajo del robot (D), una columna ajustable (E) y ruedas locas con frenos (F); véase Figura 15 como referencia. La programación del robot está pensada en un método de aprendizaje sobre práctica, cuando el paciente es ajustado al robot, el robot sostiene la pierna y la mueve con respecto al ejercicio. Las trayectorias son grabadas por el controlador y pueden ser ejecutadas de forma cíclica.

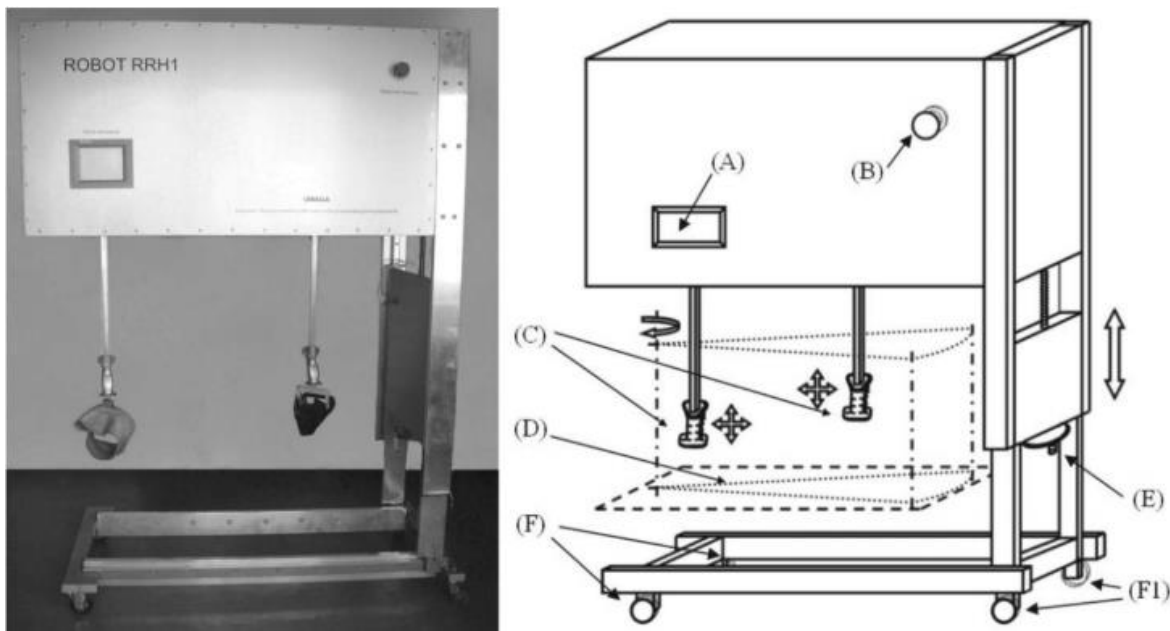


Figura 15. Robot rehabilitador RRH1[13].

En 2020 Hongbo Wang *et al.* [14] diseñaron un robot rehabilitador de miembros inferiores de cuatro grados de libertad (Figura 16). El robot consiste en dos partes entrenadoras para piernas, cada parte incluye el módulo principal de movimiento, el módulo de movimiento abducción/aducción, y el módulo de movimiento de tobillo. Este robot es capaz de realizar entrenamiento de aprendizaje, entrenamiento pasivo y de resistencia.

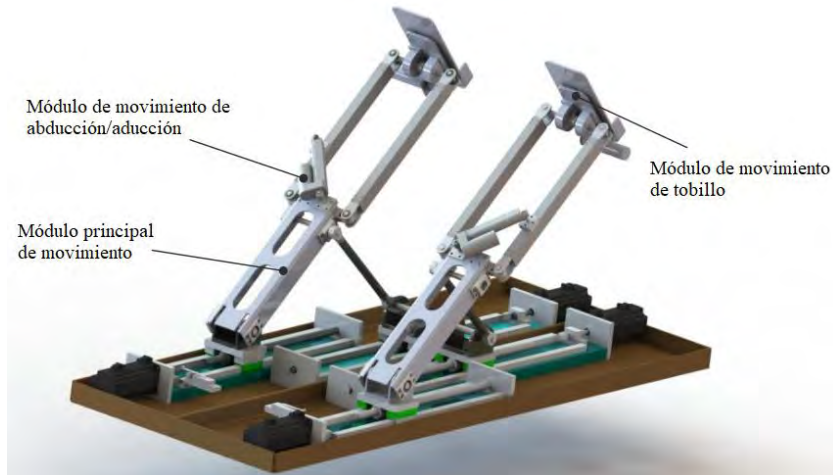


Figura 16. Robot rehabilitador de partes inferiores de espacio de trabajo especial en 4 GDL [14].

J. Mohanta *et al.* [15] desarrollaron en 2017 un robot rehabilitador de miembros inferiores del tipo sentado. Está diseñado para tener 3 GDL y todos ellos son traslacionales (Figura 17).

Cuenta con dos aspectos destacables, que son: 1) Proveedor activo de movimiento, el cual da el movimiento a la pierna a través de los actuadores. 2) Ortesis pasiva actúa como compañero de la pierna débil al tomar las fuerzas axiales y dar un movimiento estable a la pierna.

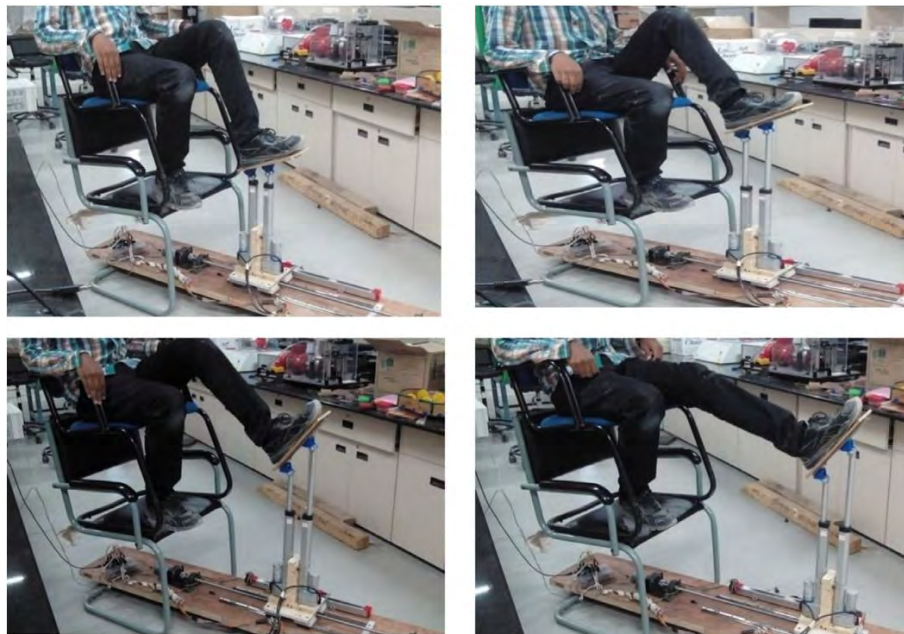


Figura 17. Robot rehabilitador de miembros inferiores del tipo sentado [15].

E. Akdogan realizó un robot de ejercicios terapéuticos para la rehabilitación de los miembros inferiores, llamado “Physiotherabot”[16] (Figura 18). Cuenta con tres GDL operado por una

interfaz humano-máquina, es capaz de realizar movimientos de rehabilitación pasivos y activos, además de poder registrar los datos del paciente, tales como su peso, altura, el largo del miembro, etc. Cuenta con sensores de fuerza para evaluar las reacciones del paciente al ejercicio y estas son evaluadas por la interfaz.

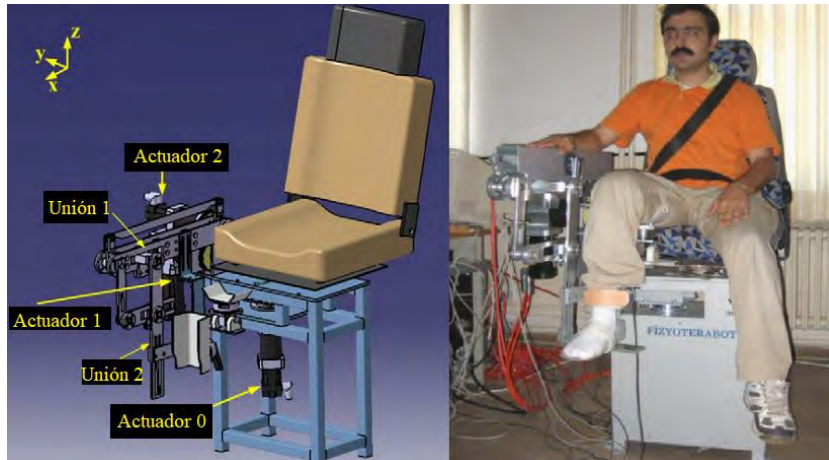


Figura 18. Physiotherobot [16].

Junpeng Wu *et al.* [17] desarrollaron en 2016, un robot rehabilitador de miembros inferiores de tres GDL (Figura 19). Consiste principalmente de un actuador, un controlador electrónico, medidor de señal, y un sistema de control. Está compuesto por tres motores de corriente directa correspondientes a cada articulación del miembro inferior. Estos motores mueven al exoesqueleto para girar alrededor de las articulaciones. Es operado por medio del control, el cual recibe datos por medio de sensores de corriente y *encoders* ópticos.

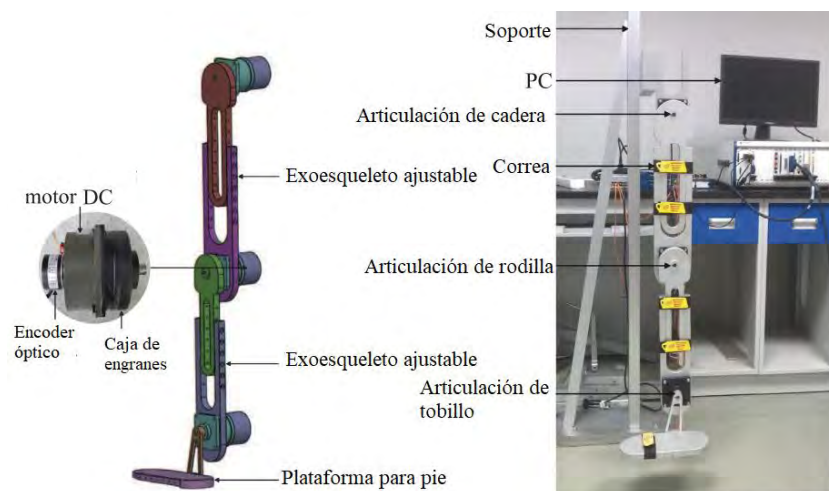


Figura 19. Robot rehabilitador de miembros inferiores de tres GDL (pierna) [17].

En 2016 F. Zhang *et al.* [18] presentaron un rehabilitador de miembros inferiores el cual tiene como principales funciones el entrenamiento y rehabilitación de la movilidad articular y la coordinación del movimiento, así como el fortalecimiento de los músculos. Denominado Ileg, consiste en un sillón reclinable, dos ortesis de pierna, dos mecanismos soporte, una caja de control y una base (véase Figura 20). Es operado haciendo uso de un control de tipo proporcional integral.

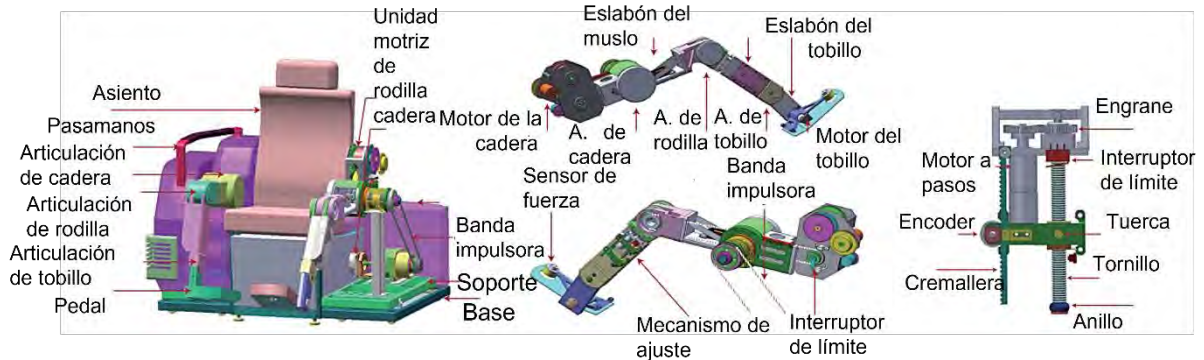


Figura 20. Mecanismo del Ileg [18].

1.1 Antecedentes

En el CENIDET, se han desarrollado rehabilitadores de cadera, rodilla y tobillo. El propósito de estas investigaciones es profundizar en el conocimiento y mejorar el diseño y control de los rehabilitadores.

En 2021, Reynosa [19], desarrolló un prototipo físico de un rehabilitador de cadera de tres GDL basado en un robot cartesiano (Figura 21). Para controlarlo, se utilizó el Control Numérico (CN), el cual daba coordenadas al rehabilitador en los tres ejes (X, Y y Z). De esta manera, permitía lograr movimientos de cadera tales como: flexión, extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa.

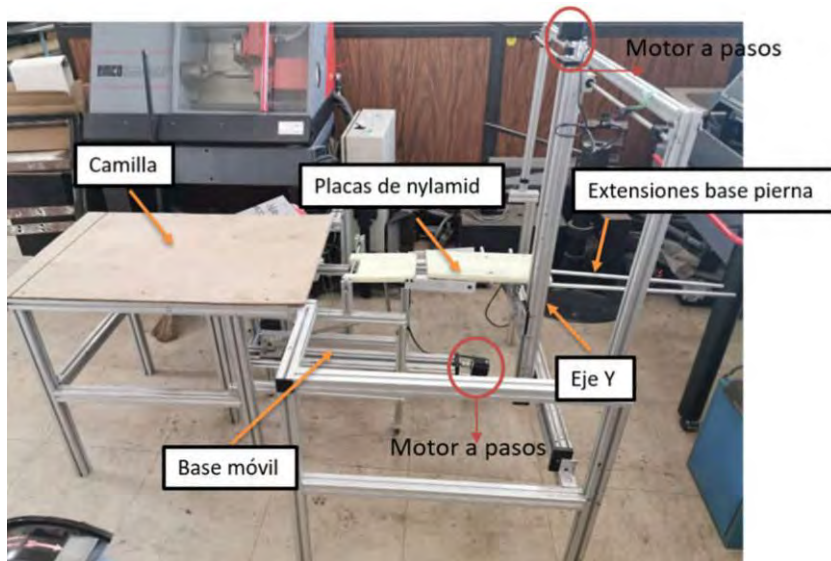


Figura 21. Rehabilitador de Cadera, Uziel Reynosa Vargas [19]

En 2015, Guzmán [20] diseñó un rehabilitador de movimiento pasivo continuo para cadera llamado *Hipbot*, el cual es capaz de lograr movimientos de flexión/extensión y abducción-aducción en los rangos máximos de las articulaciones de la cadera. Este prototipo, es capaz de realizar movimientos combinados y gracias a su controlador Proporcional Integral Generalizado (GPI) robusto, es capaz de rechazar las perturbaciones que se presenten, derivadas del peso de la pierna del paciente (Figura 22).



Figura 22. Rehabilitador Hipbot [20]

En 2017, Gómez *et al.* [21] realizaron un rehabilitador de cadera con base en un robot paralelo el cual cubría diferentes tipos de movimientos, incluyendo movimientos de la rodilla (Figura 23). Se propuso un robot con tres GDL utilizando un sistema de tres coordenadas (X, Y y Z), que permita realizar los diferentes tipos de movimientos, necesarios para lograr la rehabilitación de cadera (flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa). Los requerimientos que se tomaron en cuenta para el diseño del prototipo de rehabilitación de cadera fueron:

- Que realice los seis movimientos de la cadera.
- Que realice movimientos combinados: flexión cadera-rodilla.
- Que considere características de pacientes promedio (W, Longitud de extremidades. etc.).
- Que utilice componentes estándar.
- Que evite utilizar componentes personalizados.
- Que cuente con paro de emergencia accesible al paciente y desde el controlador.
- Que minimice la cantidad de actuadores a utilizar.

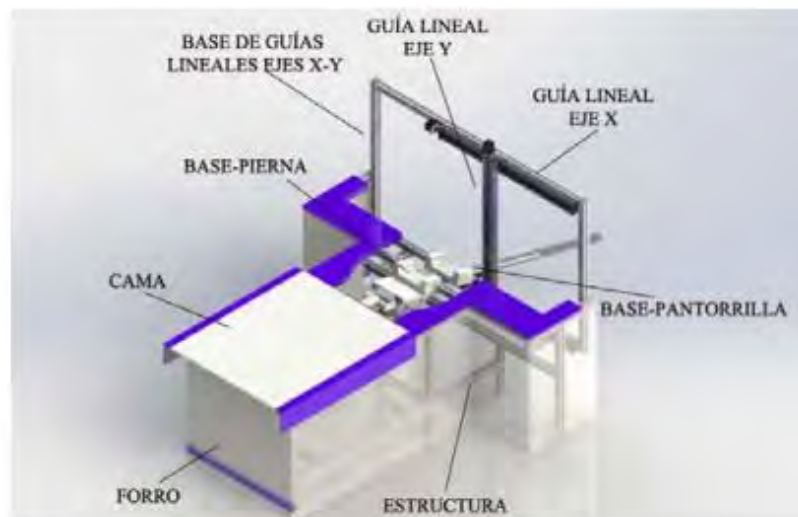


Figura 23. Robot paralelo para la rehabilitación de cadera [21]

Godoy [22] en 2012, desarrolló un robot paralelo para la rehabilitación de tobillo que permitía realizar los movimientos de dorsiflexión-plantarflexión e inversión-eversión (Figura 24). Diseñó un prototipo real y un prototipo virtual. También diseñó y construyó una ley de control para reproducir los movimientos antes mencionados.

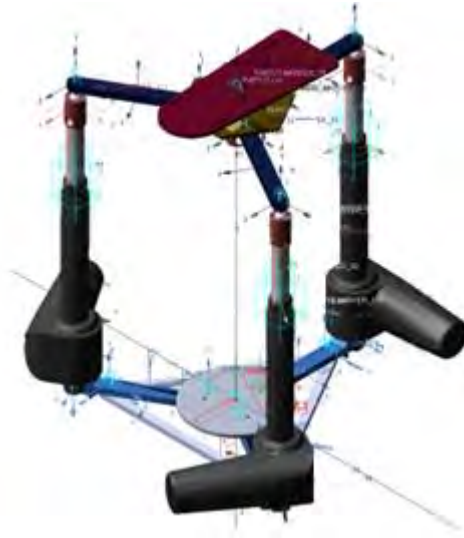


Figura 24. Prototipo virtual del rehabilitador de tobillo [22]

En 2014, Ruiz [23] diseñó el control mioeléctrico de un rehabilitador de tobillo. Menciona el autor que el control mioeléctrico se basa en utilizar las señales eléctricas que se generan cuando un músculo se contrae o se flexiona, las cuales son creadas por la interacción química en el cuerpo, para comandar un rehabilitador de tobillo de movimiento pasivo continuo.

Ruiz diseñó un prototipo físico que funcionara con los impulsos que manda el músculo al realizar movimientos específicos, este prototipo está compuesto por un soporte para el pie con actuadores fijados en una base hecha de perfiles de aluminio (Figura 25). Por medio de experimentación y muestras tomadas, ajustó los parámetros para que el rehabilitador respondiera, dependiendo de la forma en la que se mueve el antebrazo.



Figura 25. Prototipo del rehabilitador de tobillo, Norma Ruiz [23]

En 2018, Santana [24] implementó el Control Numérico (CN) en un rehabilitador de tobillo, el cual está basado en los planos XY y puede realizar movimientos complejos de dorsiflexión-plantar flexión y abducción-aducción. Construyó un prototipo físico (Figura 26) “basado en una transmisión mecánica rotatoria a lineal las trayectorias de los ejes por medio de guías lineales acopladas a la plataforma móvil, considerando movimientos continuos pasivos adecuados dependiendo el programa o nivel de rehabilitación hacia el paciente.” (página 116).



Figura 26. Prototipo controlado por medio de CN, Santana [24]

Penagos [25] presentó en 2016, el diseño y construcción de un robot paralelo con dos guías lineales, de dos GDL (Figura 27). Este robot, es capaz de realizar los movimientos de

dorsiflexión-plantar flexión e inversión-eversión del tobillo humano. Se implementó una ley de control PD para proporcionar movimientos suaves y precisos.

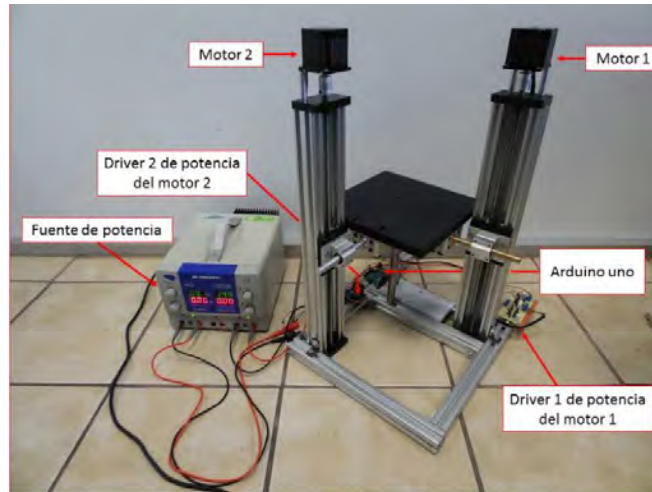


Figura 27. Prototipo del robot paralelo de Penagos [25]

1.2 Justificación

Debido al posible error humano que se pueda cometer, y al límite de capacidades que poseemos, los rehabilitadores son la perfecta solución para poder llevar un control del tratamiento de un paciente con el ritmo y precisión que el especialista considere necesario. Dado que los rehabilitadores son auxiliares de los especialistas, estos deben tener una interfaz sencilla y amigable para facilitar la correcta operación de estos rehabilitadores.

Los rehabilitadores enfocados al tratamiento de la cadera son escasos, la mayor parte de rehabilitadores son enfocados a los miembros inferiores en general, y no se enfocan en cubrir las necesidades en cuanto a rango de movimiento para la óptima rehabilitación de cadera, además de ser de difícil acceso para una persona sin los recursos necesarios. Existen rehabilitadores con mecanismos más simples y funcionales, siendo los más accesibles, sin embargo, estos tienen poca adaptabilidad o son enfocados a un solo tipo de pacientes.

Se tiene como fin, implementar leyes de control en el rehabilitador de cadera de 3GDL, este control debe permitir la manipulación de los movimientos en sus tres ejes con la mayor precisión posible, y que sea de fácil configuración. Así como rediseñar el rehabilitador para darle una estructura más sólida, confortante y estética, sin volverse inaccesible debido al costo. E implementar una interfaz amigable con el usuario. Se desea lograr un rehabilitador capaz de adaptarse al estándar mexicano

Es importante mencionar que no se tienen registros previos de un trabajo que tenga las mismas características.

1.3 Planteamiento del problema

1.3.1 Definición del problema

El cuerpo humano es un sistema que está constantemente expuesto a sufrir todo tipo de lesiones o enfermedades que pueden complicar la forma de vivir y experimentar nuestro día a día, impidiéndonos realizar actividades e incluso ocasionando daños psicológicos. Con el paso de los años, el humano ha ido evolucionando para enfrentar todo tipo de enfermedades y lesiones, con lo cual se ha logrado avanzar hasta el punto donde una lesión grave puede tratarse y en diversos casos sanarse.

Gracias al estudio del cuerpo humano se puede entender cómo éste se comporta y cómo tratarlo en caso de una lesión, a estas sesiones de movimientos y masajes se le conoce como rehabilitación. La rehabilitación de algún miembro del cuerpo humano es una práctica que requiere tiempo y conocimiento, así como precisión, por lo cual se requiere de un experto para llevarla a cabo de manera adecuada. Actualmente, los especialistas en rehabilitación se apoyan en diversas máquinas rehabilitadoras para realizar distintas acciones que requieren precisión o constancia. Sin embargo, estas máquinas suelen ser poco accesibles por el costo, lo que hace complicado adquirir una para una persona promedio.

Comúnmente, las rehabilitaciones de cadera son aplicadas manualmente, por ello es que son muy cortas y quedan sujetas a la habilidad y disponibilidad del terapeuta. Este problema disminuye la calidad del servicio y hace que aumenten los costos de las rehabilitaciones. Para el fisioterapeuta es complicado, pesado y tedioso cargar toda la pierna del paciente y hacer ejercicios repetitivos. Conforme va dando diversas terapias a pacientes, el cansancio impacta en la calidad de las terapias, aunado que existe poco personal para dar atención a la gran demanda de terapia por pacientes, y pocos centros de rehabilitación.

En cuanto al diseño de una máquina de rehabilitación de cadera, de la revisión del estado del arte se puede observar que por ser una unión tipo esférica, la complejidad para proponer una máquina que pueda proporcionar los movimientos a un paciente ha sido un gran reto. Por lo cual, no se tiene una máquina que proporcione todos los movimientos de rehabilitación de la cadera (Abducción/aducción, rotación interna/externa, flexión y extensión).

1.3.2 Hipótesis

H1. El uso de control clásico en el control de movimiento de un rehabilitador de cadera permitirá proporcionar movimientos básicos y combinados para rehabilitación pasiva. Esto debido a que se opera con motores de CD y sensores del tipo encoder, los cuales se ha demostrado en otros proyectos que pueden ser controlados por medio del control clásico y LabVIEW.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Diseñar e implementar estrategias de control en un rehabilitador de cadera de 3 GDL, con control de tipo clásico para proporcionar movimientos suaves en las diversas trayectorias a lo largo de los tres ejes de trabajo, utilizando el software LabVIEW y la tarjeta de programación MyRIO.

1.4.2 Objetivos específicos

- Rediseñar la máquina de rehabilitación de cadera para darle mayor robustez, estética y ergonomía.
- Realizar los cálculos de esfuerzos y el factor de seguridad para conocer los alcances y limitaciones que presenta el diseño del rehabilitador.
- Realizar el análisis cinemático y dinámico del rehabilitador de cadera para determinar movimientos suaves de rehabilitación.
- Diseñar estrategias de control clásico para implementar en un prototipo virtual para que proporcione movimientos suaves.
- Construir el prototipo e instrumentar el sistema con sensores y actuadores de CD.
- Realizar pruebas en el rehabilitador con personas sanas para validar los movimientos del rehabilitador.

1.5 Alcances y limitaciones

Limitaciones:

Se realizarán pruebas sólo con pacientes sanos.

Sólo se implementará control clásico en el prototipo físico para validar los movimientos de rehabilitación.

Se diseñará el rehabilitador para el estándar de estatura del mexicano.

Alcances (Delimitaciones):

Se rediseñará, construirá e instrumentará el rehabilitador de cadera de tres grados de libertad partiendo de la base del rehabilitador de cadera de 3GDL de tipo cartesiano de U. Vargas.

Se diseñarán estrategias de control clásico para implementar en el prototipo virtual y físico que proporcione movimientos suaves de rehabilitación.

Se diseñará una interfaz por medio de LabVIEW que pueda controlar los motores para hacer pruebas de los seis movimientos esenciales para la rehabilitación de cadera.

1.6 Productos y beneficios esperados

- Un rehabilitador de cadera de tres GDL que proporcione los movimientos básicos y también movimientos combinados.
- Un programa que controle la máquina haciendo uso de un módulo de control (PI, PD o PID)
- Publicación de al menos un artículo para someter en congreso internacional.
- Contribuir con un dispositivo de bajo costo, que permita una mejor calidad de vida a personas que sufren de espasticidad en extremidades inferiores o que requieran rehabilitación de cadera.
- Implementar una interfaz para controlar el rehabilitador y brindar al usuario una amplia interacción con el dispositivo.

Capítulo 2

2 Marco Teórico

2.1 Rehabilitación

En la antigüedad, las discapacidades fueron consideradas como un castigo divino, por lo que a las personas con estas dificultades se les excluía completamente de la sociedad en algunas civilizaciones. Sin embargo, en otras, se les trataba con respeto y atención por estas enfermedades, siendo aceptadas e integradas, asignándoles tareas.

En el campo de la fisioterapia, se encuentran diversos ejercicios para reactivar los músculos, incrementar su fuerza y su resistencia. Los ejercicios de fortalecimiento tienen como objetivo incrementar la fuerza que genera el músculo, ayudar a la coordinación entre los diversos músculos, e incrementar la tensión potencial que producen.

Existen diversos tipos de ejercicios de fortalecimiento. Uno de ellos, es el de tipo isocinético, con el cual se aplica movimiento constante, pero de resistencia variable. Este tipo de ejercicios forman parte de una cadena cinética cerrada, frecuentes en la vida cotidiana. Tales ejercicios fortalecen los grupos musculares inferiores que incluyen las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. El ejercicio isocinético (Figura 28), se aplica en la última fase de la rehabilitación, cuando se alcanza estabilidad en el foco de la fractura.



Figura 28. Ejercicio isocinético [26]

La rehabilitación es una disciplina que se basa en realizar movimientos segmentados dentro de un movimiento general, enfocándose en un área del cuerpo a la vez. Puede ser de manera activa

o pasiva (Tabla 1). En la rehabilitación pasiva, los movimientos son realizados por el terapeuta, por una máquina o por un asistente. Este tipo de rehabilitación se caracteriza por:

- Facilitar las maniobras y permite un incremento gradual de la amplitud de movimiento.
- El movimiento comprende el mayor arco de movimiento que resulte posible.
- Se debe practicar varias veces al día, en breves sesiones repetidas muchas veces, dependiendo de la patología. Ej. 5 minutos cada una hora, aproximadamente 8 a 10 veces al día con la colaboración de los familiares y del propio paciente.
- La maniobra ser tanto más suave, cuanto mayor es el dolor, la inflamación o la contractura.
- Cuando es imprescindible mantener una inmovilización (yeso) se trabaja en las articulaciones supra e infra yacentes al yeso [27].

En la rehabilitación activa, es el paciente quien realiza los movimientos con o sin ayuda del terapeuta o de un equipo especializado. Cuando se presenta una ayuda, se hace referencia a una movilización asistida o auto-asistida.

Tabla 1 Tipos de rehabilitación [27]

Tipo.	Forma.	Ejecución.	Forma de ejecución.
Pasiva.	<i>Libre.</i>	Libre.	Las movilizaciones se realizan sin forzar los topes articulares.
	<i>Forzada.</i>	Momentánea.	Las movilizaciones se realizan en forma brusca, forzada y rápida.
		Mantenida.	Las movilizaciones se realizan en forma lenta, progresiva y mantenida (elongación-tracción)
Activa.	<i>Asistida.</i>	Autoasistida.	El fisioterapeuta, aparatos, o el peso del cuerpo del propio paciente, ayudan a ejecutar la movilización, ya que el paciente no lo puede realizar totalmente (no puede comenzar o terminar el movimiento)
		Por terapeuta o aparatos.	
	<i>Libre.</i>	Pendular.	La movilización posee fuerza de comienzo del movimiento y continua por inercia, (oscilación-pendular) (lanzamiento-balística)
		Balística.	
		Regulada.	La movilización la realiza el paciente, sin problema.
	<i>Resistida.</i>	Contraresistencia.	La movilización se resiste por aparatos, manualmente o autoresistida por el paciente, donde el objetivo es fortalecer los músculos. La potencia de un músculo depende totalmente de cómo se use y con que frecuencia y es mucho mas eficaz que solo el movimiento activo. El grado optimo de resistencia es la que pueda vencer el paciente, se aplica en forma uniforme, elástica y sostenida hasta el final del movimiento.

