



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería

**Diseño de un dispositivo para rehabilitación de rodilla
mediante la optimización de mecanismos**

TESIS

Que para obtener el grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA

Presenta:

Ing. Juan Carlos Villanueva Vergara

Tutora Académica: Dra. Adriana Vilchis González

Tutores Adjuntos: Dr. Julio César Díaz Montes
Dr. Jorge Rodríguez Arce

Toluca, México

diciembre, 2017

Dedicatoria

Al creador de todas las cosas, Dios, por haberme permitido subir otro peldaño en la vida, y permitirme llegar a este momento tan especial.

A mi madre, María, que siempre me ha brindado palabras sabias de apoyo y tranquilidad, y por su incansable ayuda que me ha permitido salir adelante en los momentos más difíciles.

A mi padre, Prudencio, por su invaluable apoyo que siempre me ha ofrecido, por su ejemplo de perseverancia y responsabilidad en el trabajo.

A mis hermanos, Cristina, Oscar, Ricardo y Martha, que siempre han estado presentes, brindándome palabras de apoyo, por lo que representan para mí y por ser parte importante de una familia unida.

A mi familia en general, por el apoyo incondicional y la confianza que me ha tenido para poder lograr esta meta.

Juan Carlos Villanueva Vergara

Agradecimientos

A Dios, por darme la oportunidad de culminar esta etapa de mi vida.

A mi familia, por el apoyo incondicional que siempre me ha dado.

Al Dr. Julio César Díaz Montes, por sus enseñanzas, su paciencia y su apoyo para poder concluir este proyecto.

A la Dra. Adriana Vilchis González, por toda la colaboración brindada, a lo largo de este proyecto.

A todos los doctores e investigadores, que con sus enseñanzas me permitieron adquirir conocimiento invaluable y me ayudaron a crecer personalmente.

A mis amigos y compañeros, que siempre hicieron ameno el ambiente de estudio, por los consejos y el apoyo que me brindaron.

A la Universidad Autónoma del Estado de México, en particular a la Facultad de Ingeniería, que me abrió las puertas y me dio la oportunidad de empezar y concluir este proyecto.

Finalmente agradezco al Conacyt, por el apoyo económico brindado, el cual me permitió concluir el objetivo fijado hace 2 años.

Resumen

La articulación de rodilla es esencial para el sistema musculoesquelético del cuerpo humano, ya que cumple con dos funciones: permite soportar el peso del cuerpo y moverse a través del espacio. Al ser una articulación que está sometida a constante carga, está propensa a sufrir lesiones, enfermedades o patologías (artritis, lesiones y trastornos de cartílagos, lesiones en los ligamentos, entre otras), algunas de las cuales, para ser tratadas requieren de intervención quirúrgica y de un proceso de rehabilitación; el cual permite recuperar el movimiento de la articulación mediante ejercicios de extensión y flexión, ya sea de manera pasiva o activa.

Los ejercicios de extensión y flexión pasiva generalmente son conducidos por parte de un médico o especialista (fisioterapeuta), sin embargo, ante el creciente número de pacientes con problemas de rodilla, se han desarrollado dispositivos de rehabilitación pasivos enfocados a la recuperación del movimiento en la articulación por medio de la extensión y flexión de rodilla, el rango de flexión que alcanzan es de 120° , y si se requiere desarrollar un rango mayor de flexión, estos dispositivos no son capaces de cubrirlo, por esta razón se realizó el diseño de un dispositivo de rehabilitación el cual abarca un rango de movimiento completo.

Para su desarrollo se empleó la metodología clásica de diseño, se definieron 4 diseños conceptuales, se realizó la síntesis dimensional de los mecanismos en cada uno de ellos, se analizaron los resultados y se realizó la síntesis óptima al diseño conceptual seleccionado, pasando previamente por una etapa de rediseño, con el cual se logró obtener un mecanismo de 6 barras de un grado de libertad. Con el mecanismo optimizado se procedió al desarrollo del diseño de detalle.

Para el diseño de detalle se utilizó software CAD, en el cual se diseñaron todas las piezas del dispositivo, se realizó el ensamble del dispositivo y se simuló el movimiento del mismo, con la finalidad de verificar que cumpliera con las especificaciones de diseño, adicionalmente se realizó un análisis de elementos finitos para el aluminio y el acero, los cuales fueron los materiales propuestos dentro del diseño.

Los resultados mediante la simulación del ensamble y movimiento del diseño permitieron verificar el correcto funcionamiento y no se encontraron interferencias entre los eslabones del mecanismo, o entre los componentes del dispositivo y el análisis de elementos finitos permitió verificar la resistencia de los materiales propuestos.

Abstract

The knee joint is essential for the musculoskeletal system of the human body, because: it supports the weight of the body and moves through space. Being a joint that is subject to constant load, is prone to suffer injuries, diseases, or pathologies (arthritis, injuries and cartilage disorders, ligament injuries, among others), some of which, to be treated require surgical intervention and a rehabilitation process; which allows to recover the movement of the joint through extension and flexion exercises, either passively or actively.

The exercises of extension and passive in the rehabilitation process, are usually conducted by a doctor or specialist (physiotherapist), however, faced with the growing number of patients with knee problems, a lot of passive rehabilitation devices have been developed focused on the recovery of movement in the articulation by knee extension and flexion exercises, the range of motion (ROM) in this kind of devices is 120 °, and if it is required to develop a greater ROM, these devices are not able to cover it, for this reason is important to design of a rehabilitation device which covers a full range of motion.

For its development, the classic design methodology was used, 4 conceptual designs were defined, the dimensional synthesis of the mechanisms in each of them was made, the results were analyzed, and the optimal synthesis was made to the selected conceptual design, a mechanism of 6 bars, with one degree of freedom.

For the design of detail, CAD software was used, in which all the pieces of the device were designed, the assembly and the movement of the device was simulated, to verify that it complied with the design specifications. The results by simulating the assembly and movement of the design allowed to verify the correct operation and no interferences were found between the links of the mechanism, or between the components of the device and the finite element analysis allowed to verify the resistance of the proposed materials.

Índice general

	Pág.
Resumen	IV
Abstract.....	V
Índice general	VI
Índice de figuras	VIII
Índice de tablas	X
Introducción.....	1
Planteamiento del Problema	1
Justificación	1
Objetivo general.....	2
Objetivos particulares	2
Alcances y Limitaciones	2
Metodología propuesta	3
Estructura de la Tesis	4
Capítulo 1: Antecedentes.....	5
1.1 Marco teórico.....	5
1.1.1 La discapacidad en México.....	5
1.1.2 Biomecánica de la rodilla.....	6
1.1.3 Problemas que sufren las rodillas.....	10
1.1.4 Ejercicios para rehabilitación de rodillas	11
1.1.5 Proceso de diseño en ingeniería	15
1.1.6 Optimización y síntesis de mecanismos.....	16
1.2 Estado del arte.....	21
1.2.1 Movimiento continuo pasivo.....	21
1.2.2 Dispositivos de CPM para rehabilitación de rodilla.....	22
1.3 Resumen del capítulo.....	25
Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional	28
Introducción	28
2.1 Restricciones de diseño.....	28
2.1.1 Longitud del miembro inferior (muslo y pierna)	28
2.1.2 Trayectorias y puntos propuestos.....	29

2.2 Diseño conceptual.....	31
2.2.1 Diseño conceptual mediante un mecanismo de 4 barras.....	31
2.2.1.1 Análisis cinemático de posición para el mecanismo de 4 barras.	35
2.2.2 Diseño conceptual mediante un mecanismo corredera curva	38
2.2.3 Diseño conceptual mediante un mecanismo de corredera biela manivela.....	39
2.2.4 Diseño conceptual mediante un mecanismo de 6 barras.....	41
Capítulo 3: Síntesis óptima de mecanismos	45
Introducción	45
3.1 Síntesis óptima.....	46
3.1.4 Etapa 1: Síntesis óptima del mecanismo de 4 barras	52
3.1.5 Etapa 2: Síntesis óptima del mecanismo de corredera	55
3.2 Análisis cinemático.....	57
3.3 Resultados obtenidos del análisis de posición y fuerzas.....	59
3.3.1 Análisis de posición del mecanismo de 6 barras.....	59
3.3.2 Análisis de fuerzas	61
Capítulo 4: Diseño de detalle.....	62
Introducción	62
4.1 Cálculo del tornillo de potencia	62
4.2 Diseño de detalle.....	64
4.3 Vista explosionada y especificaciones de los componentes	69
4.4 Análisis de esfuerzos	73
4.4.1 Posición inicial del mecanismo	74
4.4.2 Posición intermedia del dispositivo.....	77
4.4.3 Posición final del dispositivo	79
Conclusiones.....	82
Trabajo futuro	83
Apéndices	84
Referencias	87

Índice de figuras

	Pág.
Figura 1.1 Metodología propuesta para el desarrollo del dispositivo.....	4
Figura 1.2 Porcentaje de la población con discapacidad.....	6
Figura 1.3 Planos de simetría del cuerpo humano.....	7
Figura 1.4 Articulación de rodilla.....	9
Figura 1.5 Flexión de rodilla a partir de la posición 0.....	9
Figura 1.6 Ejercicio isométrico de cuádriceps	11
Figura 1.7 Ejercicio de rodilla sentado.....	12
Figura 1.8. Ejercicio de levantamiento de pierna primera parte.....	12
Figura 1.9. Ejercicio de levantamiento de pierna segunda parte	12
Figura 1.10 Ejercicio de tendón posterior de la rodilla	13
Figura 1.11 Ejercicio de elevaciones laterales de cadera	13
Figura 1.12 Ejercicio de sentadillas.....	14
Figura 1.13 Modelo de cinco etapas del proceso de diseño	16
Figura 1.14 Generación de función en síntesis de mecanismos	18
Figura 1.15. Rotación de un vector	19
Figura 1.16 Dispositivo Kinetec Spectra	22
Figura 1.17 Dispositivo Danninger 480 E	22
Figura 1.18 Dispositivo de CMP para rehabilitación de rodilla	22
Figura 1.19 Dispositivo mediante actuadores neumáticos	23
Figura 1.20 Dispositivo de CPM de un solo grado de libertad.....	23
Figura 1.21 Dispositivo Optiflex 3.....	23
Figura 1.22 Dispositivo Artromot-K3	24
Figura 1.23 Máquina para terapia de CPM	24
Figura 2.1 Desplazamiento del muslo y la pierna	30
Figura 2.2 Puntos y trayectorias para lograr el ROM completo.....	30
Figura 2.3 Diseño conceptual con el mecanismo de 4 barras.....	32
Figura 2.4 Mecanismo con la posición inicial propuesta	35
Figura 2.5 Lazo del mecanismo de 4 barras en cualquier posición.....	35
Figura 2.6 Posiciones obtenidas para el mecanismo de 4 barras.....	37
Figura 2.7 Diseño conceptual en 3D mecanismo 4 barras	37
Figura 2.8 Diseño conceptual del mecanismo con corredera curva	38
Figura 2.9 Resultados obtenidos del mecanismo de corredera curva.....	38
Figura 2.10 Diseño conceptual del mecanismo con corredera curva	39
Figura 2.11 Diseño conceptual del mecanismo de corredera biela manivela.....	40
Figura 2.12 Resultados obtenidos del mecanismo de corredera biela manivela	40
Figura 2.13 Diseño conceptual del mecanismo corredera biela manivela	41
Figura 2.14 Diseño conceptual utilizando un mecanismo de 6 barras	41
Figura 2.15 Diagrama de flujo del programa para la síntesis dimensional	42
Figura 2.16 Diagrama de flujo del programa para el análisis dimensional	43
Figura 3.1 Mecanismo de 4 barras y trayectorias propuestas.....	47

Figura 3.2 Configuración del mecanismo de 4 barras	48
Figura 3.3 Trayectorias logradas por el mecanismo de 4 barras	48
Figura 3.4 Fuerza que requiere el mecanismo de 4 barras	49
Figura 3.5 Mecanismo de corredera biela manivela.....	49
Figura 3.6 Configuración del mecanismo de corredera biela manivela	50
Figura 3.7 Trayectorias logradas por el mecanismo corredera biela manivela	50
Figura 3.8 Fuerza requerida por el mecanismo de corredera biela manivela	51
Figura 3.9 Dispositivo rehabilitador mediante mecanismo de 6 barras	52
Figura 3.10 Diagrama de flujo de la síntesis óptima	54
Figura 3.11 Mecanismo de corredera acoplado al mecanismo de 4 barras.	55
Figura 3.12 Primeros resultados obtenidos del mecanismo de corredera.....	56
Figura 3.13 Configuración y dimensiones del mecanismo de 6 barras	56
Figura 3.14 Mecanismo de 6 barras	57
Figura 3.15 Lazos formados por el mecanismo de 4 barras	57
Figura 3.16 Diagrama de cuerpo libre del eslabón 1	58
Figura 3.17. Dispositivo rehabilitador.....	60
Figura 3.18 Posiciones del mecanismo de 6 barras	60
Figura 3.19 Fuerza requerida por el dispositivo	61
Figura 4.1 Tipos de rosca para tornillo de potencia	63
Figura 4.2 Diseño de detalle	64
Figura 4.3 Vista explosionada 1	66
Figura 4.4 Vista explosionada 2	67
Figura 4.5 Vista explosionada 3	68
Figura 4.6 Vista explosionada 4	69
Figura 4.7 Vista explosionada completa del rehabilitador.	72
Figura 4.8 Control de ROM del dispositivo	73
Figura 4.9 Dispositivo para análisis	73
Figura 4.10 Dispositivo posición inicial fuerzas y restricciones	75
Figura 4.11 Equivalent (von-Mises) Stress posición inicial.....	75
Figura 4.12 Equivalent (von-Mises) Stress, vista detallada	75
Figura 4.13 Esfuerzos encontrados en todo el dispositivo posición inicial.....	76
Figura 4.14 Max Equivalent Stress (factor de seguridad) posición inicial.....	76
Figura 4.15 Dispositivo posición intermedia fuerzas y restricciones.....	77
Figura 4.16 Equivalent (von-Mises) Stress posición intermedia.....	77
Figura 4.17 Equivalent (von-Mises) Stress posición intermedia, vista detallada.....	78
Figura 4.18 Esfuerzos encontrados en todo el dispositivo posición intermedia.....	78
Figura 4.19 Max Equivalent Stress (factor de seguridad) posición intermedia.....	79
Figura 4.20 Dispositivo posición final, fuerzas y restricciones.....	79
Figura 4.21 Equivalent (von-Mises) Stress posición final	80
Figura 4.22 Equivalent (von-Mises) Stress posición final vista detallada	80
Figura 4.23 Esfuerzos encontrados en todo el dispositivo posición final	81
Figura 4.24 Max Equivalent Stress (factor de seguridad) posición final	81

Índice de tablas

	Pág.
Tabla 1.1 Ventajas y desventajas de los dispositivos de rehabilitación	26
Tabla 2.1 Dimensiones antropométricas de la pierna humana	29
Tabla 2.2 Ángulos propuestos para el mecanismo de 4 barras.....	29
Tabla 2.3 Puntos propuestos para el muslo y la pierna	31
Tabla 3.1 Peso del aluminio en varias configuraciones.....	45
Tabla 3.2 Peso de acero con distintas configuraciones	46
Tabla 3.3 Peso de las partes del cuerpo	46
Tabla 4.1 Características principales de los componentes del dispositivo	69
Tabla 4.2 Propiedades mecánicas de los materiales propuestos.....	74

Introducción

Los dispositivos para la rehabilitación de rodilla son capaces de realizar movimientos de extensión y flexión de manera repetitiva, lo cual es necesario para la rehabilitación, sin embargo los dispositivos utilizados en la rehabilitación pasiva (ejercicios realizados sin que el músculo se esfuerce), que se han encontrado en el estado del arte solo abarcan un rango de movimiento en flexión de 120° , es decir no se alcanza el ROM (Rango de Movimiento) completo, el cual es necesario para la rehabilitación en la operación de ligamentos cruzados, o para aquellas personas que requieren cubrir un ROM completo en el proceso de rehabilitación. El diseño que se presenta en esta tesis se enfoca en la optimización de mecanismos, con la finalidad que cubra un rango de movimiento completo, ya que permitirá a los fisioterapeutas ampliar el rango de movimiento en los ejercicios que se realizan de manera pasiva, en comparación con los dispositivos actuales, para ello se propone desarrollar el diseño de un dispositivo para rehabilitación pasiva mediante las etapas tradicionales de diseño, y para la obtención del mecanismo a utilizar para el dispositivo se desarrolla la síntesis óptima de mecanismos.

Planteamiento del Problema

En el presente trabajo se atenderá el problema de diseñar mecánicamente un dispositivo de rehabilitación de rodilla para pacientes adultos mediante la técnica de síntesis óptima de mecanismos, con la finalidad de lograr un rango de movimiento completo (lograr hasta 150° en la rodilla) para poder utilizarse en ejercicios de rehabilitación ya sea cuando se requiera realizar ejercicios de rango completo como en el caso de la rehabilitación que se realiza después de una cirugía de ligamentos cruzados, o se decida cubrir un rango menor, ya que los dispositivos actuales solo consideran un rango de movimiento en flexión de hasta 120° .

Justificación

En la actualidad se han desarrollado varios dispositivos para rehabilitación, permitiendo desarrollar ejercicios tanto de manera pasiva, como de manera activa, permitiendo a los fisioterapeutas apoyarse en ellos para llevar a cabo la rehabilitación de manera que el paciente pueda desarrollar los ejercicios desde sus hogares, o en un tiempo menor que si se transportara a un centro de especialidad. Sin embargo, la mayoría de los dispositivos basados en movimiento continuo pasivo solo contemplan un ROM de flexión de 120° y muchas veces se requiere recuperar un ROM completo en el proceso de rehabilitación como es el caso de atletas de alto rendimiento, o en el caso de rehabilitación después de cirugías de ligamento cruzado [1] (flexión de 140° a 150°). De igual manera, los diseños de los mecanismos existentes permiten la extensión y flexión de rodilla, donde los parámetros de fuerza,

velocidad y topes de seguridad se basan en la instrumentación y control electrónico y no en el diseño del dispositivo, por lo cual se propone la implementación de topes mecánicos para limitar el ángulo de flexión y extensión de la rodilla, hasta que el paciente sea capaz de variar el ángulo del dispositivo de acuerdo con los requerimientos de rehabilitación.

Objetivo general

Diseñar un dispositivo para rehabilitación de rodilla, empleando la técnica de optimización de mecanismos, el cual trabaje un rango de movimiento (ROM) en flexión de 150°, para la realización de movimiento para ejercicios de ROM completo.

Objetivos particulares

- Identificar los movimientos empleados en los ejercicios generalmente utilizados en la rehabilitación de rodilla.
- Documentar técnicamente los equipos, aparatos o dispositivos existentes que se utilizan actualmente para la rehabilitación de rodilla.
- Si el diseño lo requiere, contemplar los movimientos de cadera para obtener el ROM completo de rodilla.
- Realizar y seleccionar el diseño conceptual del mecanismo para el dispositivo.
- Realizar la síntesis óptima del mecanismo propuesto.
- Realizar el diseño de detalle mediante software CAD.
- Validar mediante simulación el funcionamiento del mecanismo dentro del software CAD.

Alcances y Limitaciones

El diseño del dispositivo se realizará por medio de software CAD, y para lograrlo se utilizará la síntesis óptima, la cual buscará obtener un ROM completo para la flexión, en la articulación de la rodilla mediante mecanismos optimizados. Para el diseño se realizarán propuestas que puedan cubrir las necesidades de movimiento, sin embargo, el diseño CAD contempla solamente el movimiento, en cuestión de velocidades solo se hace mención de las velocidades recomendadas de operación, así mismo no se cuenta con un sistema de control del dispositivo, es decir; no se desarrollará el control.

Metodología propuesta

Para el desarrollo del dispositivo de rehabilitación, se llevará a cabo la metodología mostrada en la Figura 1.1. La primera etapa de diseño consiste en el diseño conceptual, en el cual se exponen las necesidades del cliente transformadas en necesidades técnicas, permitiendo proponer, en nuestro caso, 4 diferentes tipos de mecanismos que puedan cumplir dichas necesidades técnicas. La segunda etapa consiste en el diseño preliminar, en el que se analizan las alternativas de los mecanismos propuestos mediante la síntesis dimensional exacta. En la tercera etapa se desarrolla la síntesis óptima de los mecanismos, el cual se centra en optimizar las dimensiones y se analizan las fuerzas involucradas en cada uno de los mecanismos, esto con la finalidad de poder realizar la elección del mecanismo que entregue mejores resultados.

Para realizar la síntesis óptima se utilizan las matrices de rotación, así como las matrices de desplazamiento plano (conceptos que se muestran explicadas adecuadamente durante el desarrollo de la tesis). Finalmente, después del diseño de detalle se procede a la representación 3D por medio de software CAD y a la creación de las especificaciones del diseño, con la finalidad de que en un trabajo futuro se pueda realizar la fabricación de un prototipo del dispositivo.

Dado que el diseño en ingeniería es un problema no estructurado, es decir no se cuenta con una estructura o guía de cómo realizarse, se proponen, para el desarrollo de la investigación 4 diferentes diseños del dispositivo, esto con la finalidad de cubrir los mecanismos utilizados en los dispositivos actuales, así como la proposición de otros mecanismos no utilizados en los dispositivos actuales de rehabilitación de rodilla, además de que como se trata de un proyecto de tesis y por cuestiones de tiempo no es conveniente proponer un número mayor de diseños conceptuales, ya que como cada uno de los mecanismos utilizados se desarrollarán mediante la optimización de mecanismos, es conveniente limitar a ese número de dispositivos.

Los primeros 2 diseños se basan en los mecanismos utilizados en los dispositivos de rehabilitación de rodilla comerciales, estos mecanismos son el mecanismo de 4 barras, y el mecanismo de corredera biela manivela (también de 4 barras), la siguiente propuesta es mediante el mecanismo de corredera biela manivela, pero donde la trayectoria es curva y el último diseño propuesto es mediante un mecanismo de 6 barras.