Cuando se habla de rehabilitación se habla de un nivel de atención médica que se encuentra en el tercer nivel de atención de la enfermedad, el primer nivel es la prevención, el segundo es el diagnóstico y tratamiento y el tercero es la rehabilitación.

La rehabilitación física está encargada de recuperar al máximo las capacidades del individuo que ha sufrido alguna lesión o enfermedad y reincorporar al paciente a sus actividades de la vida diaria.

De acuerdo con el Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC) [28], la rehabilitación es conjunto de medidas encaminadas a mejorar la capacidad de una persona para realizar por sí misma actividades necesarias para su desempeño físico, mental, social, ocupacional y económico, por medio de órtesis, prótesis, ayudas funcionales, cirugía reconstructiva o cualquier otro procedimiento que le permita integrarse a la sociedad. También considera cuatro componentes de la unidad de rehabilitación:

- Rehabilitación física: Enfocada a los pacientes con problemas motrices derivados de accidentes.
- Rehabilitación social: Se enfoca en atender a los pacientes con dificultades para incorporarse a las actividades diarias, puede ser por secuelas de alguna enfermedad o dificultades de comunicación y audición.
- Rehabilitación integral: “busca a través de procesos terapéuticos, educativos, formativos y sociales el mejoramiento de la calidad de vida y la plena integración del discapacitado al medio familiar, social y ocupacional.”
- Rehabilitación basada en la comunidad: “RBC, constituye una estrategia de desarrollo comunitario para la rehabilitación, equiparación de oportunidades e integración social de todas las personas con discapacidad.” [29]

En los últimos años en México la población con discapacidades se ha incrementado. De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) [30], de las personas que tienen una discapacidad, el 64.1% son motoras como se muestra en la Figura 29.

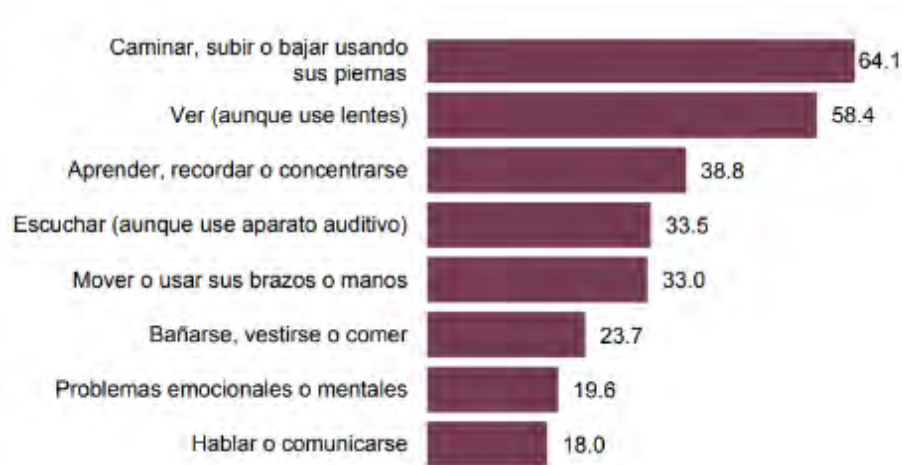


Figura 29. Gráfica de discapacidades [30]

La OMS [31], declaró que la pandemia de COVID-19 ha provocado un nuevo aumento en las necesidades de rehabilitación, además de, causar graves perturbaciones en los servicios existentes de rehabilitación en el 60-70% de todos los países. También afirma que las necesidades de rehabilitación mundial han sido descuidadas debido a factores como:

- La falta de un orden de prioridades, así como de fondos, políticas y planes de rehabilitación a nivel nacional.
- La falta de servicios de rehabilitación fuera de las zonas urbanas, y los largos plazos de espera.
- Los elevados gastos directos y la inexistencia o insuficiencia de medios de financiación.
- La falta de profesionales cualificados para prestar servicios de rehabilitación: en muchos contextos de ingresos bajos y medianos, la proporción es de menos de 10 profesionales cualificados por cada millón de habitantes.
- La falta de recursos, en particular tecnología de apoyo, equipo o artículos fungibles.
- La necesidad de más investigación y datos sobre la rehabilitación.
- La ineficacia y la infrautilización de las vías de derivación de pacientes a rehabilitación.

2.2 Movimientos de rehabilitación y sus rangos

La cadera es una de las articulaciones más complejas que posee el cuerpo humano. Posee 3 GDL, y contiene un componente muy importante, la articulación coxofemoral (Figura 30), con la cual es posible realizar movimientos de abducción, aducción, flexión, extensión y rotación tanto interna como externa.

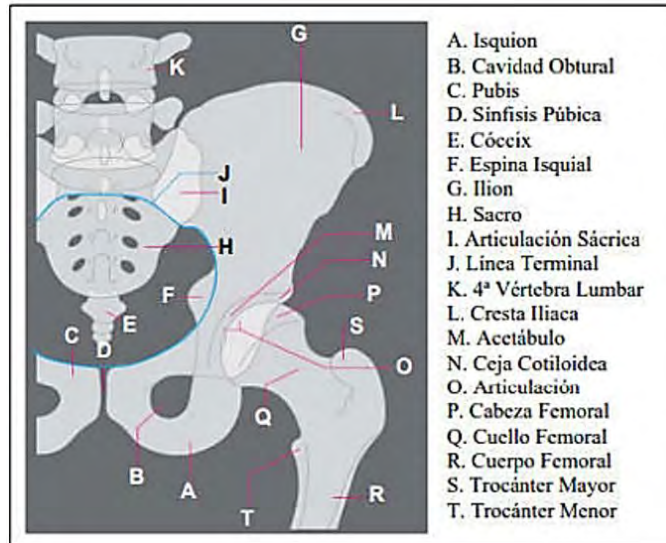


Figura 30. Articulación coxofemoral [32].

2.3 Los rehabilitadores

En los últimos años, se ha implementado la robótica como asistente para la fisioterapia. Se han diseñado gran variedad de rehabilitadores con diversos enfoques, diseños y controles. Sin embargo, todos tienen la misma finalidad: solventar las necesidades de personas con discapacidad.

Los robots tienen por lo general dos enfoques. El enfoque industrial, con robots capaces de operar líneas de ensamble o procesos como el de soldadura. Y el enfoque servicial, que se trata de robots con las cualidades de interactuar con el ser humano para apoyar en las necesidades o facilitar tareas. En cuanto a los robots rehabilitadores de cadera, se cuenta con una amplia gama, con características morfológicas distintas [33] (Figura 31).

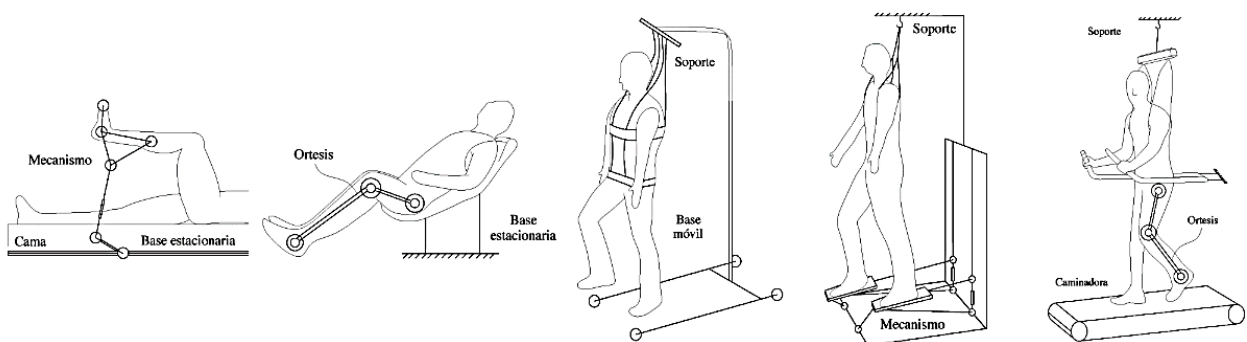


Figura 31. Tipos de robots para rehabilitación de cadera [33]

Actualmente, existen diversas máquinas y rehabilitadores que, con el enfoque de atender la cadera, estas son para apoyo de los terapeutas y no deben suponer la sustitución de un especialista.

2.4 Control clásico

Acción de control proporcional [34]. Para un controlador con acción de control proporcional, la relación entre la salida del controlador $u(t)$ y la señal de error $e(t)$ es:

$$u(t) = k_p e(t) \quad (1)$$

o bien, en cantidades transformadas por el método de Laplace,

$$\frac{U(s)}{E(s)} = k_p \quad (2)$$

donde K_p se considera la ganancia proporcional. Cualquiera que sea el mecanismo real y la forma de la potencia de operación, el controlador proporcional es, en esencia, un amplificador con una ganancia ajustable.

Acción de control integral. En un controlador con acción de control integral, el valor de la salida del controlador $u(t)$ se cambia a una razón proporcional a la señal de error $e(t)$. Es decir,

$$\frac{du(t)}{dt} = K_i e(t) \quad (3)$$

O bien

$$u(t) = K_i \int_0^t e(t) dt \quad (4)$$

donde K_i es una constante ajustable. La función de transferencia del controlador integral es:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = \frac{K_i}{s} \quad (5)$$

Acción de control proporcional-integral. La acción de control de un controlador proporcional-integral (PI) se define mediante:

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt \quad (6)$$

o la función de transferencia del controlador es:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = k_p(1 + T_d s) \quad (7)$$

donde T_d es el tiempo derivativo.

Acción de control proporcional-integral-derivativa. La combinación de la acción de control proporcional, la acción de control integral y la acción de control derivativa se denomina acción de control proporcional-integral-derivativa. Esta acción combinada tiene las ventajas de cada una de las tres acciones de control individuales. La ecuación de un controlador con esta acción combinada está dada por:

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt + k_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (8)$$

o la función de transferencia es:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = k_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (9)$$

donde K_p es la ganancia proporcional, T_i es el tiempo integral y T_d es el tiempo derivativo.

2.5 Control robusto GPI

Es un procedimiento para diseñar un controlador lineal capaz de rechazar perturbaciones estructuradas aditivas. Como menciona A. Carrillo [35], “Los controladores GPI se diseñan bajo el contexto del rechazo activo de perturbaciones en el cual se usan modelos simplificados de los sistemas y se estiman o rechazan de manera conjunta y aproximada dinámicas no modeladas, perturbaciones internas y externas del sistema. Los controladores GPI incluyen de manera natural y embebida un modelo polinomial en el tiempo de las perturbaciones dependientes del estado y de aquellas perturbaciones exógenas sin estructura especial alguna.”

Para trazar una trayectoria suave, se propone una retroalimentación de tipo GPI. Está dado por:

$$u = u(t) - G(d)(\theta - \theta(t)) \quad (10)$$

$$G(s) = \left[\frac{(k_6 s^6 + k_5 s^5 + \dots + k_1 s + k_0)}{(s^5 (s^6 + k_{12} s^5 + \dots + k_8 s + k_7))} \right] \quad (11)$$

Con $u(t) = \theta$ siendo la entrada nominal de la plataforma móvil de segundo orden. Las ganancias del control $[k_{12} \dots k_0]$ se ajustan para coincidir con las deseadas por el polinomio característico. $(S^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)^6(s + p)$

La posición deseada está dada por el siguiente polinomio de Bézier.

$$\theta(t) = \theta_i + (\theta_f - \theta_i)\sigma(t, t_i, t_f)\mu p^5, \quad (12)$$

$$\sigma(t, t_i, t_f) = \gamma_1 - \gamma_2\mu p + \gamma_3\mu p^2 - \dots + \gamma_6\mu p^5, \quad (13)$$

$$\mu = \left(\frac{t - t_i}{t_f - t_i}\right) \quad (14)$$

Donde $\theta_i = \theta(t_i)$ y $\theta_f = \theta(t_f)$ son las posiciones inicial y final deseadas [36].

Capítulo 3

3 Desarrollo del rehabilitador de cadera de tres grados de libertad

Se requiere una solución para la siguiente problemática:

1. Rehabilitador enfocado a la rehabilitación de cadera
2. Los movimientos de rehabilitación de cadera pueden ser sencillos o combinados.
3. Se requiere una interfaz amigable al usuario.
4. Es necesario realizar movimientos con suavidad y fluidez.
5. Es necesario un rediseño para ajustarse a las nuevas necesidades.

El rehabilitador de cadera que se aborda en este documento está basado en un trabajo anterior realizado por U. Reynosa Vargas [19] en el CENIDET. Sin embargo, se realizaron modificaciones para dar una mayor estética y robustez al rehabilitador.

Para esta investigación, se implementará el uso del control en un rehabilitador de 3GDL que está basado en un robot cartesiano, el cual consiste en un sistema de tres ejes que actúan de forma lineal.

Cabe destacar los movimientos con los que se piensa trabajar por lo que es necesario conocer las características de dichos movimientos (Figura 32):

1. Flexión: Se trata de la acción de levantar la pierna hacia adelante. Este movimiento puede alcanzar los 90 grados si se realiza con la pierna totalmente alineada (forma activa), mientras que, si se contrae la rodilla (forma pasiva), se puede alcanzar un rango de 120 a 145 grados.
2. Extensión: Similar a la flexión, el ángulo en la extensión varia si se hace de forma activa o pasiva. Se trata de extender la pierna hacia la parte posterior del cuerpo, en este caso la forma activa tiene menor amplitud que la forma pasiva. En su manera activa, la extensión llega a alcanzar los 10 grados de amplitud, mientras que en su forma pasiva se pueden lograr de 20 hasta los 30 grados de amplitud.
3. Abducción: Este movimiento consiste en desplazar la pierna hacia afuera considerando el plano medio del cuerpo. En su forma activa se puede alcanzar de 90 a 120 grados mientras que en su forma pasiva se pueden llegar a alcanzar hasta los 180 grados. Sin

embargo, esta no sería una abducción pura, sino que estaría combinada con un movimiento de flexión. La amplitud máxima de la abducción de una cadera es de 45°

4. Aducción: Contrario a la abducción, consiste en desplazar la pierna hacia el plano medio del cuerpo. Debido a que ambas piernas ya se encuentran juntas, este movimiento no se da de forma pura, pero se puede encontrar de forma relativa. Al combinarse este movimiento con la flexión y extensión de cadera, se pueden alcanzar 30 grados de amplitud.
5. Rotación interna: Es el movimiento de rotación a lo largo de la pierna sobre su eje longitudinal aproximándose al plano medio del cuerpo. Sus ángulos de amplitud están entre 30 y 40 grados.
6. Rotación externa: Es el movimiento de rotación a lo largo del eje longitudinal de la pierna alejándose del plano medio del cuerpo. Su ángulo de amplitud es de 60 grados.

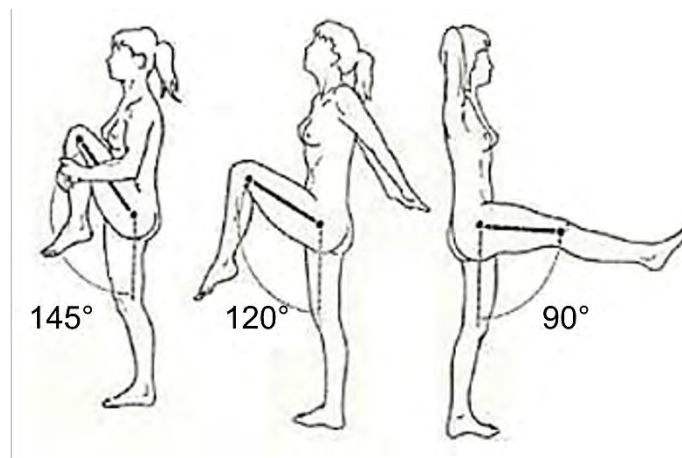


Figura 32. Movimientos de cadera (Flexión) [37]

3.1 Diseño del prototipo virtual

El prototipo virtual es el conjunto de 3 subensambles principales:

- Esqueleto
- Base móvil
- Soporte para pierna

El prototipo virtual es capaz de realizar los seis movimientos de rehabilitación, alcanzando los rangos óptimos de trabajo para una correcta rehabilitación.

En la Figura 33 se muestra la vista frontal del prototipo virtual donde se puede apreciar la configuración en forma de cruz de los ejes X & Y. En la Figura 34 se puede observar con mayor claridad los componentes de la máquina como la base móvil. Finalmente, en la Figura 35 se puede observar el rehabilitador desde una perspectiva superior.



Figura 33. Vista frontal del prototipo virtual



Figura 34. Vista lateral del prototipo virtual

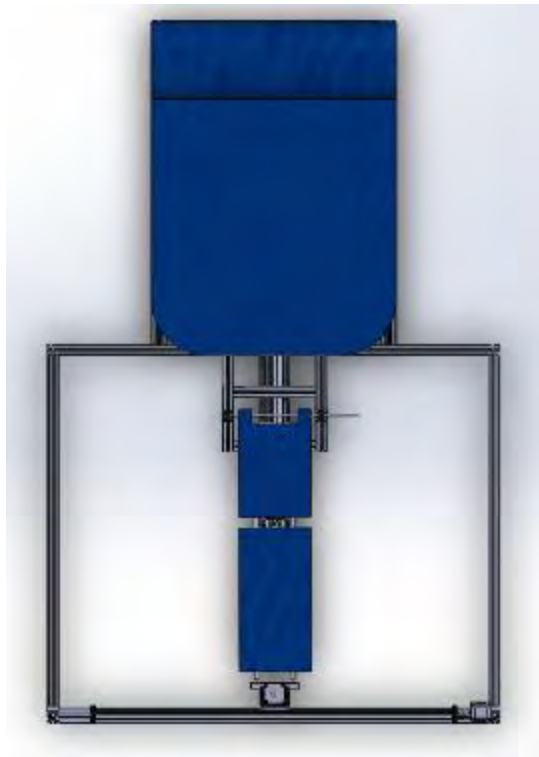


Figura 35. Vista superior del prototipo virtual

Haciendo una comparación del prototipo realizado por U. Reynosa Vergas [19], Figura 36, y el prototipo diseñado actualmente, se pueden notar cambios claros y similitudes obvias.

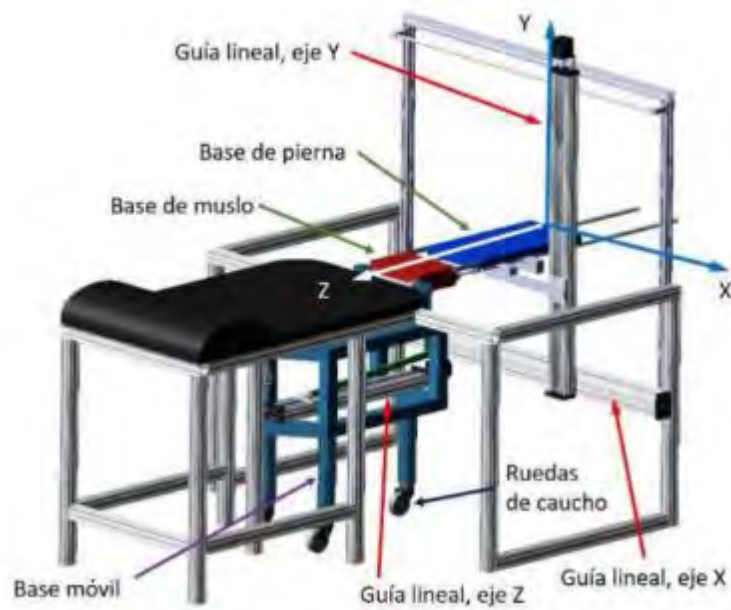


Figura 36. Prototipo anterior del rehabilitador de cadera [19]



Figura 37. Prototipo virtual rediseñado.

Observando la Figura 36 y Figura 37, se puede apreciar que el prototipo anterior era más pequeño, por lo que el área de trabajo era un poco más limitada. Así mismo, el arreglo que se utilizaba para soportar la pierna no permitía aprovechar la totalidad del desplazamiento del eje X, por lo que se cambió ese diseño al actual.

Con el diseño actual se obtuvieron las siguientes ventajas:

- Se aprovecha la totalidad del recorrido del eje X, Y y Z
- Se tiene una mayor robustez, tanto en la estructura como en el arreglo de los ejes X y Y
- Las nuevas dimensiones en los cojines del respaldo, muslera y soporte de pantorrilla| dar mayor confort al paciente.
- Se tiene un espacio de trabajo mayor, por lo que es fácil centrar al paciente para aprovechar el máximo movimiento al trabajar ya sea la pierna derecha o izquierda del paciente
- Se redujo la cantidad de material para la construcción del rehabilitador

Se pueden destacar las siguientes desventajas del prototipo diseñado en esta investigación con respecto al rehabilitador anterior:

- El prototipo es más complicado de transportar debido a su mayor volumen.

Según [38] y observando la Figura 38, 96.29 cm es el estándar de medida del pie a la cintura en los mexicanos varones de edades entre 18 y 65 años laboralmente activos.

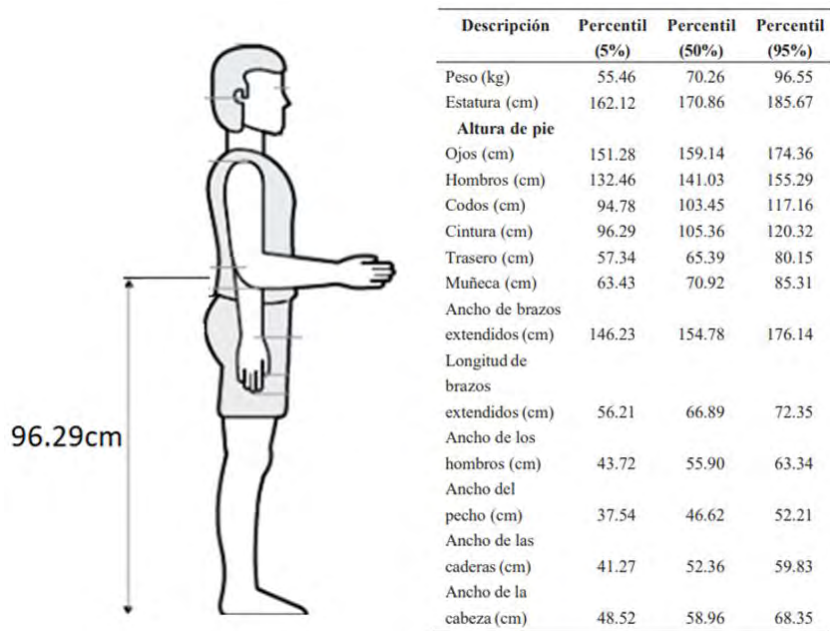


Figura 38. Medidas antropométricas de la población mexicana

El prototipo virtual tiene una longitud de 95 cm sólo para sostener la pierna (Figura 39), lo que significa que el rehabilitador estaría limitado a personas en el estándar mexicano. Sin embargo, debido a la amplitud del respaldo, el rehabilitador es capaz de integrar a personas de +/- 5cm.

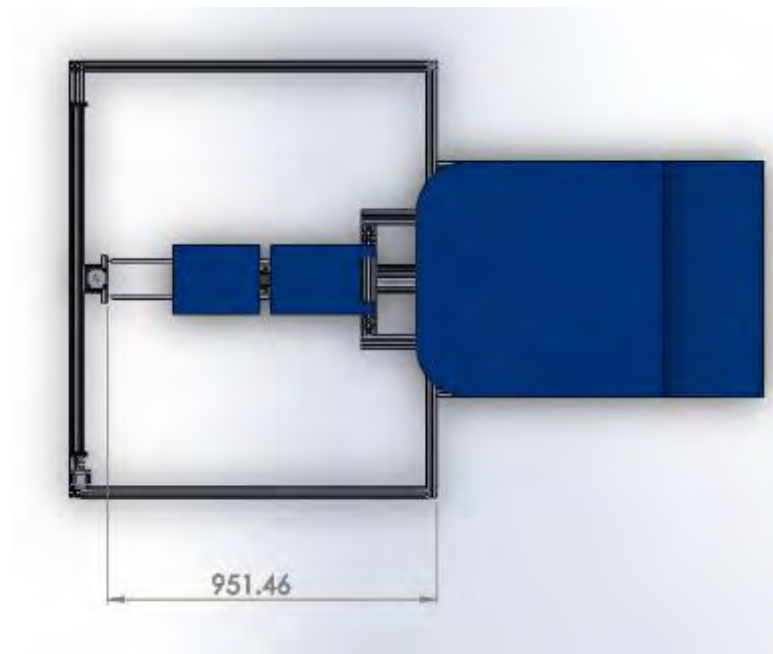


Figura 39. Espacio del soporte total de pierna

3.2 Cálculo de esfuerzos y factor de seguridad

Se realizó una simulación en SolidWorks con el fin de verificar en qué componentes se encuentran los mayores esfuerzos. Se determinó, que el mayor esfuerzo se encuentra en el diámetro menor del tubo con la esfera (véase Figura 40 y Figura 41). Esta parte se encuentra en el subensamble del soporte para pierna. Los tubos esfera son la unión de la guía lineal X con el soporte de pierna.

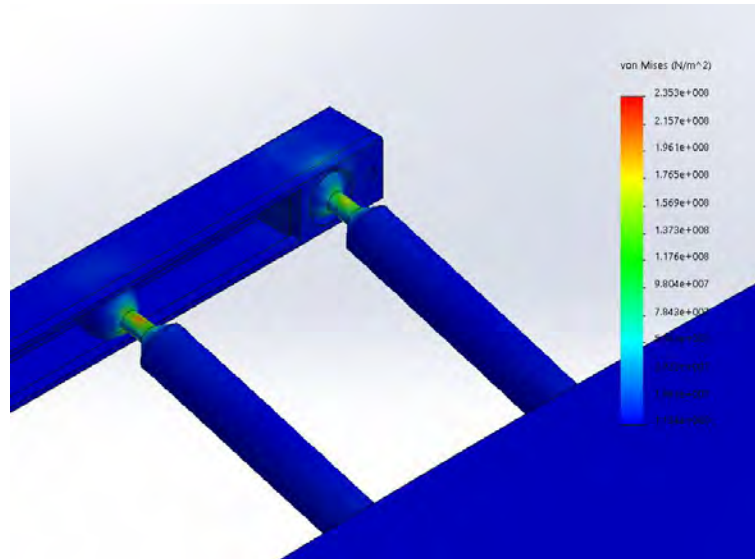


Figura 40. Análisis de esfuerzos de los ejes con esfera, donde se encuentra el esfuerzo mayor.

Se analizó este componente de forma independiente, calculando su esfuerzo y factor de seguridad con el método de Von Mises.

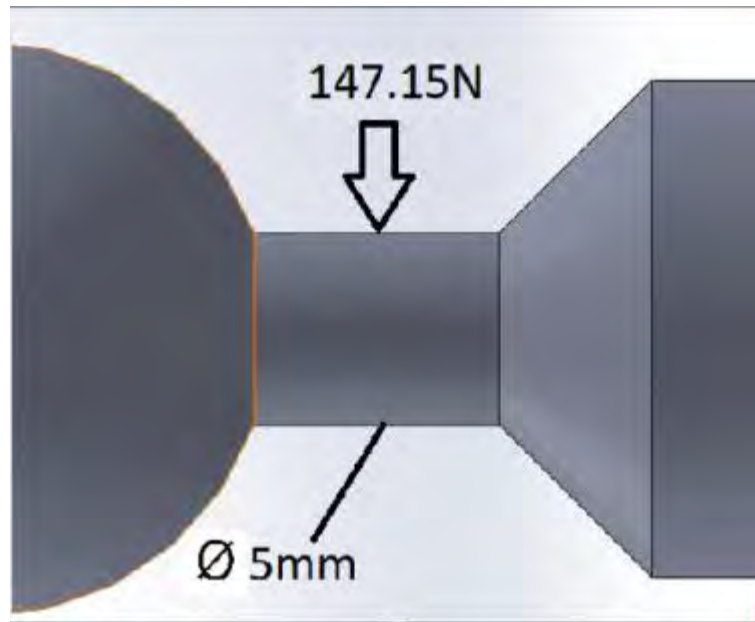


Figura 41. Diagrama de barra y esfera.

Se utilizó una masa de 15 kg (147.15 N), esta masa se utilizó tomando en cuenta un paciente de 100kg y considerando que una pierna pesa alrededor de 15% del total del cuerpo. Se le asignó el material Acero normalizado 4340, el cual tiene un límite elástico de 710×10^6 .

Se calculó el esfuerzo considerando el momento de flexión que genera la fuerza. Utilizando la siguiente formula:

Para obtener M se debe multiplicar la fuerza por la distancia desde donde esta es aplicada, esto puede verse en la ecuación 16. Según los datos obtenidos mediante la cota en la simulación, la distancia del punto analizado y el punto donde se ejerce la fuerza es de 0.207m.

Con base en la simulación realizada en SolidWorks, se encontró que la distancia del centroide de la esfera hasta donde se encuentra el esfuerzo es de $C=0.0025m$:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (15)$$

Donde:

$$M = (147.15)(0.207) Nm \quad (16)$$

$$C = 0.0025 m \quad (17)$$

$$I = \left(\frac{\pi}{4}\right) (0.0025)^4 m^4 \quad (18)$$

Entonces:

$$\sigma = \frac{(147.15)(0.207)(0.0025)}{(\pi/4)(0.0025)^4} = 2.48 * 10^9 \frac{N}{m^2} \quad (19)$$

En este caso no se tienen esfuerzos cortantes pues solo se tiene la fuerza que genera un momento de flexión.

Una vez encontrado el esfuerzo en la sección, se calculan los esfuerzos flexionantes y los esfuerzos cortantes máximos. La fórmula para encontrar estos esfuerzos es la siguiente:

$$\sigma = \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right) \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad (20)$$

Sin embargo, no se tiene un esfuerzo en el eje Y ni un cortante, así que la ecuación quedaría de la siguiente forma.

$$\sigma = \left(\frac{2.482153398 * 10^9}{2}\right) \pm \sqrt{\left(\frac{2.482153398 * 10^9}{2}\right)^2} \quad (21)$$

Realizando las operaciones, los esfuerzos son

$$\sigma_1 = 2.48 * 10^9 \frac{N}{m^2} \quad (22)$$

$$\sigma_2 = 0 \quad (23)$$

$$\sigma_3 = 0 \quad (24)$$

Calculando el esfuerzo de Von Mises

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3^2} \quad (25)$$

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 - \sigma_x\sigma_y + 3(\tau_{xy})^2} \quad (26)$$

Al no tener cortantes ni esfuerzos en el eje Y, y el resultado de σ_3 ser 0, entonces ambas ecuaciones llegan al mismo resultado.

$$\sigma' = \sqrt{(2.482153398 * 10^9)^2} = 2.482153398 * 10^9 = 2.48 * 10^9 \frac{N}{m^2} \quad (27)$$

Finalmente, calculando el factor de seguridad (*F.S.*), el cual es el resultado del límite elástico sobre el esfuerzo de Von-Mises. De esto se obtuvo un resultado no deseado, por lo que la carga de 15 kg es muy grande para solo esta barra.

$$F.S. = \left(\frac{710 \times 10^6}{2.48 * 10^9} \right) = 0.28 \quad (28)$$

Estos resultados son muy cercanos a los análisis realizados en SolidWorks (véase Figura 42, Figura 43 y Figura 44).

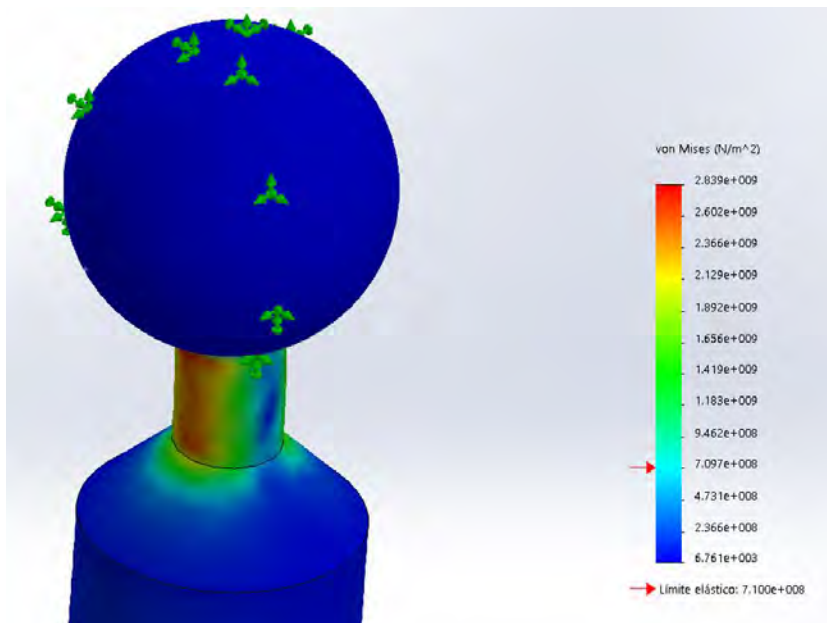


Figura 42. Esfuerzos calculados en SolidWorks para barra y bola.

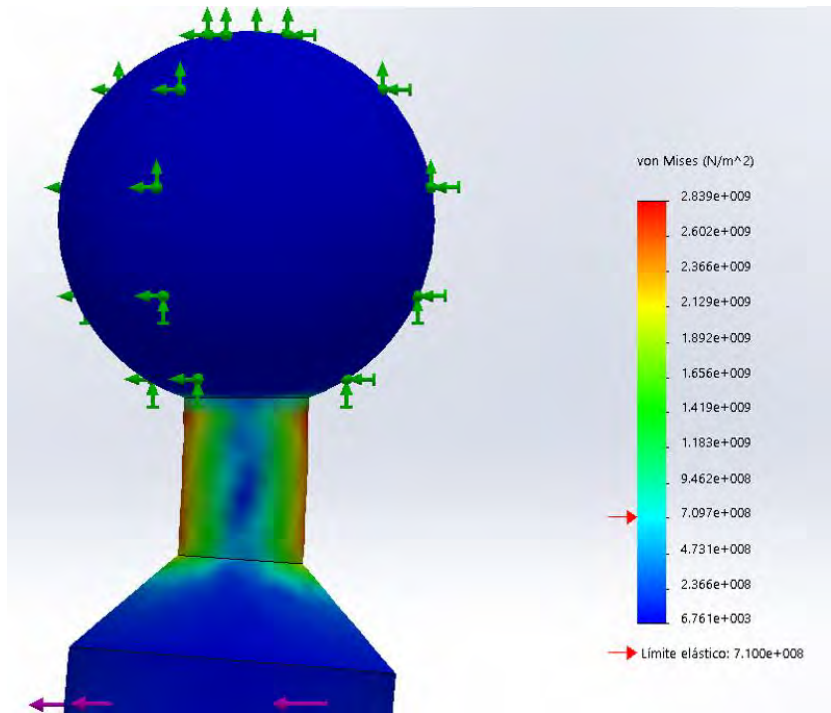


Figura 43. Perspectiva lateral de barra y bola.

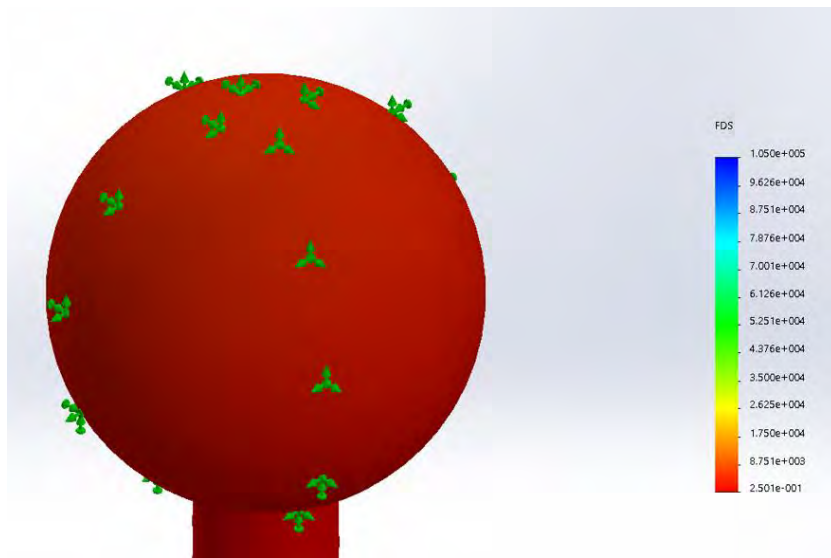


Figura 44. Factor de seguridad en barra y bola

Con estos resultados, se puede concluir que el diámetro menor del tubo esfera es la zona más vulnerable del soporte para pierna. No sería posible para esta zona soportar el peso total de la pierna por si sola, por lo que es necesario un arreglo que otorgue mayor soporte a esta zona.

3.2.1 Cálculo de esfuerzos en el prototipo virtual

Analizando ahora este componente (Figura 45) aplicado en el rehabilitador de cadera y haciendo esta prueba para una fuerza de 294.3 N o 30 kg, se encontró que, en total el diámetro menor está cargando el 4.24% del peso total, que equivalen a 12.5 N o 1.27 Kg. Conociendo la fuerza que está actuando en esta componente, se procedió a hacer el mismo análisis en el cual se obtuvieron los siguientes datos.

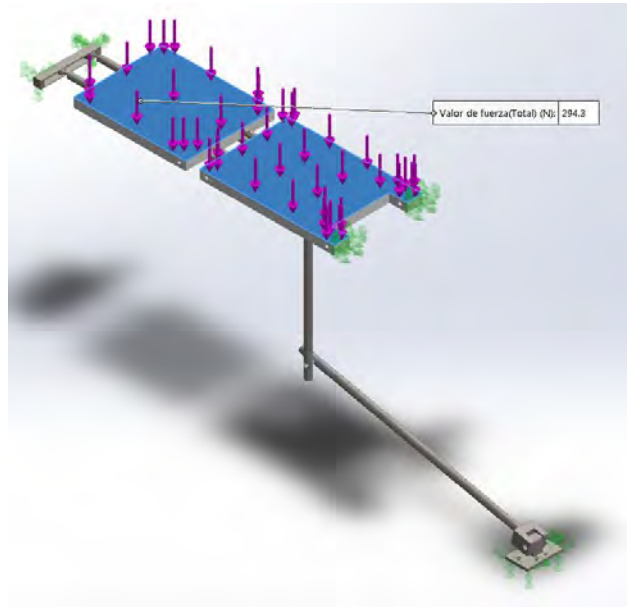


Figura 45. Fuerzas aplicadas al soporte de pierna.

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (29)$$

Donde:

$$M = (12.5)(0.207) Nm \quad (30)$$

$$C = 0.0025 m \quad (31)$$

$$I = \left(\frac{\pi}{4}\right) (0.0025)^4 m^4 \quad (32)$$

Entonces:

$$\sigma = \frac{(12.5)(0.207)(0.0025)}{(\pi/4)(0.0025)^4} = 2.11 * 10^8 \frac{N}{m^2} \quad (33)$$

Encontrando los esfuerzos principales:

$$\sigma = \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right) \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad (34)$$

Sustituyendo:

$$\sigma = \left(\frac{2.11 * 10^8}{2}\right) \pm \sqrt{\left(\frac{2.11 * 10^8}{2}\right)^2} \quad (35)$$

Se determina, entonces que, los esfuerzos son:

$$\sigma_1 = 2.11 * 10^8 \frac{N}{m^2} \quad (36)$$

$$\sigma_2 = 0 \quad (37)$$

$$\sigma_3 = 0 \quad (38)$$

Para el cortante máximo se obtuvo:

$$\tau_{max} = \pm \sqrt{\left(\frac{2.11 * 10^8}{2}\right)^2} \quad (39)$$

$$\tau_{max} = \pm 1.05 * 10^8 \frac{N}{m^2} \quad (40)$$

Calculando el esfuerzo de Von Mises

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3^2} \quad (41)$$

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 - \sigma_x\sigma_y + 3(\tau_{xy})^2} \quad (42)$$

$$\sigma' = 2.11 * 10^8 \frac{N}{m^2} \quad (43)$$

Calculando el factor de seguridad:

$$F.S. = \left(\frac{7.1 * 10^8}{2.11 * 10^8} \right) = 3.36 \quad (44)$$

Que como se puede notar, los resultados son casi idénticos a los mostrados en el análisis en SolidWorks tanto en los esfuerzos de Von-Mises como en el factor de seguridad (Figura 46, Figura 47 y Figura 48).

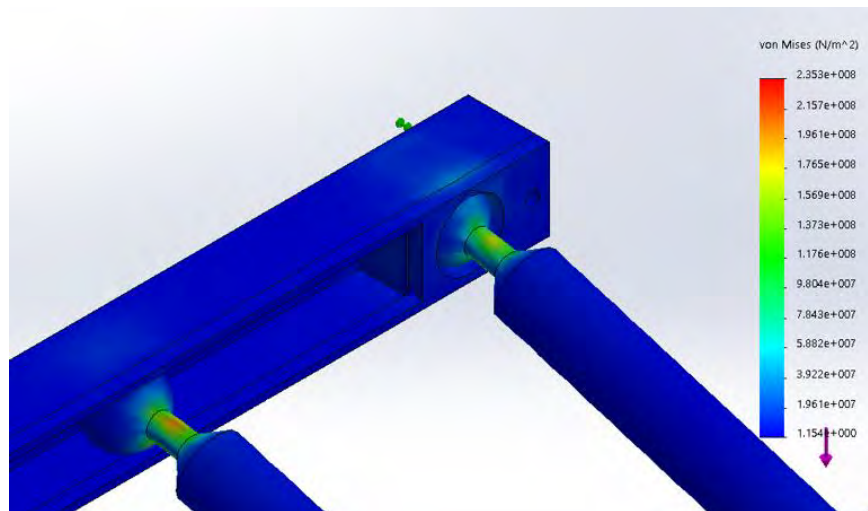


Figura 46. Esfuerzos de Von Mises en el tubo esfera.

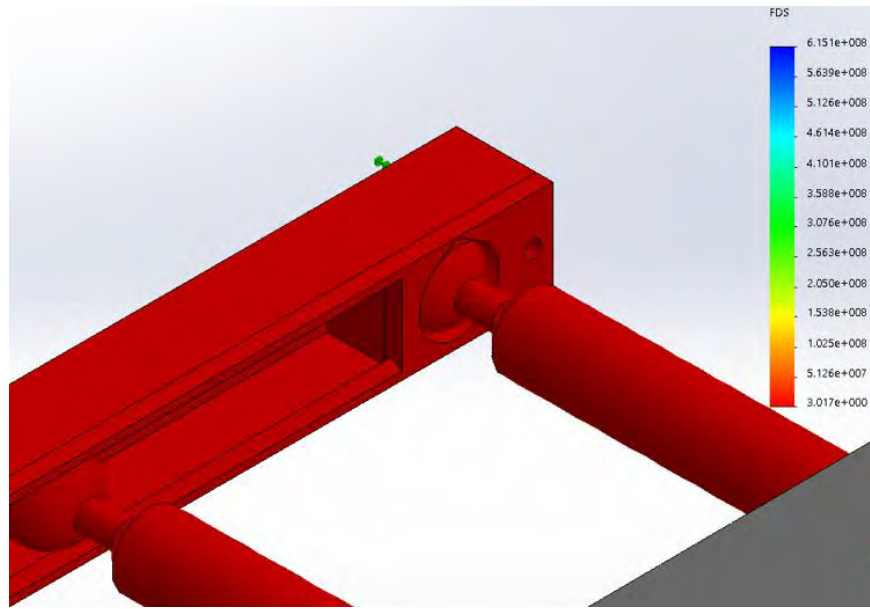


Figura 47. Factor de seguridad en el tubo esfera.

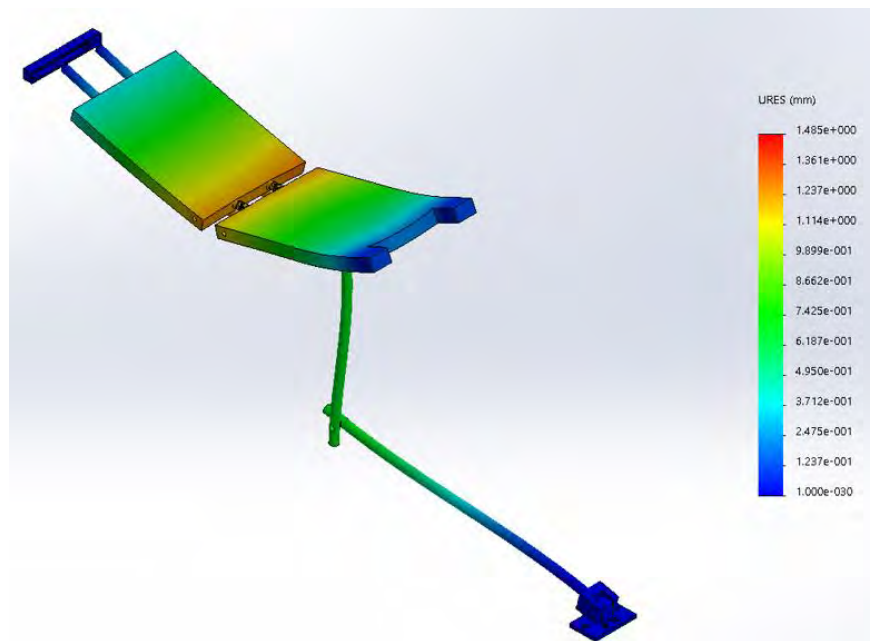


Figura 48. Análisis de desplazamientos.

Con base en los análisis realizados, se puede concluir que el arreglo del soporte de pierna ayuda al tubo esfera a no sufrir una carga tan grande. Los resultados muestran que esta configuración es capaz de soportar una pierna de 30kg y el tubo esfera (siendo el área más frágil) solo tendría que cargar 1.27kg. Si se considera que la pierna es el 15% del peso total, se puede afirmar que el rehabilitador puede soportar a una persona de 200kg.

3.3 Análisis Cinemático

El análisis cinemático sirve para analizar la posición, velocidad y aceleración de los componentes de un mecanismo. Para esta investigación, estos análisis son importantes sobre todo para los seis tipos de movimientos de rehabilitación de cadera que pueden observarse en la Figura 49 (flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, y rotación externa).

Se analizaron estos movimientos dentro de sus rangos de movimiento son de: 120° de flexión, -20° de extensión, 45° de abducción, 30° de aducción, 45° de rotación interna y 45° de rotación externa.[39]

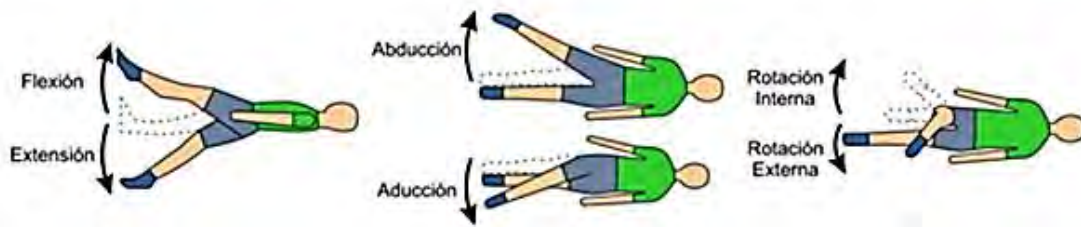


Figura 49. Movimientos básicos de rehabilitación de cadera [39].

3.3.1 Movimiento de Flexión

En el movimiento de flexión trabajan tanto el eje Y como el eje Z para lograr una posición en la cual la pierna provoca un ángulo de flexión en la cadera (véase Figura 50).

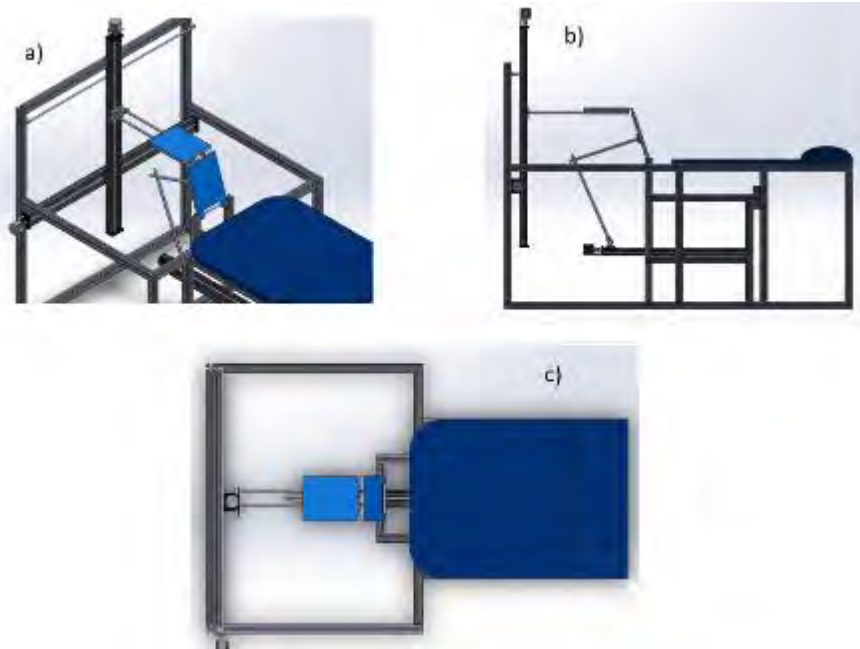


Figura 50. Movimiento de flexión. a) Vista Isométrica, b) Vista lateral, c) Vista superior

Haciendo el análisis cinemático para este movimiento, se puede observar que se trata de un mecanismo de cuatro barras.

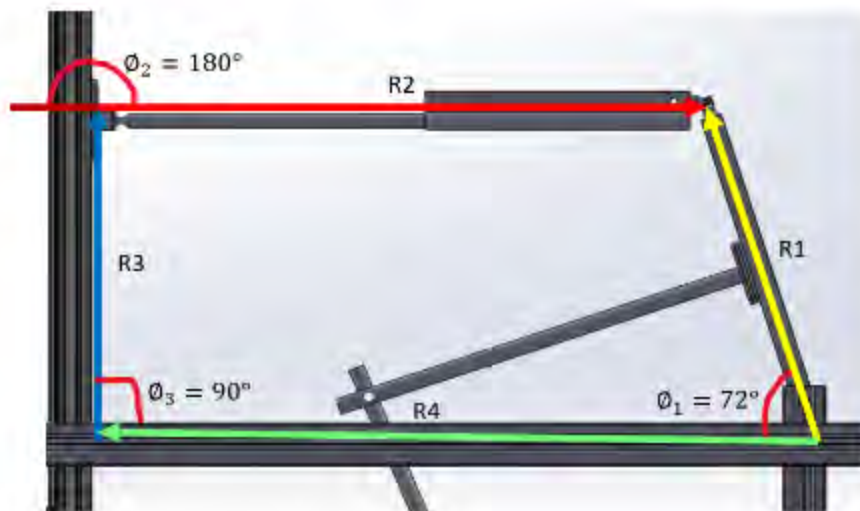


Figura 51. Movimiento de flexión (cierre de circuito)

Considerando la Figura 51, la ecuación de cierre de circuito queda de la siguiente forma:

$$R_1 - R_2 = R_3 + R_4 \quad (45)$$

$$R_1 - R_2 - R_3 - R_4 = 0$$

(46)

Separando los componentes reales e imaginarios por medio de sustituir la fórmula de Euler, se obtiene:

$$r_1 e^{j\theta_1} - r_2 e^{j\theta_2} - r_3 e^{j\theta_3} - r_4 e^{j\theta_4} = 0 \quad (47)$$

$$R_1 \cos\theta_1 - R_2 \cos\theta_2 - R_3 \cos\theta_3 - R_4 \cos\theta_4 \quad (48)$$

$$R_1 \sin\theta_1 - R_2 \sin\theta_2 - R_3 \sin\theta_3 - R_4 \sin\theta_4 \quad (49)$$

Teniendo en cuenta que $\theta_2 = 180^\circ$, $\theta_3 = 90^\circ$ y $\theta_4 = 0^\circ$ se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$R_1 \cos\theta_1 + R_2 - R_4 = 0 \quad (50)$$

$$R_1 \sin\theta_1 - R_3 = 0 \quad (51)$$

Con estas ecuaciones se puede encontrar la medida del eslabón R_1 considerando el ángulo que se desea trabajar. En este caso, se utilizarán 72° para analizar este movimiento, por lo que $\theta_1 = 72^\circ$, $R_1 = 300mm$ y $R_4 = 677mm$

Encontrando R_2 :

$$R_2 = R_4 - R_1 \cos\theta_1 \quad (52)$$

$$R_2 = 677 - 300 \cos(72) = 584mm \quad (53)$$

3.3.2 Movimiento de Abducción/Aducción

Estos movimientos consisten en desplazar la pierna hacia el centro (aducción, Figura 52) o hacia afuera (abducción, Figura 53) del eje central del cuerpo.

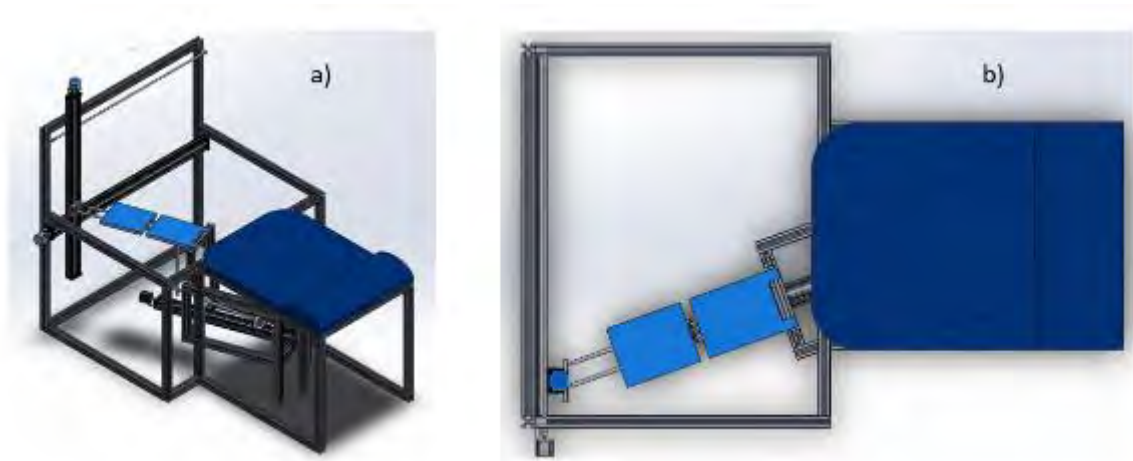


Figura 52. Rehabilitador en posición de abducción: a) Vista isométrica, b) Vista superior.

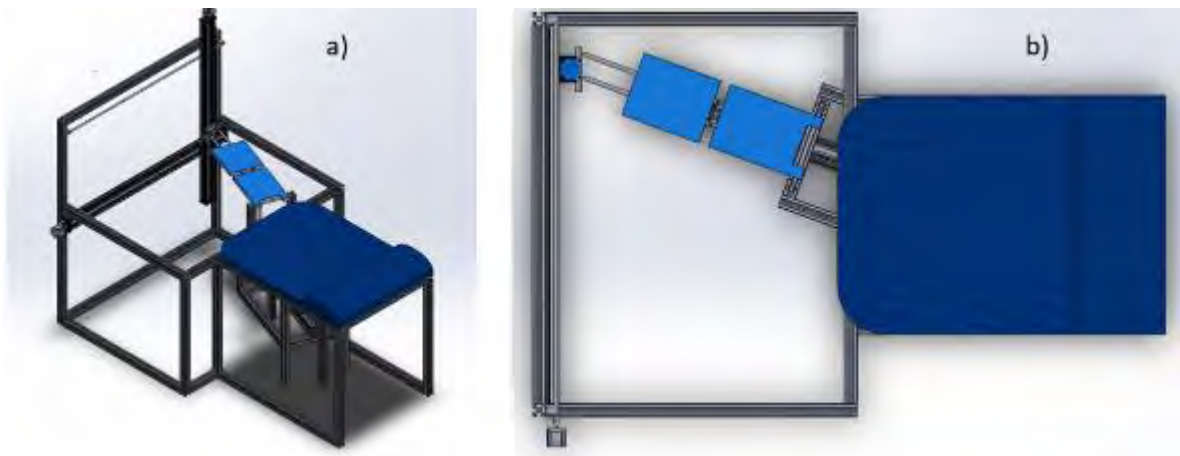


Figura 53. Rehabilitador en posición de aducción a) Vista isométrica, b) Vista superior.

El diagrama de cierre de circuito resultó como se puede apreciar en la Figura 54.

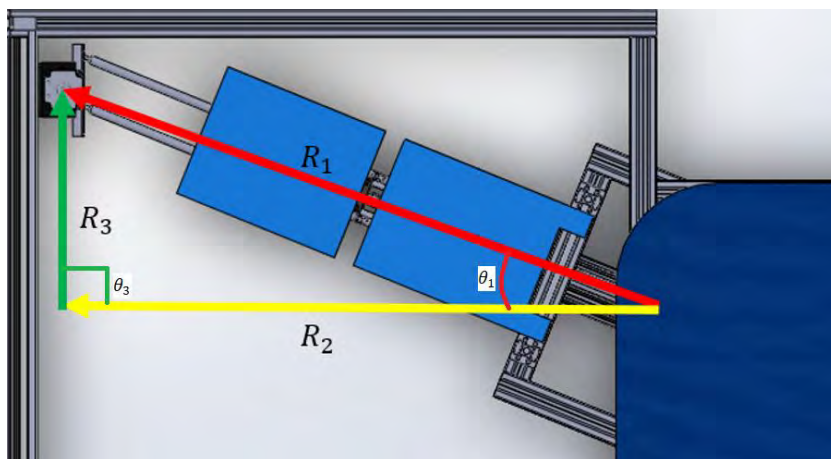


Figura 54. Lazo vectorial para el movimiento de abducción/aducción (cierre de circuito).

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (54)$$

$$R_1 - R_2 - R_3 = 0 \quad (55)$$

$$R_1 \cos \theta_1 - R_2 \cos \theta_2 - R_3 \cos \theta_3 = 0 \quad (56)$$

$$R_1 \sin \theta_1 - R_2 \sin \theta_2 - R_3 \sin \theta_3 = 0 \quad (57)$$

Conociendo que $\theta_2 = 0^\circ$ y $\theta_3 = 90^\circ$ se obtiene que:

$$R_1 \cos \theta_1 - R_2 = 0 \quad (58)$$

$$R_1 \sin \theta_1 - R_3 = 0 \quad (59)$$

Donde se puede encontrar que las medidas de los eslabones R_1 y R_3 corresponden a:

$$R_1 = \frac{R_2}{\cos \theta_1} \quad (60)$$

$$R_3 = R_1 \sin \theta_1 \quad (61)$$

Considerando que $R_2 = 950mm$ y que $\theta_1 = 45^\circ$ se determina que:

$$R_1 = \frac{950mm}{\cos (45)} = 1343.7mm \quad (62)$$

3.3.3 Estiramiento

Este movimiento consiste en levantar la pierna del paciente hacia el frente del plano frontal sin flexionar la rodilla Figura 55. En el diseño del rehabilitador, este movimiento es de los principales a analizar para encontrar la medida para los tubos esfera y que estos no se salgan de los soportes.

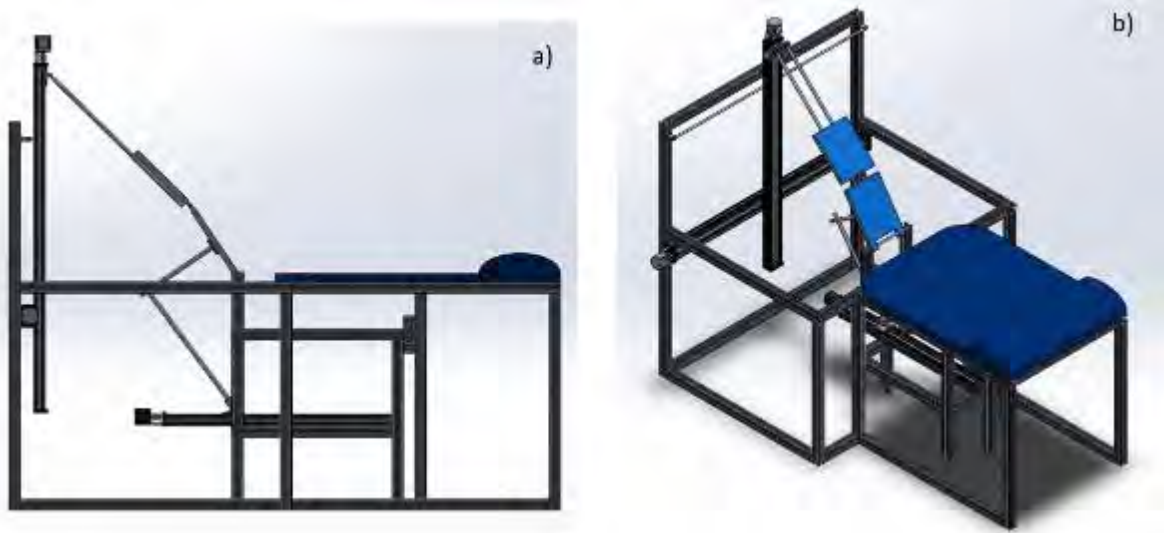


Figura 55. Estiramiento. a) Vista lateral, b) Vista Isométrica.