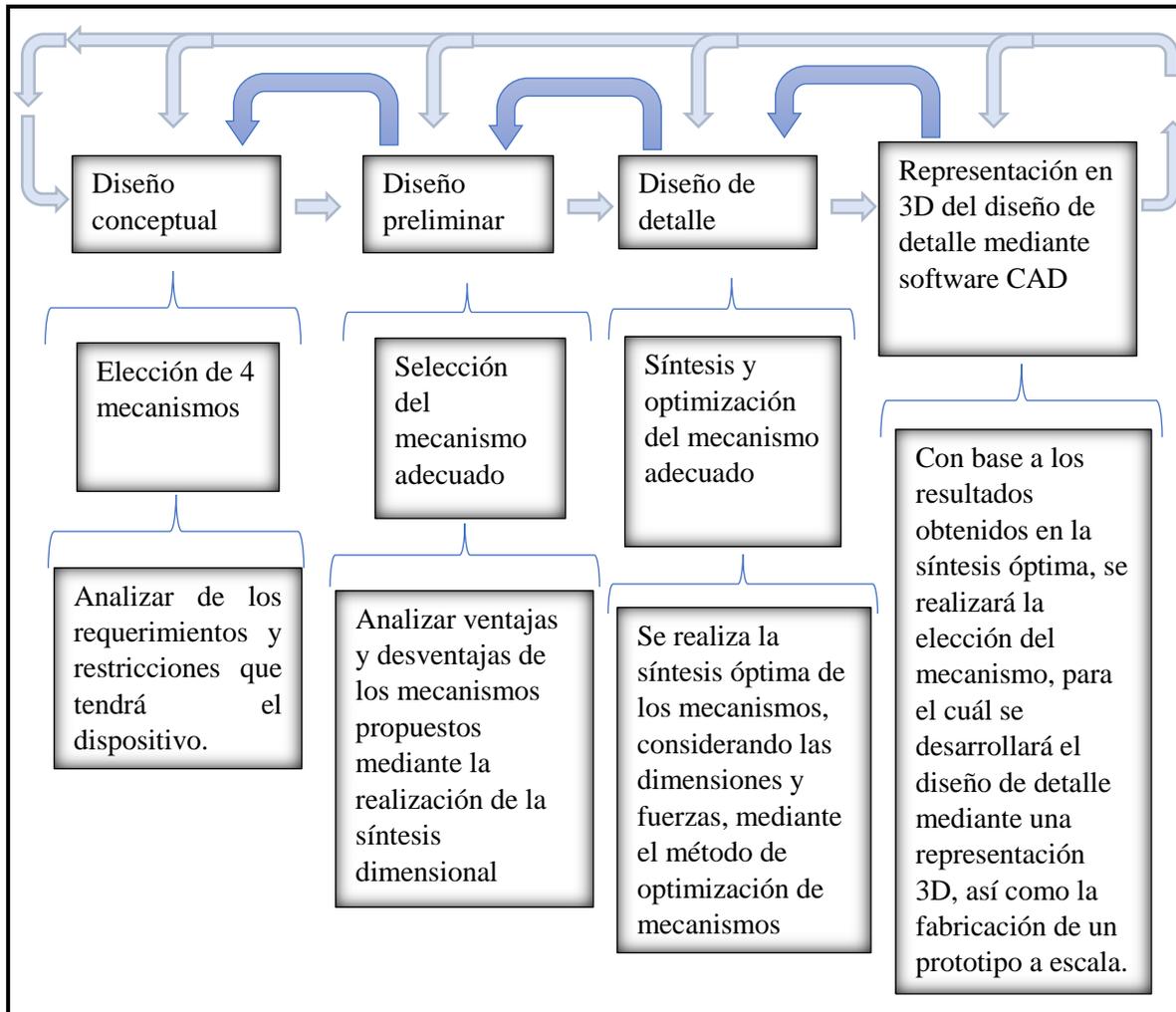


Figura 1.1 Metodología propuesta para el desarrollo del dispositivo.

Estructura de la Tesis

Esta tesis cuenta con 4 capítulos, el primer capítulo se titula “antecedentes”, los temas que incluye son el marco teórico y el estado del arte, en donde se describen los conceptos para el desarrollo de la misma. El capítulo 2 incluye el diseño conceptual, donde se proponen los tipos de mecanismos, asegurando que cumplan con las características propuestas para el desarrollo de la síntesis dimensional exacta. El capítulo 3 se enfoca en la síntesis óptima que en los diseños preliminares tuvieron mejores resultados. El capítulo 4 incluye la etapa final (diseño de detalle), donde se presentan los componentes y piezas requeridas, así como los resultados del análisis de esfuerzos. Finalmente se muestran las conclusiones y trabajo futuro, adicionalmente se incluye una sección de apéndices.

Capítulo 1: Antecedentes

En este capítulo se incluyen dos secciones fundamentales para el desarrollo del proyecto de investigación, el marco teórico, el cual introduce los conceptos requeridos y el estado del arte, en el que se mencionan algunos de los dispositivos y diseños que se han realizado con respecto a rehabilitación de rodilla.

1.1 Marco teórico

El marco teórico parte de antecedentes de discapacidad en México con la finalidad de comenzar a dar un contexto general del proyecto que se desea realizar, posteriormente se habla de la rodilla y su mecánica con la finalidad de describir los movimientos que realiza, se menciona también las patologías que están presentes en la rodilla y que incapacitan a la articulación para dar movimiento, la forma en que se tratan las patologías y los ejercicios que se proponen para la rehabilitación. Finalmente se describen conceptos de diseño los cuales sirven de guía para desarrollar la síntesis y optimización de los mecanismos que se utilizan en el diseño del dispositivo.

1.1.1 *La discapacidad en México*

La discapacidad siempre ha acompañado a los seres humanos. Se ha documentado la existencia de individuos que vivieron con esta condición desde las épocas más remotas de la humanidad [2].

En México, desde el Censo General de la República Mexicana de 1895 existen esfuerzos para determinar el número de personas con discapacidad y sus características, a partir de las recomendaciones emitidas por el Programa de Acción Mundial para los Impedidos en 1982 [3]. En ese marco, el gobierno mexicano levantó la Encuesta Nacional de Inválidos de 1982, pero es hasta 1994 que el Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI) asume como proyecto prioritario el diseño y la implementación de un Sistema Nacional de Información sobre Población con Discapacidad (SNIPD).

Al año 2010, 5 millones 739 mil 270 personas presentan algún tipo de discapacidad, lo que representa el 5.1% de la población total. La Figura 1.2, muestra una gráfica, en la que se observa que la mayor parte de la población con discapacidad se centra en la dificultad para caminar o moverse (58.3%), respecto a este punto, no se tienen datos más específicos de la población que cuenta con limitaciones para caminar o moverse debido a problemas en las

rodillas, sin embargo; el porcentaje de esta discapacidad es elevado en comparación con los otros tipos de discapacidad [4].

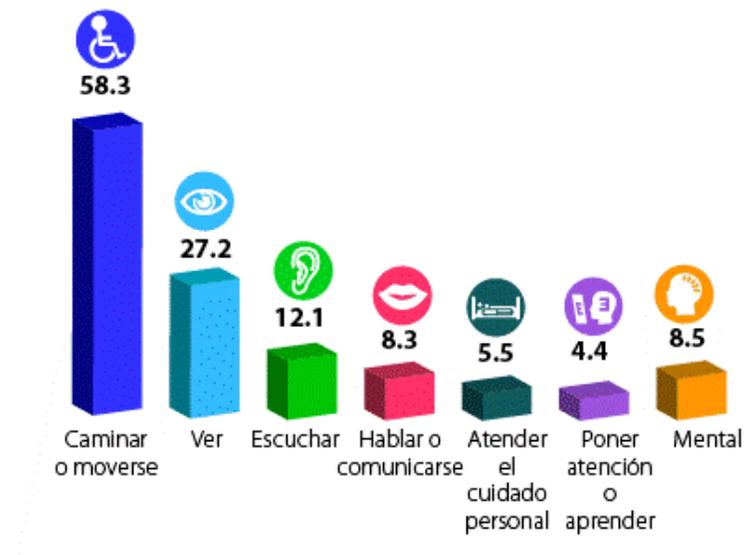
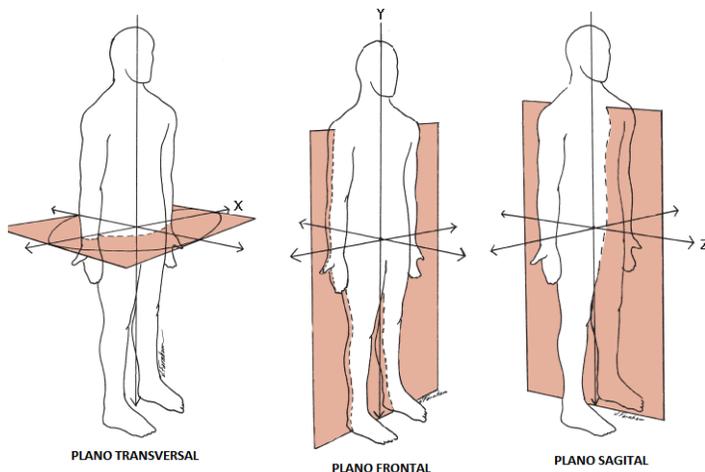


Figura 1.2 Porcentaje de la población con discapacidad según dificultad en la actividad [4].

De acuerdo con la revista médica del IMSS [5], a nivel nacional y del año 1994 al 2005 se realizaron 53,050 operaciones de artroscopia de rodilla y 24,303 operaciones artroplastia o reemplazo de rodilla. Haciendo referencia a datos estadísticos del ISSSTE [6], a nivel nacional del año 2013 al año 2015 se realizaron 5,446 operaciones de artroplastia de rodilla, 2,058 reemplazos de rodilla, 1,906 operaciones de artroscopia de rodilla y 236 tratamientos diversos relacionados a los ligamentos de la rodilla. Con respecto al Instituto de Salud del Estado de México, no hay estadísticas tan precisas, pero menciona una cifra de 1,601 egresos de pacientes tratados de problemas relacionados con el sistema músculo esquelético, esto en el año 2014 [7]. En resumen, se puede observar que tanto las cifras dadas por el IMSS como por el ISSSTE son altas respecto a problemas que existen en las rodillas.

1.1.2 Biomecánica de la rodilla

Para poder hablar de la biomecánica de la rodilla primero es necesario describir de manera breve el estudio de los movimientos del cuerpo humano y como se los ubica en el espacio. Para ello se utilizan los ejes coordenados x-y-z, donde el origen se encuentra en el centro de masa del cuerpo humano. Además de los ejes coordenados se tienen los planos que se forman entre ellos, como lo muestra la Figura 1.3 [8]:



Plano transversal: Es el plano que se genera por los ejes x, z.

Plano frontal: Es el plano que se genera por los ejes x, y.

Plano sagital: Es el plano que se genera por los ejes y, z.

Figura 1.3 Planos de simetría del cuerpo humano [8].

La cinemática permite describir el movimiento o desplazamiento de un segmento sin importar la fuerza que lo origina. El esqueleto humano para fines prácticos se comporta como un conjunto de segmentos o palancas, y para su estudio se asume que los huesos son segmentos o palancas rígidas. Existen 5 variables de la cinemática que describen por completo el movimiento o el desplazamiento de un segmento [8]:

1. El tipo de desplazamiento o movimiento.
2. La localización en el espacio de ese desplazamiento.
3. La dirección de desplazamiento.
4. La magnitud del desplazamiento.
5. La velocidad o aceleración del desplazamiento.

Con respecto a los movimientos de flexión y extensión de un segmento, se puede decir que son aquellos que ocurren en un mismo eje y en un mismo plano, por lo regular ocurren a través del plano sagital. Anatómicamente la flexión es aquella que permite que segmentos adyacentes sean más cercanos entre sí, mientras que la extensión es aquella que permite que segmentos adyacentes se alejen entre ellos [8].

Los movimientos de extensión y flexión se presentan en varios lugares del cuerpo humano llamados articulaciones, uno de ellos es la rodilla. La rodilla forma parte de la extremidad inferior del cuerpo humano, la cual tiene 2 funciones fundamentales: la primera es la de soportar el cuerpo, la segunda es la de mover el cuerpo a través del espacio. En lo que se refiere a la articulación de rodilla, que se muestra en la Figura 1.4, se puede decir que es una articulación sinovial tipo bisagra que permite sobre todo la extensión y flexión, y está reforzada por los ligamentos cruzados los cuales conectan los extremos adyacentes del fémur y la tibia, y mantienen sus posiciones opuestas durante el movimiento [9]. Se constituye por

Capítulo 1: Antecedentes

dos tipos de articulaciones: la articulación entre el fémur y la tibia, que es la que soporta el peso, y la articulación entre la rótula y el fémur, la cual permite dirigir la tracción del músculo cuádriceps femoral en sentido anterior de la rodilla hasta la tibia sin que el tendón se desgaste.

Las partes principales de la rodilla y que se ven implicados con la articulación son [9]:

1. **Las superficies articulares:** Las superficies articulares de los huesos que contribuyen a la articulación de rodilla están cubiertas por cartílago hialino (tejido conectivo resistente pero flexible, y no está calcificado), las principales superficies de este tipo son los cóndilos femorales y las superficies adyacentes de la cara superior de los cóndilos tibiales.
2. **Meniscos:** Son cartílagos fibrocartilagosos en forma de C, son de dos tipos: menisco medial y menisco lateral, los meniscos mejoran la congruencia entre los cóndilos femorales y tibiales durante los movimientos articulares.
3. **Membrana Sinovial:** Forma bolsas para proporcionar superficies de baja fricción para el movimiento de los tendones con la articulación.
4. **Membrana fibrosa:** La membrana fibrosa de la cápsula articular de la articulación de rodilla es extensa, rodea la cavidad articular y la región intercondílea, está reforzada por extensiones de los tendones de los músculos vecinos.
5. **Ligamentos:** Los principales ligamentos asociados con la articulación de rodilla son el ligamento rotuliano, los ligamentos colaterales medial y lateral, y los ligamentos cruzados anterior y posterior

Para la medición de la extensión y flexión se utilizan arcos de movimiento, los cuales se definen en grados. Para ello se utilizan técnicas de medición por medio de goniometría que, de acuerdo con [10] es una “Técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones”.

Actualmente el método utilizado para la medición del ROM en la articulación de rodilla es el llamado método del cero neutro el cual se basa en la medición de los movimientos que ocurren en cada uno de los tres ejes que cortan perpendicularmente los tres planos del espacio a partir de la posición neutra o posición 0, en la cual todas las articulaciones se encuentran en extensión [10].

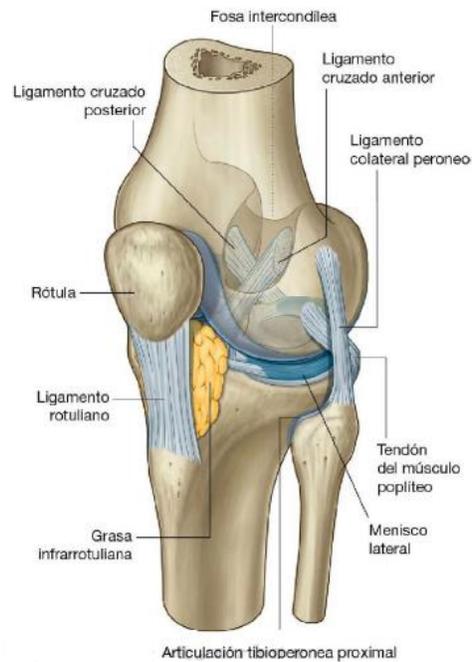


Figura 1.4 Articulación de rodilla [9].

Partiendo de una posición donde el paciente se encuentra en decúbito dorsal con el miembro inferior en posición 0° sobre el plano frontal, el rango de flexión normal de rodilla comprende un intervalo de 0° a 150° de acuerdo con la Asociación para el estudio de Osteosíntesis (AO), y de 0° a 135° de acuerdo con la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS por sus siglas en inglés), la Figura 1.5 muestra el ROM de flexión de rodilla [10].

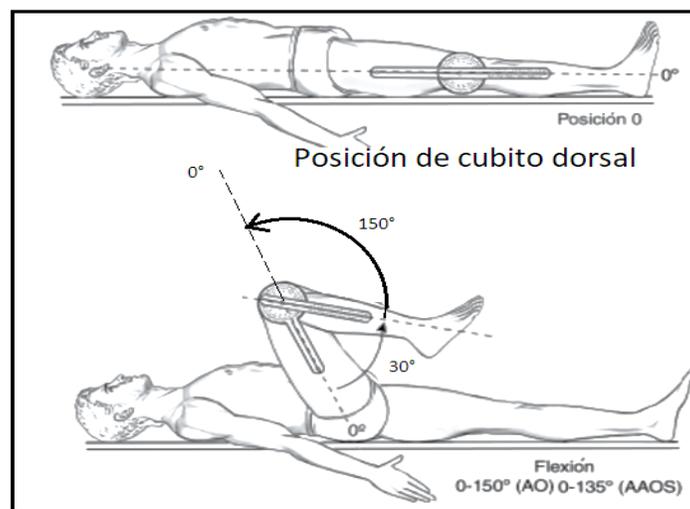


Figura 1.5 Flexión de rodilla a partir de la posición 0 modificada de [10].

1.1.3 Problemas que sufren las rodillas

La rodilla al ser una articulación que está sometida a una gran presión está propensa a sufrir lesiones y contraer enfermedades que dificultan la movilidad.

Dentro de las enfermedades y patologías que sufre la rodilla se pueden mencionar los siguientes [11]:

- 1) **Artritis:** La artritis es la enfermedad más recurrente. Un tipo común de artritis de rodilla es la osteoartritis, esta enfermedad hace que el cartílago de la rodilla se desgaste gradualmente. La artritis reumatoide es otro tipo de artritis que afecta la rodilla, este tipo de artritis causa inflamación en las rodillas y puede destruir el cartílago, la manera de tratarla es mediante medicamentos, ejercicios para aumentar la extensión del movimiento y la fortaleza, fisioterapia y en casos extremos la cirugía de reemplazo de rodilla.
- 2) **Lesiones y trastornos de los cartílagos:** La condromalacia ocurre cuando el cartílago de la rótula se ablanda, puede ser causada por lesiones, el uso excesivo o la debilidad muscular. También puede desarrollarse cuando un golpe en la rótula desprende un pedazo de cartílago que contenga un fragmento de hueso. De igual manera el menisco se puede lesionar con facilidad si la rodilla se tuerce mientras se está cargando algo pesado. Esto puede causar un desgarre parcial o total. El tratamiento para las lesiones de los cartílagos es por medio de ejercicios para fortalecer los músculos, cirugía en casos graves.
- 3) **Lesiones de los ligamentos:** Los ligamentos de la rodilla que se lesionan con frecuencia son el ligamento anterior cruzado (LAC) y el ligamento posterior cruzado (LPC). Por lo general, el LAC se estira o desgarra (o ambas) al hacer un movimiento rotativo brusco. Los impactos directos, tales como los accidentes de auto o los tacleos en fútbol americano, son la causa más común de lesiones del LPC. Los ligamentos colaterales (mediano y lateral) con frecuencia sufren lesiones causadas por un golpe al costado exterior de la rodilla, esto puede causar que el ligamento se estire y desgarre. El tratamiento para este tipo de lesiones son ejercicios, férulas y cirugía cuando los casos son graves. Este tipo de lesión afecta directamente el rango de movimiento de la rodilla, ya que dificultan la extensión y flexión.
- 4) **Lesiones y trastornos de los tendones:** Dentro de las lesiones en los tendones se encuentran la tendinitis (que es la inflamación de un tendón), la ruptura de los tendones, la enfermedad de Osgood-Schlatter (consiste en la hinchazón de rodilla y la parte superior de la espinilla y ocurre si se desprende el tendón y arranca un pedazo

de hueso) y el síndrome de la cintilla iliotibial (la cual ocurre cuando el tendón roza el hueso exterior de la rodilla causando hinchazón), el tratamiento para estos padecimientos va desde descanso, tratamiento con hielo, medicamentos, ejercicios para estirar y dar fortaleza y cirugía en caso de desgarre total o lesiones graves.

1.1.4 Ejercicios para rehabilitación de rodillas

Como se mencionó dentro de los problemas que sufren las rodillas, la mayoría de ellas son tratadas mediante ejercicios de rehabilitación, los cuales varían dependiendo de la enfermedad o problema diagnosticado, pero en general se han desarrollado diversos ejercicios con la finalidad de incrementar la movilidad, ya sea como terapia o tratamiento ante alguna patología o como método de rehabilitación después de una cirugía [12]. De manera general se puede mencionar que los ejercicios encaminados a la rehabilitación de rodilla son similares entre sí no importando mucho la patología que se esté tratando, sin embargo, el médico es el que decide los métodos y ejercicios de rehabilitación adecuados para el paciente, y el fisioterapeuta es el encargado de supervisar directamente las rutinas de rehabilitación.

Los ejercicios comúnmente utilizados para la rehabilitación de rodilla (potenciación muscular) son: [13]:

1. **Ejercicios isométricos de cuádriceps:** El paciente se sienta con la espalda recta, con las piernas estiradas hacia adelante y las manos por detrás para mantener el equilibrio. Se enrolla una toalla y se coloca bajo la rodilla, procurando que los dedos de las manos queden por detrás de la cabeza. Con los cuádriceps bien estirados, se aprieta la parte posterior de la rodilla contra la toalla, se realizan repeticiones, tal como lo muestra la Figura 1.6



Figura 1.6 Ejercicio isométrico de cuádriceps [13].

2. **Extensión de la rodilla sentado:** En la Figura 1.7 se muestra este tipo de ejercicio, donde el paciente se sienta recto en una silla estable. Se levanta un pie estirando la

rodilla tanto como se pueda sin sentir dolor, se baja el pie lentamente, doblando la rodilla hasta volver a la posición inicial sin forzarla. Si el paciente siente demasiadas molestias, se puede restringir el movimiento. Se repite el proceso aproximadamente diez veces y después de pasa a la otra pierna.



Figura 1.7 Ejercicio de rodilla sentado [13].

3. **Levantamiento de piernas estiradas:** Acostado boca arriba como se muestra en la Figura 1.8, con una rodilla doblada, la otra pierna estirada y las palmas de las manos alineadas con el resto del cuerpo. Se tensan los músculos del muslo y se levanta la pierna hasta alcanzar la posición que se ve en la Figura 1.9. Al bajarla se procura que los músculos de las pantorrillas sean los primeros en tocar el suelo y no los talones, ya que de lo contrario se doblaría la rodilla. Se repite el movimiento manteniendo la pierna recta, se hace una serie de diez y luego se realiza el ejercicio con la otra pierna.



Figura 1.8. Ejercicio de levantamiento de pierna primera parte [13].



Figura 1.9. Ejercicio de levantamiento de pierna segunda parte [13].

4. **Flexión del tendón posterior de la rodilla:** Este ejercicio se realiza solo con la pierna afectada; la otra sirve de apoyo. El paciente se pone de pie y apoya las manos suavemente sobre el respaldo de la silla o sobre una mesa para asegurar el equilibrio, como se aprecia en la Figura 1.10. Se flexiona la rodilla afectada y se lleva el talón

hasta la nalga. Se procura mantener la rodilla fija, alineada con la pierna sobre la que se apoya, se repite el movimiento diez veces.



Figura 1.10 Ejercicio de tendón posterior de la rodilla [13].

5. **Elevaciones laterales de cadera:** Este ejercicio se utiliza para trabajar realmente los músculos de la cadera, (Figura 1.11), sin embargo, mediante la ejercitación de cadera, las rodillas también se encuentran beneficiadas.

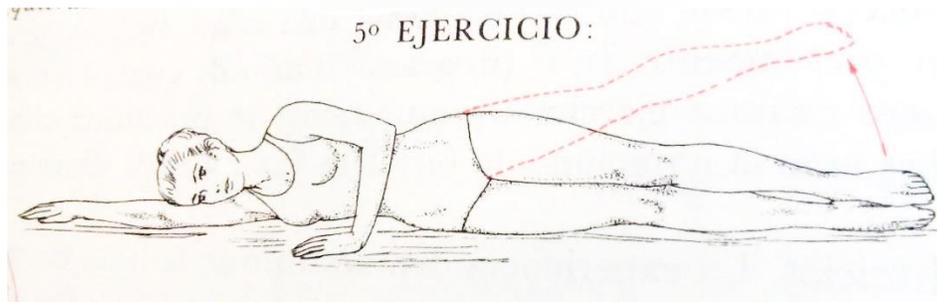


Figura 1.11 Ejercicio de elevaciones laterales de cadera [14].