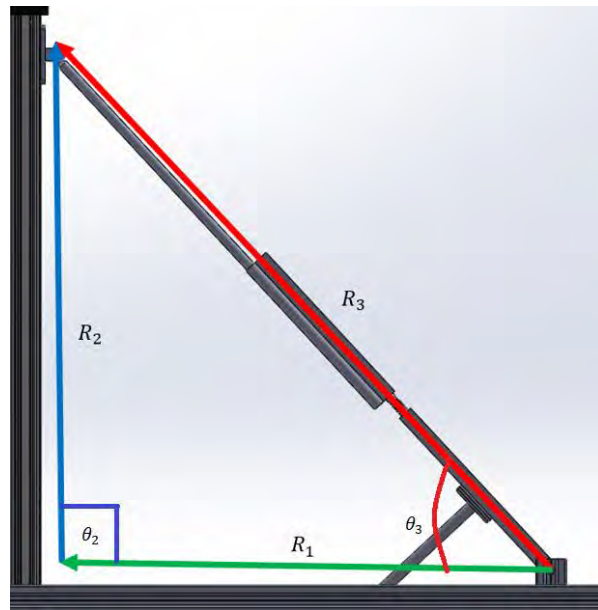


Figura 56. Estiramiento positivo (cierre de circuito)

Con base en la Figura 56 se puede deducir que la ecuación de cierre de circuito es la siguiente:

$$R_1 + R_2 = R_3 \quad (63)$$

Al separar la ecuación en sus elementos reales e imaginarios se obtiene:

$$R_1 \cos \theta_1 + R_2 \cos \theta_2 = R_3 \cos \theta_3 \quad (64)$$

$$R_1 \text{sen}\theta_1 + R_2 \text{sen}\theta_2 = R_3 \text{sen}\theta_3 \quad (65)$$

Conociendo que $\theta_1 = 0^\circ$ y $\theta_2 = 90^\circ$ resultan las siguientes ecuaciones:

$$R_1 = R_3 \text{cos}\theta_3 \quad (66)$$

$$R_2 = R_3 \text{sen}\theta_3 \quad (67)$$

Por lo que considerando que θ_3 alcanza hasta los 50° y que R_1 tiene una medida de 950mm, se tiene que:

$$R_3 = \frac{R_1}{\text{cos}\theta_3} \quad (68)$$

$$R_3 = \frac{677}{\text{cos}(50^\circ)} = 1053\text{mm} \quad (69)$$

3.3.4 Movimiento de extensión

Este movimiento consiste en estirar la pierna hacia atrás del plano frontal del cuerpo (Figura 57).

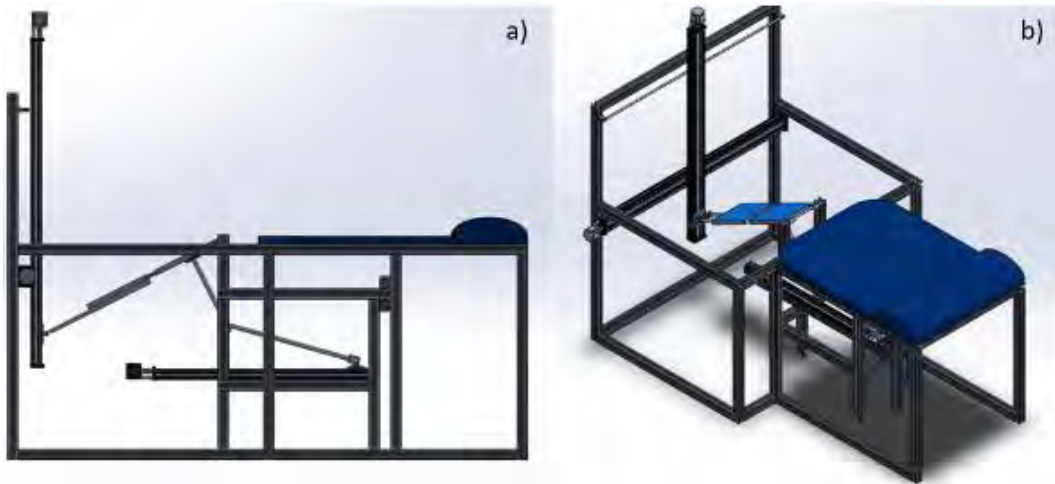


Figura 57. Extensión. a) Vista lateral, b) Vista isométrica.

Realizando un diagrama de cierre de circuito (Figura 58) y obteniendo su ecuación:

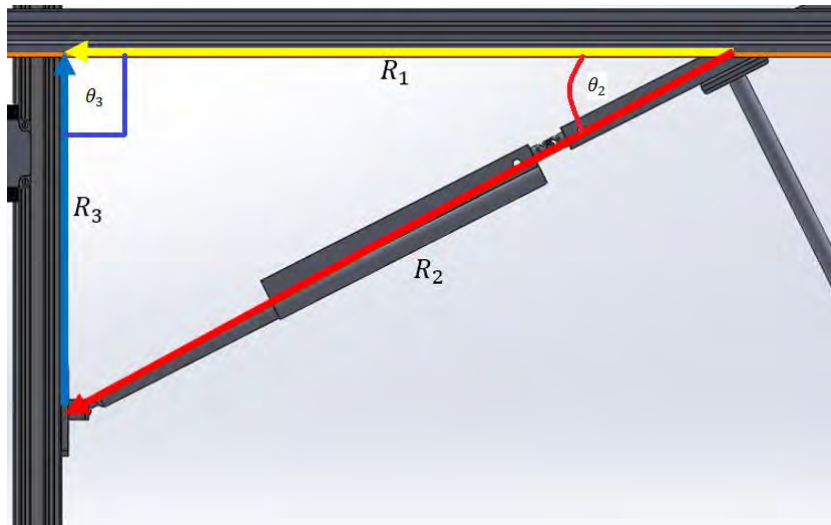


Figura 58. Lazo vectorial para el movimiento de extensión (cierre de circuito).

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (70)$$

Separando sus componentes reales e imaginarios:

$$R_1 \cos \theta_1 = R_2 \cos \theta_2 + R_3 \cos \theta_3 \quad (71)$$

$$R_1 \sin \theta_1 = R_2 \sin \theta_2 + R_3 \sin \theta_3 \quad (72)$$

Considerando que $\theta_1 = 0^\circ$ y $\theta_3 = 90^\circ$ se puede anular algunas variables y se tiene que:

$$R_1 = R_2 \cos \theta_2 \quad (73)$$

$$R_3 = -R_2 \sin \theta_2 \quad (74)$$

Sabiendo que $R_1 = 677\text{mm}$ y que $\theta_2 = 20^\circ$ se determina que R_2 está dada por:

$$R_2 = \frac{R_1}{\cos \theta_1} = \frac{677\text{mm}}{\cos(20)} = 720.44\text{mm} \quad (75)$$

3.4 Cálculo de fuerzas en el eje Z por medio de Adams

En el anterior prototipo del rehabilitador que realizó U. Reynosa Vargas [19], se encontró que la guía lineal en la que se realiza el movimiento del eje Z presenta un poco más de dificultad a la hora de desplazarse en contraste con los otros dos ejes (X y Y). Esto debido a que en esta región se soporta gran parte de la carga, y en conjunto con el arreglo de los eslabones que conectan la guía lineal con el soporte del muslo (Figura 59) puede complicarse o aligerarse el movimiento que realiza.

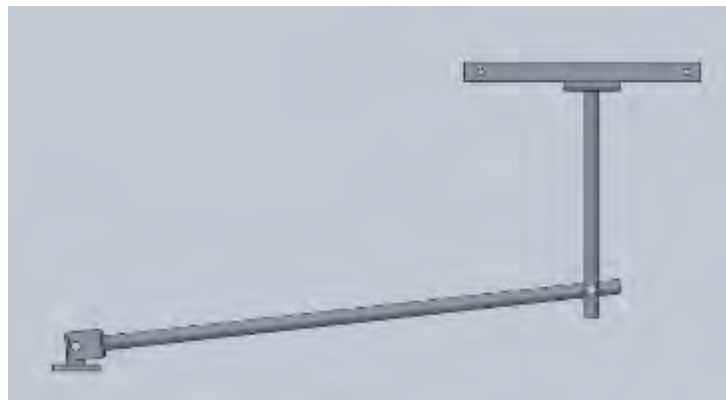


Figura 59. Eslabones que conectan al eje Z con el soporte para muslo.

Estos dos eslabones tienen el objetivo de hacer rotar el soporte para muslo mientras hay un desplazamiento en el eje Z (Figura 60). El tamaño y posición de estos eslabones influyen en la fuerza que se requerirá para tener un desplazamiento más suave.



Figura 60. Eslabones en el prototipo físico.

Se hicieron diversas simulaciones (Figura 61) donde se modificaba el tamaño y posición de estos eslabones con el fin de encontrar la fuerza necesaria en cada caso.

Con la configuración del primer prototipo en la que el eslabón menor mide 18cm y el mayor 47cm y están unidos mediante una conexión del tipo revoluta (actualmente se utiliza la misma) se encontró que el soporte para muslera logra desplazarse hasta 90° y la fuerza necesaria se puede apreciar en la Figura 62, en la cual se puede observar la fuerza requerida conforme avanza el tiempo para desplazar el soporte de pierna.

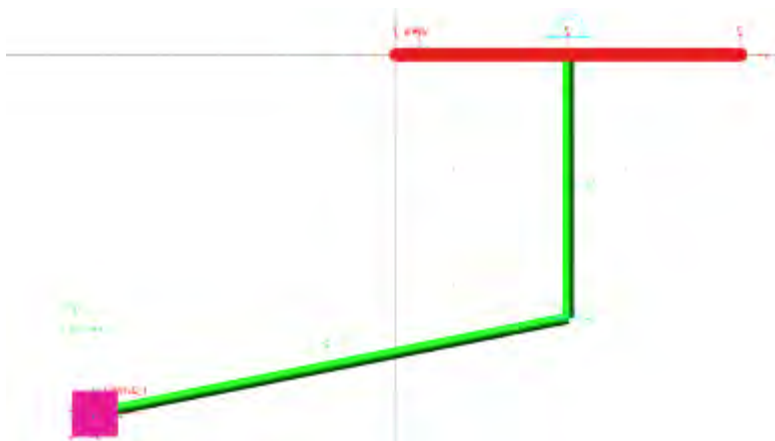


Figura 61. Simulación en ADAMS de mecanismo para el movimiento en el eje Z.

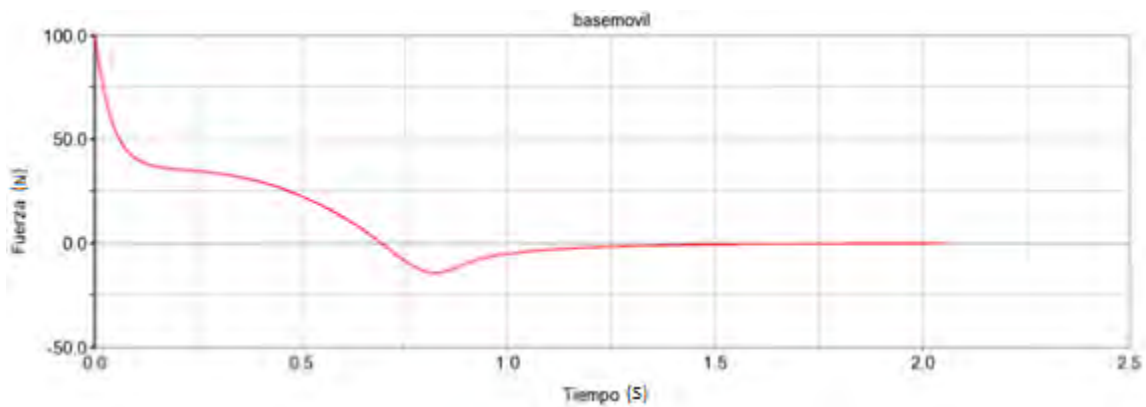


Figura 62. Fuerza en el eje Z (prototipo de eslabones 18cm y 47cm).

Se realizó otra simulación (Figura 63) con una configuración en la que el eslabón largo mide 42cm y el menor mide 23cm, ambos unidos con una unión de revoluta. Con este arreglo no se logra alcanzar los 90°. Observando la Figura 64, se puede apreciar que se minimiza la fuerza requerida para desplazar el soporte de pierna, el pico de fuerza inicial es similar en ambas configuraciones, sin embargo, la fuerza necesaria con respecto al tiempo es menor en el arreglo donde el eslabón mayor es de 42cm y el menor de 23cm.

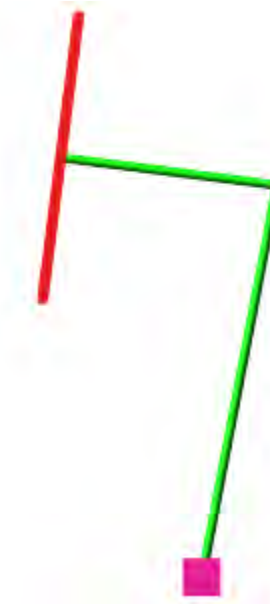


Figura 63. Rango de desplazamiento máximo en la configuración de 42cm y 23cm de los eslabones.

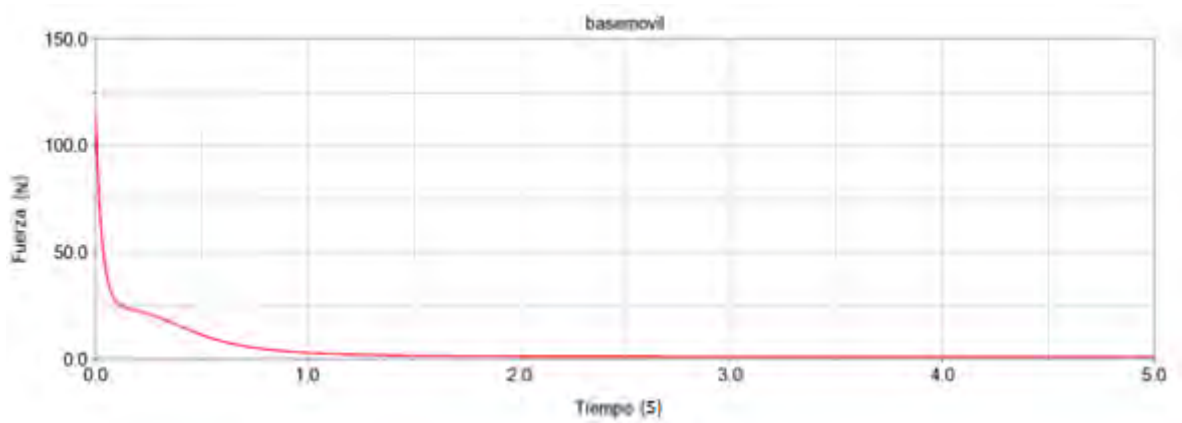


Figura 64. Fuerza en el arreglo de 42cm y 23cm de los eslabones.

Finalmente se realizó una última simulación haciendo uso del arreglo propuesto en el prototipo virtual “RehabCad” (Figura 65), en el cual el eslabón mayor mide 57.5cm y el eslabón menor 21cm. Esta configuración fue propuesta en el prototipo virtual realizado y en el que se basó la construcción del rehabilitador.

Este arreglo tiene la capacidad de alcanzar los 120° óptimos para el movimiento de flexión en rehabilitación. Sin embargo, debido a las limitantes de espacios en el rehabilitador y al hecho que al alcanzar este ángulo puede haber una colisión, se considera óptimo llegar a 110° (Figura 66). Al simularlo en ADAMS se obtuvieron los resultados visibles en la Figura 67 en donde podemos apreciar que la fuerza requerida es aún menor en el pico inicial de movimiento, con el defecto de que se mantiene un poco más elevada en el primer segundo en comparación con las dos pruebas anteriores. En la Figura 68 se puede observar el desplazamiento y ángulo alcanzado, siendo ambos el máximo posible para el prototipo virtual del rehabilitador.

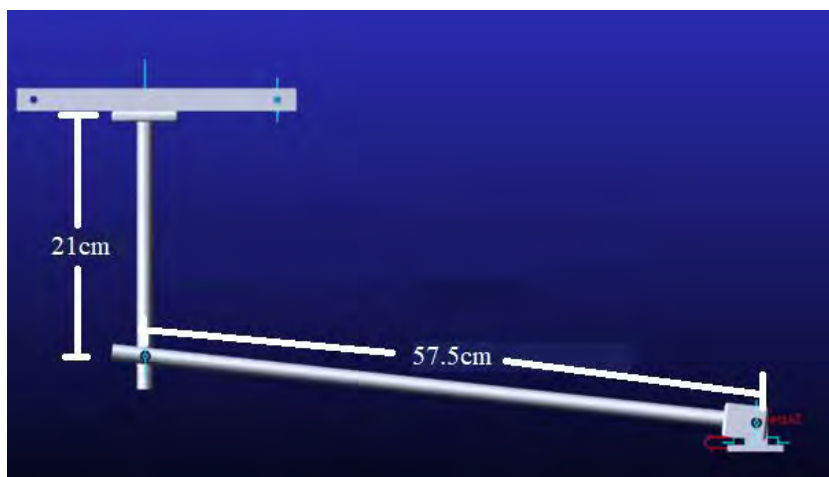


Figura 65. Arreglo de eslabones usados en el prototipo "rehabcad".

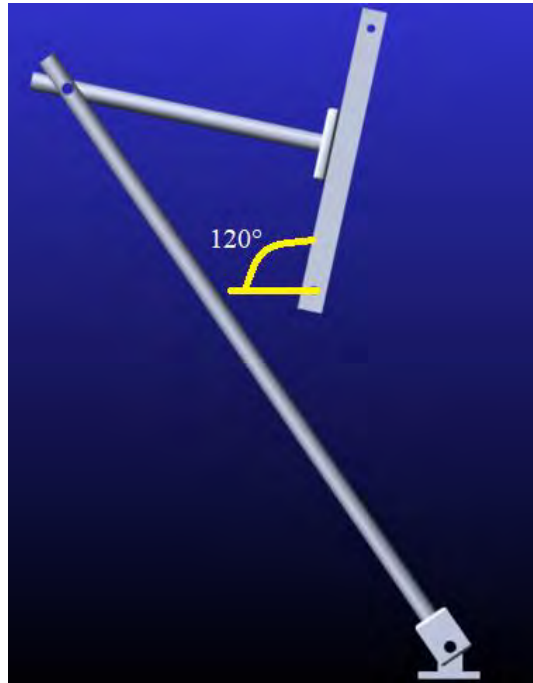


Figura 66. Simulación del movimiento de flexión en el rango máximo delimitado.

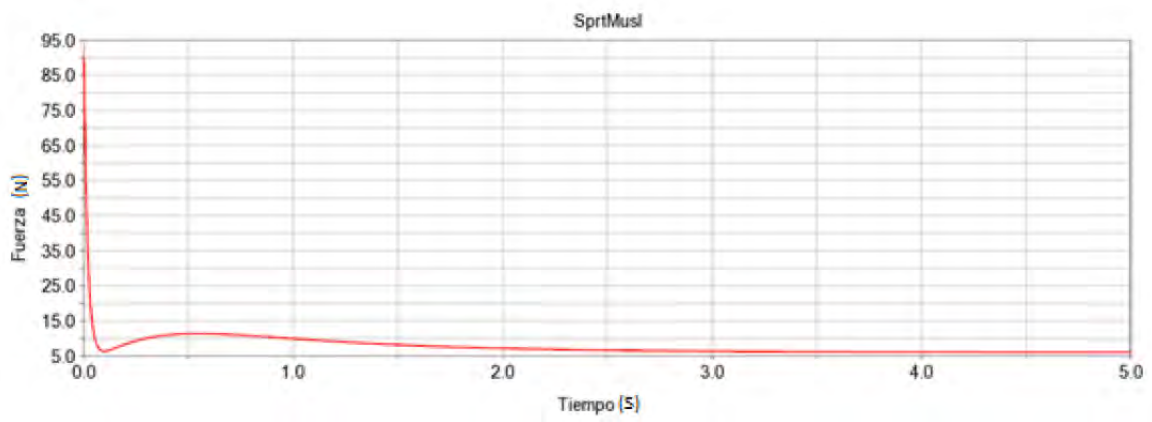


Figura 67. Fuerza en el prototipo "Rehabcad" eje Z.

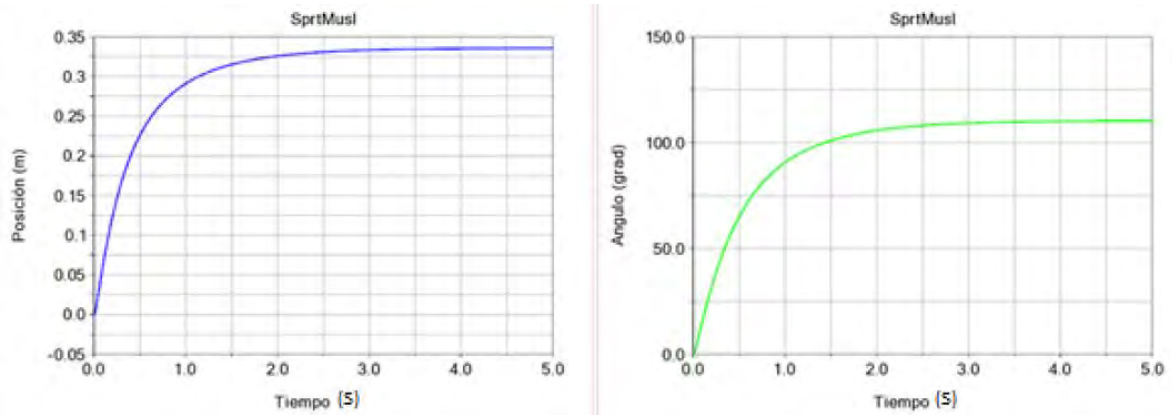


Figura 68. Posición y ángulo en el eje Z del prototipo "Rehabcad".

Esta configuración es la planificada para implementar en el rehabilitador, debido a su amplio rango de trabajo y a que requiere menor fuerza para su desplazamiento.

3.5 Modelado matemático

En esta sección se analizará el procedimiento que se usó para modelar el rehabilitador, usando el método de Euler- Lagrange.

3.5.1 Modelado de las guías lineales

Para diseñar un sistema de control, se realizó primeramente un modelado matemático, basado en los tres ejes a trabajar. Se tomaron las consideraciones que se pueden apreciar en la Figura 69 y en la Figura 70 se aprecia el eje Z & Y como referencia para el modelado.

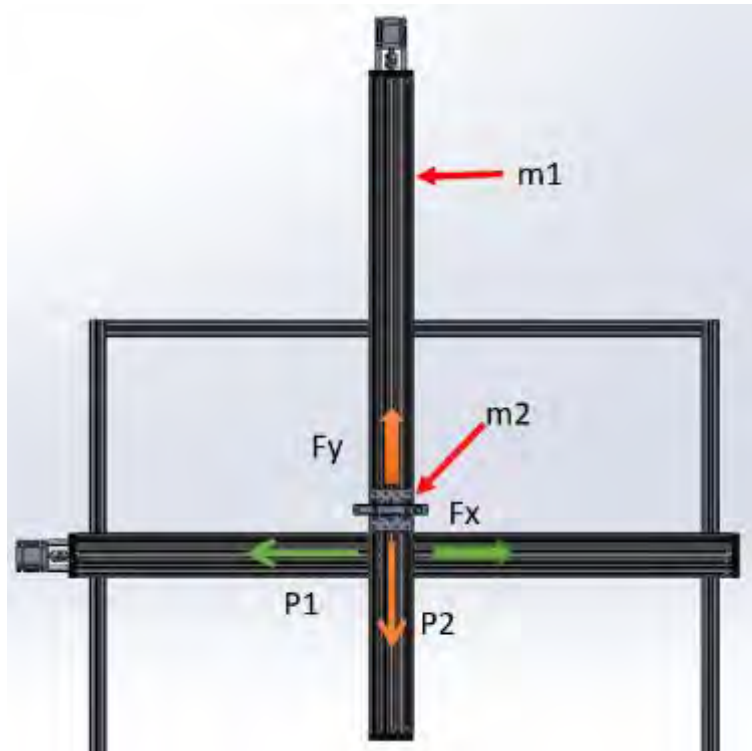


Figura 69 Consideraciones iniciales para modelar el rehabilitador

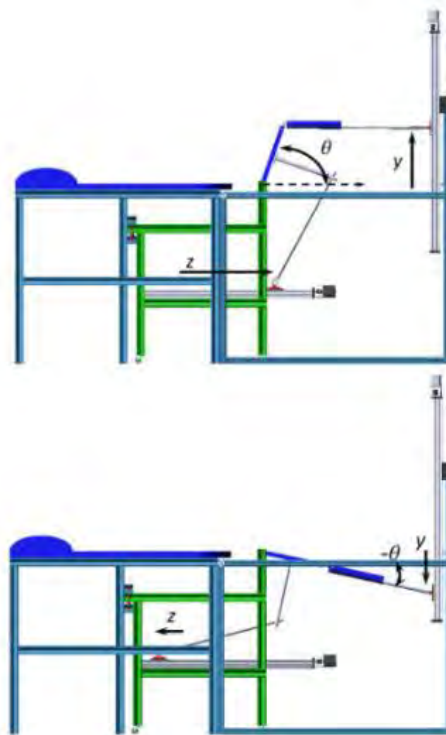


Figura 70. Vista del eje Z para modelado

El sistema es de tres grados de libertad:

$$q_1 = x \quad (76)$$

$$q_2 = y \quad (77)$$

$$q_3 = z \quad (78)$$

Para el modelado matemático en los tres ejes se utilizará la metodología de Euler- Lagrange.

$$\frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial L}{\partial q} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}} = Q \quad (79)$$

Donde q son las coordenadas generalizadas del sistema, \dot{q} es la velocidad, D es una función de disipación de energía, L es el Lagrangiano y Q son las entradas de fuerzas generalizadas. El Lagrangiano está definido como $L = K - V$, donde K es la energía cinética y V es la energía potencial. P_1 y P_2 corresponde a los valores de las perturbaciones que se pueden presentar debido a la rigidez en la articulación del paciente, así como el peso de su pie [24].

Para el eje X

La ecuación de Euler Lagrange es:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} - \frac{\partial L}{\partial x} + \frac{\partial D}{\partial \dot{x}} = Q \quad (80)$$

La energía cinética está dada por:

$$K = \frac{1}{2}(m_1 + m_2)\dot{x}^2 + \frac{1}{2}m_2\dot{y}^2 + \frac{1}{2}m_3\dot{z}^2 \quad (81)$$

Energía potencial:

$$V = mgy \quad (82)$$

Disipación de energía:

$$D = \frac{1}{2}b_1\dot{x}^2 + \frac{1}{2}b_2\dot{y}^2 + \frac{1}{2}b_3\dot{z}^2 \quad (83)$$

Con estos datos se sabe que el Lagrangiano es igual a:

$$L = \frac{1}{2}(m_1 + m_2)\dot{x}^2 + \frac{1}{2}m_2\dot{y}^2 + \frac{1}{2}m_3\dot{z}^2 - mgy \quad (85)$$

Considerando (85) y (84), y aplicando la ecuación de Euler Lagrange (80) para x , se tiene.

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} = (m_1 + m_2)\dot{x} \quad (86)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} = (m_1 + m_2)\ddot{x} \quad (87)$$

$$\frac{\partial L}{\partial x} = 0 \quad (88)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{x}} = b_1\dot{x} \quad (89)$$

Donde finalmente se determina el modelo para la dirección del eje X (90).

$$(m_1 + m_2)\ddot{x} + b_1\dot{x} = F_x - P_1 \quad (90)$$

Despejando la derivada de mayor orden:

$$\ddot{x} = \frac{(F_x - P_1 - b_1\dot{x})}{m_1 + m_2} \quad (91)$$

De manera similar, para el eje Y:

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{y}} = m_2\dot{y} \quad (92)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} = m_2\ddot{y} \quad (93)$$

$$\frac{\partial L}{\partial y} = 0 \quad (94)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{y}} = b_2\dot{y} \quad (95)$$

Se obtiene el modelo para la dirección del eje Y (96).

$$m_2\ddot{y} + b_2\dot{y} = F_y - P_2 \quad (96)$$

Despejando la derivada de mayor orden:

$$\ddot{y} = \frac{F_y - P_2 - b_2 \dot{y}}{m_2} \quad (97)$$

Para el eje Z

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{z}} = m_3 \dot{z} \quad (98)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{z}} = m_3 \ddot{z} \quad (99)$$

$$\frac{\partial L}{\partial z} = 0 \quad (100)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{z}} = b_3 \dot{z} \quad (101)$$

Se obtiene el modelo para la dirección del eje Z.

$$m_3 \ddot{z} + b_3 \dot{z} = F_z - P_3 \quad (102)$$

Despejando la derivada de mayor orden:

$$\ddot{z} = \frac{F_z - P_3 - b_3 \dot{z}}{m_3} \quad (103)$$

3.6 Control con seguimiento de trayectorias

Con la finalidad de comprobar el modelo matemático, se implementó un control con seguimiento de trayectorias. El objetivo era lograr dibujar un círculo con las componentes X y Y del rehabilitador.

Haciendo un cambio de variable $x'' = v$, donde v es una nueva entrada de control, queda como:

$$(m_1 + m_2)\ddot{x} = Fx - P_1 - b_1 \dot{x} \quad (104)$$

$$v = \frac{Fx - P_1 - b_1 \dot{x}}{m_1 + m_2} \quad (105)$$

Y el control real queda en función de v como:

$$\ddot{x} = v \quad (106)$$

Se propone una ley de control proporcional derivativa donde $x_d(t)$ es una trayectoria deseada, mientras que k_p y k_d son la ganancia proporcional y derivativa respectivamente.

$$v = \ddot{x}_d - k_p(x - x_d) - k_d(\dot{x} - \dot{x}_d) \quad (107)$$

Sustituyendo en la ecuación lineal:

$$v = \ddot{x} \quad (108)$$

$$\ddot{x} = \ddot{x}_d - k_p(x - x_d) - k_d(\dot{x} - \dot{x}_d) \quad (109)$$

$$\ddot{x} - \ddot{x}_d - k_p(x - x_d) - k_d(\dot{x} - \dot{x}_d) = 0 \quad (110)$$

Considerando el error como:

$$e = x - x_d, \dot{e} = \dot{x} - \dot{x}_d, \ddot{e} = \ddot{x} - \ddot{x}_d \quad (111)$$

Utilizando la ecuación en lazo cerrado en función del error, queda como:

$$\ddot{e} + k_d\dot{e} + k_p e = 0 \quad (112)$$

La cual es denominada como ecuación dinámica del error.

Aplicando Laplace a (112) para determinar el polinomio característico se tiene:

$$s^2 + k_d s + k_p = 0 \quad (113)$$

Para determinar las ganancias del controlador, se iguala aun polinomio de Hurwitz:

$$s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2 \quad (114)$$

Mediante la asignación de polos, donde $\zeta=2$ y $\omega=15$:

$$s^2 + 60s + 225 = 0 \quad (115)$$

Por lo tanto:

$$k_d = 60 \quad (116)$$

$$k_p = 225 \quad (117)$$

$$(m_1 + m_2) (\ddot{x}_d - k_p(x - x_d) - k_d(\dot{x} - \dot{x}_d)) + b_1\dot{x} + P_1 = F_x \quad (118)$$

$$m_2 (\ddot{y}_d - k_p(y - y_d) - k_d(\dot{y} - \dot{y}_d)) + b_2\dot{y} + P_2 = F_y \quad (119)$$

$$m_3 (\ddot{z}_d - k_p(z - z_d) - k_d(\dot{z} - \dot{z}_d)) + b_3\dot{z} + P_3 = F_z \quad (120)$$

Para la trayectoria circular se definen las siguientes relaciones:

$$x = r\cos(\omega * t) = l\tan(\phi)\cos(\omega t) \quad (121)$$

$$\dot{x} = -\omega l\tan(\phi)\sin(\omega t) \quad (122)$$

$$\ddot{x} = -\omega^2 l\tan(\phi)\cos(\omega t) \quad (123)$$

$$y = r\sin(\omega * t) = l\tan(\phi)\sin(\omega t) \quad (124)$$

$$\dot{y} = \omega l\tan(\phi)\cos(\omega t) \quad (125)$$

$$\ddot{y} = -\omega^2 l\tan(\phi)\sin(\omega t) \quad (126)$$

Donde l es la distancia del punto que soporta la pierna al plano del círculo del radio y ϕ es la posición angular del movimiento de abducción y aducción.

Se propusieron los siguientes valores para las variables correspondientes.

$$\omega = \pi/2 \quad (127)$$

$$l = 0.7 \quad (128)$$

$$\phi = \pi/20 \quad (129)$$

$$kd = 225 \quad (130)$$

$$kp = 60 \quad (131)$$

Basándose en los datos obtenidos se encontró que los controladores con trayectoria para cada uno de los tres ejes (F_x , F_y & F_z) quedan dados por:

$$(m_1 + m_2) \left(\ddot{x}_d - k_p(x - x_d) - k_d(\dot{x} - \dot{x}_d) \right) + b_1\dot{x} + P_1 = F_x \quad (132)$$

$$m_2 \left(\ddot{y}_d - k_p(y - y_d) - k_d(\dot{y} - \dot{y}_d) \right) + b_2\dot{y} + P_2 = F_y \quad (133)$$

$$m_3 \left(\ddot{z}_d - k_p(z - z_d) - k_d(\dot{z} - \dot{z}_d) \right) + b_3\dot{z} + P_3 = F_z \quad (134)$$

3.7 Pruebas en Adams

Se exportó el prototipo virtual realizado en SolidWorks para implementar el control obtenido al sistema (véase Figura 71).

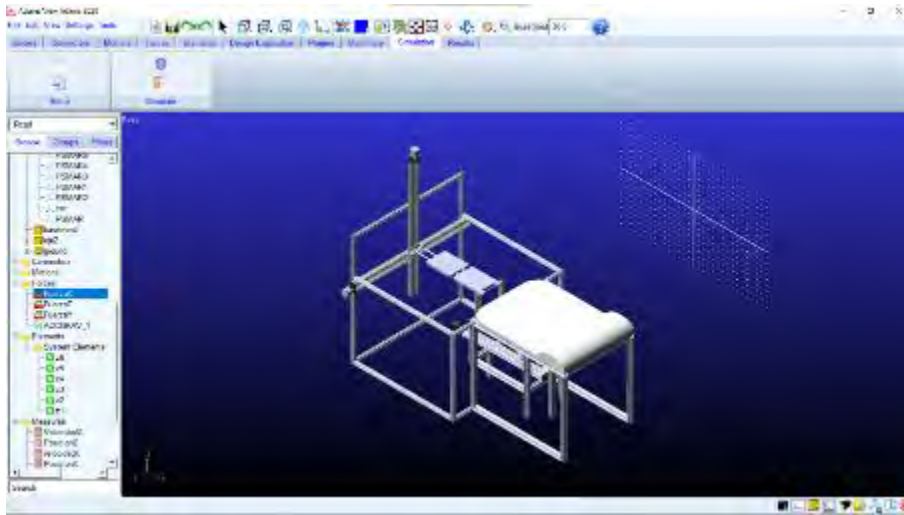


Figura 71. Prototipo virtual en el entorno de MSC ADAMS.

Se realizaron las uniones correspondientes para permitir y limitar los movimientos del prototipo. Posteriormente, se colocaron las fuerzas en los puntos donde se deslizan los tres ejes.

Una vez que se comprobó que los movimientos son correctos, y que todos los componentes se encuentran en correcta posición, se procedió a realizar las medidas de posición y velocidad necesarias para la medición e implementación del control. Se tomaron las marcas con misma dirección de la componente móvil con respecto a la componente fija.

Se colocaron los elementos de sistema z_1 a z_6 siendo z_1 y z_2 la posición y velocidad del eje X y respectivamente con los otros ejes (Figura 72).

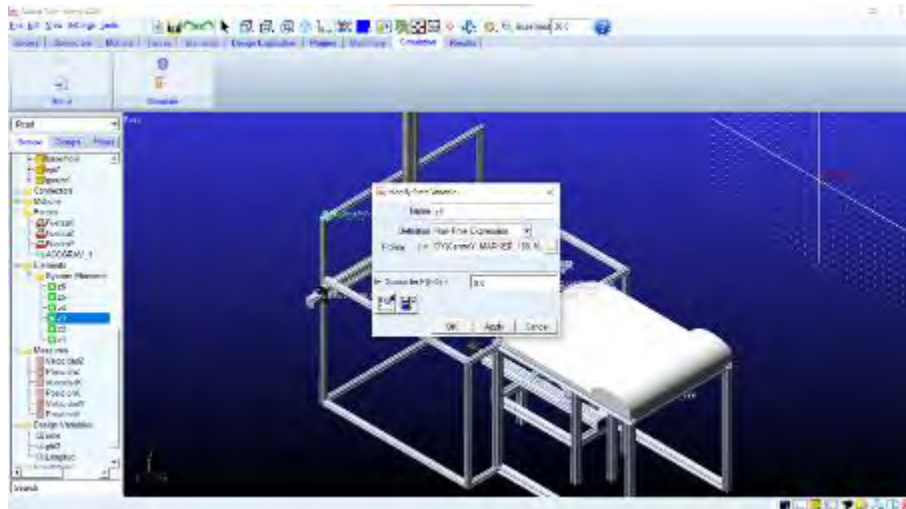


Figura 72. Asignación de variables de estado.

Debido a la extensión de las ecuaciones que se utilizan en el control, se realizaron las variables (Figura 73) necesarias para reducir o facilitar el código, estas son las variables de las ecuaciones (127), (128) y (129).

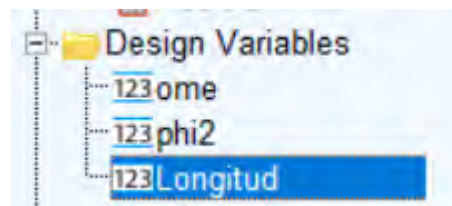


Figura 73. Variables de diseño.

Una vez preparado el modelo y asignadas las variables, se colocaron las ecuaciones obtenidas en el control por seguimiento de trayectorias (Ecuaciones: (132), (133) y (134)) para cada eje. Estas se colocan como datos en las fuerzas antes asignadas.

Una vez aplicadas las fuerzas, se verificaron las medidas obtenidas con respecto a posición y velocidad, así como en el prototipo se verificó que realizara la simulación de movimiento correcta. En la Figura 74 se puede observar de color rojo el desplazamiento en el eje X & Y con respecto al tiempo, y en color azul la velocidad con respecto al tiempo.

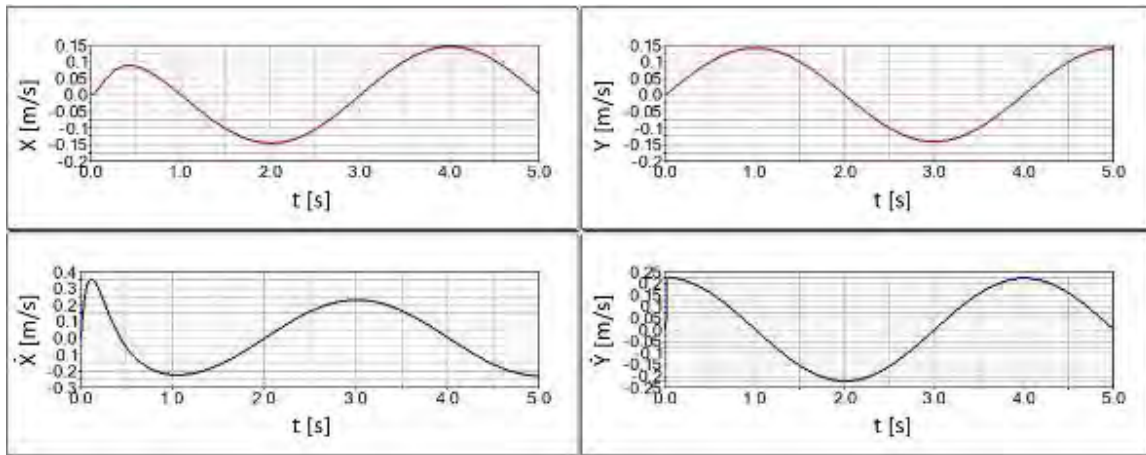


Figura 74. Respuestas en ADAMS del prototipo ReCad3 al seguimiento de trayectorias.

En la Figura 75 se puede apreciar como al graficar las posiciones X con respecto a Y se visualiza el seguimiento de trayectorias obtenido, el resultado es que ambos ejes se desplazan formando un círculo.

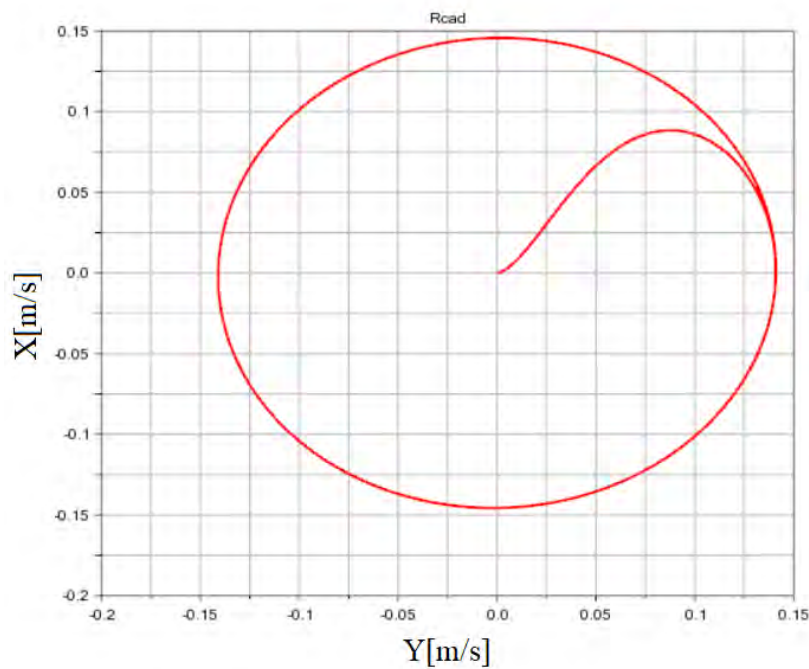


Figura 75. Comparación de los ejes X & Y en el rehabilitador ReCad3.

Por lo que se comprobó la eficiencia del modelo matemático y el control por seguimiento de trayectorias diseñado para éste.

3.7.1 Pruebas en los movimientos de rehabilitación

En la (Figura 76) se puede observar una simulación en ADAMS del movimiento controlado de abducción/aducción, en las gráficas se puede observar la trayectoria de posición y la velocidad con respecto al tiempo durante el movimiento.

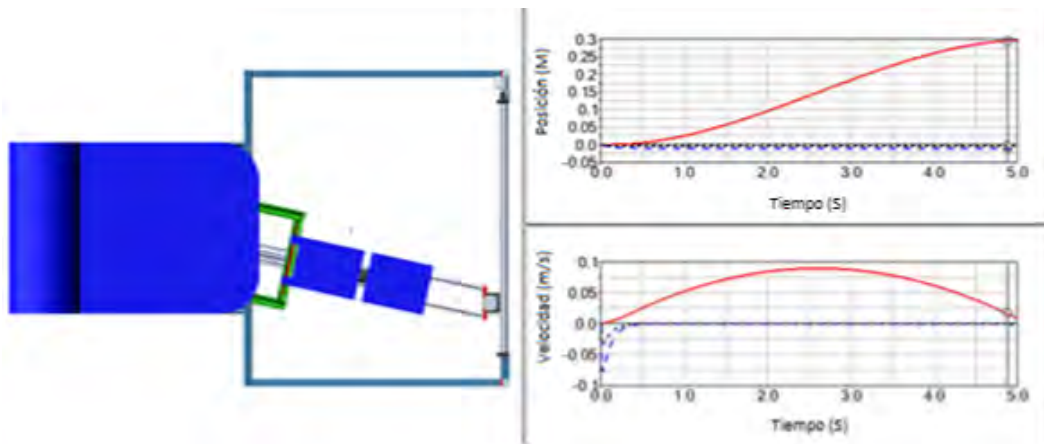


Figura 76. Movimiento de abducción/aducción.

En la simulación de extensión superior (Figura 77), se observa gráficamente la posición de la máquina y la velocidad con respecto al tiempo.

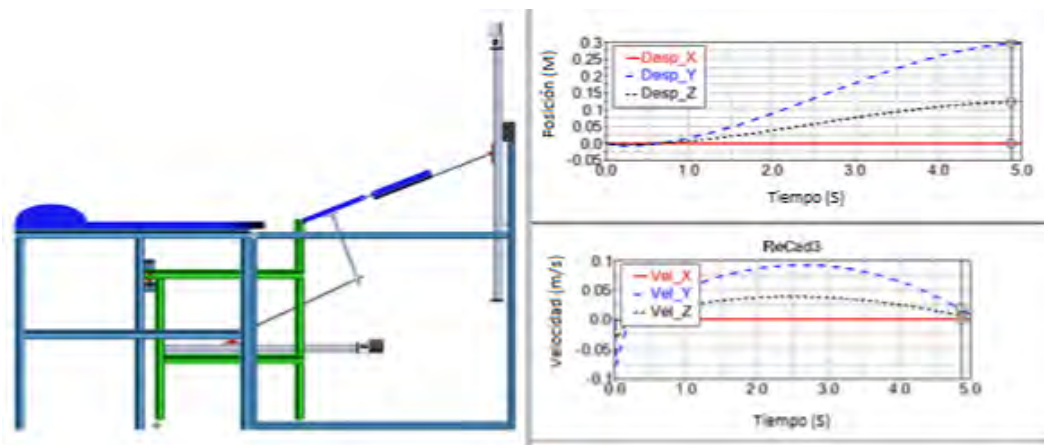


Figura 77. Movimiento de extensión.

En la Figura 78 se observa el movimiento de flexión simulado en ADAMS, en las gráficas se puede apreciar como este movimiento combinado desplaza a los ejes Y & Z, así como se puede ver la posición y velocidad resultantes.

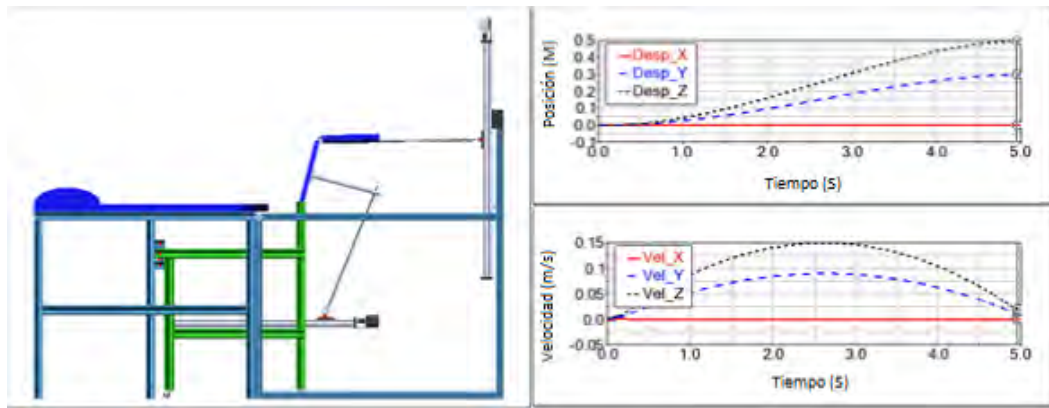


Figura 78. Movimiento de flexión.

El movimiento de rotación interna/externa requiere de los tres ejes, es un movimiento que se asemeja al de flexión, pero realiza un movimiento más, como se puede ver en la Figura 78, el eje Y & Z realizan una flexión que una vez concluida, el eje X se desplaza con dirección a abducción o aducción, esto depende de si se desea una rotación interna o externa.

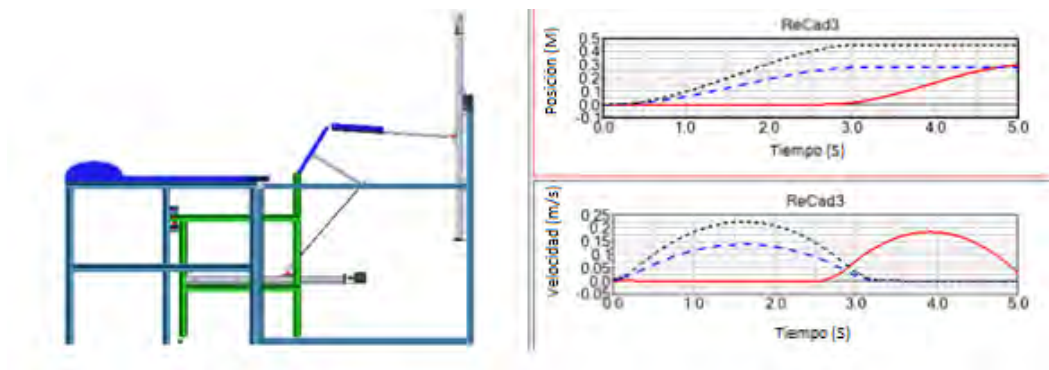


Figura 79. Movimiento de rotación externa.

3.8 Construcción del prototipo

El rehabilitador se construyó siguiendo las especificaciones del modelo virtual. Para ello, en primer lugar, se construyeron las componentes de la estructura, haciendo uso de perfiles de aluminio. Se midió y cortó siguiendo las medidas señaladas en el diseño virtual.

El diseño de la estructura tiene como objetivo otorgar robustez, permitir la realización de los seis movimientos de rehabilitación y reducir la cantidad de material necesario para su construcción. El seguimiento de la construcción del rehabilitador se puede encontrar en el apéndice C.

3.9 Programación del prototipo

Para la programación del prototipo se hizo uso de una tarjeta de programación MyRIO (Figura 81), módulos puente H (Figura 80), y motorreductor YIZH con encoder (Figura 82).

Las conexiones podrán encontrarse en el anexo C del documento.

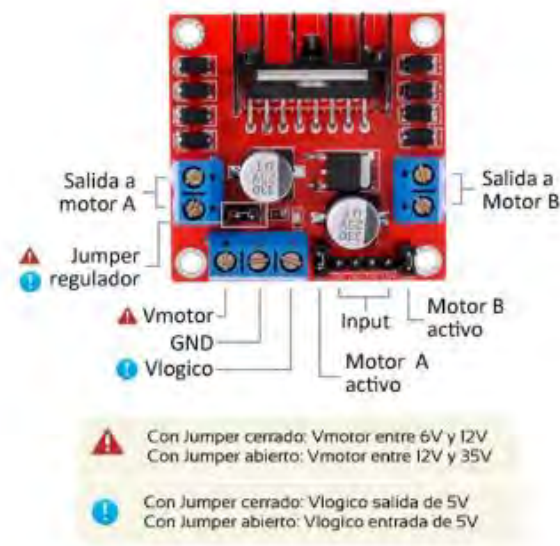


Figura 80. Puente H [40].

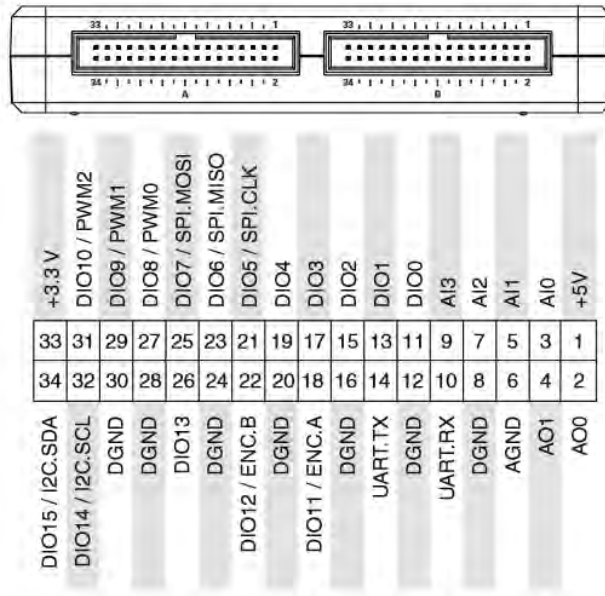


Figura 81. Puertos de MyRIO [41].

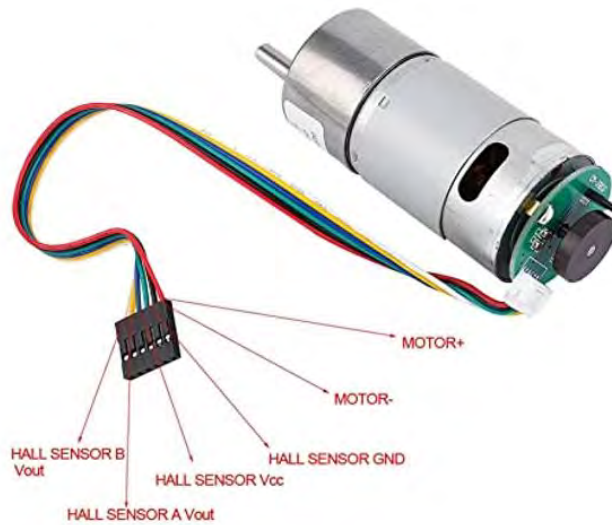


Figura 82. Conexiones del motor YIZH.

3.10 Pruebas con motores H

3.10.1 Control de velocidad y dirección

Para implementar el control, primeramente, se hizo un programa donde se buscaba controlar la velocidad y dirección de los motores. Con los puertos A y B de la tarjeta se pueden recibir señales y enviarlas.

En LabVIEW se diseñó un VI capaz de leer el *encoder* del motor e indicar en qué dirección gira (Figura 83), además de poder controlar la dirección en la que gira por medio de dos botones (A/DIO 0-1 y B/DIO 0-1 dependiendo del motor que se quiera mover), al oprimir ambos el motor no girará.

El botón “*reset counter*” tiene la función de reiniciar el conteo del *encoder*, este botón se utilizó para aprender el uso del *encoder*, así como experimentar cuantos pasos puede dar por revolución.

Las barras verticales sirven para controlar el ciclo de trabajo y la frecuencia con la que trabajan los motores, esto sirve para cambiar la velocidad del motor.

La programación se puede apreciar en la Figura 84. En esta se puede apreciar los bloques de programación de lectura y escritura de la tarjeta MyRIO.



Figura 83. Panel de control para velocidad y giro del motor.

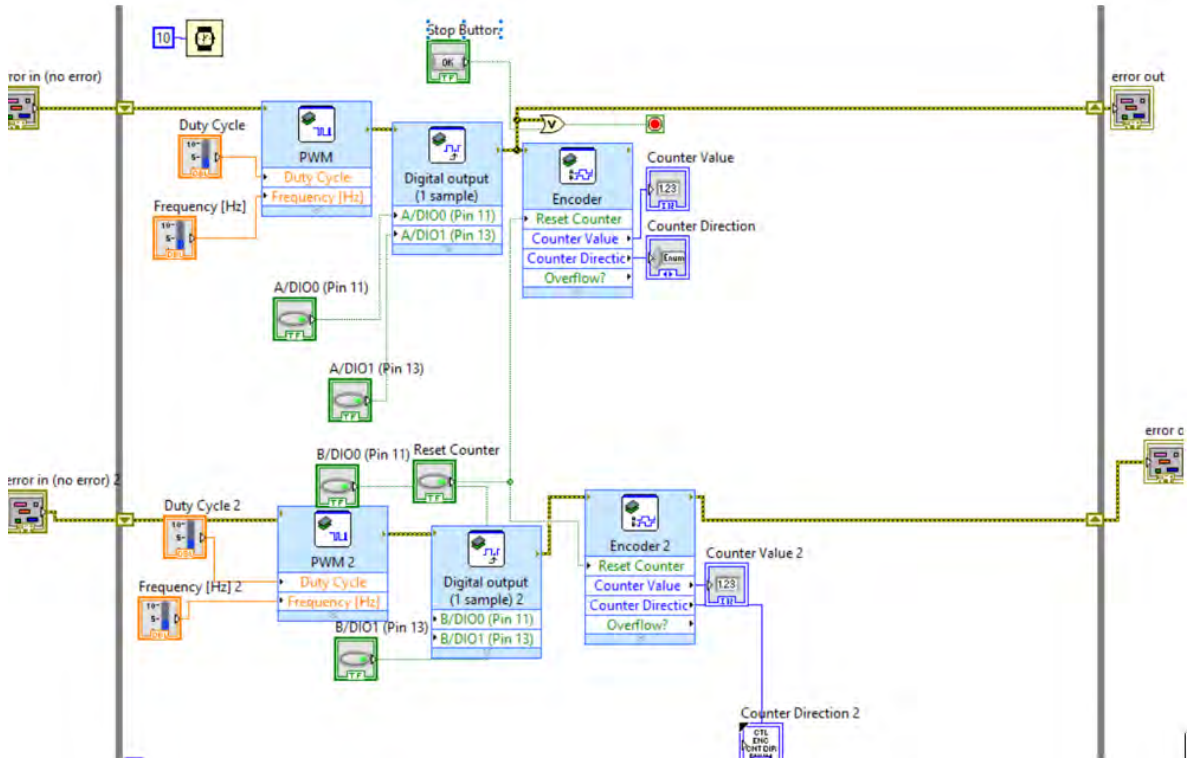


Figura 84. Programación para control de velocidad y giro del motor.

3.11 Implementación de control en LabVIEW

Una vez entendido el cómo conectar los motores a la tarjeta de programación, se diseñó un programa que implementa un control PID para controlar la posición de un motor (Figura 85).

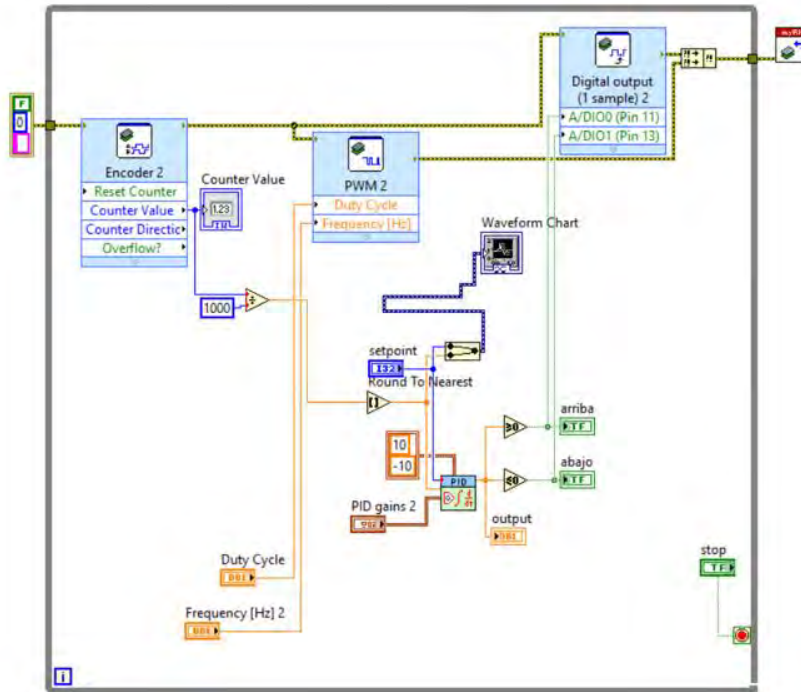


Figura 85. Bloque de programación del control PID implementado al motor

Este programa toma las lecturas del *encoder* y las redondea (debido a que las lecturas flotantes causaban un conflicto con los motores lo cual no permitía que el motor girara de forma correcta) mandándolas al controlador PID. A este bloque de control se le pueden asignar las ganancias K_p , T_i y T_d que el usuario desee, y este controlador manda una señal con dos límites implementados por el usuario.

En la salida del controlador se encuentran datos numéricos que pueden utilizarse como booleanos, con los cuales se puede mandar una señal de 1 y 0 al motor. Haciendo un arreglo donde se compara la salida con un bloque que transforma los datos recibidos a booleanos, la señal booleana es conectada a las entradas de los motores los cuales girarán en la dirección necesaria para alcanzar y mantener el *setpoint* (El *setpoint* está dado por el *encoder* dando aproximadamente 3200 “puntos” por rotación, sin embargo el programa presentaba un extraño error al colocar un *setpoint* mayor a 100 dejaba de responder adecuadamente, por lo que simplemente se dividió este *setpoint* entre 10000 para evitar alcanzar la cifra de 100 especificado por el usuario. Con este VI se puede controlar la posición del motor.

El desplazamiento se encontró mediante experimentación, donde se observó que cada paso del *setpoint* en X & Y equivalen a 9.6/9.8cm de desplazamiento (puede presentar un error de 2 a 5 milímetros), mientras que en el eje Z cada cuatro pasos del *setpoint* equivalen a 8.3cm.

En el panel frontal (Figura 86) se puede encontrar un *waveform chart* que indica y compara las señales del *setpoint* con la posición del motor. Se encuentra la opción de aplicar las ganancias que el usuario desee, de modificar el *setpoint*, un botón para detener el programa, dos perillas para controlar la velocidad y posición del motor (estas serán posteriormente controladas por el control PID, pero con fines experimentales se dejaron a control del usuario), y dos indicadores led que señalan si el motor gira en posición positiva o negativa.

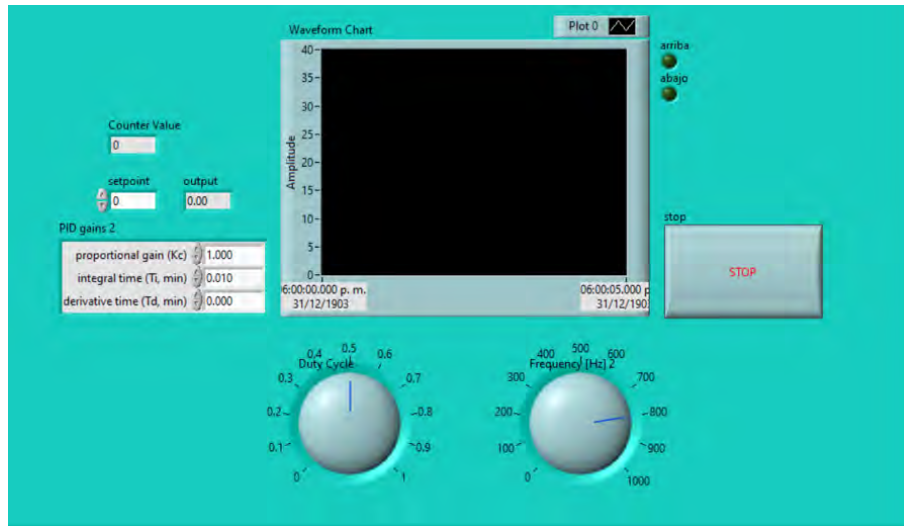


Figura 86. Panel de control del programa con PID

Se puede ver cómo se comporta el control en la Figura 87, donde la línea roja es la posición del eje en movimiento; esta línea es la relación controlada que en este caso controla al motor con la señal que provee el *encoder*. La línea blanca es el *setpoint*, que es la posición deseada. Desafortunadamente el *waveform chart* no permite visualizar correctamente toda la simulación del control debido a que ésta se actualiza conforme pasa el tiempo, sin embargo, en tiempo real es completamente apreciable.