6. **Sentadillas:** Se muestra la realización de este ejercicio en la Figura 1.12 y se utiliza solo para cuando el paciente tiene una etapa muy adelantada de la rehabilitación ya que es un ejercicio intenso para los cuádriceps y las rodillas.

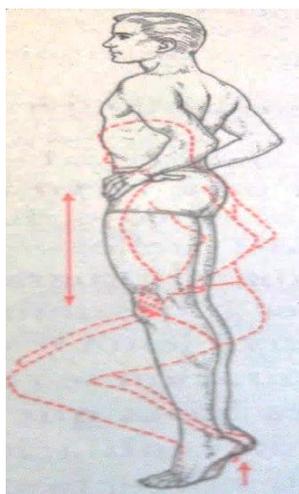


Figura 1.12 Ejercicio de sentadillas [14].

De acuerdo con [1], donde se realiza una revisión de la rehabilitación del paciente con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla, propone un programa de rehabilitación tras la cirugía de ligamento cruzado anterior (LCA), donde en la primer semana se desea controlar el dolor y la inflamación, así como ejercicios isométricos, en la fase postquirúrgica 1 (2 a 4 semanas tras la cirugía), se procura controlar el dolor y la inflamación, realización de ejercicios activos y pasivos para mejorar el arco de movilidad, donde la extensión sea completa y la flexión a 90° , para la fase postquirúrgica 2 (5 a 10 semanas tras la cirugía) se realizan ejercicios activos y pasivos para mejorar el arco de movilidad donde se debe de trabajar la hiperextensión y flexión completa, además de ejercicios concéntricos y excéntricos en cadena cerrada para la potenciación muscular, para la fase postquirúrgica 3 (2 a 3 meses tras la cirugía), se realiza la potenciación muscular mediante ejercicios concéntricos y excéntricos en cadena cerrada y cadena abierta, posteriormente existe una fase de entrenamiento funcional y finalmente una fase de retorno a la actividad física.

Los ejercicios mostrados de la Figura 1.6 a la Figura 1.12, se basan en la extensión y flexión de rodillas variando el ROM de acuerdo con la patología que se esté tratando y de acuerdo a la posibilidad que el paciente presenta para la realización del ejercicio en cuestión. El ejercicio mostrado en la Figura 1.6 es un ejercicio activo el cuál se centra en el fortalecimiento de los cuádriceps y no tanto en lograr una recuperación de la movilidad en la articulación, sin embargo, es un ejercicio óptimo para la fase de potenciación muscular. El ejercicio mostrado en la Figura 1.10, se centra en obtener el rango completo de la rodilla con la finalidad de que se flexione el tendón posterior de la rodilla. En general los ejercicios de rehabilitación de rodilla se desarrollan mediante extensiones y flexiones, variando el ROM y la velocidad de los mismos, gracias a estas características; se han desarrollado rehabilitadores pasivos que permiten ejecutar los movimientos de los ejercicios que muchas veces se realizan

de manera manual con la ayuda del fisioterapeuta, si se realizan de manera pasiva la articulación es la que se recupera, y se realizan de manera activa son los músculos los que se benefician.

La ventaja de los dispositivos de rehabilitación en comparación con la rehabilitación tradicional, es que permiten al paciente desarrollar los ejercicios de manera autónoma y en ocasiones hasta puede realizar la rehabilitación en casa sin necesidad de acudir al hospital o centro de rehabilitación para ello, también cuenta con la característica de que permite realizar los movimientos de extensión y flexión de manera repetitiva, conservando la velocidad y el ROM requerido, desafortunadamente los dispositivos actuales solamente abarcan 120° de flexión, y es importante destacar que existen ejercicios de ROM completo como el ejercicio mostrado en la Figura 1.10, el cual se requiere de ROM completo, es decir flexión a 150° , de la misma manera y resaltando lo que se menciona en [1], para rehabilitar a un paciente que sea operado de ligamento cruzado también es necesario abarcar todo el ROM, lo cual los dispositivos actuales no lo logran.

1.1.5 Proceso de diseño en ingeniería

Existen diversas maneras de llevar a cabo un diseño mecánico en ingeniería, sin embargo, es importante tener un método que sirva de base para poder desarrollar un diseño de manera correcta. A continuación, se explican las etapas de diseño [15], el cual se muestra en la Figura 1.13, y que se utilizará para el desarrollo de este proyecto:

1. **Planteamiento del problema:** Es el punto de partida, ya que es donde se definen los requerimientos del cliente, se establecen las funciones y las restricciones que se tendrán (puntos 1, 2, 3 y 4 de la Figura 1.13).
2. **Diseño Conceptual:** Es la parte más abierta y abstracta del proceso de diseño, es donde se buscan conceptos diferentes que pueden ser utilizados para alcanzar los objetivos, es decir, se establecen las especificaciones del diseño. En esta etapa es conveniente producir dos o más conceptos, ya que partir de un concepto único podría arrojar a errores posteriores (puntos 5 y 6 de la Figura 1.13).
3. **Diseño preliminar:** En esta etapa los conceptos elegidos se detallan, es decir, se consideran los atributos que son esenciales para el funcionamiento como lo son la determinación de dimensiones, tipos de elementos que se utilizarán y el funcionamiento particular que cada elemento tendrá, en otras palabras, se realiza la primera etapa de síntesis y optimización de los mecanismos que se hayan seleccionado (puntos 7 y 8 de la Figura 1.13).
4. **Diseño de detalle:** Una vez que se han logrado obtener las anteriores etapas de diseño y se pueda seleccionar el mejor concepto, se procede a generar el diseño de detalle donde se abarca la etapa final de la síntesis del mecanismo, se crea el prototipo en 3D

del diseño y se tienen las características finales, como lo son las especificaciones de fabricación y la documentación requerida (puntos 9 y 10 de la Figura 1.13).

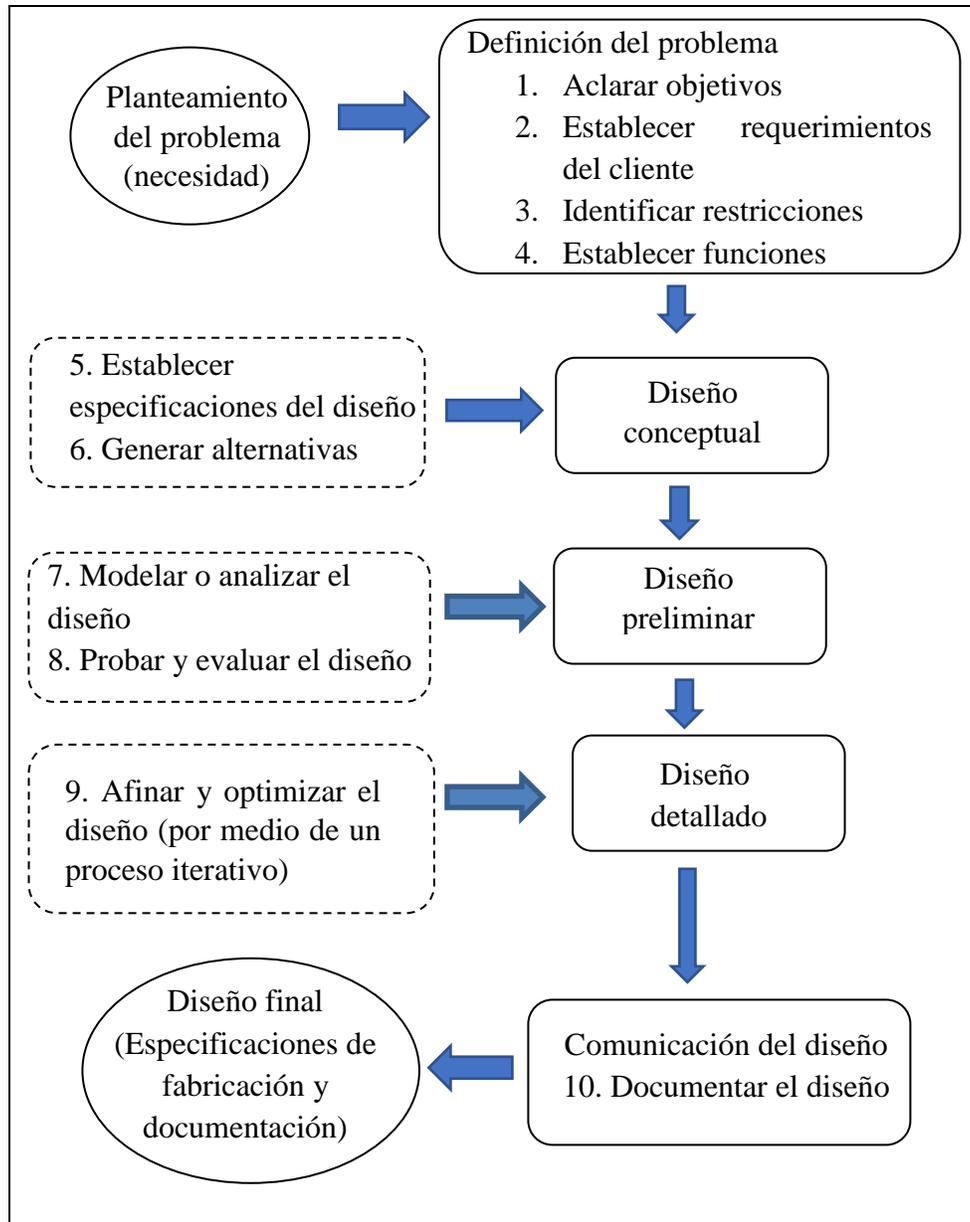


Figura 1.13 Modelo de cinco etapas del proceso de diseño [15].

1.1.6 Optimización y síntesis de mecanismos

Un mecanismo consiste en partes conectadas con el objeto de transmitir movimiento y fuerza, desde una fuente de potencia hasta una salida, un eslabonamiento es un mecanismo donde se unen partes rígidas para formar una cadena, los eslabones son las partes individuales de éste, los cuales se consideran como cuerpos rígidos y que se conectan con otros [16], pero para

que pueda cubrir el movimiento y la fuerza, es necesario realizar la síntesis, la cual permite diseñar las especificaciones y restricciones con las que cuenta el mecanismo, y posteriormente realizar el análisis para verificar que efectivamente cumpla con las características de diseño.

El proceso de optimización es esencial en la ingeniería ya que es aquel que permite crear diseños nuevos, mejorando su eficiencia o creando procedimientos o planes para mejorar las operaciones o funcionamiento de sistemas que ya existen [17]. La teoría de la optimización se basa en métodos y resultados matemáticos para encontrar la mejor solución de varias existentes pero sin necesidad de evaluarlas a todas, sin embargo no siempre se logran resolver los problemas de optimización por métodos matemáticos, por lo que se han creado técnicas heurísticas como lo son las técnicas de optimización de enjambre o inteligencia colectiva (swarm optimization) y algoritmos evolutivos [18], las cuales también apoyan a encontrar soluciones competitivas.

La síntesis de mecanismos se puede definir como el proceso de crear y seleccionar configuraciones, geometrías, materiales y dimensiones de los elementos que conforman a un mecanismo. La síntesis de mecanismos se puede agrupar en 3 grupos [19]:

1. **Síntesis de tipo:** Define el tipo de mecanismo adecuado, para el funcionamiento que va a tener el dispositivo, este mecanismo puede contener eslabonamientos rectos, engranes, levas, etc., y está enfocado al movimiento que se va a tener.
2. **Síntesis de número:** Este tipo de síntesis cubre lo que son las características del mecanismo:
 - 2.1. Número de eslabones: Es el número de componentes que forman el mecanismo.
 - 2.2. Grados de libertad: Es el número de variables necesario y suficiente que define de manera única la posición y orientación de los eslabones del mecanismo.
 - 2.3. Configuraciones: Es el tipo de mecanismo que se utilizará.
3. **Síntesis dimensional:** Determina los parámetros relevantes del mecanismo, es decir la longitud, si se está hablando de eslabones, perfil, el radio base, la excentricidad si se está hablando de levas o la relación si se está hablando de engranes, así como la posición inicial del mecanismo.

La síntesis dimensional es requerida dentro del proceso de diseño de mecanismos ya que permite las dimensiones correctas, que de no llevarse a cabo podría conducir a errores en el planteamiento del mecanismo. Este tipo de síntesis se centra en la generación de trayectorias, generación de funciones o generación de movimiento [20]:

- 1) Generación de función: La generación de función permite correlacionar la rotación o el movimiento deslizante de los eslabonamientos de entrada y de la salida.

La (Figura 1.14) es una gráfica de una función arbitraria $y=f(x)$, en la cual se correlaciona la entrada y la salida, de tal manera que cuando la entrada se mueva una distancia x la salida se mueva $y=f(x)$, para el intervalo $x_0 \leq x \leq x_{n+1}$. Los valores de los parámetros independientes $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$, corresponden a los puntos de precisión prescritos $P_1, P_2, P_3, \dots, P_n$, en la función $y=f(x)$ en un intervalo de x entre x_0 y x_{n+1} .

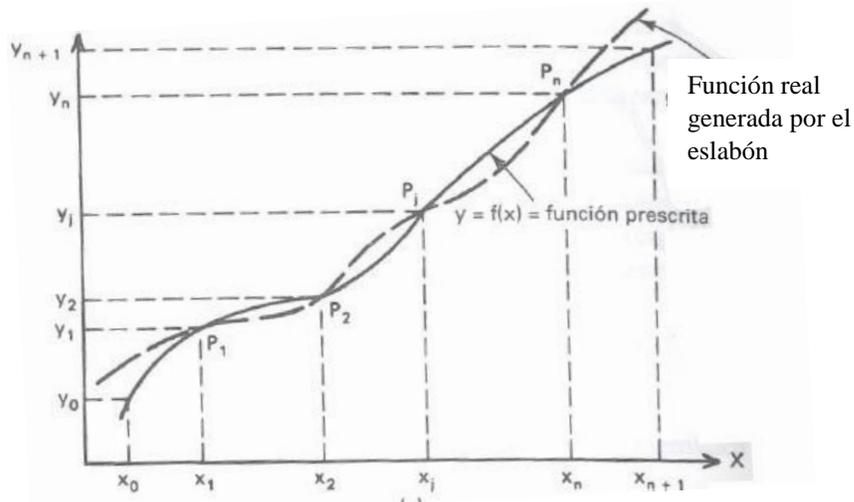


Figura 1.14 Generación de función en síntesis de mecanismos [20].

De manera análoga, en el caso de entrada y salida giratoria, los ángulos de rotación α y θ equivaldrían a “x” y “y” respectivamente.

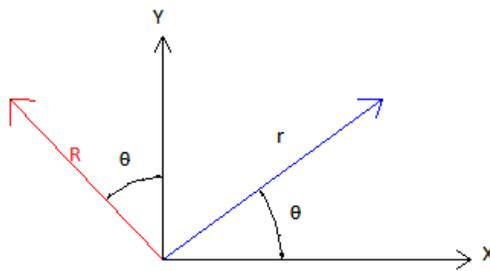
- 2) Generación de trayectoria: Un punto no conectado directamente al eslabonamiento fijo debe trazar una trayectoria definida respecto al marco de referencia fijo.
- 3) Generación de movimiento: Requiere que todo el cuerpo sea guiado a través de una secuencia de movimiento prescrita. El cuerpo que se va a guiar por lo regular es una parte de un eslabonamiento flotante.

Existen diversas técnicas que se pueden utilizar para realizar la síntesis dimensional. La mayoría de las técnicas que se utilizan se basan en dos métodos principalmente: Los métodos gráficos, los cuales presentan una solución rápida, sin embargo su principal desventaja es que no son tan exactos, y los métodos analíticos: los cuales se basan en métodos algebraicos, matrices de desplazamiento o números complejos y este permite que el sistema pase por un número dado de puntos de precisión, pero está limitado en que el número máximo de puntos de precisión que se pueden fijar quedan condicionados a pasar exactamente en un número de puntos igual al número de parámetros independientes que definen al mecanismo, y los métodos analíticos basados en métodos numéricos, los cuales son capaces de admitir un

número muy grande de puntos de diseño, pero también existe una pérdida en la exactitud y estos se formulan como un problema de programación no lineal.

Como la síntesis dimensional que se va a llevar dentro de la tesis será por métodos analíticos, se presenta a continuación los elementos que se requieren para llevar a cabo este tipo de síntesis:

- i. Matriz de rotación: Esta matriz es necesaria para determinar cómo están rotando los puntos de los eslabones en determinado momento, como se muestra la Figura 1.15, y la matriz de rotación, donde R es el vector en la posición final, y r es el vector inicial.



Donde $R = [R_\theta]r$

Figura 1.15. Rotación de un vector por medio de la matriz de rotación.

La matriz de rotación se muestra a continuación:

$$R_\theta = \begin{bmatrix} \cos[\theta] & -\text{sen}[\theta] \\ \text{sen}[\theta] & \cos[\theta] \end{bmatrix} \quad 1.1$$

- ii. Matriz de velocidad y matriz de aceleración: Estas matrices se utilizan para obtener las velocidades y aceleraciones que tendría el vector después de la rotación, se muestran las matrices tanto de velocidad como de aceleración. Estas matrices se obtienen con la primera y segunda derivada de la matriz de rotación respectivamente.

Matriz de velocidad:

$$V = [W]R + [R_\theta]v, \quad [W] = \begin{bmatrix} 0 & \omega \\ \omega & 0 \end{bmatrix} \quad 1.2$$

Matriz de aceleración:

$$A = [A]R + 2[W][R_\theta]v + [R_\theta]a, \quad [A] = \begin{bmatrix} -\omega^2 & -\alpha \\ \alpha & \omega^2 \end{bmatrix} \quad 1.3$$

- iii. Matriz de desplazamiento plano: El desplazamiento de un cuerpo es considerado como la suma de la rotación angular y el desplazamiento lineal (Teorema de Chales). [21]. Para obtener el desplazamiento se tiene que utilizar la matriz de desplazamiento,

la cual es una matriz de transformación que relaciona coordenadas de un punto P_1 con las del punto P_2 obtenido por la traslación o rotación del primero a lo largo de un eje que pase por el origen. De manera general la matriz de desplazamiento plano se puede generalizar de la siguiente forma [22]:

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta_{1-2}) & -\text{sen}(\theta_{1-2}) & P_{2x} - (\cos(\theta_{1-2}) * P_{1x} - \text{sen}(\theta_{1-2}) * P_{1y}) \\ \text{sen}(\theta_{1-2}) & \cos(\theta_{1-2}) & P_{2y} - (\text{sen}(\theta_{1-2}) * P_{1x} + \cos(\theta_{1-2}) * P_{1y}) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 1.4$$

Ahora si se desea aplicarla sobre un cuerpo rígido para conocer los puntos de precisión necesarios para generar la trayectoria que se requiere se tendrá la siguiente ecuación:

$$\begin{bmatrix} q_{2x} \\ q_{2y} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{1-2}) & -\text{sen}(\theta_{1-2}) & P_{2x} - (\cos(\theta_{1-2}) * P_{1x} - \text{sen}(\theta_{1-2}) * P_{1y}) \\ \text{sen}(\theta_{1-2}) & \cos(\theta_{1-2}) & P_{2y} - (\text{sen}(\theta_{1-2}) * P_{1x} + \cos(\theta_{1-2}) * P_{1y}) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_{1x} \\ q_{1y} \\ 1 \end{bmatrix} \quad 1.5$$

Donde el punto q_2 es el punto que queremos conocer, los puntos P_1 y P_2 son los puntos por los que se quiere que pase el cuerpo rígido y el punto q_1 es un punto conocido del mismo cuerpo rígido, θ_{1-2} , es el ángulo de rotación que existe entre la posición 1 a la posición 2.

A parte de la ecuación de desplazamiento de cuerpo rígido, se requiere de la ecuación de restricción o ecuaciones de diseño, las cuales permiten asegurar que, aunque el cuerpo se desplace este no cambia de longitud, ya que se está hablando de un cuerpo rígido. La ecuación de restricción parte de la teoría de la matriz de desplazamiento [23], y es la siguiente:

$$(a_2 - a_0)^T (a_2 - a_0) - (a_1 - a_0)^T (a_1 - a_0) = 0 \quad 1.6$$

Donde a_0 es el punto inicial del cuerpo rígido, a_1 es el punto final del cuerpo rígido en su posición inicial y finalmente el punto a_2 , es el punto final del cuerpo rígido en su posición una vez que ya se trasladó o se rotó o realizó las dos acciones (desplazamiento).

Finalmente se requiere contemplar también otra ecuación de restricción o diseño si se contempla que el mecanismo pueda contemplar una corredera, y que se requiere que esta siga una trayectoria recta. La ecuación necesaria en este caso es la siguiente:

$$(a_{2y} - a_{1y}) = (a_{2x} - a_{1x}) * \tan(\alpha) \quad 1.7$$

Donde el ángulo α , es el ángulo que tiene la corredera con respecto al eje horizontal, después de que esta se trasladó. Con esta ecuación aseguramos que la corredera pase por los puntos de interés.

Las ecuaciones anteriores permiten realizar la síntesis dimensional de manera analítica para el correcto funcionamiento del mecanismo.

1.2 Estado del arte

El estado del arte hace mención a algunos de los dispositivos desarrollados para la rehabilitación de la extremidad inferior del cuerpo humano, varios se enfocan solamente en la articulación de rodilla, y unos también consideran articulación de tobillo y cadera. Los primeros dispositivos que se muestran se basan en el concepto de movimiento continuo pasivo, el cual se describe a continuación, posteriormente se mencionan algunos dispositivos desarrollados para la rehabilitación activa.

1.2.1 *Movimiento continuo pasivo*

En 1970, en el hospital para niños enfermos e Instituto de Investigación en Canadá el Dr. Robert Salter [24] concluyó después de su investigación, la cual tardó 15 años en realizarla, que la inmovilización era muy dañina para las articulaciones ya que no estimulaba la regeneración del cartílago en la articulación, y causaba dolor, gracias a ello inventó el concepto de Movimiento Continuo Pasivo (Continuous Passive Motion CPM por sus siglas en inglés) para las articulaciones.

El concepto del CPM, consiste en realizar ejercicios de forma pasiva o asistida, es decir la articulación del paciente se mueve, pero el músculo no se esfuerza, acelerando la curación del cartílago y previniendo la rigidez en las articulaciones [25]. En 1978, el Dr. Salter comenzó con la aplicación del CPM en pacientes humanos y junto con el ingeniero mecánico John Saringer, creó máquinas de CPM para todas las uniones sinoviales del cuerpo humano.

El hablar del movimiento continuo pasivo es importante ya que muchos de los dispositivos utilizados en rehabilitación están basados en este concepto. La esencia del CPM es la de poder llevar a cabo un proceso de rehabilitación inmediatamente después de una cirugía, [26], [27] con la finalidad de evitar la artrofibrosis (aparición de zonas fibrosas en la articulación) en las uniones del cuerpo humano que están propensas a sufrir de rigidez como lo son la rodilla, el codo y las juntas de la mano.

De acuerdo con los estudios que se han realizado el CPM cubre 2 de las 4 etapas de la rigidez de las juntas después de una cirugía [26]. Las etapas que se tienen después de la cirugía son el sangrado, el edema, la granulación o endurecimiento del tejido y finalmente la fibrosis, pero para que pueda ser efectiva esta rehabilitación tiene que ser llevada a cabo con los procedimientos adecuados, ya que dentro de la literatura también existen estudios [28], [29],

que indican que el CPM no es significativo a la hora de realizar la rehabilitación después de la cirugía como ayuda para recuperar el rango de movimiento.