Se implementó un control PD para controlar los motores como en las simulaciones donde se diseñó el control en ADAMS.

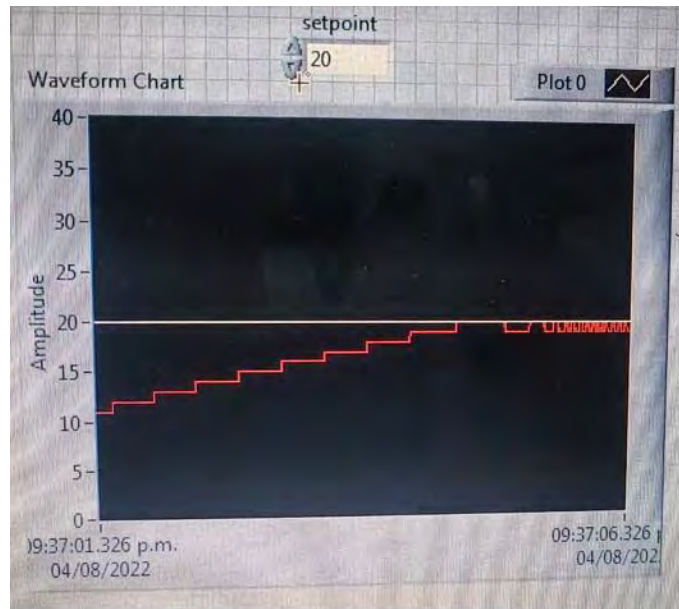


Figura 87. Gráfica del control PID

En el panel de control (Figura 88) se puede observar la presencia de un indicador de señales (*waveform chart*) el cual tiene la función de desplegar y comparar las señales de ambos motores y dos *setpoint* a indicar por el usuario. Este VI se diseñó con el objetivo de experimentar en la máquina y realizar el movimiento de flexión haciendo uso de los ejes Z y Y.

Se diseñó un programa (Figura 89) donde dos motores son controlados simultáneamente para realizar el movimiento de flexión. En este programa se retoma el VI anterior y se implementa a ambos motores, añadiendo los bloques de programación para el módulo B de la placa de programación. En este VI la velocidad de los motores ya está establecida al igual que las ganancias del control, por lo que solamente se puede controlar la posición en la que se desea que se desplacen los motores (Figura 90).

Este VI es la base de cualquier otro movimiento controlado, pues simplemente se debe cambiar la posición deseada. Con este programa se puede realizar una interfaz donde el usuario puede seleccionar cualquiera de los 6 movimientos de rehabilitación. El VI para controlar los tres ejes se puede observar en la Figura 91.



Figura 88. Panel de control del VI para movimiento de flexión

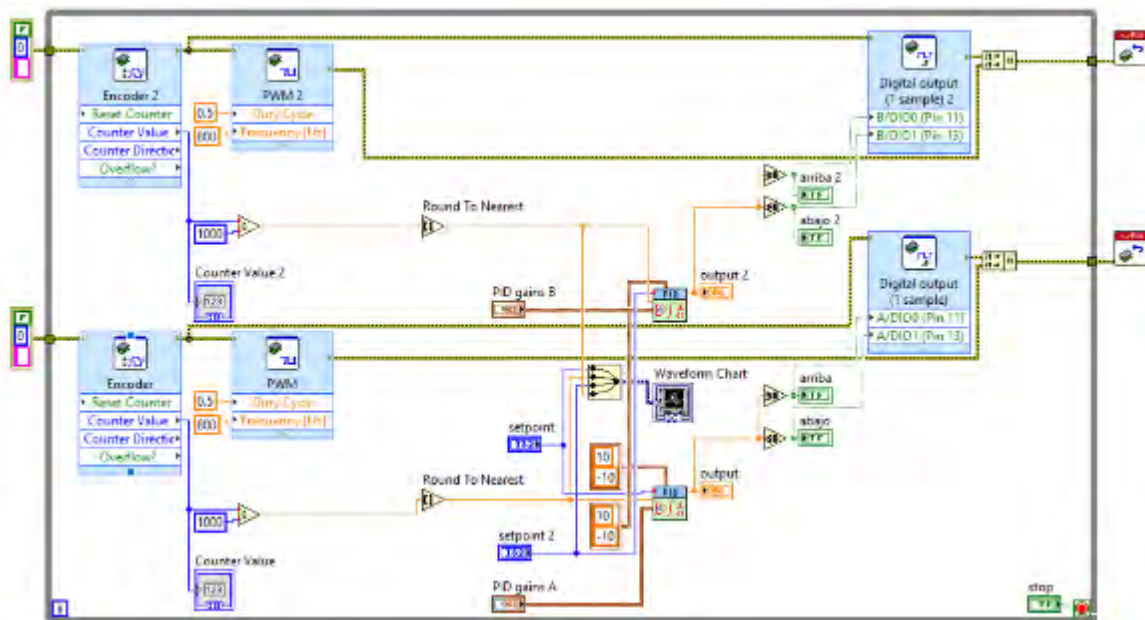


Figura 89. Bloque de programación para movimiento de flexión

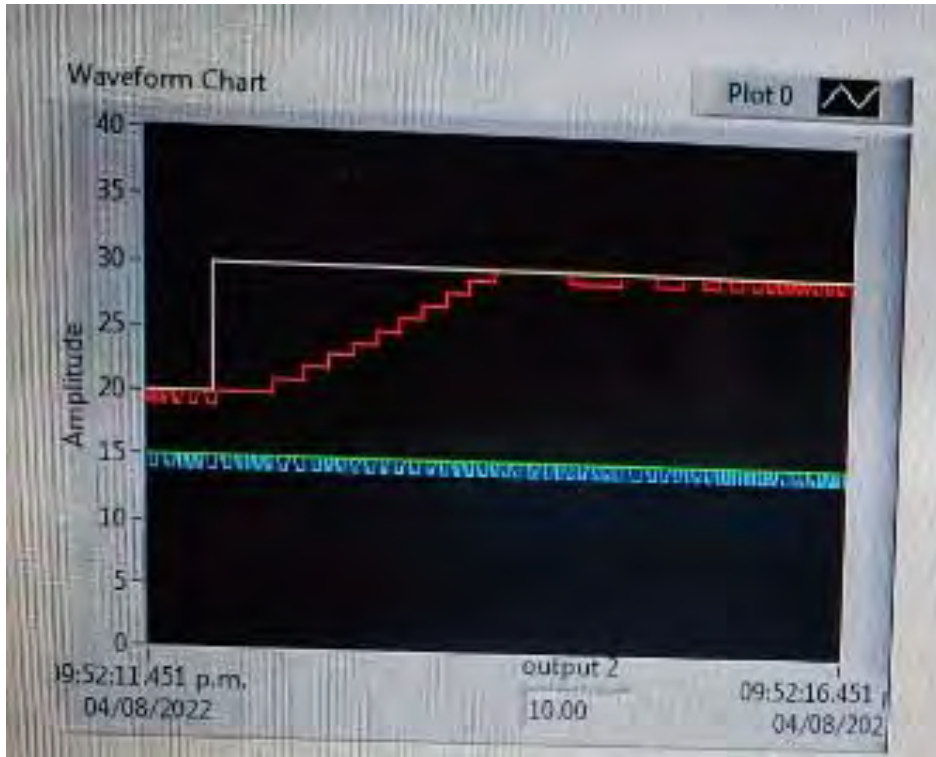


Figura 90. Señales de control de ambos motores.

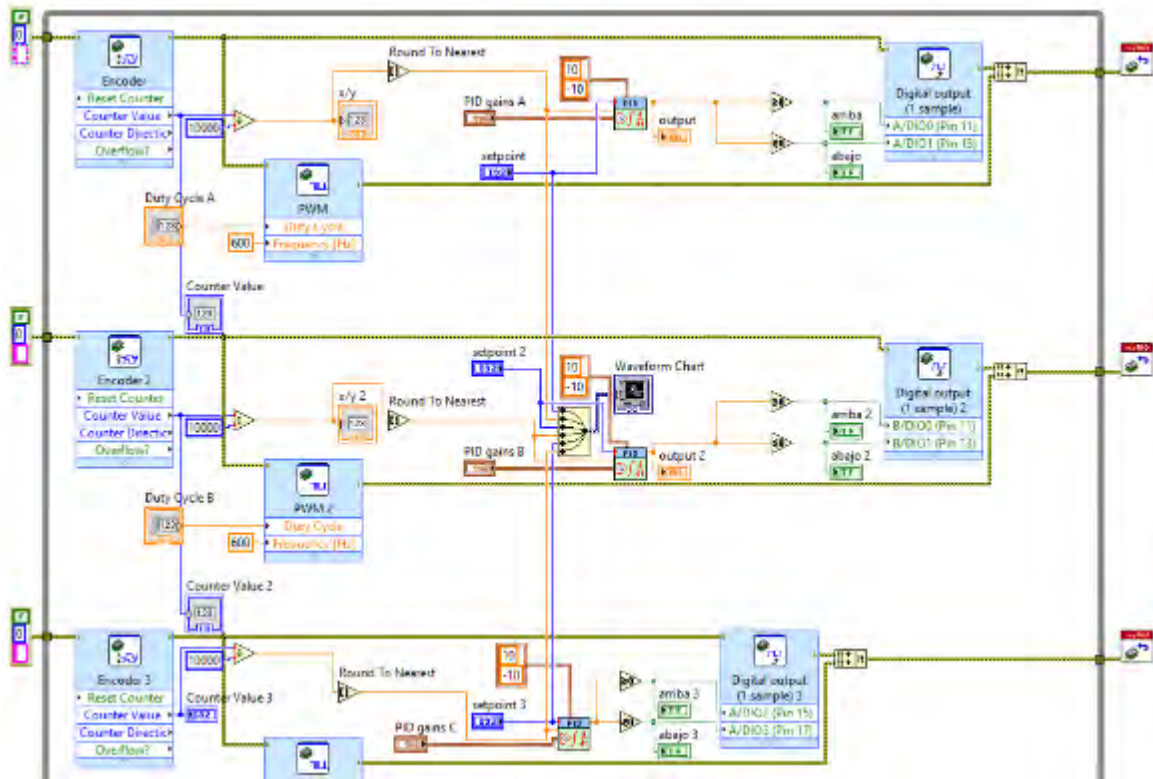


Figura 91. VI para control de 3 motores con MyRIO.

Capítulo 4

4 Análisis y discusión de resultados

4.1 Resultados

Se realizaron pruebas en el prototipo físico para realizar los seis movimientos destacados de rehabilitación de cadera (abducción/aducción, rotación interna/externa, flexión y extensión).

Estas pruebas se realizaron sin un paciente, fueron pruebas que buscaban comprobar el correcto funcionamiento del programa de control diseñado y también buscando probar que el prototipo físico funcionara conforme a las simulaciones. Estos movimientos son los mismos que se trabajarán aún si el rehabilitador tuviera una carga o persona.

El panel de control (Figura 92) está diseñado con el fin de controlar los tres ejes completamente, siendo capaz de elegir tanto su velocidad como el sentido al que quiere desplazarse. Adicionalmente se pueden cambiar las ganancias del controlador con el fin de hacer de este VI más experimental.

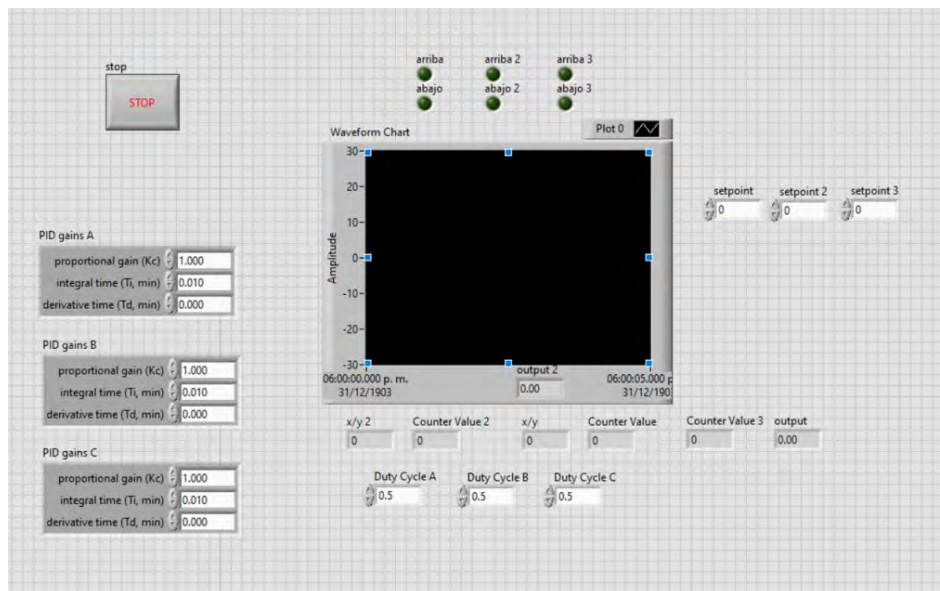


Figura 92. Panel de control para los 3 ejes.

4.2 Movimiento de abducción/aducción

Por medio de la experimentación, se logró encontrar que para alcanzar el rango máximo que permite la máquina (107.5°) en el movimiento de abducción/aducción (Figura 93), se necesita colocar un *setpoint* de $X=5$ o -4 (0.428m siendo el máximo en dirección a los positivos y 0.320m en dirección a los negativos) según sea el movimiento por efectuar. En las pruebas de este movimiento se movieron a un *setpoint* de 4 hacia ambos lados, en la Figura 94 se puede ver como el eje X se desplaza primeramente hacia los positivos y posteriormente se desplaza a los negativos, simulando el movimiento de aducción y posteriormente el de abducción. Puede presentarse un error de 0.01m a 0.03m

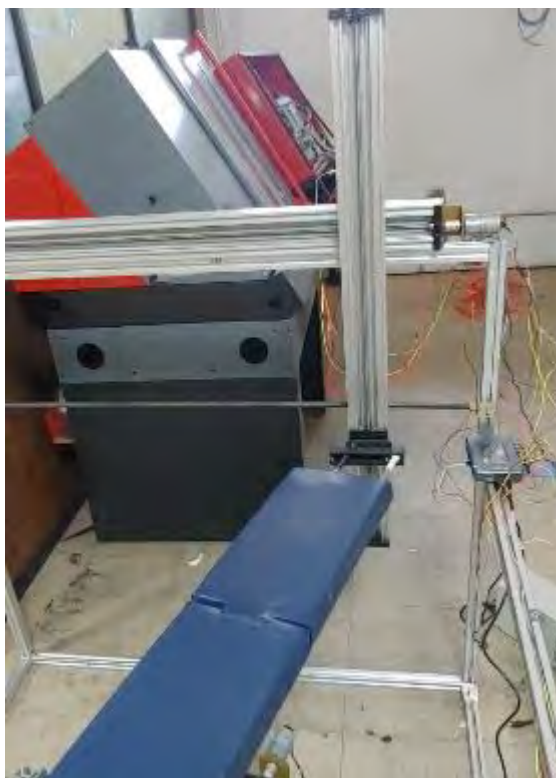


Figura 93. Movimiento de abducción/aducción en la posición -4.

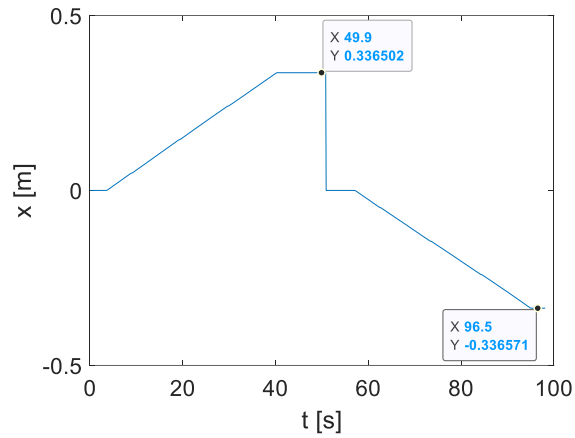


Figura 94. Abducción - aducción.

4.3 Movimiento de extensión

Para el movimiento de extensión (Figura 95) se encontró que las coordenadas deben ser $Y=-1$ y $Z=-4$ (.145m de desplazamiento en Y, 0.03m de desplazamiento en Z). Este movimiento es el más corto de realizar debido al poco rango de extensión. Los resultados se pueden observar en la Figura 96, donde se puede observar el desplazamiento en metros del eje Y y Z.



Figura 95. Movimiento de extensión en los puntos Y-1 y Z-4

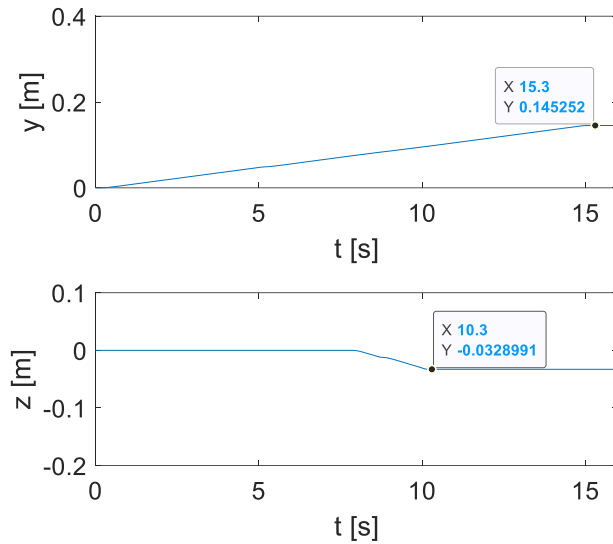


Figura 96. Extensión YZ

4.4 Movimiento de Flexión

Uno de los movimientos más complejos es el movimiento de flexión (Figura 97), el cual se realiza combinando los ejes Y y Z llevando al eje Z a su máximo rango de movimiento. Con la configuración actual de los eslabones del eje Z, el máximo rango es de poco menos de 90° , una apertura por arriba de este ángulo complicaría la capacidad de regresar a cero.

Mediante la experimentación se encontró que los rangos ideales para realizar este movimiento sin complicaciones mecánicas son de $Y=-4$ y $Z=14$ (se desplaza 0.32m en Z y 0.337m en Y). Sin embargo, al momento de regresar a 0 en este movimiento, se debe reducir la velocidad del eje Z, debido a que al bajar ambos a la misma velocidad sucedía un movimiento incorrecto para la rodilla. Los resultados se pueden apreciar en la Figura 98, en esta se puede observar cómo el eje Y alcanza los 0.336 metros en un tiempo estimado de 43 segundos, mientras que el eje Z alcanza similarmente 0.322 metros en un tiempo aproximado de 48 segundos.



Figura 97. Movimiento de flexión en los puntos Y-4 y Z14.

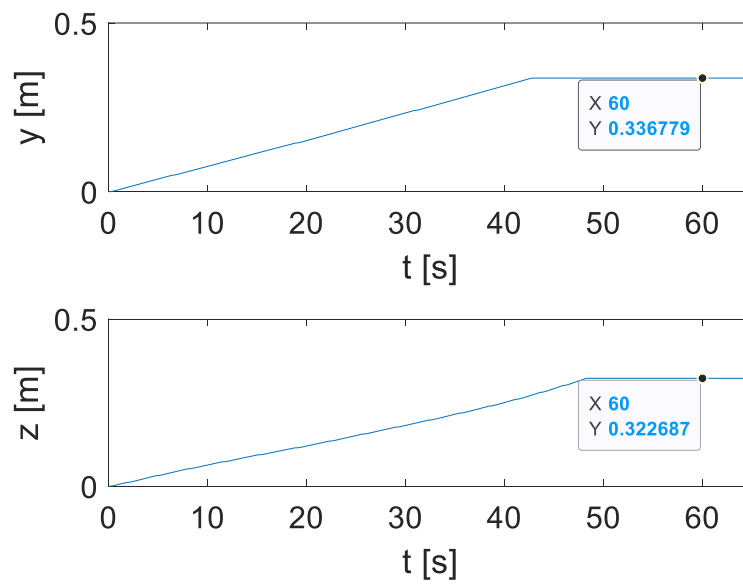


Figura 98. Flexión YZ.

4.5 Movimiento de rotación interna/externa

Éste es un movimiento combinado, por lo que se realiza por partes. Está compuesto de dos movimientos, donde se ejecuta en primer lugar el movimiento de flexión con un rango un poco más elevado en Y, y posteriormente se realiza un movimiento de abducción o aducción; dependiendo a qué dirección se mueva será rotación interna o externa. Se lleva el eje Y a un *setpoint* de 5 (llegando a 0.48m), el eje Z a 14 (alcanzando 0.28m) y finalmente desplazando X en dirección positiva o negativa a 4 o -4 (alcanzando 0.33m) (véase Figura 99).

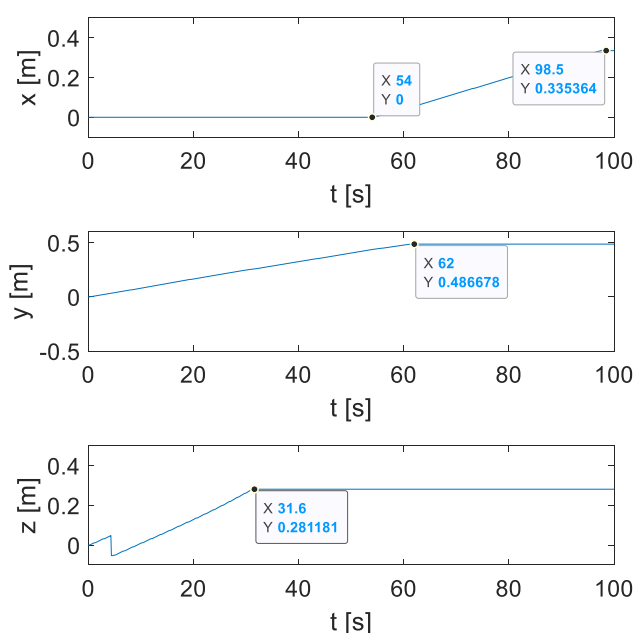


Figura 99. Rotación interna – externa.

Con base en los resultados de las pruebas de los movimientos en el prototipo construido, se puede comprobar que el diseño es apto para realizar los movimientos de rehabilitación propuestos, presentando la robustez y comodidad necesaria para el paciente. Este prototipo permite alcanzar rangos mayores de rehabilitación. Sin embargo, aún tiene un área de mejora en el eje Z. Exceptuando el caso del eje Z, el prototipo cubre los rangos articulares necesarios para una rehabilitación adecuada.

La programación ha demostrado ser adecuada para realizar los seis movimientos de rehabilitación necesarios. El control se adecuó bien al programa; sin embargo, puede presentar

un error de 4 cm cuando el programa es reiniciado, por lo cual es conveniente primero probar los movimientos antes de iniciar una sesión de terapia. Esto es solucionado al dar libertad de controlar el *setpoint* al operador, haciendo este prototipo meramente experimental.

Capítulo 5

5 Conclusiones

Se puede demostrar que es posible lograr hacer adaptable el rehabilitador al diseñar componentes específicos e intercambiables dependiendo del paciente. Este rehabilitador cuenta con diversos componentes que pueden ser intercambiables para realizar los distintos movimientos, como se puede demostrar al cambiar el arreglo de los soportes de las piernas. Si se tiene un arreglo del tipo bisagra se realizarán movimientos de abducción/aducción con mayor precisión. El arreglo con una junta universal permite el movimiento de rotación interna y externa.

Instrumentar el rehabilitador con motores y enconder, combinado con la implementación del control pudo dar como resultado que los seis movimientos de rehabilitación puedan realizarse con suavidad y siguiendo las trayectorias deseadas.

Con base en las simulaciones de cinemática realizadas, se pudo concluir que el tamaño de los eslabones en el eje Z cambia por completo el rango que puede alcanzar la máquina al realizar el movimiento de flexión, por lo que estas dos componentes son importantes a tomar en cuenta.

Se lograron cumplir los objetivos planteados al principio de esta tesis:

- Hacer un rediseño al prototipo virtual para darle mayor robustez, estética y ergonomía, además de llevar esto a la realidad logrando construir el prototipo planteado.
- Se realizaron los cálculos cinemáticos, dinámicos, el cálculo de los esfuerzos y el factor de seguridad, para brindar un prototipo adecuado para realizar los movimientos de rehabilitación de cadera, así como dar confort al paciente.
- Se diseñó el control específicamente para el rehabilitador de cadera planteado, y se implementó un programa con control en el prototipo real.
- Se realizaron pruebas con la máquina instrumentada, realizando los movimientos de rehabilitación de cadera.

Se puede concluir que el prototipo es adecuado como banco experimental para diseñar diversas estrategias de rehabilitación al no presentar fallas mecánicas y la programación ser sumamente versátil, pues da los cimientos para una programación más profunda y elaborada. Las dimensiones del rehabilitador son óptimas para el promedio del mexicano y resulta un prototipo bastante robusto, por lo que los pacientes podrán encontrarlo bastante cómodo.

5.1 Trabajos Futuros

Con base en los resultados encontrados se proponen los siguientes trabajos a futuro que pueden mejorar la máquina, incrementando sus capacidades y funciones:

1. Realizar una interfaz que permita la captura del seguimiento de los pacientes, así como la capacidad de diseñar rutinas al gusto del operador.
2. Hacer pruebas en pacientes que presenten alguna lesión en la cadera para validar el funcionamiento de la máquina.
3. Implementar control robusto para un mejor desempeño de los movimientos ante incertidumbres paramétricas.
4. Realizar pruebas con pacientes y monitorear las señales mioeléctricas para determinar que movimientos coadyuvan a la rehabilitación del paciente.
5. Determinar la rigidez de las articulaciones de la cadera al medir el torque (corriente) para que sea una variable de diagnóstico para los especialistas en rehabilitación.

Referencias

- [1] C. D. (Director de T. o T. de G. Chamorro Rodríguez and J. A. Franky Valencia, “Kneecap motión: dispositivo rehabilitador para pacientes con lesiones osteomusculares en la articulación de la cadera [recurso electrónico],” Oct. 2015, Accessed: Oct. 10, 2021. [Online]. Available: <https://bibliotecadigital.univalle.edu.co/handle/10893/8954>.
- [2] N. Nikafrooz, M. J. Mahjoob, and M. Ali Tofigh, “Design, Modeling, and Fabrication of a 3-DOF Wrist Rehabilitation Robot,” *Proc. 6th RSI Int. Conf. Robot. Mechatronics, ICRoM 2018*, no. ICRoM, pp. 34–38, 2019, doi: 10.1109/ICRoM.2018.8657532.
- [3] H. Wang *et al.*, “Research on fuzzy PID control algorithm for lower limb rehabilitation robot,” *Proc. 2018 IEEE 4th Inf. Technol. Mechatronics Eng. Conf. ITOEC 2018*, no. Itoec, pp. 956–960, 2018, doi: 10.1109/ITOEC.2018.8740757.
- [4] A. Wang *et al.*, “Research on robot control system of lower limb rehabilitation robot based on human gait comfort,” *Int. Conf. Adv. Mechatron. Syst. ICAMechS*, vol. 2019-Augus, pp. 34–39, 2019, doi: 10.1109/ICAMechS.2019.8861558.
- [5] Y. Ren, Y. N. Wu, C. Y. Yang, T. Xu, R. L. Harvey, and L. Q. Zhang, “Developing a Wearable Ankle Rehabilitation Robotic Device for in-Bed Acute Stroke Rehabilitation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 6, pp. 589–596, 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2584003.
- [6] J. L. Cornejo, J. F. Santana, and S. A. Salinas, “Exoskeleton for gait rehabilitation of children : Conceptual design,” no. 057, pp. 452–454, 2017.
- [7] G. Masengo, X. Zhang, G. Yin, A. Bala, and E. Mudaheranwa, “A Design of Lower Limb Rehabilitation Robot and its Control for Passive Training,” pp. 152–157, 2020.
- [8] J. Lee, D. Goetz, M. E. Huber, and N. Hogan, “Feasibility of Gait Entrainment to Hip Mechanical Perturbation for Locomotor Rehabilitation *,” pp. 7343–7348, 2019.
- [9] T. Fujishiro, T. Shimono and T. Mizoguchi, "Development of lower limb rehabilitation robot based on polar coordinate," 2017 XXVI International Conference on Information, Communication and Automation Technologies (ICAT), Sarajevo, Bosnia and Herzegovina, 2017, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICAT.2017.8171611.
- [10] H. Wang, F. Deng, L. Ren, X. Shi, H. Zhang and L. Xie, "Design and analysis of a multi-joint lower limbs rehabilitation robot," Proceedings of the 2014 International Conference on Advanced Mechatronic Systems, Kumamoto, Japan, 2014, pp. 49-54, doi: 10.1109/ICAMechS.2014.6911622.
- [11] A. M. Saba, A. Dashkhaneh, M. M. Moghaddam and M. D. Hasankola, "Design and manufacturing of a gait rehabilitation robot," 2013 First RSI/ISM International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM), Tehran, Iran, 2013, pp. 487-491, doi: 10.1109/ICRoM.2013.6510155.
- [12] M. Rachakorakit and W. Charoensuk, "Development of LeHab robot for human lower

- limb movement rehabilitation," 2017 10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), Hokkaido, Japan, 2017, pp. 1-5, doi: 10.1109/BMEiCON.2017.8229148.
- [13] M. Kaczmarek and G. Granosik, "Rehabilitation robot RRH1," *Arch. Mech. Eng.*, vol. 58, no. 1, pp. 103–113, 2011, doi: 10.2478/v10180-011-0007-5.
- [14] H. Wang *et al.*, "A 4-DOF workspace lower limb rehabilitation robot: Mechanism design, human joint analysis and trajectory planning," *Appl. Sci.*, vol. 10, no. 13, 2020, doi: 10.3390/app10134542.
- [15] J. K. Mohanta, S. Mohan, P. Deepasundar, and R. Kiruba-Shankar, "Development and control of a new sitting-type lower limb rehabilitation robot," *Comput. Electr. Eng.*, vol. 67, pp. 330–347, 2018, doi: 10.1016/j.compeleceng.2017.09.015.
- [16] E. Akdoğan and M. A. Adli, "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot," *Mechatronics*, vol. 21, no. 3, pp. 509–522, 2011, doi: 10.1016/j.mechatronics.2011.01.005.
- [17] J. Wu, J. Gao, R. Song, R. Li, Y. Li, and L. Jiang, "The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot," *Mechatronics*, vol. 33, pp. 13–22, 2016, doi: 10.1016/j.mechatronics.2015.11.010.
- [18] F. Zhang *et al.*, "iLeg-A Lower Limb Rehabilitation Robot: A Proof of Concept," *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, vol. 46, no. 5, pp. 761–768, 2016, doi: 10.1109/THMS.2016.2562510.
- [19] U. Reynosa Vargas, "Diseño de un rehabilitador de cadera basado en un robot cartesiano," M.C tesis, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos, México 2021.
- [20] C. H. Guzmán Valdivia, "Diseño y Control de un Rehabilitador de Movimiento Pasivo Continuo para Cadera," p. 142, Ph. D tesis, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos, México 2013.
- [21] F. A. Gómez Becerra, A. Blanco Ortega, C. H. Guzmán Valdivia, R. O. Delgado Arcega, and J. Cesar Robles, "Diseño y Análisis Cinemático de un Robot Paralelo para Rehabilitación de cadera," *Robótica y Comput. Investig. y Desarro.*, vol. 39, no. 125, pp. 8–14, 2019.
- [22] J. Isidro Godoy, "Robot Paralelo para la Rehabilitación de Tobillo," *Tesis Maest. en ciencias*, pp. 9–11, 2012, [Online]. Available: <http://repositorio.utpl.edu.ec/handle/123456789/2473>.
- [23] N. C. Ruíz Hidalgo, "Control Mioeléctrico de un Rehabilitador de Tobillo presentada," p. 142, M.C tesis, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos, México 2013.
- [24] J. A. Santana, "Control Numérico en una Máquina de Rehabilitación para Tobillos," p. 142, M.C tesis, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos,

México 2013.

- [25] G. E. Iturbide Domínguez, “Diseño y Construcción de un Robot Paralelo con Dos Guías Lineales,” p. 142, M.C tesis, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos, México 2013.
- [26] S. Hoppenfeld and L. M. Vasantha, *Fracturas tratamiento y rehabilitación*, vol. 1. Eas1 Washington Square Philadelphia. PA 19106-3780, Marbán 2004.
- [27] V. Berton Grant, A. L. Laguna, G. Szyaresevszky, and A. Panasiuk, “Movilizaciones Terapéuticas,” *Mater. Apoyo a La Asign. Kinesiterapia*, vol. 1, no. I, pp. 84–95, 2015.
- [28] CENETEC, “Guía de Equipamiento Unidad de Rehabilitación,” *Cenetec*, vol. 02, no. Rehabilitacion, p. 22, 2005, [Online]. Available: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/Rehabilitacion.pdf.
- [29] D. Zanafria, “Rehabilitación profesional y social.”, Universidad central del Ecuador 2011
- [30] INEGI, “La discapacidad en México, datos al 2014: versión 2017,” 2017. doi: 362.4021.
- [31] OMS, “Rehabilitación,” 2021. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>.
- [32] O. Central Coast, “Anatomía de la cadera,” *Anatomía de la cadera*. <https://centralcoastortho.com/es/patient-education/anatomy-of-the-hip/> (accessed Nov. 29, 2021).
- [33] C. H. Guzmán-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M. A. Oliver-Salazar, J. L. Carrera-Escobedo, and H. R. Azcaray-Rivera, “La robótica en la rehabilitación de cadera,” *Dyna*, vol. 89, no. 3, pp. 281–286, 2014, doi: 10.6036/6924.
- [34] K. Ogata, *Ingeniería de Control Moderna*. S.A., Madrid, PEARSON EDUCACIÓN 2013.
- [35] A. Carrillo Paz, *Sistemas automáticos de control fundamentos básicos de análisis y modelado*. 2011.
- [36] A. Blanco Ortega, L. G. Vela Valdés, G. López López, and A. Magadán Salazar, “A generalized proportional integral controller for the robust perturbation rejection in an ankle rehabilitation machine,” *Proc. - 2013 Int. Conf. Mechatronics, Electron. Automot. Eng. ICMEAE 2013*, pp. 140–145, 2013, doi: 10.1109/ICMEAE.2013.44.
- [37] P. Gil, “Articulaciones Humanas Mediante Modelos Fotoelásticos 2D Y,” *Politecnica*, vol. 1, no. 1, p. 175, 2019.
- [38] E. Rangel, “Estudio antropométrico de la población mexicana masculina laboralmente productiva,” *Científica*, vol. 19, no. 1, pp. 11–15, 2015, [Online]. Available: <http://www.redalyc.org/pdf/614/61448038002.pdf>.
- [39] F. A. Gómez Becerra, “Diseño y Control de un Robot de 3 GDL para la Rehabilitación

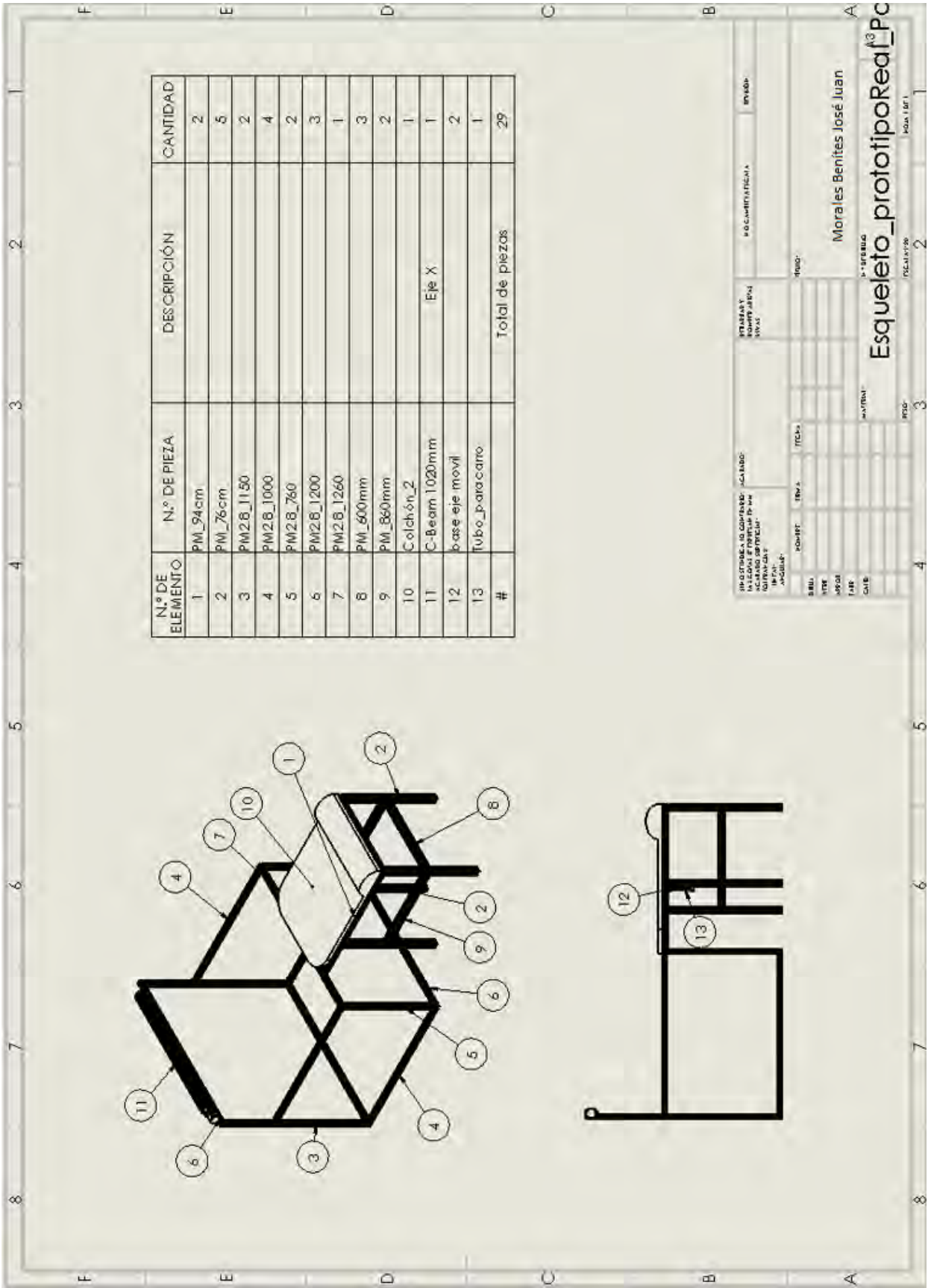
de Extremidades Inferiores.,” p. 142, Ph. D tesis, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Morelos, México 2013.

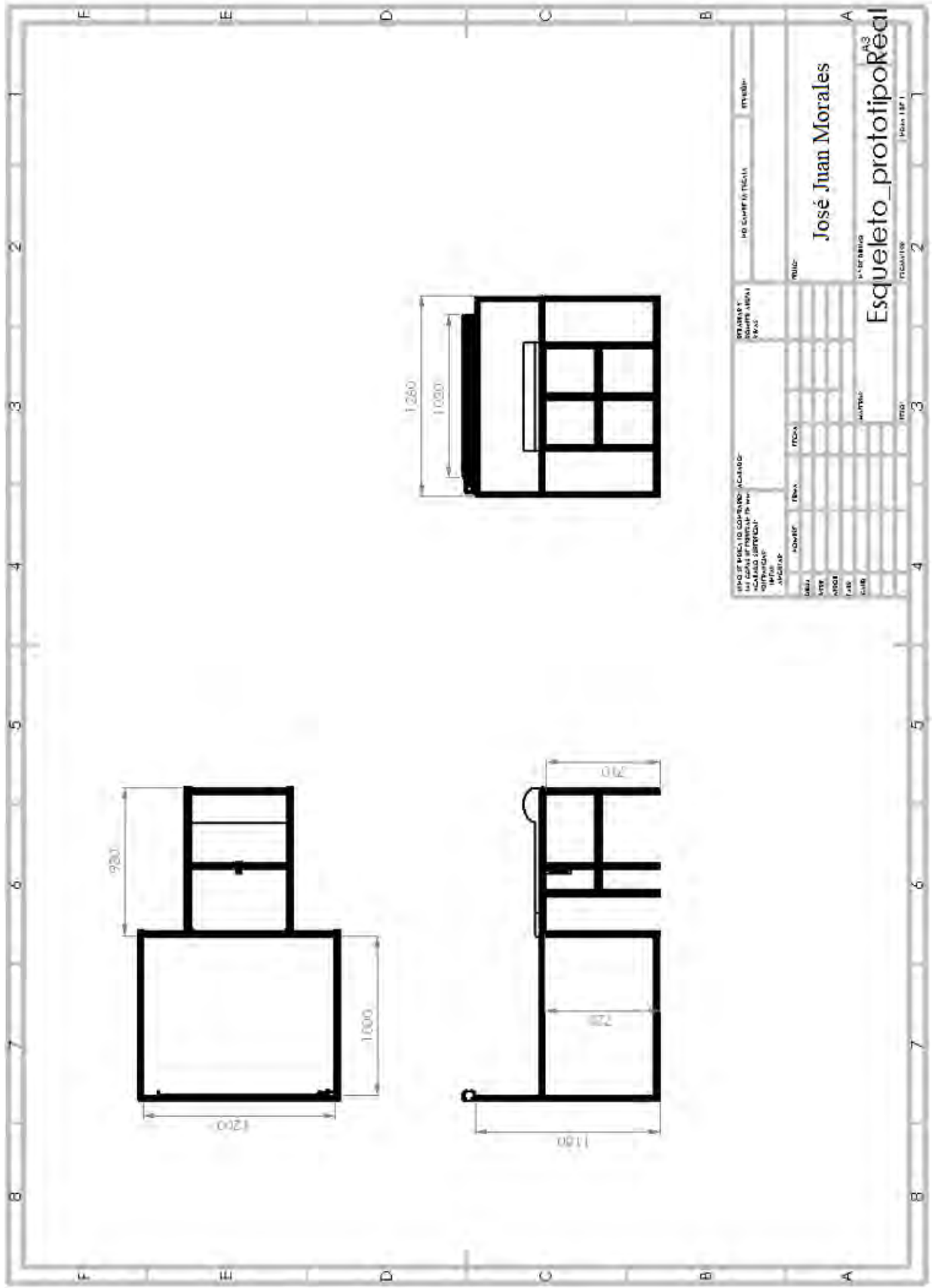
[40] National Instruments, *USER GUIDE AND SPECIFICATIONS MYRIO-1900*, 2013.

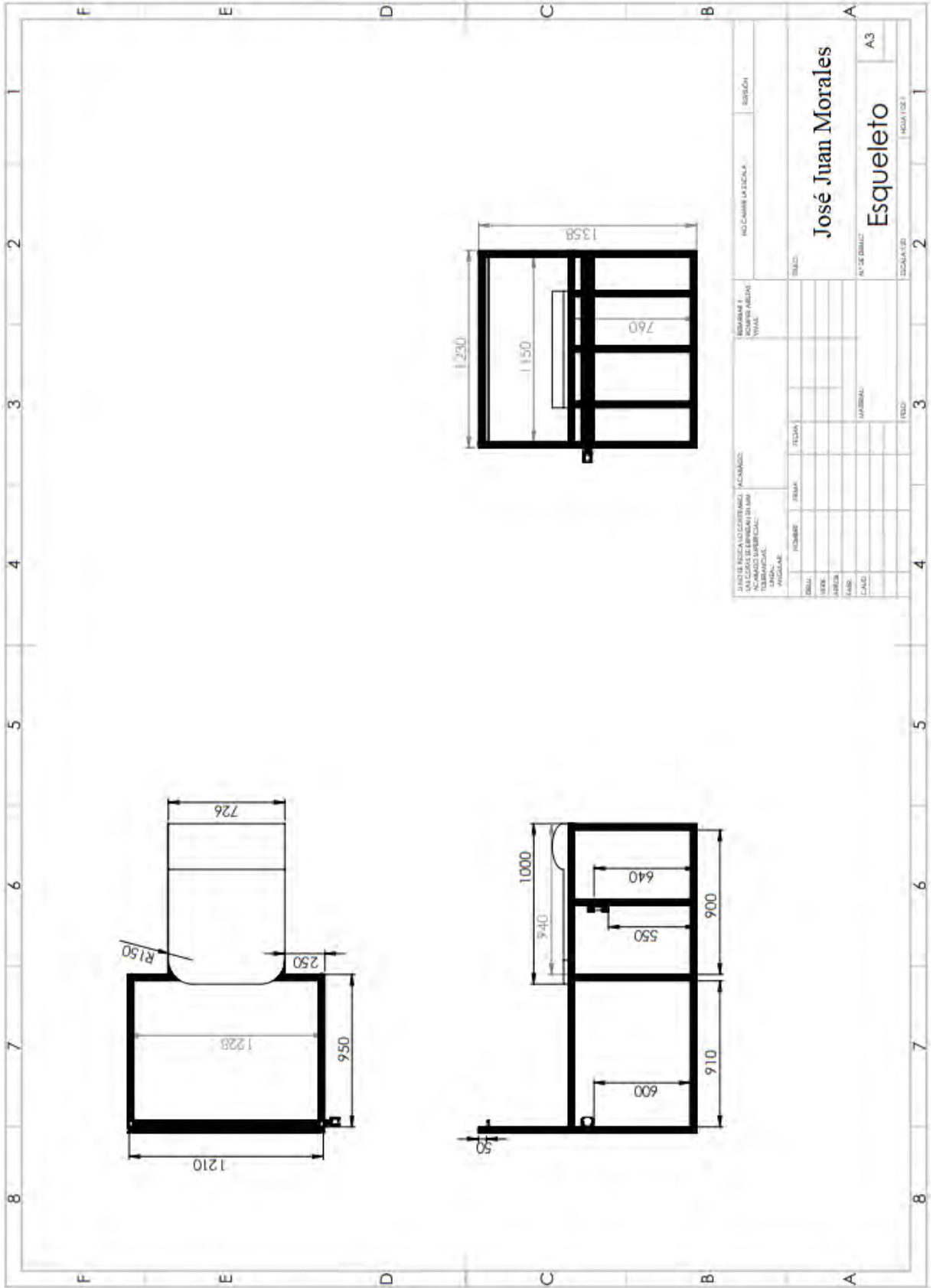
[41] L. Llamas, «Luis Llamas,» 26 05 2016. [En línea]. Available: <https://www.luisllamas.es/arduino-motor-corriente-continua-l298n/>.

Anexo A Ensamblajes y dimensiones del diseño CAD

En este apéndice se encuentran los dibujos de partes, ensamblajes y dimensiones que componen el rehabilitador.







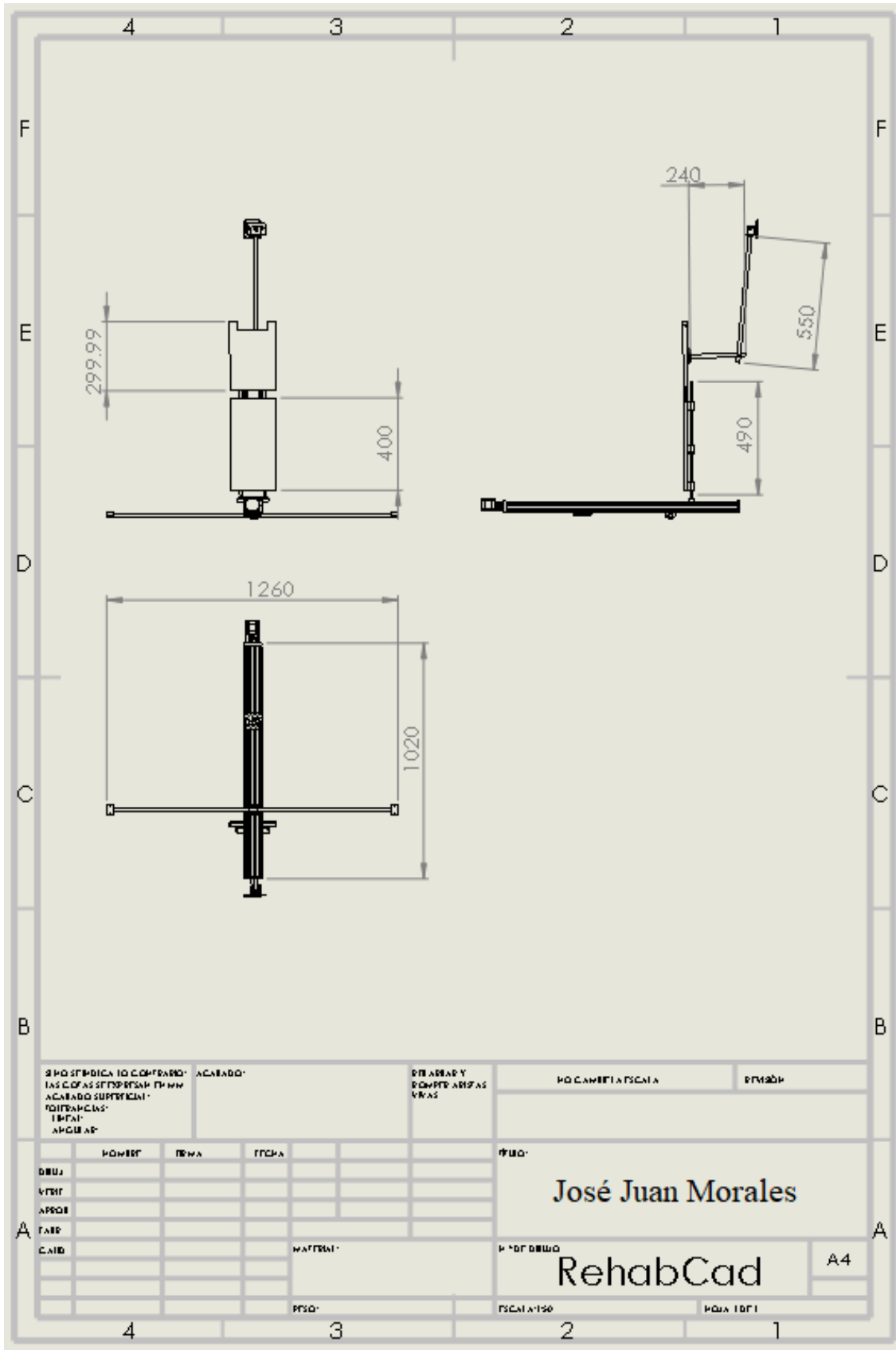
4 3 2 1

F F
E E
D D
C C
B B
A A

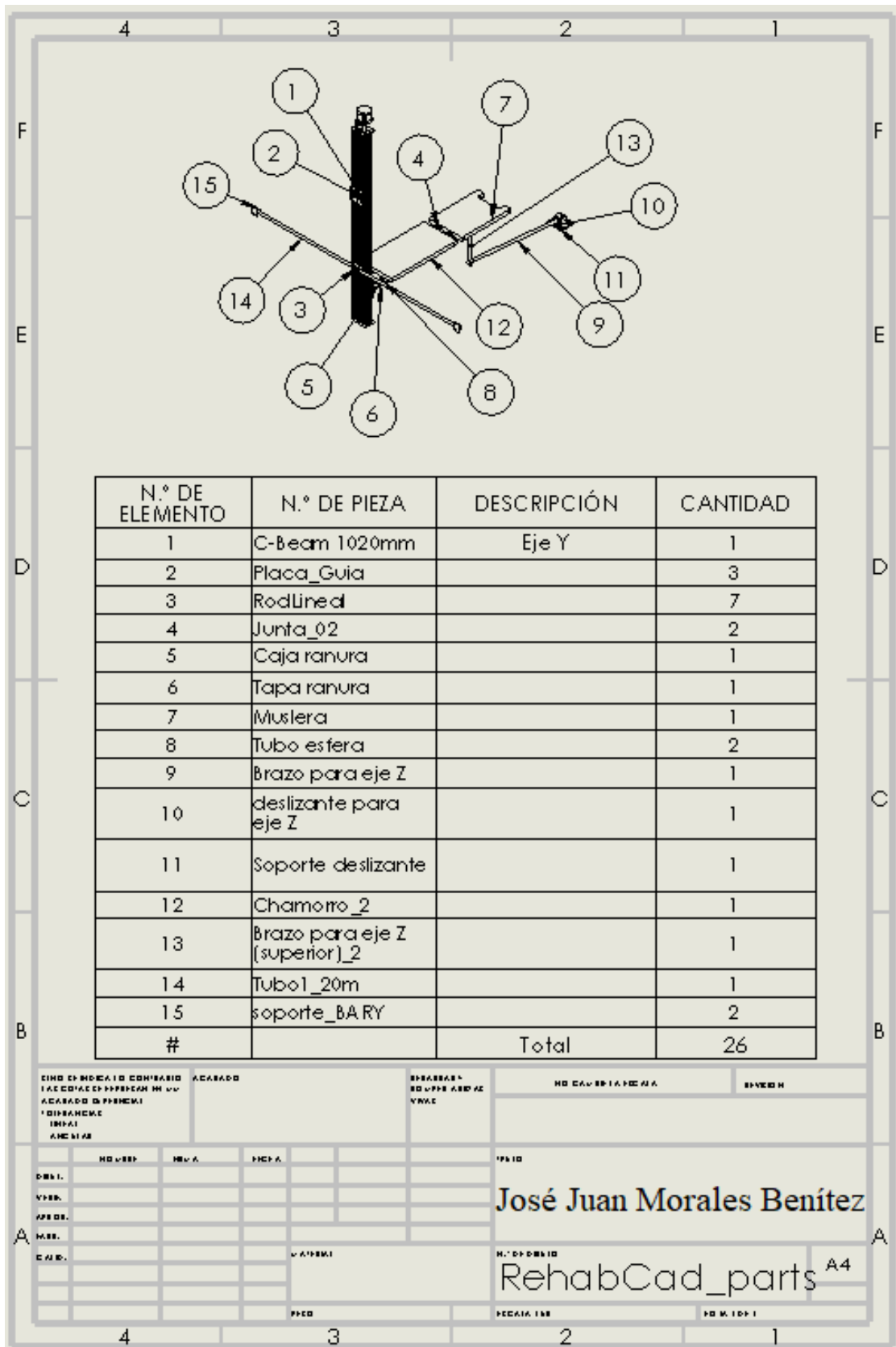
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	PM_P62cm		2
2	PM_U32cm		4
3	PM_S60cm		2
4	PM_I57cm		2
5	PM_V27cm		2
6	PM_p32cm		1
7	PM_M10cm		2
8	PM_Guia_820mm		1
9	rueda loca		3
10	Rodamiento_CarEst2		2
11	Tubo_Z		1
12	PM_C3cm		1
13	base eje movil_rodamiento		1
#		Total	24

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIE: FOTOFANCIAS: LINEAL- ANGULAR	ACABADO:	ESTRUC Y COMPR. PARTES VITAS	NO CAMBIA ESCALA
DRUJ VIEW APDOE TABO CADB	DEWA ESCA MATRIZ PISO	PISO ESCALA: 1:20 HOJA 1 DE 1	José Juan Morales Carrito_Mb_parts ^{A4}

4 3 2 1

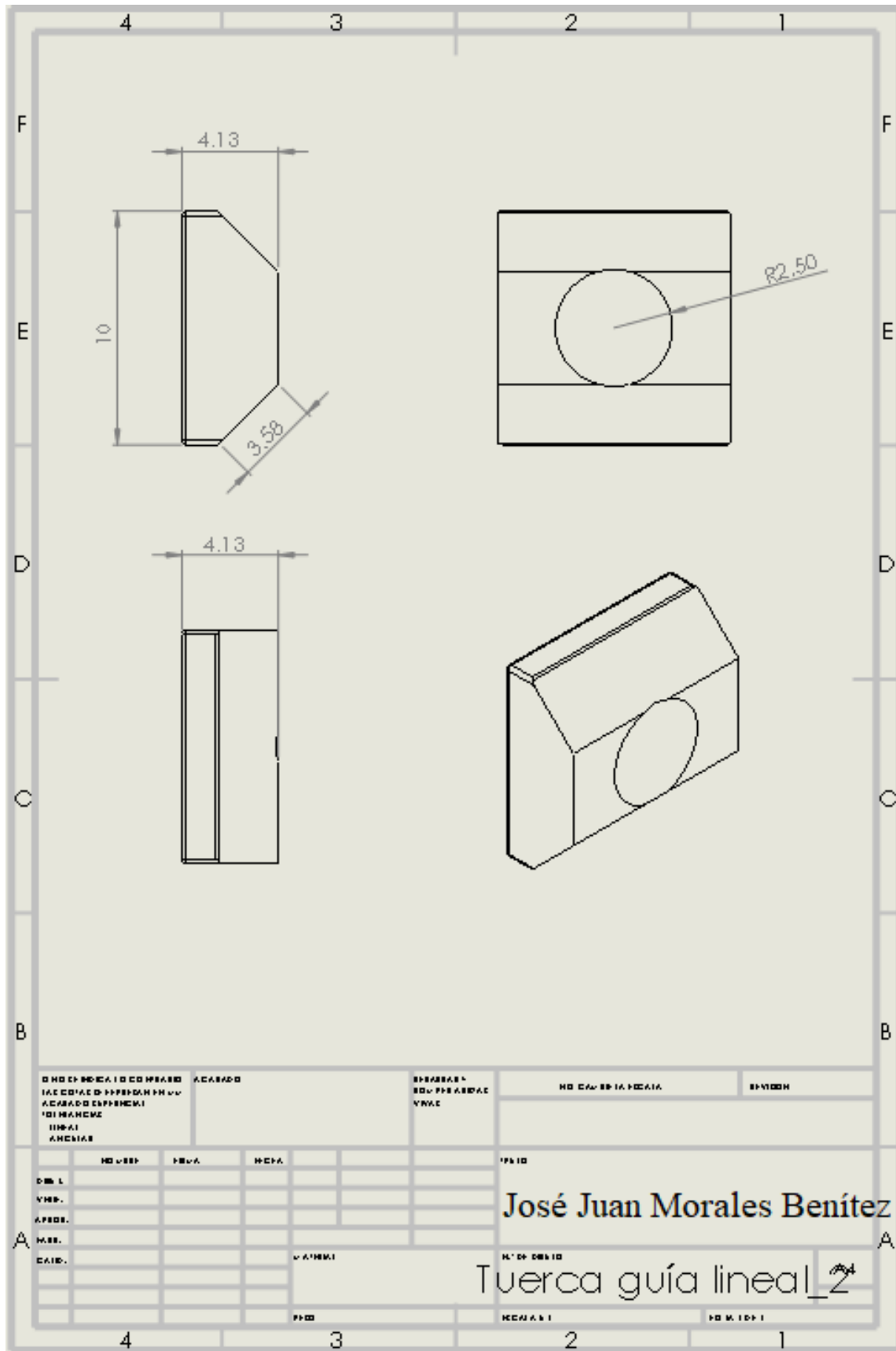


2 HO STIBICA TO CONFRASO: LAS COFAS SUPERFICIALES EN MM ACABADO SUPERFICIALES: POLIACABADO: LUBRICACION: ANILLO DE		ACABADO: 	DE ARREGLAR Y DE ARREGLAR Y DE ARREGLAR Y	HO CAMBIA ESCALA 	DE ARREGLAR Y DE ARREGLAR Y
DIBUJ VERIF APROB TAMP CAMB	POWER 	TEMA 	TEMA 	TEMA 	TEMA
José Juan Morales				RehabCad	
A4				ESCALA 1:50	



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	C-Beam 1020mm	Eje Y	1
2	Placa_Guia		3
3	RodLineal		7
4	Junta_02		2
5	Caja ranura		1
6	Tapa ranura		1
7	Muslera		1
8	Tubo esfera		2
9	Brazo para eje Z		1
10	deslizante para eje Z		1
11	Soporte deslizante		1
12	Chamorro_2		1
13	Brazo para eje Z (superior)_2		1
14	Tubo1_20m		1
15	soporte_BARY		2
#		Total	26