1.2.2 Dispositivos de CPM para rehabilitación de rodilla

Los dispositivos de rehabilitación pasiva realizan un rango de movimiento (ROM), en flexión hasta de 120° . A continuación, se presenta los dispositivos que se han desarrollado, algunos de uso comercial y otros son temas de investigación, los cuales buscan mejorar el dispositivo por medio del control y no por medio de la optimización de mecanismos.

1. Enraf Nonius Kinetec Spectra:

Dispositivo comercial de CMP, (Figura 1.16), el cual cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite alcanzar un movimiento de 10° en extensión y 120° en flexión, cuenta con velocidades de 45° a 155° por minuto [30].



Figura 1.16 Dispositivo Kinetec Spectra [30].



Figura 1.17 Dispositivo Danninger 480 E [31].

2. Otto Bock Danninger 480E:

En la Figura 1.17 se muestra este dispositivo, es de uso comercial basado en CMP, el cual cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite alcanzar un movimiento de 5° en extensión y 120° en flexión, cuenta con velocidades de 16° a 160° por minuto y es operado por un motor DC [31].

3. CPM device for knee rehabilitation: Dispositivo de investigación, mostrado en la Figura 1.18, cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite un movimiento de 0° a 120° en flexión, con velocidades de 30° a 150° por minuto. Es operado mediante una pantalla touch [32].



Figura 1.18 Dispositivo de CMP para rehabilitación de rodilla [32].

4. Assistive Control Motion Therapy Devices based on Pneumatic Soft-Actuators with Elastic Chambers:

Dispositivo de investigación, el cual cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite alcanzar un movimiento de 110° en flexión, se controla por medio del torque a 40 N-m, con una presión de 6 bar, es controlado por medio de actuadores neumáticos rotatorios, permite la rehabilitación asistida activa, donde detecta la falta de fuerza del paciente y el dispositivo se encarga de ayudar. Este dispositivo se muestra en la Figura 1.19 [33].



Figura 1.19 Dispositivo mediante actuadores neumáticos [33].

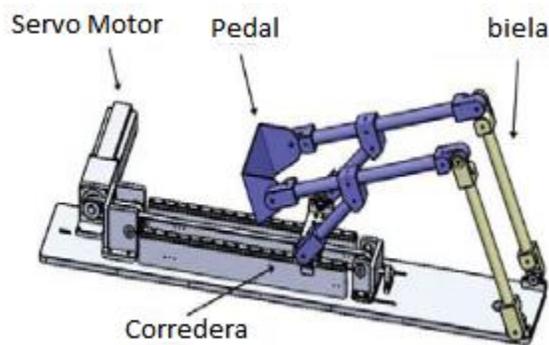


Figura 1.20 Dispositivo de CPM de un solo grado de libertad traducido de [34].

5. Control for Single-Degree-of-Freedom Knee Rehabilitation System:

Es el dispositivo de CMP mostrado en la Figura 1.20, el cual cuenta con un mecanismo de corredera biela manivela, permite movimientos de extensión y flexión de rodilla y es operado mediante motor DC, servomotor, y PC [34].

6. Chattanooga Optiflex 3: Dispositivo de CMP para uso comercial (Figura 1.21), el cual cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite alcanzar un movimiento de 10° en extensión y 120° en flexión [35].



Figura 1.21 Dispositivo Optiflex 3 [35].



Figura 1.22 Dispositivo Artromot-K3 [36].

7. **Chattanooga Artromot-K:** Dispositivo de CMP para uso comercial (Figura 1.22), el cual cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite alcanzar un movimiento de 5° en extensión y 110° en flexión, con velocidades de 18° a 180° por minuto [36].

8. **Diseño mecánico de una máquina para terapia de CPM:** Diseño de investigación de tesis, (Figura 1.23), es un mecanismo de barras, alcanza un movimiento de 5° en extensión y 120° en flexión, cuenta con velocidades de 5° a 150° por minuto y es operado por un motor DC junto con un reductor de corona y tornillo sin-fin [37].



Figura 1.23 Máquina para terapia de CPM [37].

Los dispositivos de rehabilitación basados en CPM que se describieron anteriormente, utilizan el mecanismo de corredera biela manivela a excepción del dispositivo mostrado en la Figura 1.23, el cuál utiliza mecanismos de barras.

El mecanismo de corredera biela manivela es un mecanismo de un grado de libertad, cuenta por lo general de cuatro eslabones conectado por tres uniones de perno y una unión de corredera. Es ampliamente utilizado para el desarrollo de este tipo de dispositivos ya que permite una rotación pura en la manivela, desplazamiento lineal en la corredera y movimiento combinado en la biela.

El mecanismo de barras mostrado en la Figura 1.23, también puede lograr una flexión de 120° , es un mecanismo de 4 barras, es un eslabonamiento común, consta de cuatro eslabones, uno designado como la bancada y conectado por cuatro uniones de perno, es un mecanismo de un solo grado de libertad por lo que está restringido a un solo actuador o es totalmente operado por éste [16]. Tanto el mecanismo de corredera biela manivela, como el mecanismo de 4 barras, cumplen con la tarea de tener un movimiento anatómicamente correcto con respecto a la rodilla, estos se cuentan con un ROM de flexión de 120° , la velocidad y fuerzas están controladas por medio de software y los topes de seguridad son controlados por medio de sensores y retroalimentación.

1.3 Resumen del capítulo

La discapacidad es un problema real ya que impide a las personas realizar las actividades diarias. Las enfermedades que sufren las rodillas se pueden considerar como un tipo de discapacidad ya que limitan o impiden completamente el movimiento de la articulación. Por fortuna varios problemas que sufren las rodillas se pueden corregir mediante terapias u operaciones, permitiendo recuperar la movilidad mediante ejercicios en la articulación, primeramente, de manera pasiva y posteriormente de manera activa. Para ello se requiere de la intervención de los fisioterapeutas, los cuales están capacitados para crear las rutinas que consideren pertinentes en cada caso, sin embargo, hablando de rehabilitación pasiva los ejercicios suelen ser repetitivos y se centran en la extensión y flexión de la rodilla, gracias a esta característica se han creado varios dispositivos de rehabilitación pasiva, auxiliando así a los fisioterapeutas disminuyendo su carga de trabajo, de igual manera existen algunos dispositivos de rehabilitación (utilizados en rehabilitación pasiva), que por medio de control pueden ser utilizados para rehabilitación activa, es decir el dispositivo se opone al movimiento de extensión y flexión y el paciente realiza fuerza con la finalidad de mover al dispositivo y de esta manera ganar fuerza muscular.

A continuación, se presenta una tabla (Tabla 1.1) de los dispositivos que se han desarrollado mostrando sus características, cuales pudieran ser sus ventajas y desventajas. Los datos de la Tabla 1.1 muestra que todos los dispositivos no contemplan el ROM completo de rodilla de acuerdo con [8], y aunque algunos de ellos permitan realizar ejercicios de manera activa [30], [32], [34] y [35] no lograr cubrir el ROM completo. El dispositivo que se desarrolla está enfocado principalmente en la generación de un ROM más amplio, que el de los dispositivos actuales, permitiendo la rehabilitación de más patologías como lo es la recuperación de los ligamentos cruzados, los cuales requieren de recuperar todo el ROM de la rodilla.

Tabla 1.1 Ventajas y desventajas de los dispositivos de rehabilitación de rodilla actuales.

Dispositivo	Características	Ventajas	Desventajas
Enraf Nonius Kinetec Spectra	Dispositivo comercial de CMP, (Figura 1.16), mecanismo corredera biela manivela. ROM -10° a 120° con velocidades de 45° a 155° por minuto [30].	Realiza todo el ROM en extensión, permite el control de la velocidad, así como varios intervalos de velocidad.	Rutinas pre-programadas y no contempla el ROM completo de rodilla en extensión de acuerdo con [10].
Otto Bock Danninger 480E:	Dispositivo comercial (Figura 1.17). Mecanismo corredera biela manivela. ROM -5° a 120° con velocidades de 16° a 160° por minuto [31].	Cuenta con control de velocidad, los intervalos de velocidad son bastantes variados.	Rutinas pre-programadas. La flexión no cubre el ROM máximo pasivo y tampoco en flexión de acuerdo con [10].
Diseño mecánico de una máquina para terapia de CPM	Diseño de investigación de tesis, (Figura 1.23), mecanismo de barras, ROM -5° a 120° con velocidades de 5° a 150° por minuto [37].	Utiliza un mecanismo distinto a los dispositivos convencionales de CPM, se centra en generar la trayectoria de movimiento del dispositivo se adapte al movimiento de la rodilla.	La flexión no cubre el ROM máximo pasivo y tampoco cubre toda la flexión de acuerdo con [10].
CPM device for knee rehabilitation	Dispositivo de investigación, (Figura 1.18) Mecanismo corredera biela manivela. ROM 0° a 120° con velocidades de 30° a 150° por minuto [32].	Se desarrolla un dispositivo con pantalla touch para el manejo del dispositivo con la finalidad de tener una interfaz entendible al usuario.	No incluye extensión de rodilla y el ROM máximo en flexión solo llega a 120° .

Assistive Control Motion Therapy Devices based on Pneumatic Soft-Actuators with Elastic Chambers	Dispositivo de investigación, (Figura 1.19). Mecanismo corredera biela manivela. ROM de 0° a 110° [33].	Permite realizar ejercicios pasivos y activos, utiliza actuadores neumáticos rotatorios con cámara elástica, con la finalidad de generar un movimiento suave y evitar vibraciones excesivas.	No realiza extensión pasiva, así como la flexión no abarca todo el ROM.
Control for Single-Degree-of-Freedom Knee Rehabilitation System.	Dispositivo de investigación, se basa en CPM. Mecanismo corredera biela manivela. ROM de extensión y flexión mostrado en la Figura 1.20 [34].	Incluye sensores de posición y de alto como medidas de seguridad y utiliza un servomotor de CD para dar un mejor control y evitar perturbaciones.	No menciona los grados de flexión y extensión en el mecanismo ni sus velocidades, además solo se prueba el funcionamiento mediante software CAD.
Chattanooga Optiflex 3	Dispositivo de CMP comercial, Figura 1.21. Mecanismo corredera biela manivela. ROM -10° a 120° [35].	Permite realizar movimientos suaves ya que cuenta con motor de CD. Es ligero en cuanto al peso y se le puede transportar fácilmente	No cubre el ROM completo de rodilla en flexión.
Chattanooga Artromot-K	Dispositivo de CMP comercial Figura 1.22. ROM de -5° a 110°. Mecanismo corredera biela manivela. Velocidades de 18° a 180° por minuto [36].	Permite realizar movimientos suaves ya que cuenta con motor de CD. Su rango de velocidades es el más alto dentro de los dispositivos estudiados.	No cubre el ROM completo de rodilla ni en extensión pasiva ni en flexión [8].

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

Introducción

El presente capítulo se centra en presentar el diseño conceptual del dispositivo de rehabilitación de rodilla, para ello se utilizarán mecanismos de cuatro barras con tres tipos de configuración: mecanismo de 4 barras balancín balancín, mecanismo corredera biela manivela con corredera curva y mecanismo de corredera biela manivela, ya que en general el mecanismo de cuatro barras cuenta con una alta aplicabilidad, adicionalmente se propone un mecanismo de 6 barras.

Los diseños conceptuales que a continuación se presentan se obtuvieron a partir de la síntesis dimensional exacta, en la cual solo se tienen 2 restricciones de diseño: las longitudes de los eslabones y la trayectoria que debe cubrir el eslabón 1. Posteriormente, en el capítulo 3 se desarrolla la síntesis óptima en la cual ya se tienen consideradas las restricciones completas de diseño con las cuales se plantea el dispositivo.

2.1 Restricciones de diseño

La síntesis exacta permite obtener las dimensiones de los eslabones por medio del desarrollo de ecuaciones de rotación y desplazamiento de los eslabones que componen al mecanismo, sin embargo una condición que debe de cumplir este tipo de síntesis es que el número de ecuaciones debe ser igual al número de incógnitas, por lo cual se limita en las incógnitas que se cuenten dentro del mecanismo, por lo que para su desarrollo solo se centra en proponer las dimensiones de 3 eslabones y los puntos por los cuales pasará el mecanismo, para finalmente encontrar las dimensiones del cuarto eslabón. Para la síntesis óptima se plantean las restricciones completas que se consideran para los mecanismos desarrollados:

- Dimensiones compactas de los eslabones: Se busca que los componentes del dispositivo, eslabones del mecanismo, así como dimensiones de los soportes del muslo y la pierna sean los menores posibles (síntesis de mecanismos).
- Puntos de precisión: Los puntos por los que pasará el muslo y la pierna con la finalidad de que se cubra el rango de movimiento, es decir los 150° de flexión para la rodilla.
- Trayectorias: Que el mecanismo pase por las trayectorias propuestas para la flexión y extensión de rodilla.
- Ángulos: El eslabón 1 del mecanismo cubrirá hasta 120° de flexión ya que es el movimiento del muslo y entre la pierna y el muslo se cubra un rango de 150°.

2.1.1 Longitud del miembro inferior (muslo y pierna)

El dispositivo de rehabilitación de rodilla se propone para la población adulta mexicana, que de acuerdo con un estudio de dimensiones antropométricas [38], para personas adultas en un

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

rango de 18 a 65 años, se tienen los datos de las dimensiones del miembro inferior. Estos datos se presentan en la tabla 2.1.

Tabla 2.1 Dimensiones antropométricas de la pierna humana [38]

Parte de la extremidad	Percentil 95 mujeres	Percentil 95 hombres	Media en mujeres (\bar{x})	Media en hombres (\bar{x})
Muslo	52cm	53cm	47cm	48cm
Pierna	41cm	46cm	37cm	42cm

Los datos con los que se desarrolla el dispositivo son los obtenidos en el percentil 95 para hombres, esto es 53cm para la longitud del muslo y 46cm de longitud para la pierna. Estos datos son necesarios para el desarrollo de la síntesis dimensional.

2.1.2 Trayectorias y puntos propuestos

Para lograr el rango de movimiento de la rodilla se relaciona el movimiento del muslo con el movimiento de la pierna. La relación de movimiento se realiza a intervalos de 30° para el movimiento del muslo, el cual está asociado con la articulación de cadera, por lo tanto, se tienen contemplados ángulos de 0° , 30° , 60° , 90° y finalmente 120° , que son los grados aproximados de flexión en la cadera considerando que la rodilla también se flexione [10]. A partir de estos datos se realiza una relación de grados para la pierna, la cual debe de flexionar hasta 150° . Para el ángulo interno entre el muslo y la pierna se considera como 180° cuando ambos (muslo y pierna) se encuentran en extensión, y cuando el ángulo de la pierna se encuentra en los 120° el ángulo interno entre el muslo y la pierna se encuentra a 30° , lo que permite que la rodilla realice una flexión de 150° (ver Figura 2.1). Las relaciones de los ángulos se muestran en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2 Ángulos propuestos para el mecanismo de 4 barras

Posición	θ_1	θ_2
1	0°	180°
2	30°	142.5°
3	60°	105°
4	90°	67.5°
5	120°	30°

El ángulo θ_1 mostrado en la Tabla corresponde al movimiento del segmento distal del miembro inferior (muslo) y el ángulo θ_2 corresponde al movimiento del segmento proximal del miembro inferior (pierna). La figura muestra los ángulos θ_1 (ángulos en color negro para el muslo), los ángulos θ_2 son los ángulos internos entre el muslo y la pierna (ángulos de color naranja), y los ángulos externos entre el muslo y la pierna (ángulos de color rojo) son los

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

La información completa de los puntos propuestos para la síntesis óptima se muestran en la Tabla 2.3

Tabla 2.3 Puntos propuestos para el muslo y la pierna

Posición	Cuerpo 1 (muslo)	Cuerpo 2 (pierna)
1	$P_1 = (0.212, 0)$	$P_1' = (0.714, 0)$
2	$P_2 = (0.1835, 0.106)$	$P_2' = (0.6414, 0.2409)$
3	$P_3 = (0.106, 0.1835)$	$P_3' = (0.4407, 0.4118)$
4	$P_4 = (0, 0.212)$	$P_4' = (0.1681, 0.4603)$
5	$P_5 = (-0.106, 0.1835)$	$P_5' = (-0.1073, 0.3679)$

Para obtener las dimensiones del mecanismo se utiliza la síntesis. Para el caso de la síntesis exacta, las restricciones se reducen a encontrar la longitud de un eslabón (para los eslabones restantes se proponen las dimensiones), pero no asegura que las longitudes del mecanismo sean lo más compactas posibles sin afectar su funcionamiento, por lo que en el capítulo 3 se cubre la síntesis óptima.

2.2 Diseño conceptual

2.2.1 Diseño conceptual mediante un mecanismo de 4 barras

Para el diseño conceptual se muestran 4 mecanismos realizados a través de la síntesis dimensional. El primer diseño conceptual utiliza un mecanismo de 4 barras, con las siguientes restricciones: el eslabón 1 del mecanismo coincide con el muslo por lo cual cuenta con una longitud de 53 cm, el eslabón 2 coincide con la pierna por lo tanto cuenta con una longitud de 46 cm, la síntesis consiste en conocer la longitud del eslabón 3 para que se pueda cumplir con la trayectoria del muslo, que como se mencionó anteriormente solo se puede plantear esta trayectoria. La figura 2.3 muestra este diseño conceptual, para el cual se requiere que el paciente se encuentre en posición decúbito dorsal y que un motor accione el dispositivo, ubicado con el eje del pivote a_0 .

Para lograr la síntesis en este mecanismo se utilizan las ecuaciones desarrolladas en la sección 1.1.6 del capítulo 1.

La primera fórmula que se utiliza es la de la obtención de los grados de libertad, que de acuerdo con [40] se define a los grados de libertad como: “el número de parámetros de entrada que se deben controlar independientemente, con el fin de llevar al dispositivo a una posición en particular”, llamada ecuación de Grueber-Kutzbach:

$$M = 3(L - 1) - 2J_1 - J_2 \quad 2.1$$

Donde:

M= Grados de libertad

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

L =Número de eslabones

J_1 = Número de juntas

J_2 = Número de semijuntas

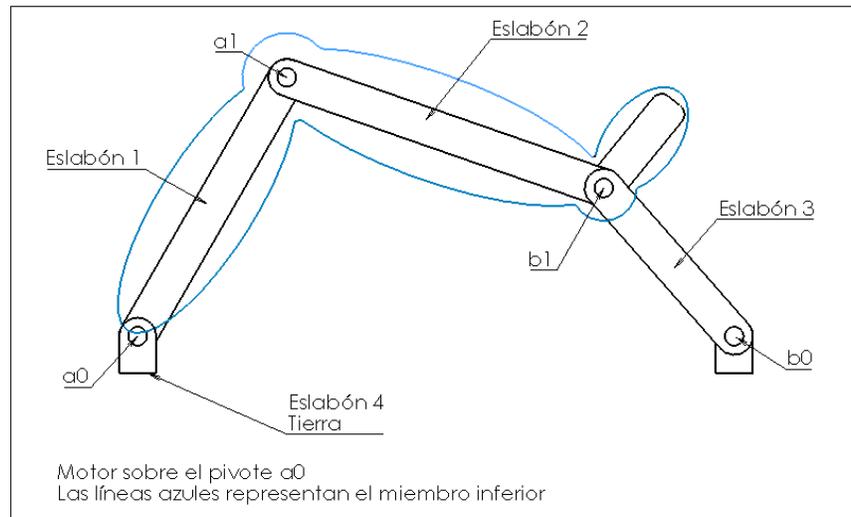


Figura 2.3 Diseño conceptual con el mecanismo de 4 barras

El número de juntas se refiere a las articulaciones con las que cuenta el mecanismo, las semijuntas se refiere al tipo de articulación con pares superiores como lo son contactos de una leva o una articulación esférica. Como en todos las propuestas se utilizan mecanismos sin semijuntas la ecuación 2.1 se reduce, quitando el término J_2 .

Ahora para el planteamiento de las ecuaciones cinemáticas, se tienen las siguientes características de un mecanismo de 4 barras. Se tiene el número de eslabones $L=4$, número de juntas $J_1 = 3$, por lo que el número de grados de libertad es 1.

A continuación, se tienen los puntos conocidos de los eslabones (longitudes de los eslabones 1 y 2, puntos a_0 , a_1 y b_1), así como los puntos que se proponen para que el mecanismo cubra una trayectoria, P1, P2 y P3.

El sistema de referencia se encuentra en el punto a_0 de la Figura 2.3, el cual corresponde a las coordenadas (0,0), la longitud del eslabón 1 mide 53cm, entonces el punto b_0 corresponde al punto (0,53), y la longitud del eslabón 2 mide 46cm por lo tanto, el punto b_1 corresponde al punto (0,99). Estas dimensiones se consideran cuando la rodilla se encuentra en extensión.

Los puntos de precisión propuestos P1, P2 y P3 son los siguientes: para la posición 1 cuando el pie se encuentra en flexión, P1= (99,0), para el punto P2, se tiene cuando el eslabón 1 gira 45° , P2=(82.5,28.5) y para la posición 3, se tiene cuando el eslabón 1 gira 120° , con esto se logra que la rodilla logre la flexión de los 150° , donde el punto P3=(13.33,22.89).

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

Nota: Aunque los puntos propuestos cambian con respecto a los puntos mostrados en la Figura 2.2, ya que se está desarrollando una síntesis dimensional, se mantienen las restricciones (se proponen puntos y una trayectoria para el eslabón 1) y se desea conocer la longitud del eslabón 3, para que el mecanismo pueda cumplir con las dimensiones y movimiento propuesto. A continuación, se presentan los datos del dispositivo 1 (ver Figura 2.3):

$a_0 = (0,0)$	$b_0 = (b_{0x}, b_{0y})$	$\theta_{1-2} = 45^\circ$
$a_1 = (53,0)$	$b_1 = (99,0)$	$\theta_{1-3} = 120^\circ$
$P_1 = (99,0)$	$P_2 = (82.5, 28.5)$	$P_3 = (13.33, 22.89)$

Las ecuaciones de diseño que se requieren están relacionadas con las matrices de desplazamiento plano y se presentan a continuación:

$$b_2 = MDP[\theta_{1-2}, P_1, P_2] * b_1 \quad 2.2$$

$$b_3 = MDP[\theta_{1-3}, P_1, P_3] * b_1 \quad 2.3$$

Donde:

b_2 y b_3 son las ubicaciones después de que se desplaza el eslabón 1.

MDP es la matriz de desplazamiento plano, que para la posición 1 a la posición 2, es la siguiente:

$$D_{1-2} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{1-2}) & -\text{sen}(\theta_{1-2}) & P_{1y} - (P_{1x} \cos(\theta_{1-2}) - P_{1y} \text{sen}(\theta_{1-2})) \\ \text{sen}(\theta_{1-2}) & \cos(\theta_{1-2}) & P_{2y} - (P_{1x} \text{sen}(\theta_{1-2}) + P_{1y} \cos(\theta_{1-2})) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2.4$$

La matriz de desplazamiento de la posición 1 a la posición 3 es similar a la ecuación 2.4, solamente se cambian los ángulos y los puntos P_2 por los puntos P_3 , pero mantiene la forma, recordando que los puntos P_1 , P_2 y P_3 , son los puntos propuestos.

Finalmente se requieren las ecuaciones de restricción, dichas ecuaciones aseguran que cuando los eslabones giran no cambien sus dimensiones, es decir; que los eslabones se comporten como cuerpos rígidos. Las ecuaciones tienen la forma de la ecuación 1.6 que se presentó en el capítulo 1 y se muestran a continuación:

$$(b_2 - b_0)^T (b_2 - b_0) - (b_1 - b_0)^T (b_1 - b_0) = 0 \quad 2.5$$

$$(b_3 - b_0)^T (b_3 - b_0) - (b_1 - b_0)^T (b_1 - b_0) = 0 \quad 2.6$$

Como se puede observar, las ecuaciones 2.4, 2.5 y 2.6 están relacionadas, y al resolverlas se puede obtener el vector que se está buscando, es decir $[b_{2x}, b_{2y}]$ (para una explicación más detallada de estas ecuaciones se puede consultar [23]), los valores del vector para el punto b_2 son:

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

$$\begin{bmatrix} b_{2x} \\ b_{2y} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(45^\circ) & -\text{sen}(45^\circ) & 0 - (99 \cos(45^\circ) - 0\text{sen}(45^\circ)) \\ \text{sen}(45^\circ) & \cos(45^\circ) & 28.5 - (99 \text{sen}(45^\circ) + 0\cos(45^\circ)) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 99 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.7$$

Simplificando la ecuación 2.7 se tiene:

$$\begin{bmatrix} b_{2x} \\ b_{2y} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.7071 & -0.7071 & -70 \\ 0.7071 & 0.7071 & -41.50 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 99 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.8$$

Finalmente se tiene:

$$\begin{bmatrix} b_{2x} \\ b_{2y} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 28.5 \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.9$$

Esta es la solución cuando el eslabón se encuentra en la posición de 45° , que es cuando pasa de la posición 1 a la posición 2 con un ángulo $\theta_{1-2}=45^\circ$. La ecuación se sustituye en la ecuación 2.10 y se iguala a cero. De manera análoga se tendrá una ecuación que contenga al vector b_3 , es decir cuando pasa de la posición 1 a la posición 3, y esta a su vez se sustituirá en la ecuación 2.11, para formar un sistema de ecuaciones de 2x2 con las incógnitas b_{0x} y b_{0y} :

$$\begin{bmatrix} b_{2x} & -b_{0x} \\ b_{2y} & -b_{0y} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} b_{2x} & -b_{0x} \\ b_{2y} & -b_{0y} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} b_{1x} & -b_{0x} \\ b_{1y} & -b_{0y} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} b_{1x} & -b_{0x} \\ b_{1y} & -b_{0y} \end{bmatrix} = 0 \quad 2.10$$

De igual manera se tendrá una ecuación para la posición 3 igualada a 0, el sistema de ecuaciones queda de la siguiente manera:

$$\begin{bmatrix} b_{3x} & -b_{0x} \\ b_{3y} & -b_{0y} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} b_{3x} & -b_{0x} \\ b_{3y} & -b_{0y} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} b_{1x} & -b_{0x} \\ b_{1y} & -b_{0y} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} b_{1x} & -b_{0x} \\ b_{1y} & -b_{0y} \end{bmatrix} = 0 \quad 2.11$$

Y así se obtienen los resultados que se muestran a continuación:

$$b_{0x} = 50.72 \text{ cm}$$

$$b_{0y} = -8.92 \text{ cm}$$

Con esto se obtienen las dimensiones de cada uno de los elementos y los puntos donde deben iniciar el mecanismo. La Figura 2.4 muestra el mecanismo simplificado en su posición inicial.

Longitud del eslabón 1 = 53 cm	Longitud del eslabón 2 = 46 cm
Longitud del eslabón 3 = 49 cm	Longitud del eslabón 4 = 51.5 cm

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

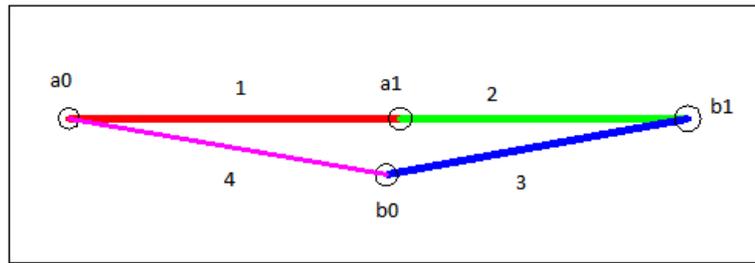


Figura 2.4 Mecanismo con la posición inicial propuesta

2.2.1.1 Análisis cinemático de posición para el mecanismo de 4 barras.

Para verificar que el mecanismo logre la trayectoria propuesta se requiere realizar un análisis cinemático de posición, para ello se considera primeramente las ecuaciones de lazo resultantes del mecanismo, en este caso se cuenta con 1 grado de libertad y con una ecuación de lazo formada por el mecanismo.

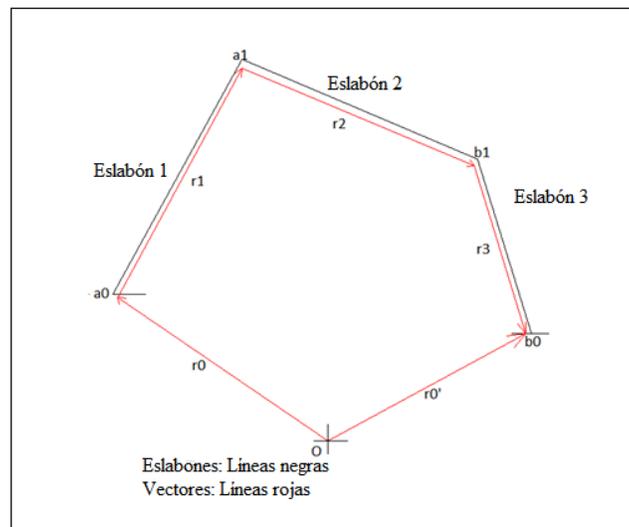


Figura 2.5 Lazo del mecanismo de 4 barras en cualquier posición

En la Figura 2.5 se tienen los eslabones 1, 2, 3, y los vectores:

$$\begin{aligned}r_0 &= a_0, & r_0 &= (0,0) \\r_1 &= a_1 - a_0, & r_1 &= (53,0) - (0,0) \\r_2 &= b_1 - a_1, & r_2 &= (99,0) - (53,0) \\r_0' &= b_0, & r_0' &= (50.72, -8.92) \\r_3 &= b_0 - b_1, & r_3 &= (50.72, -8.92) - (99,0)\end{aligned}$$

Los cuales forman el lazo, permitiendo formular la ecuación 2.12

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

$$r_0 + r_1 + r_2 + r_3 - r_0' = 0 \quad 2.12$$

Esta ecuación se analiza para la posición inicial, pero de acuerdo con la literatura y con base en la Figura 1.15 para cualquier instante (después de que se cambia la posición), se tendrá la siguiente ecuación (ecuación 2.13)

$$R_0 + R_1 + R_2 + R_3 - R_0' = 0 \quad 2.13$$

Donde:

$$\begin{aligned} R_0 &= r_0 \\ R_1 &= [R_{\theta_1}]r_1 \\ R_2 &= [R_{\theta_2}]r_2 \\ R_3 &= [R_{\theta_3}]r_3 \\ R_0 &= r_0' \end{aligned}$$

Las matrices de rotación R_θ están dadas por la ecuación 1.1, los vectores R_0 y R_0' no rotan.

La ecuación 2.13 permite la solución de la posición y con esto se completa el análisis cinemático de posición, este análisis permite encontrar la posición del mecanismo en cualquier posición desde $\theta_1=0^\circ$, que es la posición inicial, hasta $\theta_1=120^\circ$, que es la posición final, esto para el eslabón 1, el cual guía al muslo partiendo de la cadera, y los datos que se obtienen son los ángulos θ_2 y θ_3 correspondientes a los eslabones 2 y 3.

De manera analítica se presenta la solución obtenida para un ángulo $\theta_1=50^\circ$, se sustituyen los datos en la ecuación 2.13 de manera vectorial, y por medio de la solución se pueden obtener los datos de los ángulos a los que se encuentran los eslabones 2 y 3, y de esta manera obtener la posición del mecanismo en ese instante:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} r_{0x} \\ r_{0y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos[\theta_1] & -\text{sen}[\theta_1] \\ \text{sen}[\theta_1] & \cos[\theta_1] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{1x} \\ r_{1y} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos[\theta_2] & -\text{sen}[\theta_2] \\ \text{sen}[\theta_2] & \cos[\theta_2] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{2x} \\ r_{2y} \end{bmatrix} \\ + \begin{bmatrix} \cos[\theta_3] & -\text{sen}[\theta_3] \\ \text{sen}[\theta_3] & \cos[\theta_3] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{3x} \\ r_{3y} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} r_{0x}' \\ r_{0y}' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad 2.14$$

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos[50^\circ] & -\text{sen}[50^\circ] \\ \text{sen}[50^\circ] & \cos[50^\circ] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 53 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos[\theta_2] & -\text{sen}[\theta_2] \\ \text{sen}[\theta_2] & \cos[\theta_2] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 46 \\ 0 \end{bmatrix} \\ + \begin{bmatrix} \cos[\theta_3] & -\text{sen}[\theta_3] \\ \text{sen}[\theta_3] & \cos[\theta_3] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -48.28 \\ -8.92 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 50.72 \\ -8.92 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad 2.15$$

Simplificando se cuenta con un sistema de ecuaciones de 2x2:

$$\begin{aligned} 53 \cos(50^\circ) + 46 \cos(\theta_2) - 48.28 \cos(\theta_2) + 8.92 \sin(\theta_3) - 50.72 &= 0 \\ 53 \sin(50^\circ) + 46 \sin(\theta_2) - 48.28 \sin(\theta_2) - 8.92 \cos(\theta_3) + 8.92 &= 0 \end{aligned} \quad 2.16$$

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

Al resolver este sistema se pueden obtener los valores de θ_2 , perteneciente al eslabón 2 y θ_3 relacionado al eslabón 3:

$$\theta_2 = -0.0826 \text{ radianes} = -4.73^\circ$$
$$\theta_3 = 0.7721 \text{ radianes} = 44.24^\circ$$

Los resultados de este diseño conceptual se muestran en la Figura 2.6 donde el eslabón 1 dirige el movimiento del muslo y el eslabón 2 dirige la pierna, cubriendo la trayectoria del pie.

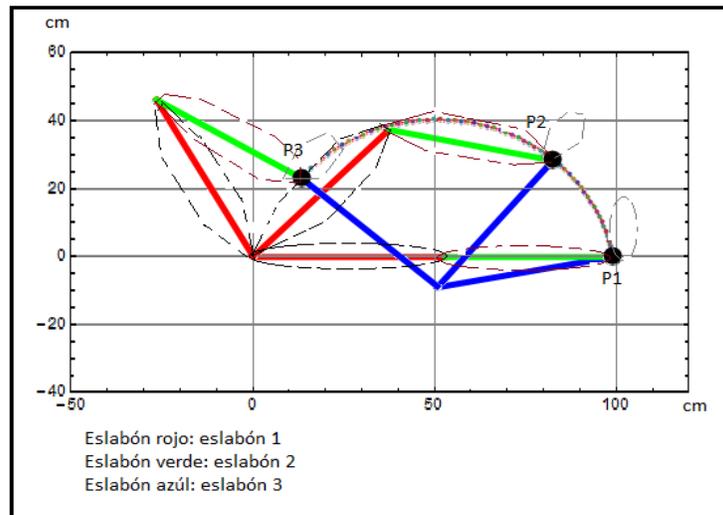


Figura 2.6 Posiciones obtenidas para el mecanismo de 4 barras

El diseño conceptual en 3D de este mecanismo se presenta en la Figura 2.7. Para los siguientes diseños conceptuales, solamente se presenta la propuesta, los resultados obtenidos del análisis y el diseño en 3D, ya que el procedimiento es similar al desarrollado del diseño conceptual de 4 barras.

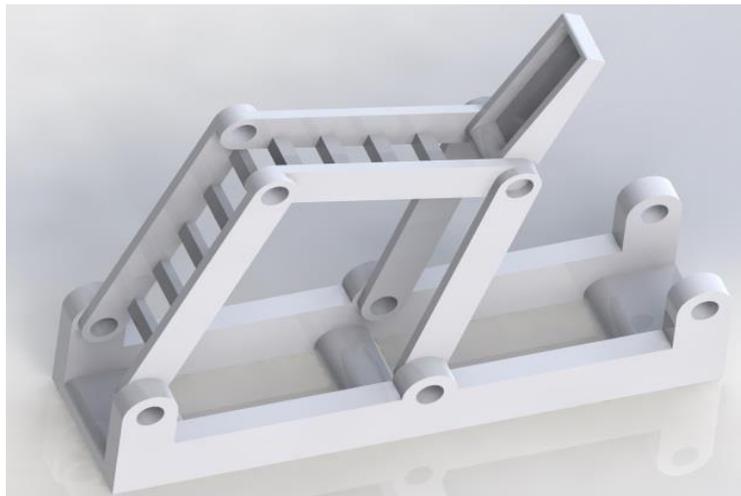


Figura 2.7 Diseño conceptual en 3D mecanismo 4 barras

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

2.2.2 Diseño conceptual mediante un mecanismo corredera curva

La Figura 2.8 muestra el diseño conceptual del dispositivo con el segundo mecanismo propuesto (mecanismo de corredera biela manivela), en el cual se busca que la trayectoria de la corredera sea curva con la finalidad de que el paciente se encuentre sentado en una silla y anexo a ella se encuentre el dispositivo que permita la extensión y flexión de rodilla.

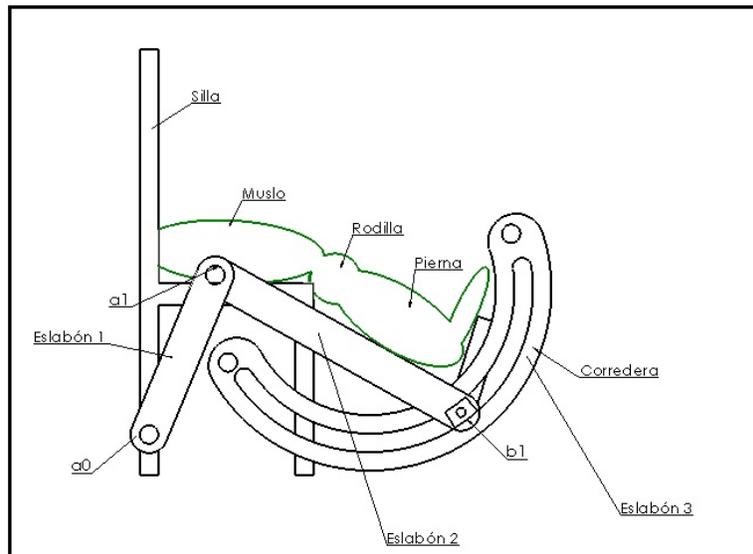


Figura 2.8 Diseño conceptual del mecanismo con corredera curva

Posteriormente de haber realizado la síntesis se obtuvieron las dimensiones de cada uno de los eslabones, para el eslabón 1 se tiene una longitud de 46.49 cm, para el eslabón 2 se tiene una longitud de 75.97 cm, la corredera curva (eslabón 3) con un diámetro aproximado de 94 cm, la cual permite llegar a la extensión a 0° pero no permite lograr la flexión de la rodilla hasta los 150° . La Figura 2.9 muestra los resultados obtenidos de este diseño conceptual.

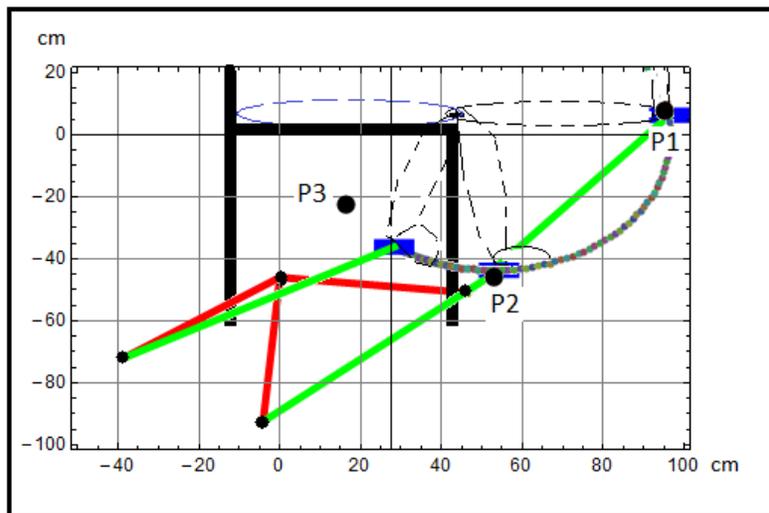


Figura 2.9 Resultados obtenidos del mecanismo de corredera curva

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

Los resultados obtenidos del análisis de este mecanismo permiten concluir que el mecanismo puede cubrir la trayectoria propuesta y pasar por el punto P1, donde el muslo (línea azul punteada) y la pierna (línea negra punteada) se encuentran en extensión, y por el punto P2, donde la flexión entre el muslo y la pierna se encuentra a 80° , sin embargo, el mecanismo no logra alcanzar los 150° de flexión, punto P3 de la Figura 2.9. El mecanismo solo logra alcanzar un ángulo de 120° en flexión que esta donde llega la corredera, la Figura 2.10 muestra el diseño conceptual en 3D.



Figura 2.10 Diseño conceptual del mecanismo con corredera curva

2.2.3 Diseño conceptual mediante un mecanismo de corredera biela manivela

El siguiente diseño conceptual se centra en un mecanismo de corredera biela manivela, pero en este se propone que la trayectoria sea recta, y al igual que en el primer diseño (Figura 2.3), el paciente se encontrará en la posición de cúbito dorsal, y el dispositivo será accionado por medio de un motor, cuyo eje de rotación coincide con la corredera, permitiendo realizar de esta manera la flexión y extensión del miembro inferior. Este diseño se presenta en la Figura 2.11

Mediante la síntesis se obtienen las dimensiones de los eslabones 1 y 2, así como la longitud de la corredera, posteriormente se realiza el análisis para verificar que el mecanismo haya logrado la trayectoria y los ángulos propuestos. La longitud del eslabón 1 es de 53cm, la longitud del eslabón 2 es de 92 cm y la longitud de la corredera es de 100 cm. La Figura 2.12 muestra los resultados obtenidos mediante el análisis cinemático.

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

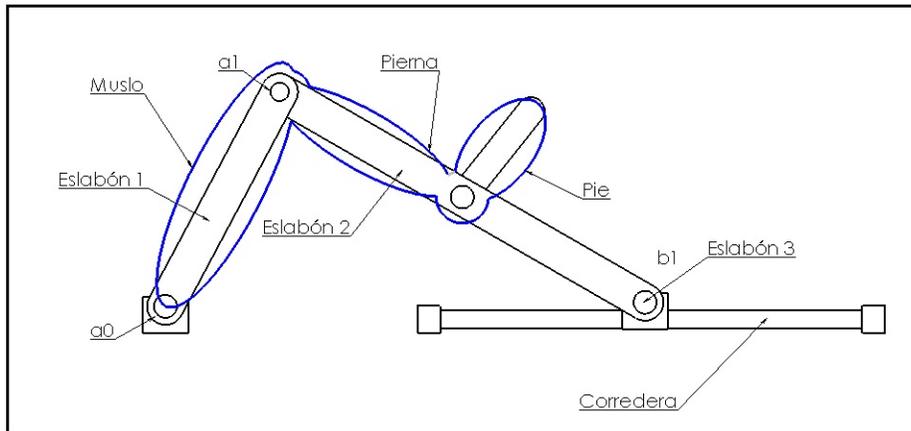


Figura 2.11 Diseño conceptual del mecanismo de corredera biela manivela

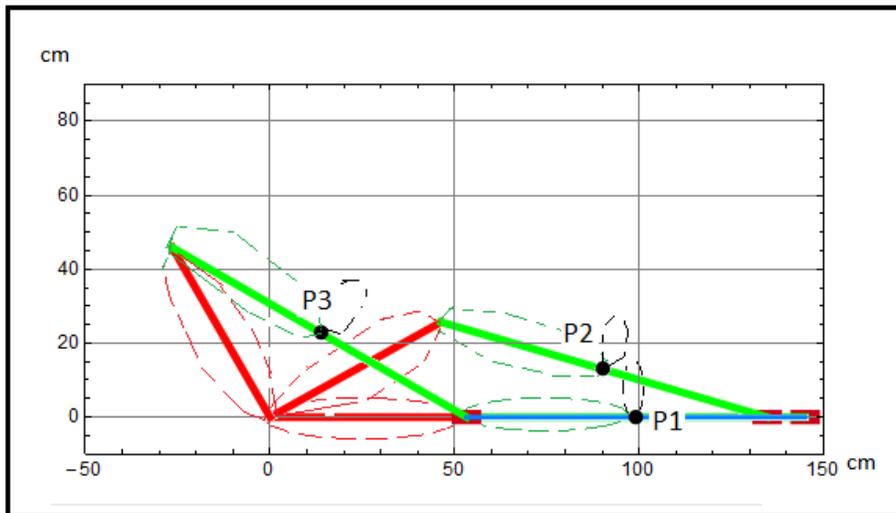


Figura 2.12 Resultados obtenidos del mecanismo de corredera biela manivela

En la Figura 2.12 se observa que el eslabón 1 (eslabón de color rojo), junto con el muslo (líneas punteadas de color rojo), y el eslabón 2 de color verde junto con la pierna (líneas punteadas de color verde) permiten seguir la trayectoria y cubrir el ROM completo, la longitud de la corredera se muestra como un segmento de color azul.

La Figura 2.13 muestra el diseño conceptual en 3D de este dispositivo. En este diseño se detectó que la longitud de la corredera es de 100cm, y de fabricarse un prototipo, puede resultar compleja la manufactura de un tornillo de potencia que se pueda utilizar para este fin.

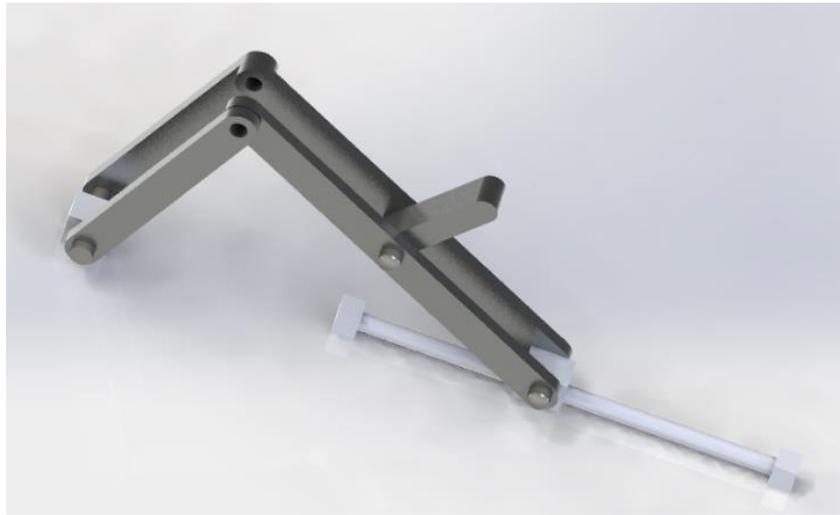


Figura 2.13 Diseño conceptual del mecanismo corredera biela manivela

2.2.4 Diseño conceptual mediante un mecanismo de 6 barras

El último diseño conceptual que se presenta es un mecanismo de 6 barras con una configuración similar al mecanismo de 4 barras y el cual se muestra en la Figura 2.14. Al realizar la síntesis de este mecanismo no se lograron buenos resultados, ya que para lograr la trayectoria propuesta los eslabones resultaron con dimensiones muy grandes, por ejemplo, para el eslabón 2 se obtuvo una dimensión de 250 cm, razón por la cual ya no se presentan los resultados de este diseño conceptual.