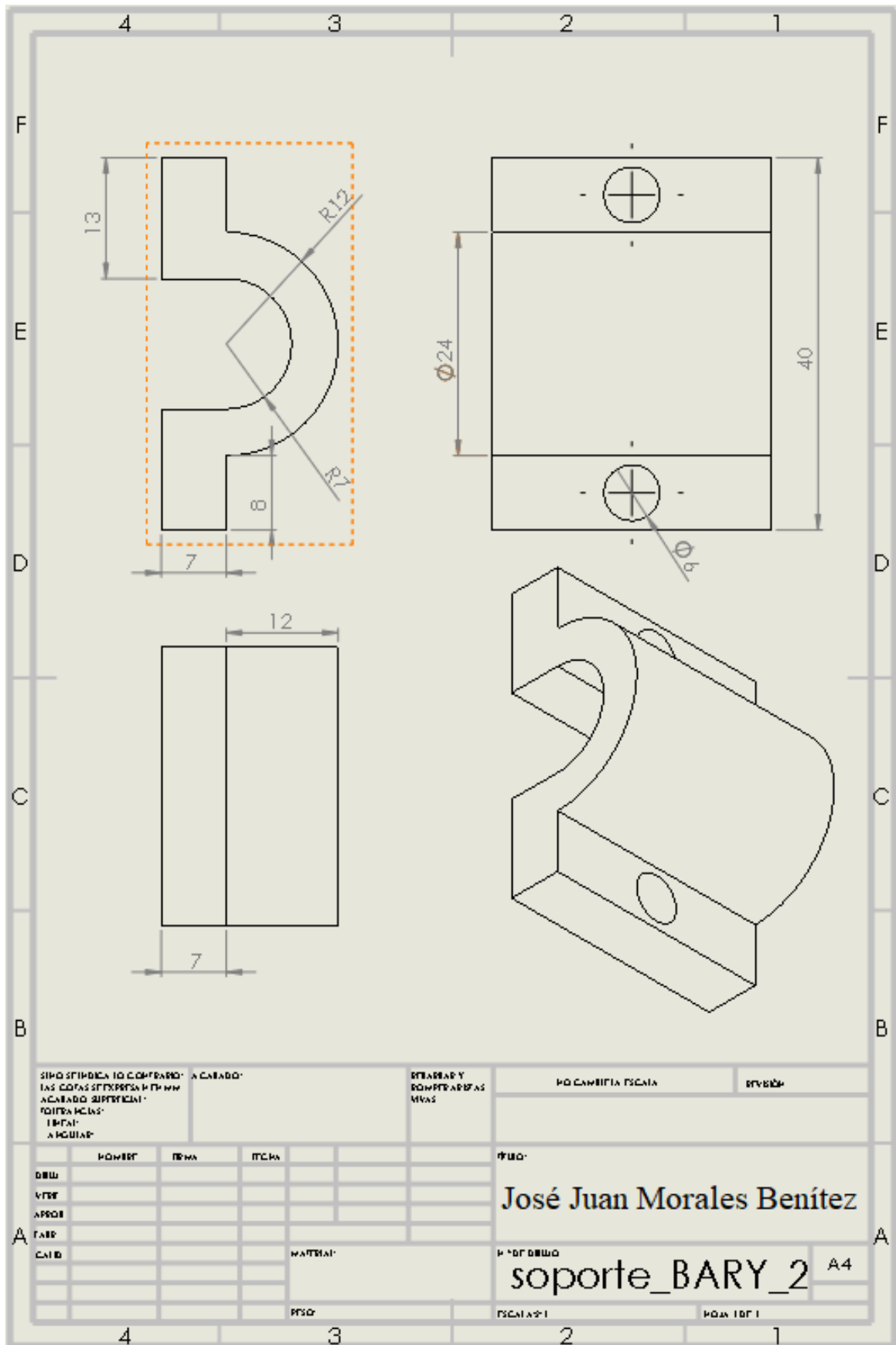
KING OF BODIES IS CONTAINER THE COFFIN IS THE PRISON IN WHICH WE ARE BORN AND FROM WHICH WE MUST BE DELIVERED. (MARTIN LUTHER KING JR.)		ACABADO	DEPARTAMENTO DE OPERACIONES	NO. DE CALIBRE LA PIEZA	SERVEDOR
NO. DE DISEÑO	NO. DE VISTA	NO. DE PIEZA	NO. DE PIEZA	FECHA	
NO. DE CALIBRE	NO. DE VISTA	NO. DE PIEZA	NO. DE PIEZA	FECHA	
José Juan Morales Benítez				N.º DE DISEÑO RehabCad_parts A4	
FECHA		FECHA		NO. DE PIEZA	



DISEÑO: MORALES BENÍTEZ DISEÑO: MORALES BENÍTEZ DISEÑO: MORALES BENÍTEZ DISEÑO: MORALES BENÍTEZ DISEÑO: MORALES BENÍTEZ		ACABADO:	ESPESOR:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
NO. DE DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:
DISEÑO:	FECHA:	DISEÑO:	FECHA:	NO. DE DISEÑO:	FECHA:

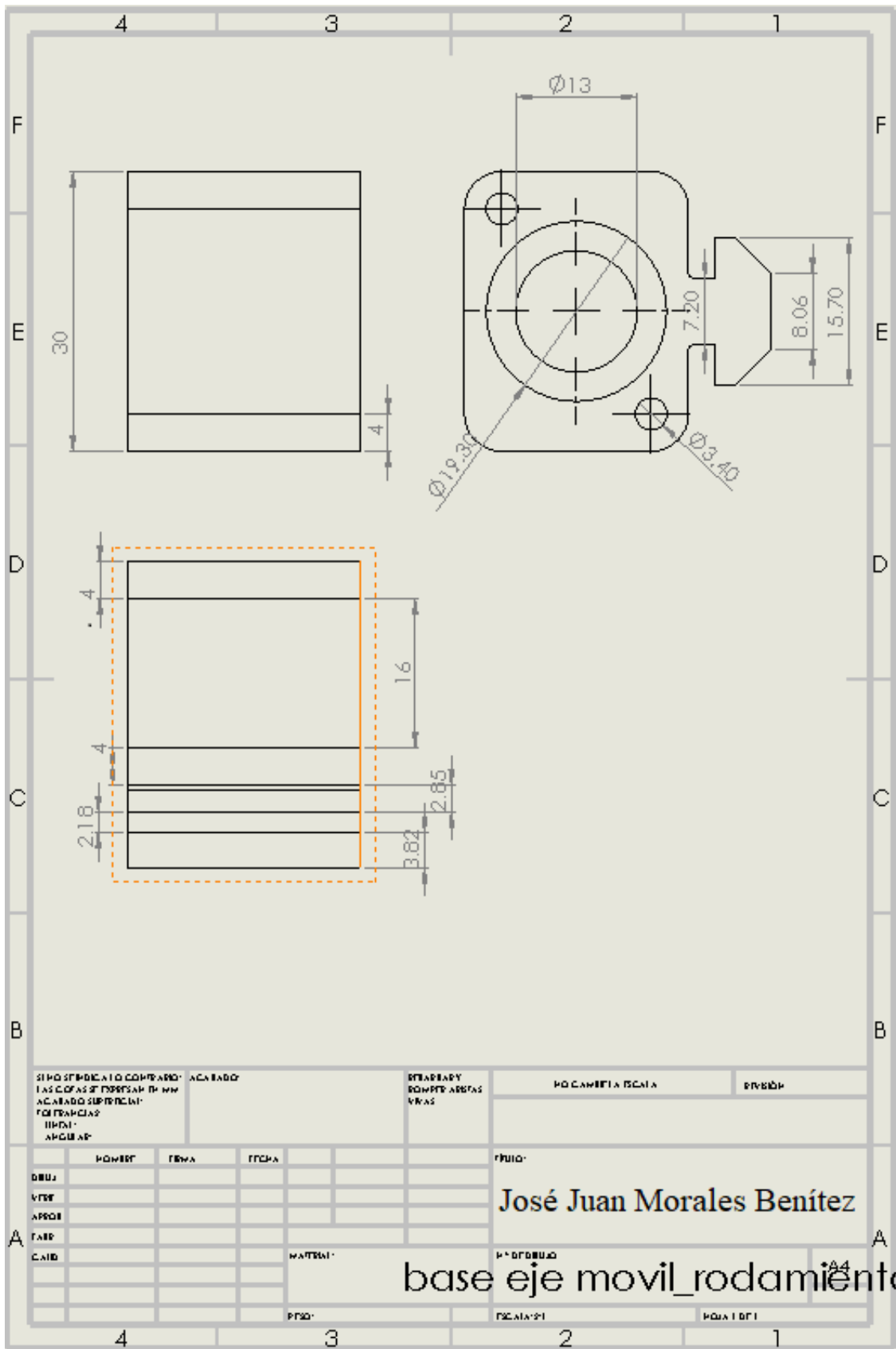
José Juan Morales Benítez

Tuerca guía lineal_2



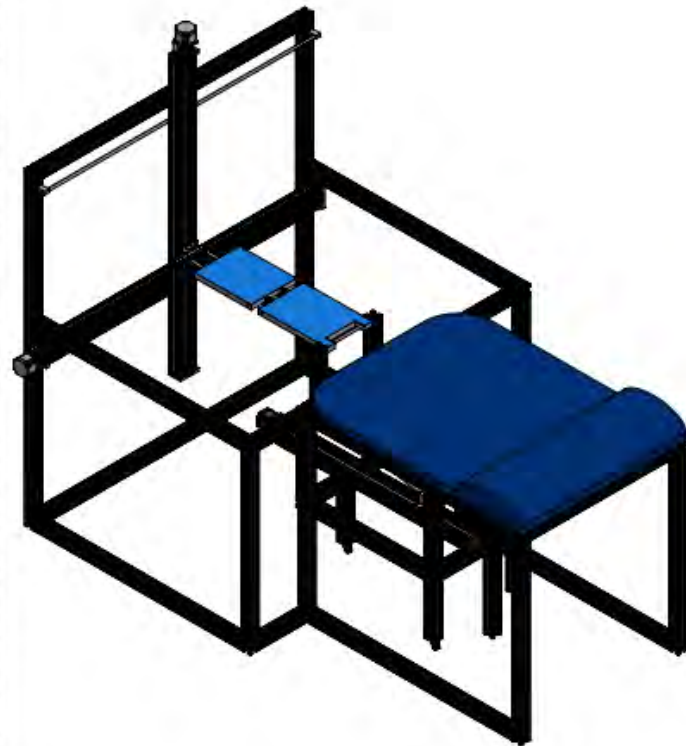
SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TODAS LAS: - TIRAS: - ANGULAR			ACABADO:	ESTRIBAR Y SOPORTE ARRIBAS MAS	NO CARRIETA ESCALA	REVISTA
POWER	ITEM	ITEM				
DRW						
VIEW						
APPRO						
DATE						
CAD			MATERIAL			
			PSD			
				ESCALA: 1		HOJA 1 DE 1

DIBO:
 José Juan Morales Benítez
 Nº DE DIBO
 soporte_BARY_2 A4



SI HO SE INDICA LO CONTRARIO LAS COTAS SE ENTENDEN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: F0: PLANAS F1: RAS A: ACABAR		ACABADO		ENTENDIENDO QUE SE ENTENDEN EN MM		HO CAMBIA ESCALA		ENTENDIENDO	
DBU		FECHA		ESCALA		PROYECTO		José Juan Morales Benítez	
VISTAS		MATERIAL		ESCALA: 1:1		HOJA: 1 DE 1		104	
APORTE		MATERIAL		ESCALA: 1:1		HOJA: 1 DE 1		base eje movil_rodamiento	
TALLER		MATERIAL		ESCALA: 1:1		HOJA: 1 DE 1		base eje movil_rodamiento	
CALIBRO		MATERIAL		ESCALA: 1:1		HOJA: 1 DE 1		base eje movil_rodamiento	

	8	7	6	5	4	3	2	1	
K									
	N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD					
	1	PM1_15m		3					
	2	PM1_36m		2					
	3	Low Profile Screw MS(M5 x 20)-1-1		16					
	4	Low Profile Screw MS(M5 x 55)-1-1		4					
	5	C-Beam End Mount-1-1		4					
J	6	Ball Bearing 8 x 16 x 5-1-1		4					
	7	Lock Collar 8mm-1-1		4					
	8	Aluminum Spacer 40mm-1-1		4					
	9	Nema 23 Stepper Motor-1-1		2					
	10	Flexible Coupling 0.25in x 8mm-1-1		2					
H	11	C-Beam 1200mm - copia-1-1		2					
	12	laminilla de 1200 mm lisa-1-1		2					
	13	PM_95cm		2					
	14	PM_76cm		7					
	15	PM_91cm		2					
	16	PM_94cm		2					
	17	PM_65cm		2					
	18	PM_90cm		2					
	19	PM_21cm		2					
G	20	Sujetador_barra		2					
	21	TuboejeY		1					
	22	PM_caro-estructura		3					
	23	Tubo_parcacaro		1					
	24	Colchón		1					
	25	Perfil_largo de carro inferior.		2					
	26	Perfil_largo de carro.		2					
F	27	Perfil_uniones de carro.		4					
	28	Perfil_patas de carro.		2					
	29	Perfil_uniones verticales de carro.		2					
	30	Perfil_tercera pata del carro		1					
	31	Placa de final		2					
	32	Rodamiento		2					
	33	Seguro tipo collar		2					
E	34	Espaciador de aluminio		2					
	35	Nema 23		1					
	36	Cable flexible		1					
	37	PM_Guia_820mm		1					
	38	laminilla de 8 x 820		1					
	39	Base_rueda_laca		3					
	40	rueda loca		3					
	41	Llanta		3					
D	42	Eje_planta		3					
	43	Pasante_Base		3					
	44	PM_muslo		2					
	45	Tuboejez		1					
	46	Placa_Guia		3					
	47	Caja ranura		1					
	48	Tapa ranura		1					
	49	Muslera		1					
C	50	deslizante para eje Z		1					
	51	Brazo para eje Z (superior)		1					
	52	Brazo para eje Z		1					
	53	Junta_03		2					
	54	Chamorro		1					
	55	Junta_01		2					
	56	Tubo		2					
	57	Junta_02		2					
B	58	Tubo estera		2					
A									

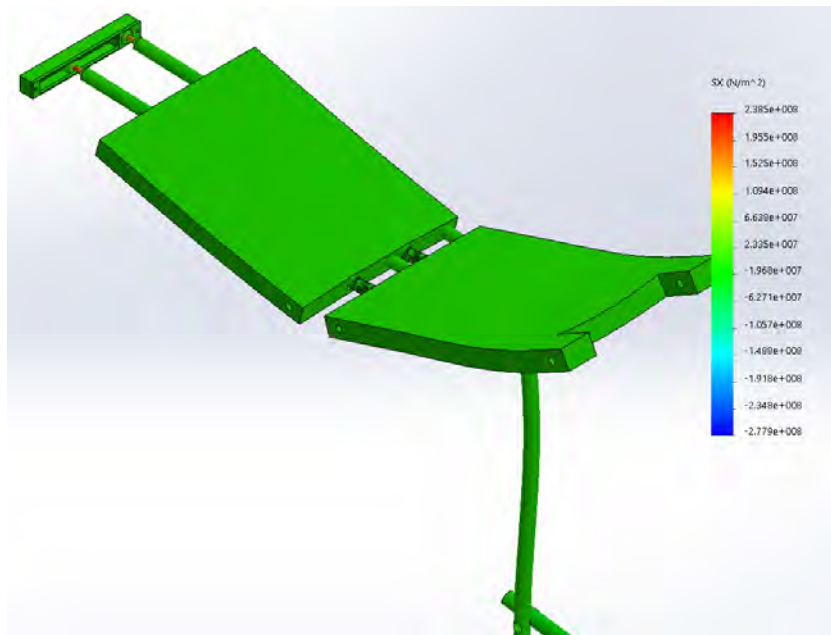


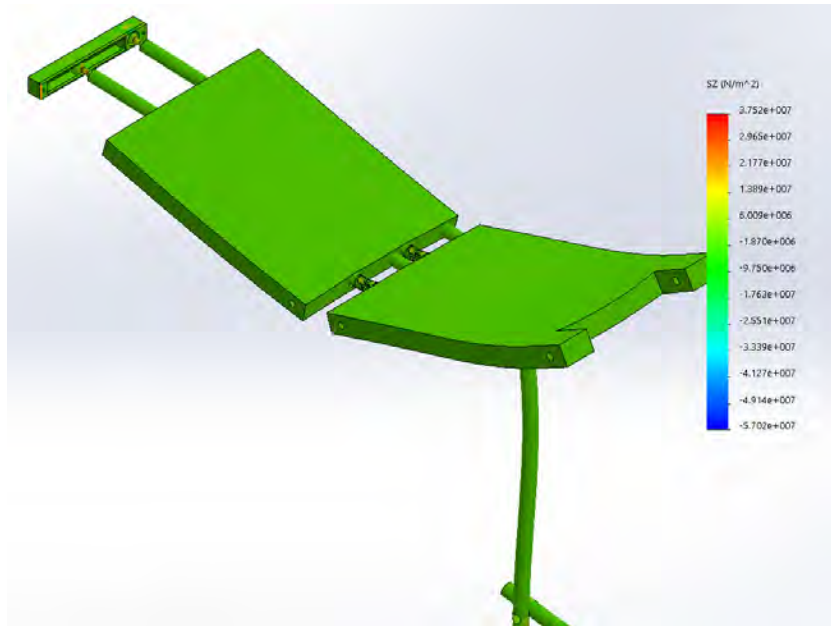
INSTITUCIÓN EDUCATIVA INSTITUCIÓN EDUCATIVA INSTITUCIÓN EDUCATIVA INSTITUCIÓN EDUCATIVA INSTITUCIÓN EDUCATIVA		ACADÉMICO ACADÉMICO ACADÉMICO ACADÉMICO ACADÉMICO		NOMBRE Y APELLIDOS NOMBRE Y APELLIDOS NOMBRE Y APELLIDOS NOMBRE Y APELLIDOS NOMBRE Y APELLIDOS		NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE	
NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE		NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE		NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE		NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE NOMBRE	

José Juan Morales Benítez

Maquina rehabilitadora de cadera_2

Anexo B. Esfuerzos en los ejes X, Y & Z





Anexo C. Construcción del rehabilitador

Partes del prototipo real

Construcción del esqueleto

Se utilizó perfil de aluminio de 30×30 mm para la realización de la parte delantera del esqueleto y perfil de 40×40 mm para la parte del respaldo. Se construyó el esqueleto con el objetivo de dar una estructura robusta.

Se comenzó la construcción del prototipo desde cero, comenzando con el marco delantero para tener una referencia.







Construcción de la base móvil

La base está compuesta de perfil de 30×30mm. Utilizando la pieza diseñada para permitir el movimiento de rotación se conecta la base móvil con el esqueleto.





Se diseñó una pieza para albergar dos rodamientos que permiten la rotación de la flecha. Además, se usaron “ruedas locas” para permitir el desplazamiento de la base móvil, y finalmente se añadió el eje Z junto al eslabón que conecta a la muslera.



Soporte para pierna

Se imprimió la caja para los tubos esfera, se acoplaron los ejes X y Y, y se comprobó que hubiera un correcto desplazamiento en el eje X. Se utilizaron tres placas de aluminio para unir el eje X con la estructura. Estas placas fueron perforadas y se unieron haciendo uso de las tuercas diseñadas para sujetarse a la guía lineal X. Para conectar a la estructura se utilizaron tuercas normales para el perfil 30×30.



Haciendo uso de las abrazaderas diseñadas, se colocó la flecha por la que se desplaza el eje Y, ver Figura 91.



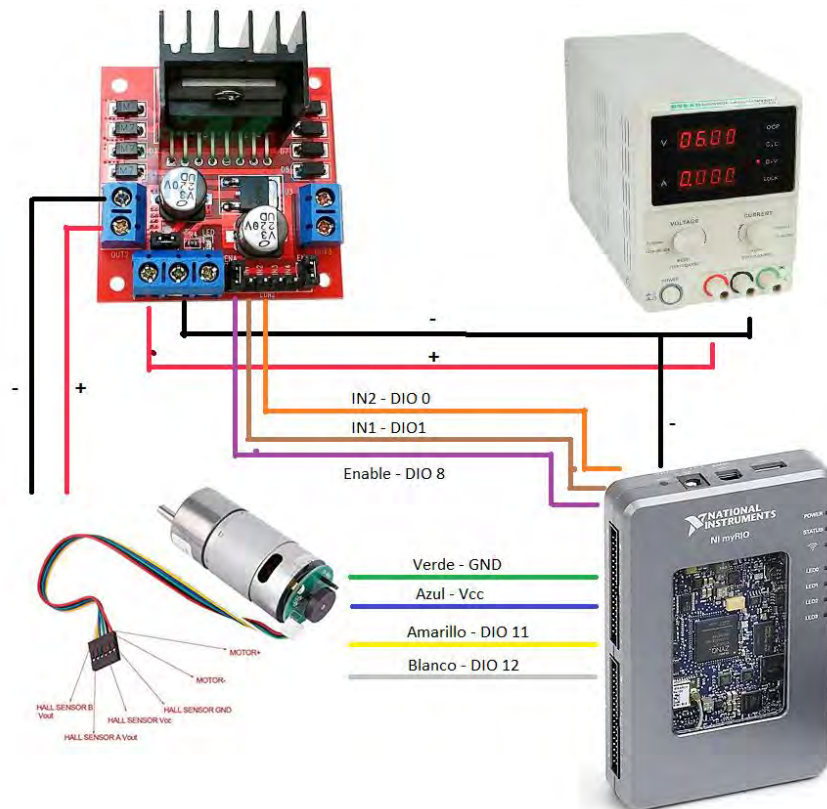
Ensamble del prototipo

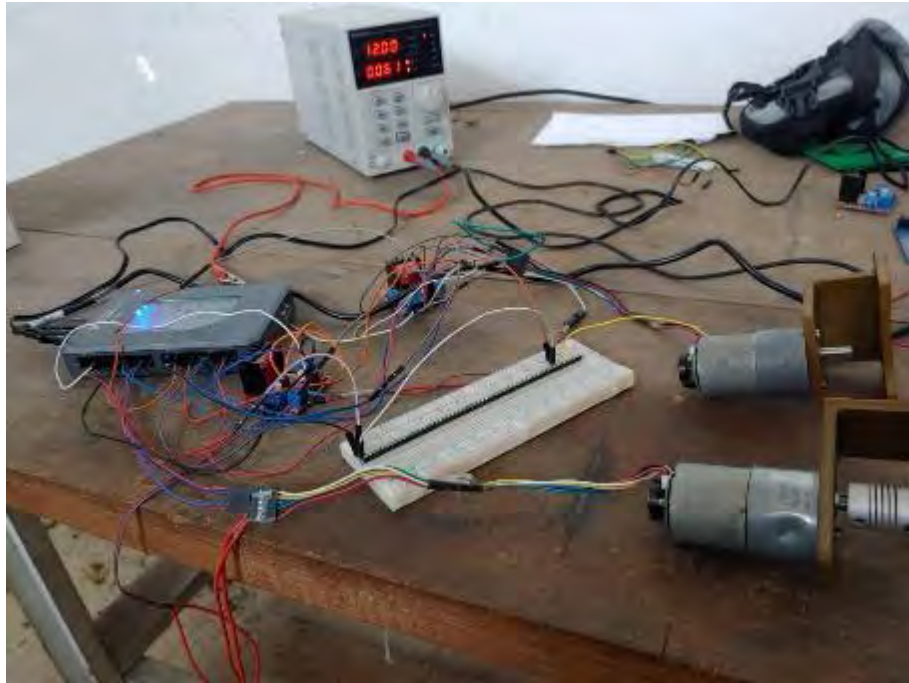
Los resultados obtenidos al combinar las tres componentes se muestran en las siguientes figuras, las cuales evidencian que se siguió el diseño propuesto en el prototipo virtual y la construcción del mismo.





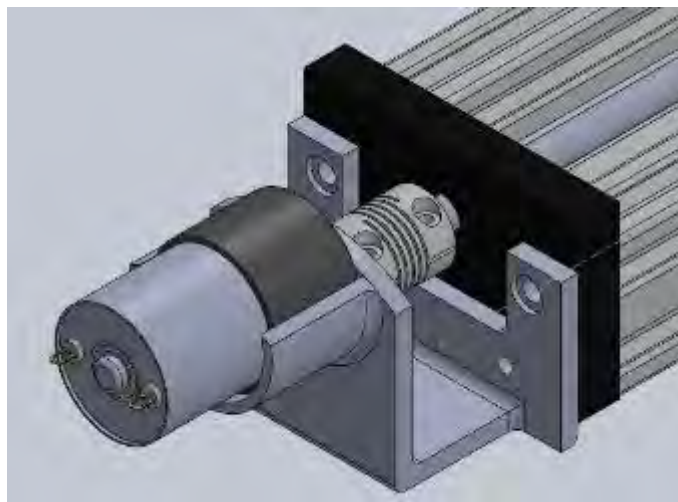
Anexo D. Conexiones de la tarjeta con los motores y puente H

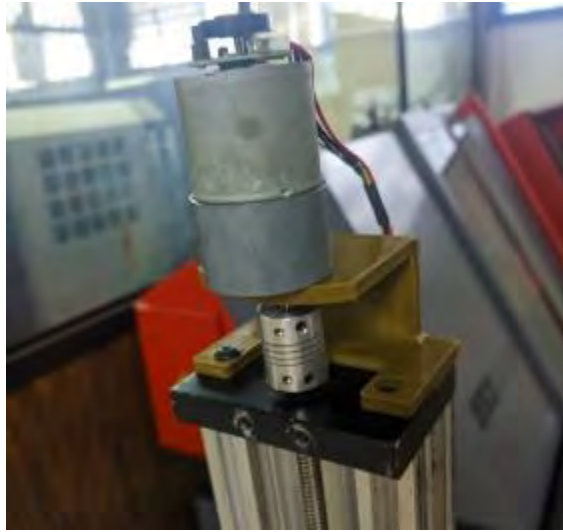




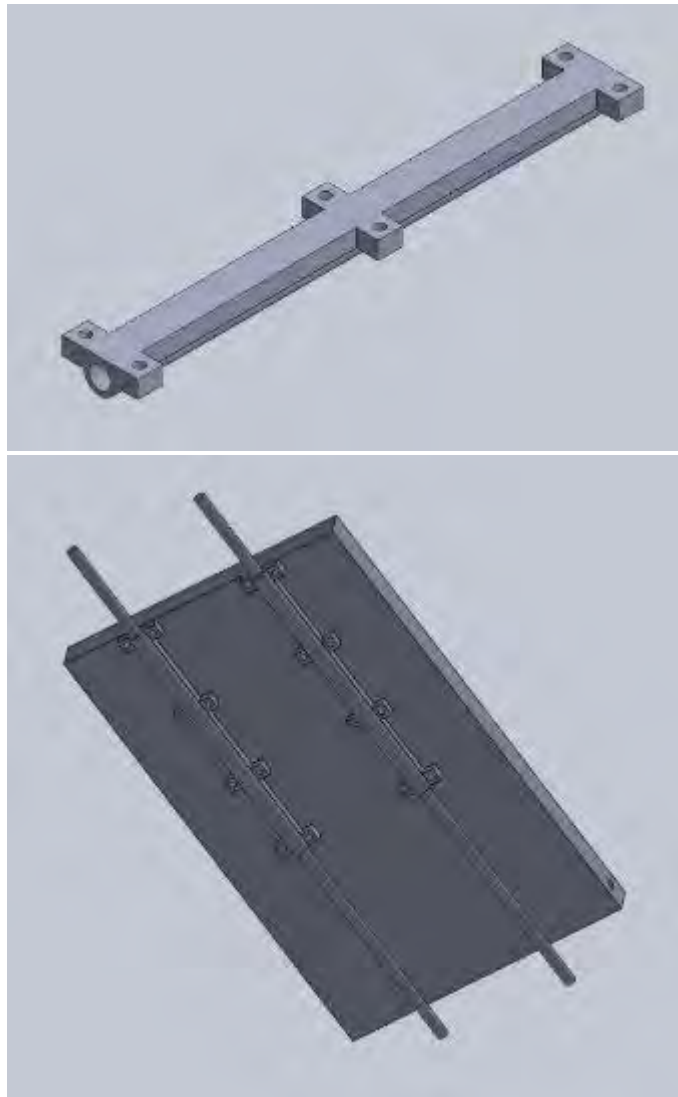
Anexo E. Piezas impresas para el rehabilitador de cadera

1.- Soporte de motor.



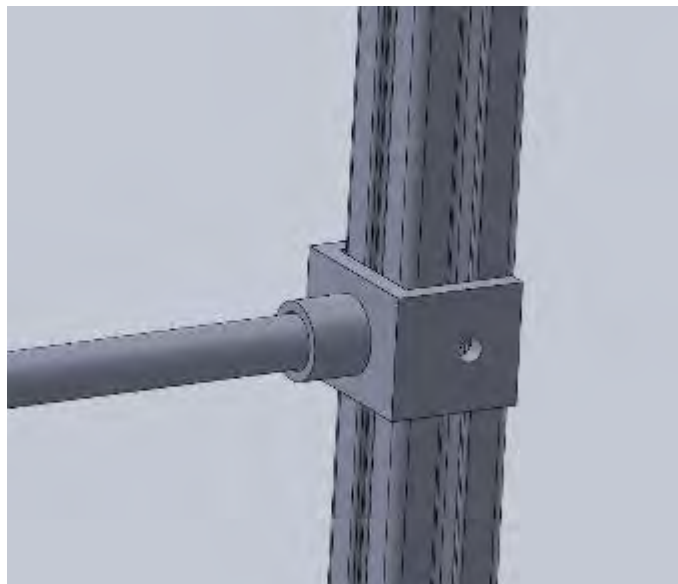


2.- Soporte de flecha para pantorrilla





3.- Soporte de flecha soporte para eje Y





Apéndice. Producto de tesis

Mechatronic System for Hip Rehabilitation

A. Blanco-Ortega¹, J.J. Morales-Benitez¹, H. M. Buenabad-Arias¹, A. Magadán-Salazar¹, J. Villanueva-Tavira¹, C.H. Guzman-Valdivia².

¹Tecnológico Nacional de México/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México.

²Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, México
andres.bo@cenidet.tecnm.mx

Abstract

In this work a hip rehabilitation machine is presented, for example, for patients who suffered a cerebrovascular accident. The rehabilitation machine has 3 degrees of freedom (DOF) and can provide flexion-extension, abduction-adduction and internal-external rotation movements. A Proportional Derivative (PD) type controller is proposed for trajectory tracking. Simulation results, with the virtual prototype in the MSC Adams environment, show that the PD-type controller can provide smooth passive rehabilitative movements for the hip, with minimal control effort (forces less than 5 N).

1. Introduction

Mechatronics in hip rehabilitation is a relatively new research field. Rehabilitation machines are tools for rehabilitation purposes that allow patients to perform basic and combined movements as part of their rehabilitation program.

The objective of rehabilitation is to recover the physical abilities lost due to a traumatic incident through physical therapy and, for the patient's recovery to be as quick as possible.

Due to the constant increase in patients with injuries and the lack of physical therapists to provide proper care, robotic systems or rehabilitation machines arise. It is important to mention that these mechanical devices do not replace the physical therapist, they serve as support during the therapy process. Below are some reported hip rehabilitation machines.

Guzman et al. [1], propose a hip rehabilitation robot called HipBot, with 5 DOF to perform combined abduction/adduction and flexion/extension movements, see Fig. 1. Subsequently, in [2] the authors propose a robust controller for Hipbot for trajectory tracking.

Gomez et al. [3] developed the physical prototype of a 3-DOF rehabilitation machine based on a parallel mechanism providing flexion-extension, abduction-adduction and combined movements, see Fig. 2.



Fig. 1 Hip rehabilitation machine, HipBot [1].



Fig. 2 Parallel robot for hip rehabilitation [3].

Wang et al. [4], propose a synchronous rehabilitation robot for upper and lower limbs of bedridden patients with stroke. The lower limb rehabilitation robot is designed based on the basic movement model of human gait; it only considers the flexion-extension movement of the hip.

Vaída et al. [5], present the design of a robotic system for the rehabilitation of lower limbs after a cerebrovascular accident in patients confined to bed during the acute stage of treatment. This robotic system only provides hip flexion-extension and abduction-adduction movements.