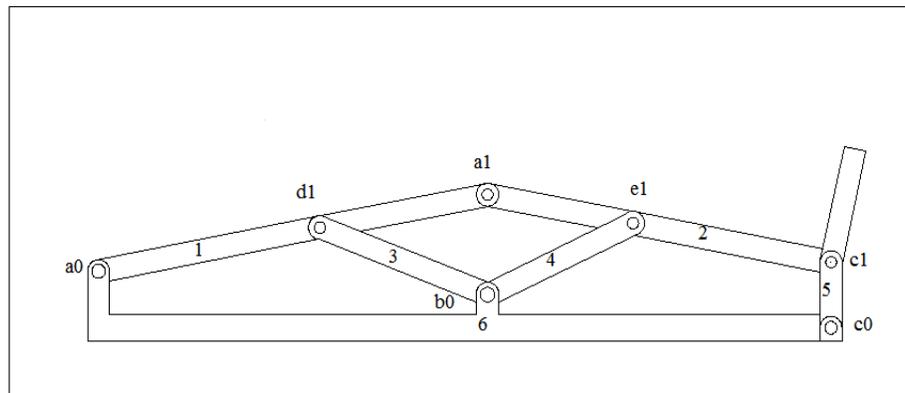


Figura 2.14 Diseño conceptual utilizando un mecanismo de 6 barras

Para la síntesis y el análisis de todos los diseños conceptuales presentados en este capítulo se realizaron por medio de Mathematica®, para ello se siguió un diagrama de flujo. Para la primera parte (síntesis) se siguió el diagrama de flujo mostrado en la Figura 2.15 y para la segunda parte (análisis cinemático de posición) se siguió el diagrama de flujo mostrado en la Figura 2.16. Por medio de estos programas se pudo verificar el desplazamiento de los

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

mecanismos, así como sus dimensiones con la finalidad de asegurar que el mecanismo en cuestión, cumpliera con la trayectoria, y los puntos de precisión, así mismo es importante mencionar que los programas de la síntesis y análisis de los 3 primeros programas se encuentran en el apéndice 1.

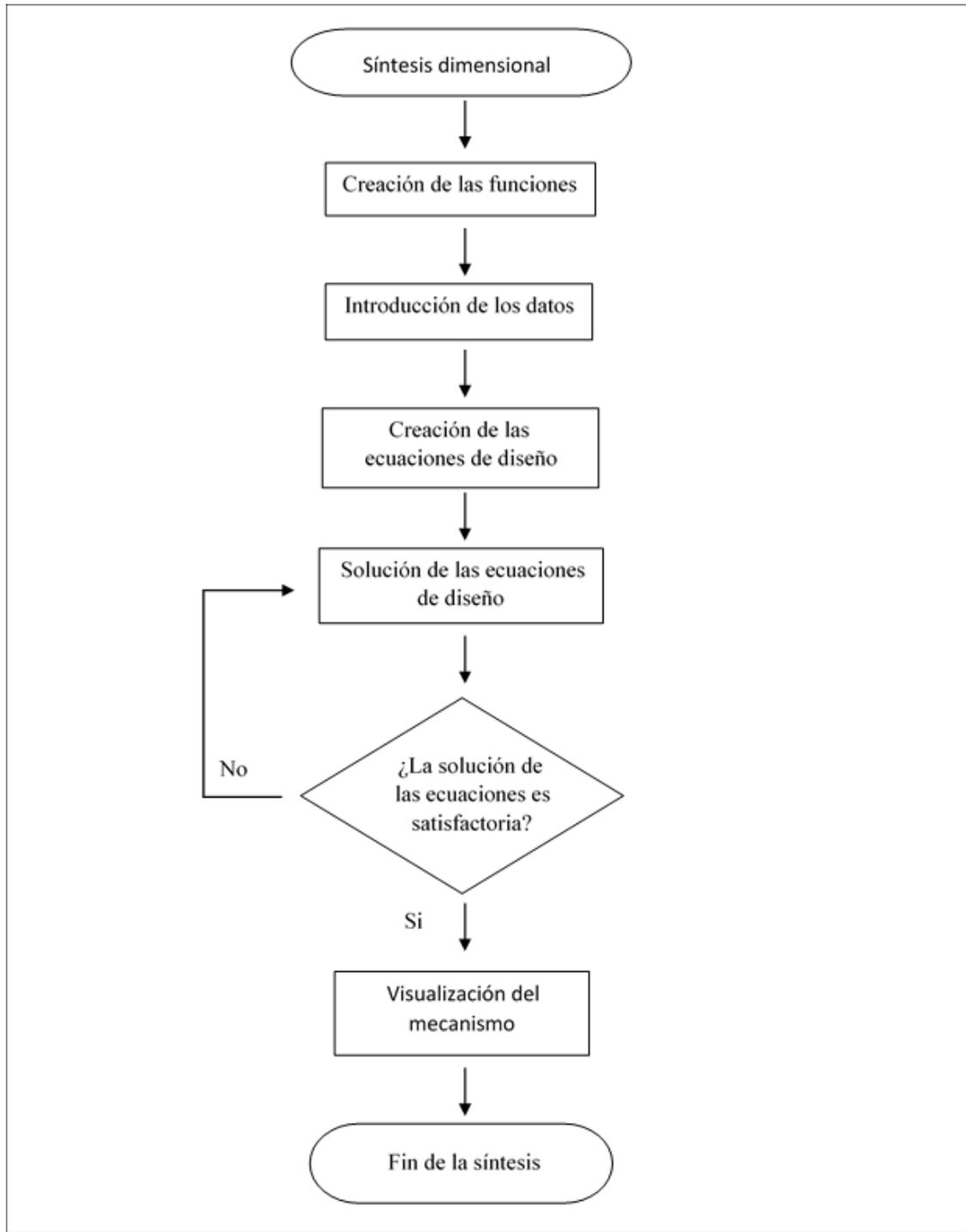


Figura 2.15 Diagrama de flujo del programa en Mathematica© para la síntesis dimensional

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

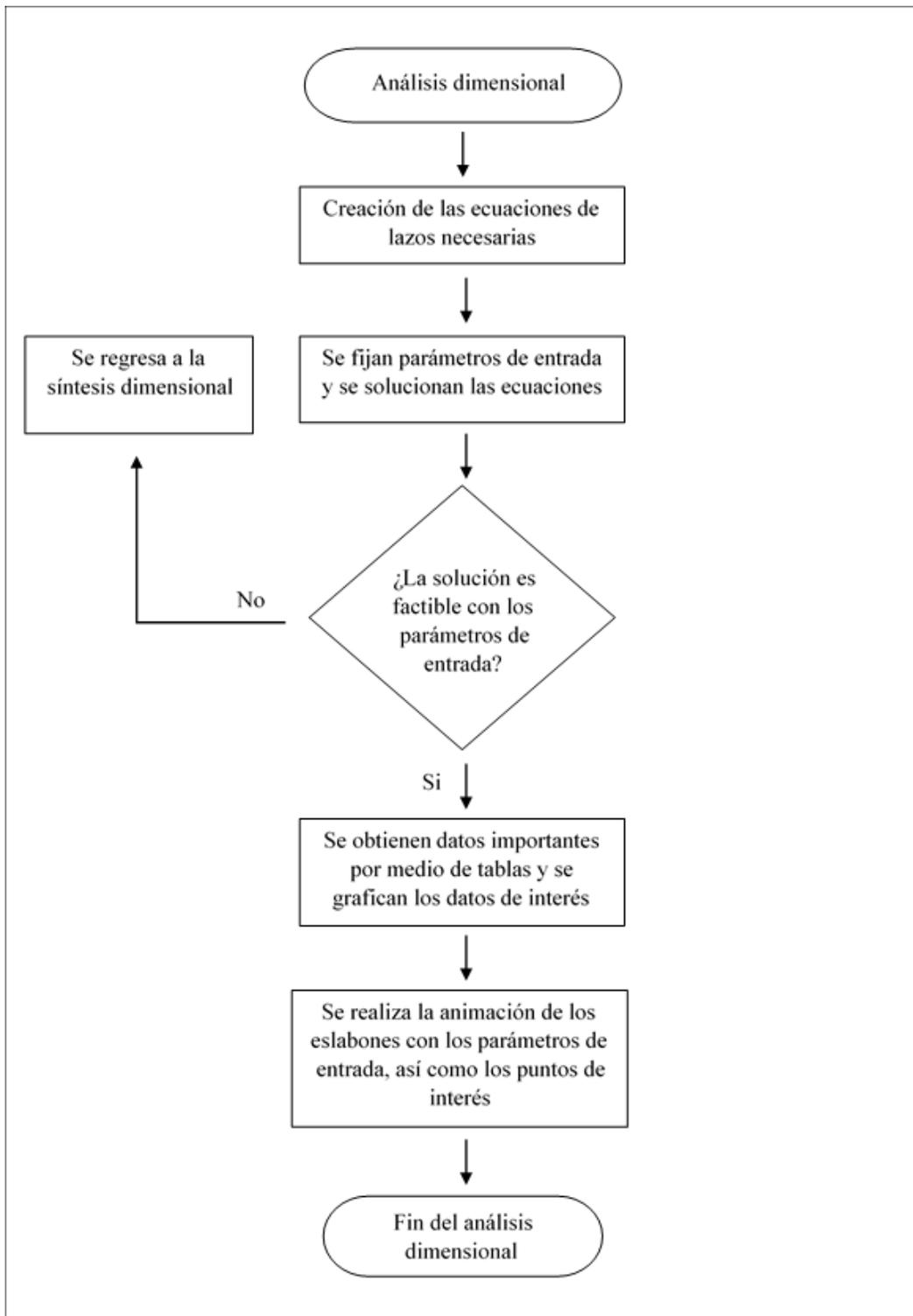


Figura 2.16 Diagrama de flujo del programa en Mathematica© para el análisis dimensional

Capítulo 2: Diseño conceptual y síntesis dimensional

Los resultados obtenidos en los diseños conceptuales mostrados anteriormente permitieron descartar 2 mecanismos los cuales no consiguieron las trayectorias propuestas, el dispositivo actuado con un mecanismo de corredera curva aparte de que no logro la trayectoria esperada, se encontró que de construirse un prototipo se tendría que tener un mecanismo doble, con la finalidad de que el sistema permitiera la rehabilitación de los dos pies, ya que el diseño planteado solo sirve, ya sea para el pie derecho o para el pie izquierdo, aunado a que las dimensiones de la corredera curva complicarían la manufactura si se quisiera realizar la fabricación de un prototipo.

El otro mecanismo para descartar es el de 6 barras, ya que este mecanismo no logró la trayectoria como se planteó ni pudo conseguir dimensiones adecuadas. Con respecto al mecanismo de corredera biela manivela con corredera recta, se encuentra que la longitud de la carrera es grande, aproximadamente 1 m, esto también podría complicar la manufactura si se quisiera realizar la fabricación de un prototipo. El mecanismo de 4 barras obtuvo dimensiones adecuadas, sin embargo, se tiene asegurar que la rotación de la rodilla coincida exactamente con la rotación de los eslabones 1 y 2 del mecanismo.

La síntesis óptima del siguiente capítulo se centra en la optimización de los mecanismos de 4 barras y corredera biela manivela, con la finalidad de buscar mejores resultados a los obtenidos en esta sección, es decir encontrar longitudes menores en alguno de los eslabones, en la corredera y principalmente que la rotación de los eslabones 1 y 2, no coincidan necesariamente con la rotación de rodilla, pero si se cubra el ROM completo.

Capítulo 3: Síntesis óptima de mecanismos

Introducción

El presente capítulo muestra el desarrollo de la síntesis óptima para el mecanismo de 4 barras y de corredera biela manivela, así como el mecanismo de 6 barras, logrado a partir del mecanismo de 4 barras y un mecanismo de corredera. La síntesis óptima plantea las restricciones mostradas en la sección 2.1 del capítulo anterior.

El método utilizado para la síntesis óptima se desarrolla por medio del planteamiento de una función objetivo, la cual considera que todas las ecuaciones incluidas en esa función deben contar con el valor mínimo, es decir se desea minimizar la función. Dentro de las ecuaciones a minimizar están las ecuaciones relacionadas con las dimensiones de los eslabones, las trayectorias, los puntos de precisión por las cuales debe de pasar el mecanismo y las ecuaciones de restricción de longitud constante. (las ecuaciones de síntesis de fuerza se contemplaron inicialmente, pero debido a que no se lograron buenos resultados, solamente se contemplaron las fuerzas para el análisis cinemático y de esfuerzos. El desarrollo de la síntesis óptima de fuerza se incluye en el apéndice 2 por si es de interés para el lector).

Es importante indicar que dentro de la síntesis y del análisis no se consideran ecuaciones de velocidad ni de aceleración ya que al ser muy pequeñas las velocidades, se trabaja como un sistema estático (para las fuerzas), sin embargo, se pueden considerar velocidades de operación del dispositivo de 10° por minuto (0.00290 rad/s) como velocidad mínima, y como velocidad máxima 150° por minuto (0.04363 rad/s), ya que de acuerdo con [31], [32] y [36] son las velocidades seguras para operar este tipo de dispositivos.

Con respecto a los materiales a utilizarse, se tienen considerado dos materiales, el aluminio aleación 6063 para los eslabones y soportes, y acero inoxidable AISI 304, para los ejes y el tornillo de potencia, ya que posiblemente son los que cuenten con un mayor esfuerzo, (en la sección 4.4 del capítulo 4 se muestra el análisis de esfuerzos). A continuación, se muestran algunas configuraciones tanto para el aluminio, como para el acero, donde se muestran las dimensiones y el peso aproximado para el material. Para el aluminio [41] se tiene la siguiente información:

Tabla 3.1 Peso del aluminio aleación 6063T5 en varias configuraciones

Configuración	Dimensiones (mm)	Peso (Kg)
Placa	10 espesor x 100 de alto x 1000 de largo	2.80
Tubo redondo	50 diámetro exterior x 40 diámetro interior x 1000 de largo	1.04
Tubo cuadrado	50 exterior x 5 de espesor x 1000 de largo	2.52
Perfil U	50 de base x 50 de altura x 5 de espesor x 1000 de largo	3.64

Para el acero de acuerdo con [42] se tienen los siguientes datos:

Tabla 3.2 Peso de acero con distintas configuraciones

Configuración	Dimensiones	Peso (Kg/m)
Barra circular	Barra de acero de ½ pulgada AISI 304 de 2.5m de longitud	0.994
Barra cuadrada	Barra de acero de ½ pulgada por ½ pulgada de acero tipo AISI 304 de 2.5m de longitud	1.266

El diseño de detalle se decide realizar mediante placas y tubos cuadrados de aluminio, principalmente ya que son ligeros y presentan buena resistencia, así como elementos de acero inoxidable en su configuración de barra circular en las partes críticas del dispositivo. Cabe aclarar que en el capítulo 4 donde se desarrolla el diseño de detalle, se especifica las características de los elementos del dispositivo.

Otro dato necesario es el peso del miembro inferior (muslo y pierna), para ello se hace uso del estudio antropométrico de la población mexicana [38] en el cual se tienen datos de alturas y pesos promedio, para el hombre se tiene un peso promedio de 74.8 kg, y para la mujer se tiene un peso promedio de 68.7 kg. Tomando el peso del hombre como peso máximo y de acuerdo con [43] se tienen los porcentajes de peso para cada parte del cuerpo humano, en este caso la información se centra en el muslo y la pierna, con ello se presenta la Tabla 3.3 con la información relevante para el desarrollo del dispositivo.

Tabla 3.3 Peso de las partes del cuerpo a considerar para el análisis de fuerzas por medio del método de Newton

Parte del cuerpo	Porcentaje de peso (%)	Peso (Kg)
Muslo	10.1	7.48
Pierna	4.4	3.2912
Pie	1.5	1.122

Finalmente, con todos los datos necesarios se comienza con la síntesis óptima (sección 3.1), donde primeramente se muestran los resultados obtenidos en los mecanismos desarrollados en los diseños conceptuales del capítulo 2 (mecanismo de 4 barras y mecanismo de corredera biela manivela), posteriormente se muestra el mecanismo con el cuál se desarrolló el diseño de detalle, el cuál parte del mecanismo de 4 barras, pero posteriormente tiene un rediseño anexándose un mecanismo de corredera, para finalmente presentar el diseño de detalle (capítulo 4) del dispositivo con un mecanismo de 6 barras.

3.1 Síntesis óptima

En esta sección se presentan 3 diseños conceptuales, donde la optimización de los mecanismos se desarrolla mediante la síntesis óptima, en el primer diseño se presenta un

mecanismo de 4 barras, similar al presentado en el capítulo 2 pero contemplando 2 trayectorias y 5 puntos de precisión, (ver Figura 2.2), con la finalidad de obtener las dimensiones más compactas posibles para cada uno de los eslabones, mientras que el segundo diseño que se presenta es mediante un mecanismo de corredera biela manivela con las mismas restricciones. El último diseño que se presenta, es el que se utiliza para realizar el diseño de detalle, y consta de un mecanismo de 4 barras y un mecanismo de corredera, (mecanismo de 6 barras), para el cual se realiza la síntesis óptima en 2 etapas, primeramente, se sintetiza el mecanismo de 4 barras y posteriormente el mecanismo de corredera. Para los 2 primeros diseños solo se muestra el planteamiento, así como los resultados que se obtuvieron, pero en el tercer diseño se muestran las ecuaciones que se utilizaron para desarrollar tanto la síntesis, así como el análisis de posición y de fuerzas, ya que es este diseño el que se utiliza para el desarrollo del diseño de detalle.

3.1.1 Diseño conceptual y síntesis óptima del mecanismo de 4 barras

En la Figura 3.1, se muestra el mecanismo de 4 barras, donde el eslabón 1 y eslabón 2 están formados por 3 segmentos, adicionalmente se encuentran soportes rígidos para que tanto la pierna, como el muslo se apoyen en estos y al mismo tiempo se pueda lograr el ROM completo de rodilla. Las líneas naranjas ilustran al muslo y las líneas verdes ilustran a la pierna, también se muestran las trayectorias de ambos, sobre los puntos de precisión propuestos.

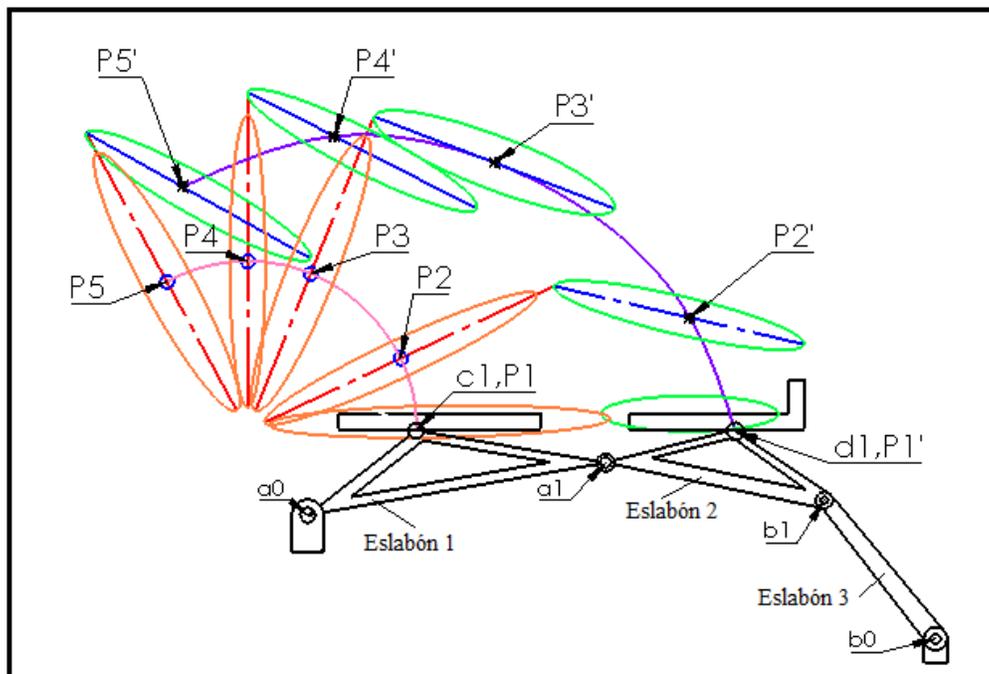


Figura 3.1 Mecanismo de 4 barras y trayectorias propuestas.

El resultado de la síntesis permitió conocer las dimensiones y configuración del mecanismo, como se muestra en la Figura 3.2, donde el eslabón 1 es de color negro, el eslabón 2 de color amarillo y el eslabón 3 de color rojo, el eslabón 4 es la tierra. Las dimensiones que tiene el eslabón 1 es de 56 cm, la dimensión del eslabón 2 es de 85 cm, y la longitud del eslabón 3 es de 60 cm. El análisis de posición permite verificar que el mecanismo alcanza las trayectorias y que pasa por los puntos de precisión, los cuales se muestran en la Figura 3.3, donde la trayectoria de color rojo y los puntos de precisión de color naranja, indican el movimiento del muslo y las trayectorias y puntos de precisión de color azul son para indicar el movimiento de la pierna, por último, se obtiene la fuerza requerida para el movimiento del dispositivo durante todo el trayecto, donde el eslabón 1 es el eslabón motriz, dicha fuerza es mostrada en la Figura 3.4.

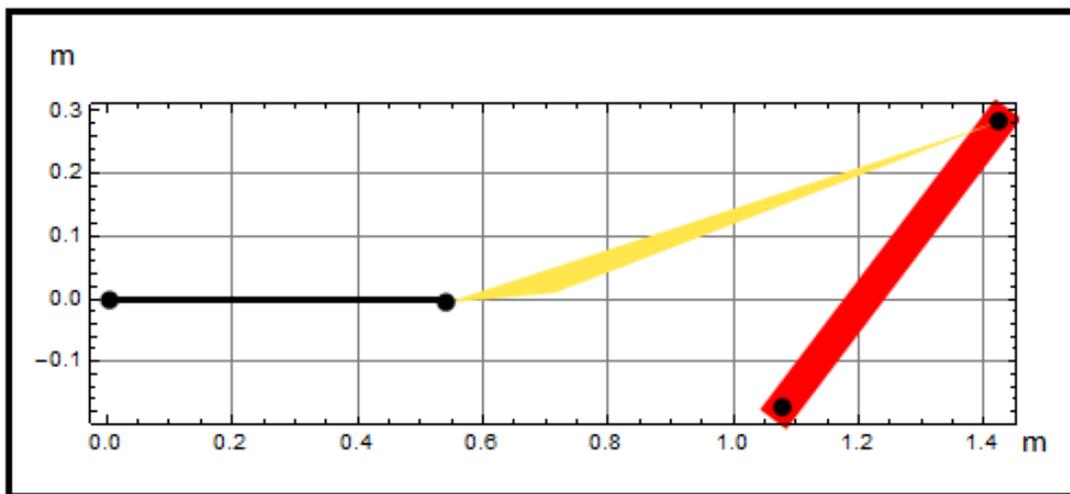


Figura 3.2 Configuración del mecanismo de 4 barras

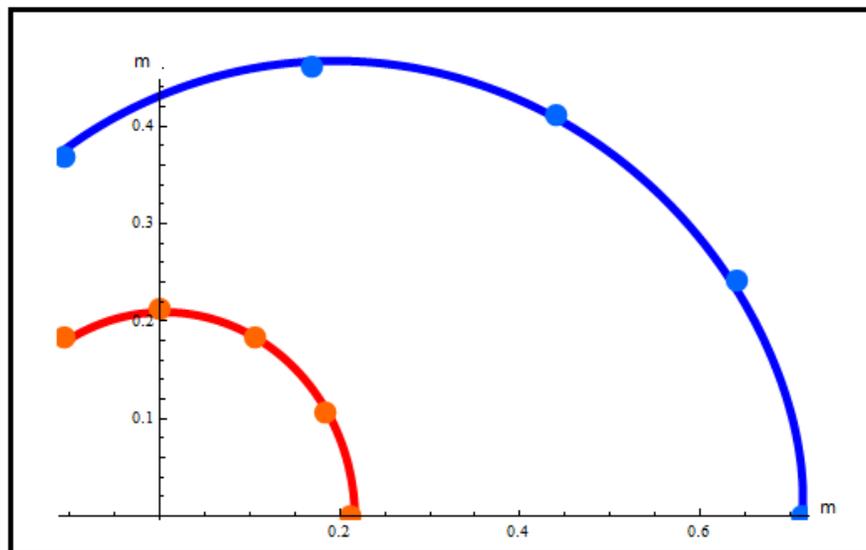


Figura 3.3 Trayectorias logradas por el mecanismo de 4 barras

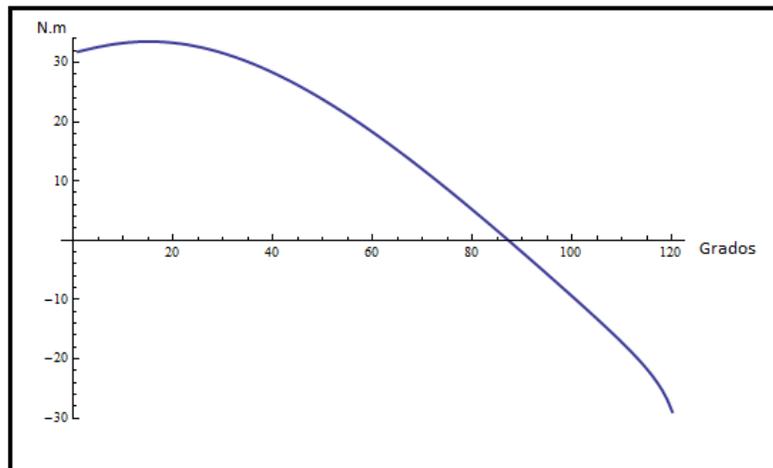


Figura 3.4 Fuerza que requiere el mecanismo de 4 barras durante todo el movimiento

3.1.2 Diseño conceptual y síntesis óptima del mecanismo de corredera biela manivela

Este mecanismo se muestra en la Figura 3.5, donde se consideran las restricciones vistas en el capítulo 2, se requiere que el paciente se encuentre en posición decúbito dorsal y que el eslabón 1 sea el eslabón motriz, tal como se planteó en la síntesis dimensional, pero cubriendo una trayectoria para el muslo y otra trayectoria para la pierna, y que ambas trayectorias pasen por 5 puntos de precisión, con la finalidad de que el dispositivo logre el ROM de rodilla completo.

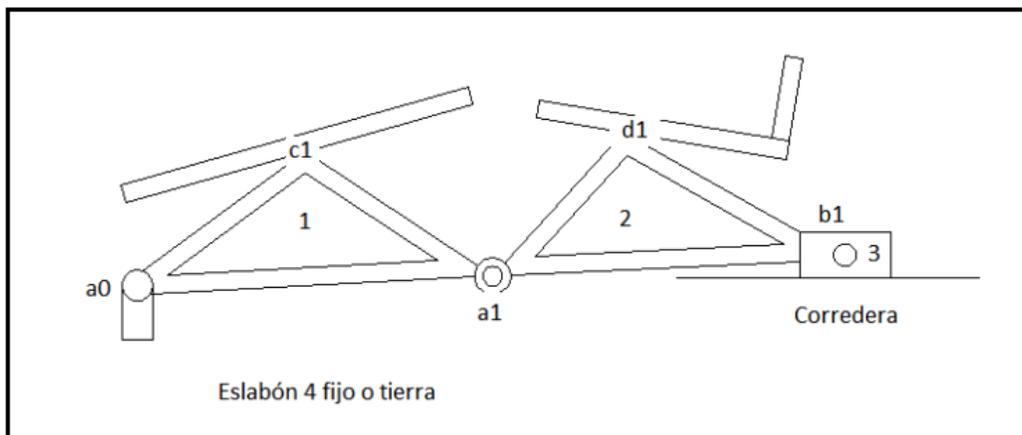


Figura 3.5 Mecanismo de corredera biela manivela

Por medio de la síntesis óptima se obtienen las dimensiones y la posición del mecanismo, el cual se muestra en la Figura 3.6, donde el eslabón 1 se muestra de color verde, el eslabón 2 se muestra de color amarillo y el eslabón 3 que es la corredera se muestra de color azul marino, donde las dimensiones de los eslabones son: para el eslabón 1 se tienen 40 cm, para el eslabón 2 se tienen 65 cm y la longitud de la corredera es de 90 cm.

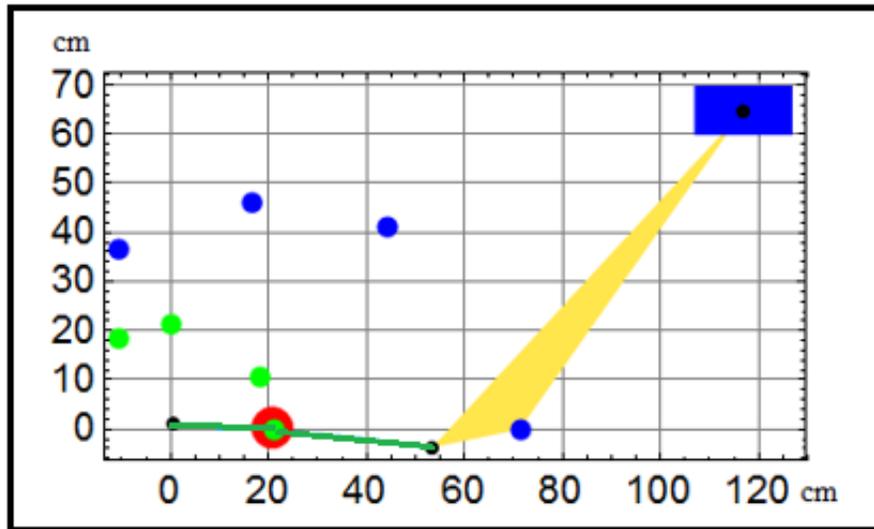


Figura 3.6 Configuración del mecanismo de corredera biela manivela

Ahora mediante el análisis de posición se verifica que el mecanismo cumple con las trayectorias y logra pasar por los puntos propuestos, estos resultados se muestran en la Figura 3.7, donde se tiene la trayectoria para el muslo de color rojo y la trayectoria para la pierna de color azul, finalmente también se considera la gráfica de fuerza que requiere el dispositivo a lo largo de toda la trayectoria, la cual es mostrada en la Figura 3.8.

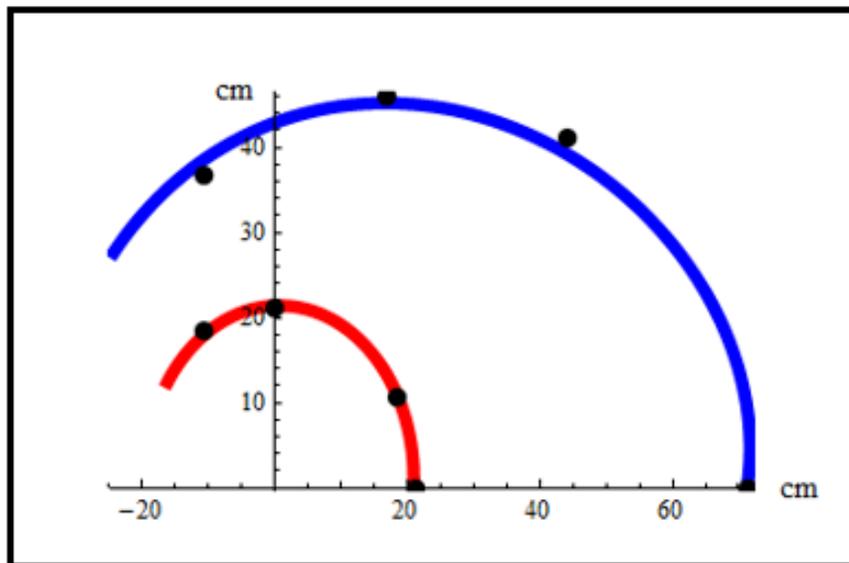


Figura 3.7 Trayectorias logradas por el mecanismo corredera biela manivela

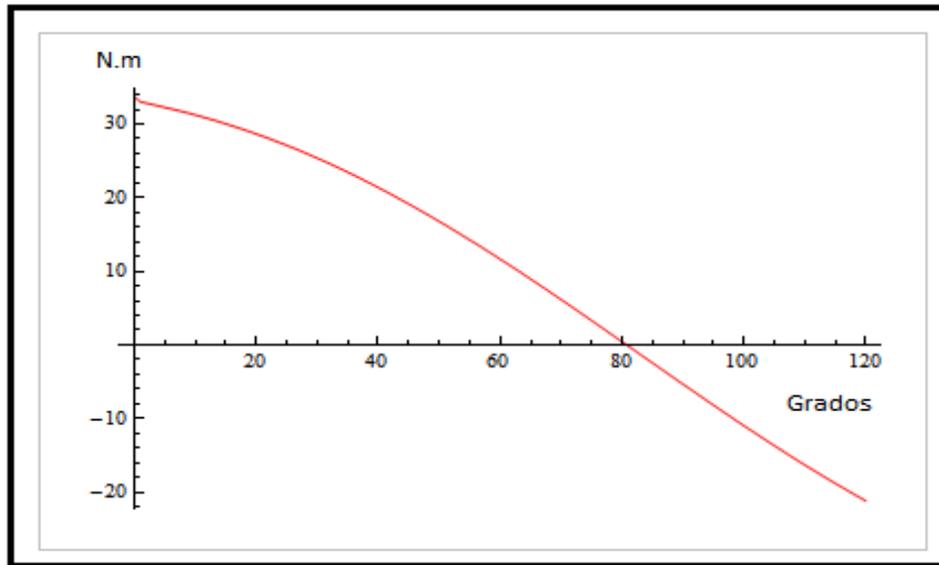


Figura 3.8 Fuerza requerida por el mecanismo de corredera biela manivela

Los resultados de los 2 primeros mecanismos, muestran que ambos logran la trayectoria propuesta, pasan por los puntos de precisión y mantienen dimensiones compactas, aunque la trayectoria para el pie en el mecanismo de biela manivela no pasa exactamente por los puntos propuestos, pero si a una distancia cercana, por lo cual no pierde precisión. Con respecto al análisis de fuerzas, la gráfica obtenida de torque muestra un cambio de signo al pasar los 90° (ver Figura 3.4 y Figura 3.8), lo que ocasiona que, al estar el motor actuando en el eslabón 1, tendría que invertirse el sentido del motor, pero de esta manera el mecanismo no lograría el ROM completo.

Con respecto a las configuraciones obtenidas se concluye que el mecanismo de 4 barras logró mejores resultados ya que la ubicación de los eslabones son similares a como se plantearon desde el diseño, mientras que la configuración del mecanismo corredera biela manivela permite alcanzar las trayectorias pero la corredera se encuentra en una posición despegada del suelo, por lo que de llegarse a construir un prototipo podrían existir interferencias entre el mecanismo y la pierna, aunado al cambio de sentido en el giro del motor.

Debido a que el mecanismo de 4 barras logró mejores resultados, el mecanismo de 6 barras final se centra en la síntesis del mecanismo de 4 barras, con un rediseño de un mecanismo de corredera anexado al eslabón 1, con la finalidad de que la corredera sea el eslabón motriz, corrigiendo el problema de torque encontrado en los resultados de fuerza. La siguiente sección muestra el desarrollo del mismo.

3.1.3 Diseño conceptual y síntesis del mecanismo final (mecanismo de 6 barras con corredera)

La Figura 3.9 muestra el mecanismo con el cual se obtuvieron los resultados propuestos para desarrollar el diseño de detalle. La parte del mecanismo que se muestra de color azul

contempla al mecanismo de 4 barras, y la parte que se muestra de color rojo en la misma, contempla al mecanismo de corredera. La síntesis dimensional se desarrolla en 2 etapas, en la primera etapa se considera el mecanismo de 4 barras, para ello se retoma la síntesis obtenida en la sección 3.1.1, y para la segunda etapa se sintetiza el mecanismo de corredera biela manivela.

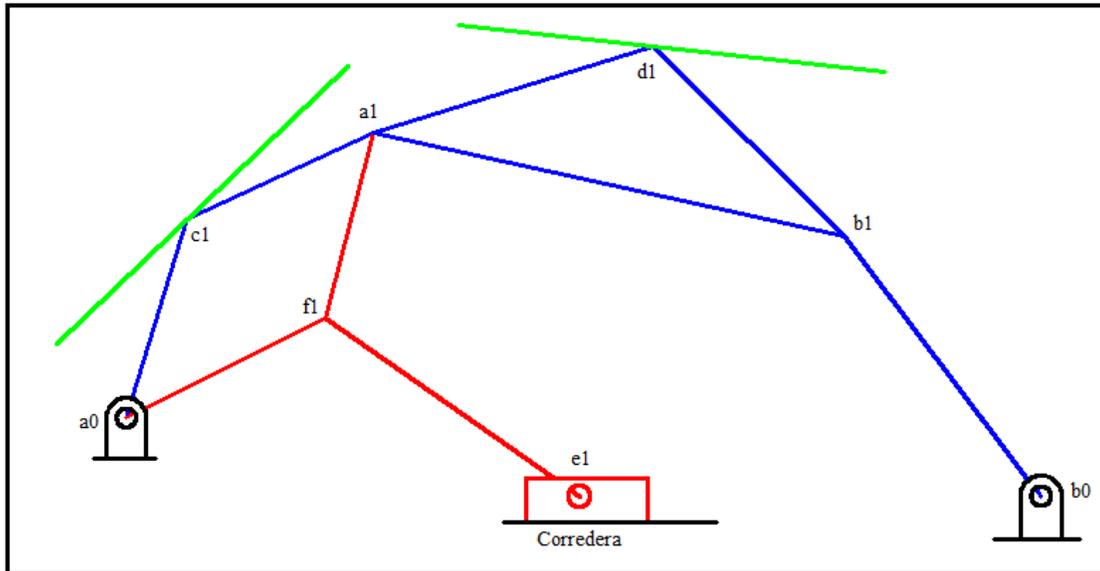


Figura 3.9 Dispositivo rehabilitador mediante mecanismo de 6 barras

3.1.4 Etapa 1: Síntesis óptima del mecanismo de 4 barras

Para esta etapa se retoma la síntesis óptima del mecanismo de 4 barras, aunque en esta sección se mencionan las ecuaciones que se requieren para formular la función objetivo, las restricciones del mecanismo son las planteadas en el capítulo 2, donde se requiere que el eslabón 1 pase por los puntos P, y que el eslabón 2 pase por los puntos P', esto con la finalidad de que se cumplan las trayectorias mostradas en la Figura 2.1 del capítulo 2.

El primer paso es establecer las matrices de desplazamiento plano, las cuales relacionan el giro y desplazamiento de los eslabones de la posición 1 a la posición 2, a la posición 3 y así sucesivamente hasta que cumplan las 5 posiciones establecidas en las restricciones de diseño. Las ecuaciones que relacionan este desplazamiento son de la forma de la ecuación 1.1 y 1.4. Posteriormente se plantean las ecuaciones de longitud fija, para el cuerpo 3 con las cuales se asegura de que las dimensiones del eslabón 3 no cambien (es decir, que se conserve como un cuerpo rígido), estas ecuaciones se muestran a continuación.

$$(b_2 - b_0)^T (b_2 - b_0) - (b_1 - b_0)^T (b_1 - b_0) = 0 \quad 3.1$$

$$(b_3 - b_0)^T(b_3 - b_0) - (b_1 - b_0)^T(b_1 - b_0) = 0 \quad 3.2$$

$$(b_4 - b_0)^T(b_4 - b_0) - (b_1 - b_0)^T(b_1 - b_0) = 0 \quad 3.3$$

Finalmente se consideran las ecuaciones que relacionan a los puntos acopladores con los puntos propuestos mediante ecuaciones de longitud fija, denominadas ecuaciones de cierre y permiten asegurar que la longitud del punto acoplador sea la mínima con respecto a los puntos por los que se requiere que pase el mecanismo y así conseguir la trayectoria que se está buscando. Estas ecuaciones se muestran a continuación.

$$(P_1 - c_1)^T(P_1 - c_1) = 0 \quad 3.4$$

$$(P_2 - c_2)^T(P_2 - c_2) = 0 \quad 3.5$$

$$(P_3 - c_3)^T(P_3 - c_3) = 0 \quad 3.6$$

$$(P_4 - c_4)^T(P_4 - c_4) = 0 \quad 3.7$$

$$(P_1' - d_1)^T(P_1' - d_1) = 0 \quad 3.8$$

$$(P_2' - d_2)^T(P_2' - d_2) = 0 \quad 3.9$$

$$(P_3' - d_3)^T(P_3' - d_3) = 0 \quad 3.10$$

$$(P_4' - d_4)^T(P_4' - d_4) = 0 \quad 3.11$$

De las ecuaciones 3.4 a 3.7 son las necesarias para relacionar a los puntos P_1, P_2, P_3 y P_4 con los puntos c_1, c_2, c_3 y c_4 que corresponden al movimiento que tiene el eslabón 1, y de las ecuaciones 3.8 a la 3.11 son las ecuaciones necesarias para relacionar a los puntos P_1', P_2', P_3' y P_4' con los puntos d_1, d_2, d_3 y d_4 respectivamente, que corresponden al movimiento del eslabón 2.

Con las ecuaciones mostradas se puede plantear la función objetivo, la cual se minimiza para obtener la síntesis del mecanismo, la misma que es realizada por medio de Mathematica®, por medio de un programa, siguiendo el diagrama de flujo mostrado en la Figura 3.10. Con los resultados de esta etapa de síntesis se procede a realizar la síntesis de la segunda parte del mecanismo (mecanismo de corredera), pero ya no se muestran las ecuaciones que se desarrollaron, ya que son similares a las mostradas en esta sección.

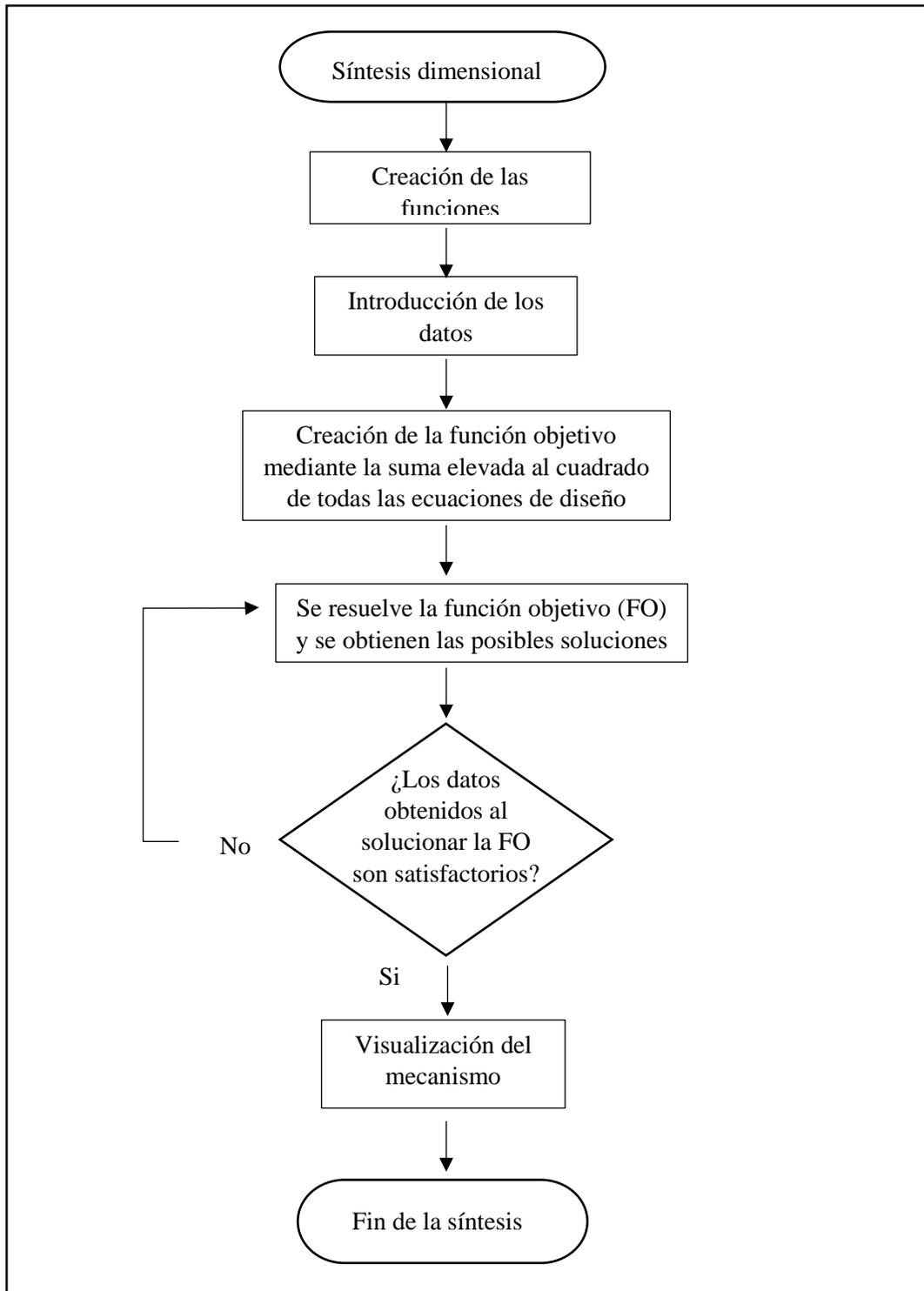


Figura 3.10 Diagrama de flujo de la síntesis óptima desarrollado en Mathematica

3.1.5 Etapa 2: Síntesis óptima del mecanismo de corredera

Para esta etapa se utiliza un mecanismo de corredera con el fin de que la corredera (punto e_1 de la Figura 3.11 sea el eslabón motriz, aplicando una fuerza por medio de un tornillo de potencia, y esta se transmite al punto f_1 , para ello se amplían las ecuaciones de síntesis, pero partiendo de datos ya conocidos, en este caso son los puntos a_0 y a_1 del dispositivo los cuales se obtuvieron a partir de la síntesis de la etapa 1 y los puntos que se encontrarán son los puntos f_1 y e_1 .

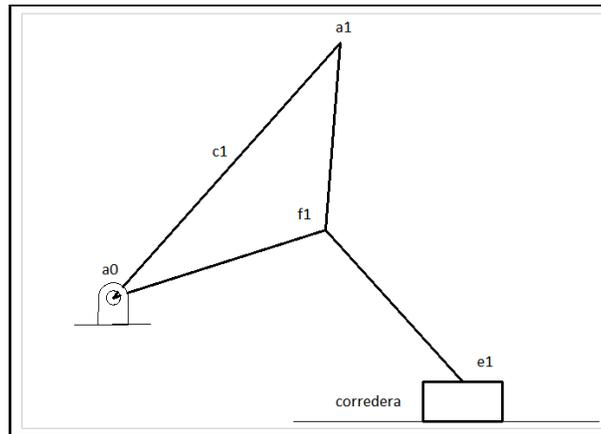


Figura 3.11 Mecanismo de corredera acoplado al mecanismo de 4 barras.

El accionar de este mecanismo se plantea con restricciones de forma que pueda comportarse de 3 maneras: en la primera se busca que la barra que conecta al eslabón 1 (eslabón $e_1 - f_1$) con la corredera no coincida con el punto de apoyo del muslo (punto c_1), y que se desplace sobre una corredera horizontal, en la segunda, se propone la misma situación con respecto al eslabón $e_1 - f_1$, pero que la corredera se encuentre en cualquier posición y no necesariamente deba coincidir con una posición horizontal y en la tercera, se plantea que el eslabón que conecta a la corredera con el eslabón 1 coincida con el punto c_1 de apoyo del muslo y cuente con una corredera recta.

Los resultados que se logran con las dos primeras maneras no se consideraron para el desarrollo del mecanismo completo ya que presentaron problemas de movimiento en alguna posición durante la trayectoria, por ejemplo utilizando la corredera recta se encontró un problema de movimiento en la posición 4, ya que el eslabón 2 (eslabón azul) ya no puede girar y solamente se desplaza para intentar mantener las trayectorias, en el caso de cuando se tiene la trayectoria en ángulo, se tienen resultados similares, es decir el eslabón 2 ya no puede girar desde la posición 3, estos resultados se muestran en la Figura 3.12.

La tercera configuración del mecanismo, es decir cuando coincide el punto c_1 con el punto f_1 permitió lograr buenos resultados ya se consiguieron las trayectorias planteadas. La síntesis del mecanismo completo (mecanismo de 6 barras) se muestra en la Figura 3.13.

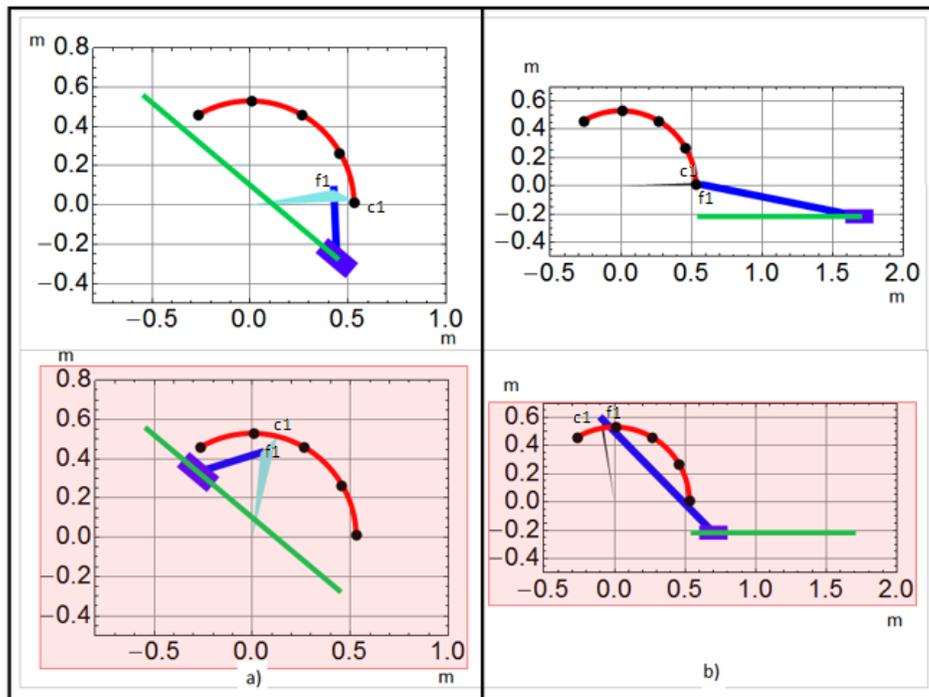


Figura 3.12 Primeros resultados obtenidos del mecanismo de corredera

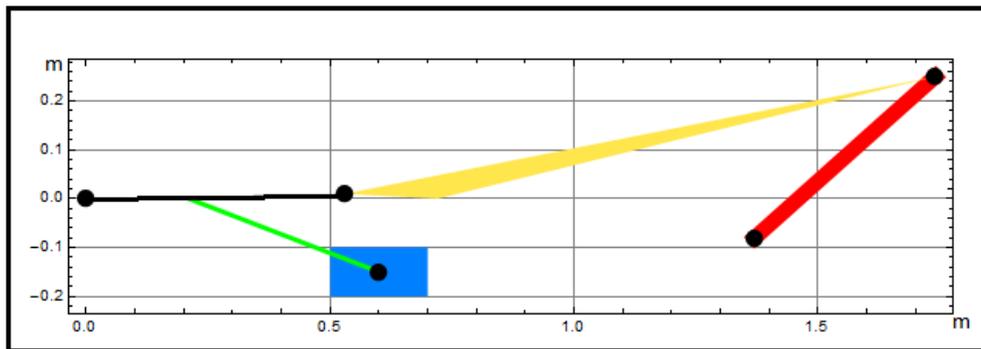


Figura 3.13 Configuración y dimensiones del mecanismo de 6 barras

De acuerdo con la Figura 3.13, el eslabón 1 es el eslabón de color negro y tiene una dimensión de 53 cm, el eslabón 2 es el de color amarillo y tiene una longitud de 123 cm, el eslabón 3 es el de color rojo y tiene una dimensión de 50 cm, el eslabón 4 es el de color verde y tiene una longitud de 42 cm, el eslabón 5 es la corredera la cual cuenta con una longitud de carrera de 58 cm, finalmente el eslabón son los puntos fijos del mecanismo.

A continuación, se presenta el mismo mecanismo, pero de manera detallada para una mejor ilustración, ver Figura 3.14. El análisis de este mecanismo se muestra en la siguiente sección.

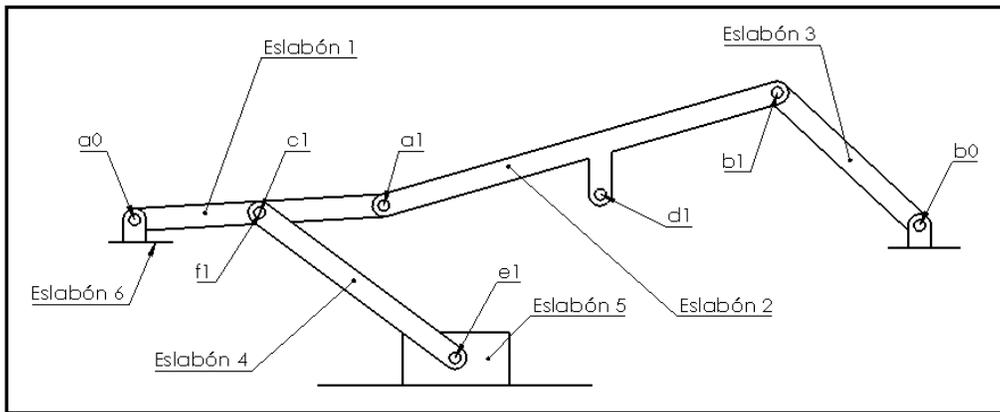


Figura 3.14 Mecanismo de 6 barras

3.2 Análisis cinemático

El análisis realizado del mecanismo completo permite ver de manera gráfica que los resultados que se obtuvieron mediante síntesis cumplan las restricciones de diseño propuestas. El método de análisis comienza con las ecuaciones de lazo.

A manera ilustrativa se muestran las ecuaciones utilizadas para el análisis del mecanismo de 4 barras, pero los resultados que se muestran en la sección 3.3 contemplan el análisis realizado al mecanismo de 6 barras (tanto posición como fuerzas). La ecuación que se utiliza para el análisis de posición es la del lazo formado por el mecanismo, la cual se ilustra en la Figura 3.15. Esta ecuación relaciona todos los elementos del mecanismo partiendo de un origen fuera del sistema con la finalidad de que la referencia no cambie, aunque los eslabones del mecanismo se encuentren en otra posición debido al movimiento o giro de los mismos.

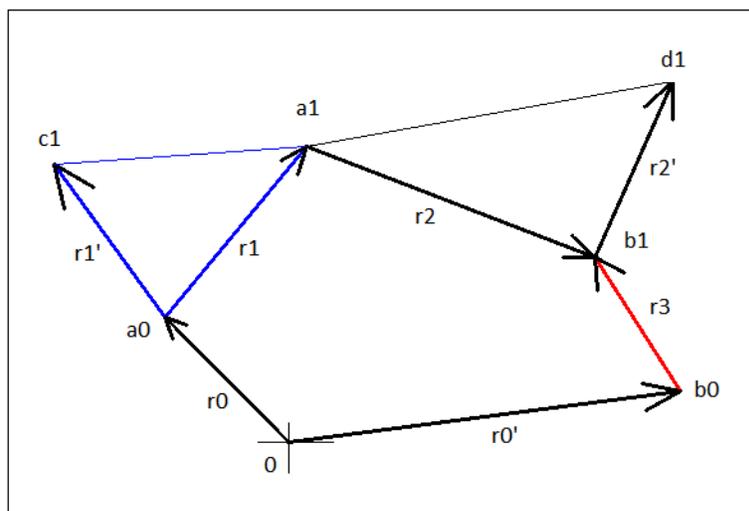


Figura 3.15 Lazos formados por el mecanismo de 4 barras

La ecuación de lazo comienza con el primer vector (r_0) formado por el eslabón 1, y sigue el recorrido hasta cerrar el lazo, es decir, hasta llegar nuevamente al origen, pero como se está buscando la posición en cualquier punto entonces el vector r_0 cambia por el vector R_0 , a continuación, se muestra la ecuación de lazo completa.

$$R_0 + R_1 + R_2 - R_3 - R_0' = 0 \quad 3.12$$

Donde

$$\begin{aligned} R_0 &= r_0 \\ R_1 &= [R_{\theta_1}]r_1 \\ R_2 &= [R_{\theta_2}]r_2 \\ R_2' &= [R_{\theta_2}]r_2' \\ R_3 &= [R_{\theta_3}]r_3' \\ R_3' &= [R_{\theta_2}]r_2' \\ R_0' &= r_0' \end{aligned}$$

Con la ecuación de lazo establecida, así como la relación que tiene cada vector, se realiza el análisis por medio del programa de Mathematica©, el cual se encuentra en el apéndice 1.

Para obtener fuerza de entrada que se requiere para que el mecanismo pueda realizar el movimiento se utiliza el método estático inverso por medio de las ecuaciones de Newton-Euler, en el cual se aíslan los cuerpos y se analizan todas las fuerzas que actúan en cada uno de los cuerpos, por medio de un diagrama de cuerpo libre de cada uno de los eslabones. A continuación, se muestra el diagrama de cuerpo libre del eslabón 1.

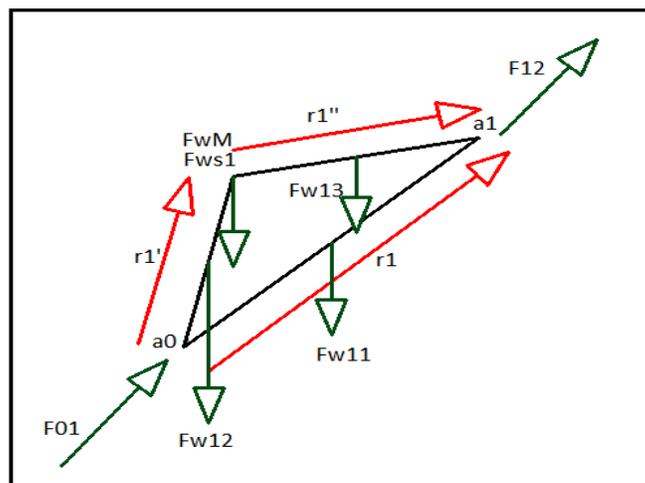


Figura 3.16 Diagrama de cuerpo libre del eslabón 1

La Figura 3.16 muestra todas las fuerzas que actúan sobre el eslabón 1, tanto internas como externas, y de acuerdo con el método de Newton para el caso estático, la suma de las fuerzas se debe igualar a cero y la suma de momentos en el punto de interés (punto arbitrario, en este caso el momento se realiza respecto al punto a_0 , el cual es un pivote o punto fijo) se debe igualar a cero. Las ecuaciones resultantes quedan de la siguiente manera:

$$\sum F = 0 \tag{3.13}$$

$$F_{01} + F_{WM} + F_{s1} + F_{w11} + F_{w12} + F_{w13} + F_{12} = 0$$

$$\sum M_{a0} = 0 \tag{3.14}$$

$$(1/2 r_1 \times F_{w11}) + (r_1 \times F_{12}) + (1/2 r_1' \times F_{w12}) + ((r_1' + 1/2 r_1'') \times F_{w13}) + (r_1' \times F_{WM}) + (r_1' \times F_{s1}) = 0$$

Donde:

F_{01} es la fuerza (interna) que ejerce el soporte fijo (eslabón 4) al cuerpo 1 (eslabón 1)

F_{WM} es la fuerza (externa) ocasionada por el peso del muslo

F_{s1} es la fuerza (externa) ocasionada por el peso del soporte 1

F_{w11} es la fuerza (externa) ocasionada por el peso de la barra 1 del eslabón 1

F_{w12} es la fuerza (externa) ocasionada por el peso de la barra 2 del eslabón 1

F_{w13} es la fuerza (externa) ocasionada por el peso de la barra 3 del eslabón 1

F_{12} es la fuerza (interna) que ejerce el cuerpo 2 (eslabón 2) sobre el cuerpo 1 (eslabón 1)

El procedimiento para obtener las ecuaciones de fuerza de los cuerpos restantes sigue el mismo procedimiento, por lo cual ya no se ilustran. Cuando se completan las ecuaciones de todos los cuerpos se resuelven por medio del programa “1_7_AM6BF.nb” encontrado en el apéndice 1, y con ello se obtiene el resultado de la fuerza de entrada requerida para mover el mecanismo a lo largo de toda la trayectoria.

3.3 Resultados obtenidos del análisis de posición y fuerzas

3.3.1 Análisis de posición del mecanismo de 6 barras

Al realizar el análisis se verifica que el mecanismo puede alcanzar todo el rango de movimiento y no presenta interferencias entre los eslabones del mismo. La Figura 3.17 muestra la posición del mecanismo, así como las 2 trayectorias.

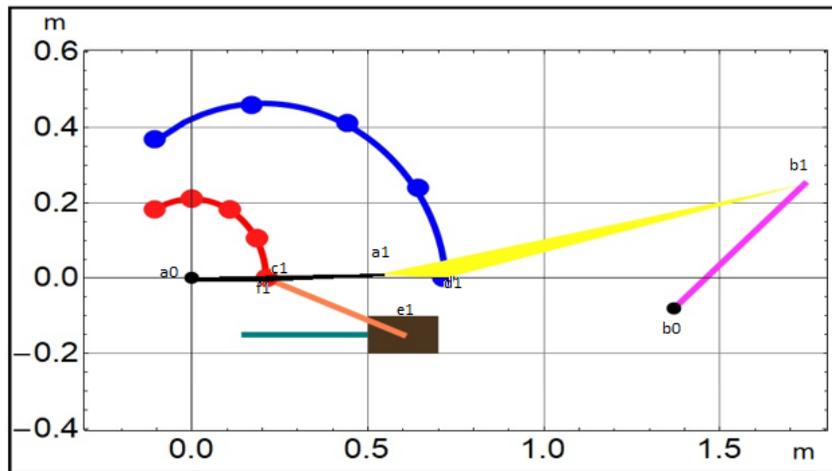


Figura 3.17. Dispositivo rehabilitador

Los puntos rojos, así como la trayectoria roja muestran el movimiento del eslabón 1 que es el que soporta al muslo, los puntos azules así como la trayectoria del mismo color muestra el movimiento del eslabón 2 el cual soporta a la pierna, el eslabón 1 es el ilustrado en color negro, el eslabón 2 se muestra de color amarillo, el eslabón 3 de color morado, el eslabón 4 de color naranja, el eslabón 5 que es la corredera de color café y finalmente el sexto eslabón, las cuales son las partes fijas o tierra del mecanismo, son los puntos de color negro.

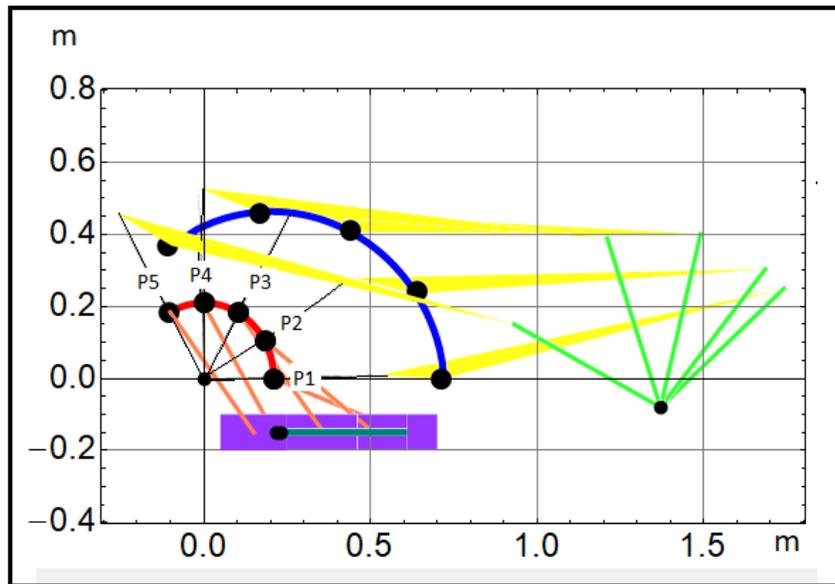


Figura 3.18 Posiciones del mecanismo de 6 barras

La Figura 3.18 muestra el mecanismo a lo largo de las 5 posiciones propuestas. La primera posición es cuando el mecanismo se encuentra en la posición de extensión, la segunda posición es cuando el eslabón 1 (muslo) se encuentra a 30° , la posición 3 cuando el eslabón

1 se encuentra a 60° , la posición 4 cuando el eslabón 1 se encuentra a 90° y finalmente la posición 1 cuando el eslabón 1 se encuentra a 120° , y de esta manera se logra el ROM de la flexión de rodilla, en esta Figura el eslabón 1 es el de color negro, el eslabón 2 es de color amarillo, el eslabón 3 es de color verde, el eslabón 4 es de color naranja, el eslabón 5 se representa de color morado y la longitud de la corredera se representa de color verde agua.

3.3.2 Análisis de fuerzas

El análisis de fuerzas es el último análisis realizado para el mecanismo y permite calcular la cantidad de fuerza que requiere el sistema para moverse a lo largo de toda la trayectoria. Los resultados que se obtienen son los siguientes: la fuerza máxima tiene una magnitud de 467 N y se encuentra cuando el mecanismo inicia el movimiento, ya que el ángulo entre el eslabón 4 y el eslabón 1 es reducido (aproximadamente 28°) y se tiene la fuerza mínima (0 N) cuando los eslabones 1 y 4 se encuentran a 90° , estos resultados se muestran en la Figura 3.19.

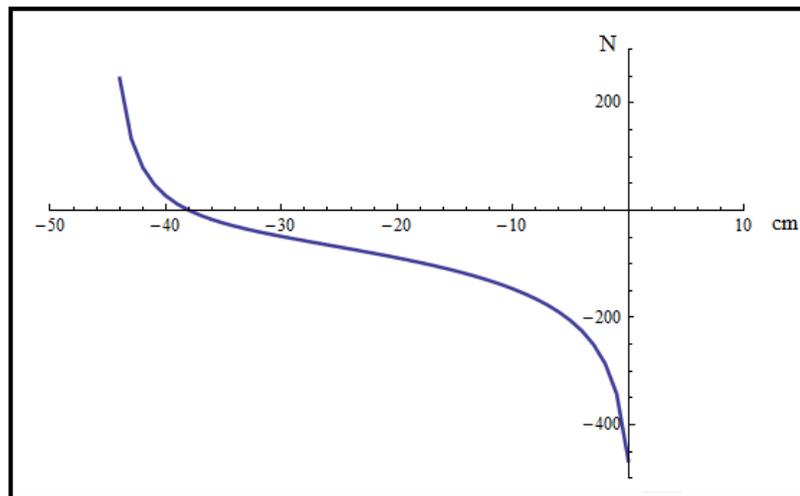


Figura 3.19 Fuerza requerida por el dispositivo

La información obtenida en el análisis de fuerzas es importante, ya que permite realizar el cálculo del tornillo de potencia que se requiere para desarrollar el diseño de detalle, el cual se desarrolla en el capítulo 4.

Capítulo 4: Diseño de detalle

Introducción

El diseño de detalle tratado en este capítulo se centra en mostrar el dispositivo rehabilitador en su conjunto y explicar sus componentes. Se consideran los resultados obtenidos en la síntesis óptima, para el cálculo y diseño del tornillo de potencia, la propuesta del motor, las piezas a fabricar y las piezas que se pueden adquirir de manera comercial. Se muestra la vista explosionada para tener una mejor comprensión del dispositivo rehabilitador y por último se presenta el análisis de esfuerzos.

4.1 Cálculo del tornillo de potencia

De acuerdo con [44], un tornillo de potencia generalmente sirve para alternar un movimiento de giro a un movimiento lineal transmitiendo potencia, donde el uso más común es en los gatos mecánicos, prensas, tornos y en general maquinaria de estas características, es decir en las que se desee emplear un movimiento giratorio como entrada y obtener un movimiento lineal como salida con una mayor potencia que en la entrada.

Los tipos estándar de roscas para tornillos de potencia son tres principalmente: rosca cuadrada, rosca trapezoidal o Acme y la rosca de diente de sierra, el uso que se les da depende del diseño en cuestión, pero las características más significativas de cada uno de este tipo de cuerdas son [44]:

- Rosca cuadrada: Tiene una mayor eficiencia, aunque su manufactura es complicada y por lo tanto más costosa que los otros tipos de rosca.
- Rosca Acme: Es la más utilizada por su facilidad en la manufactura, aunque por el tipo de ángulo que presente entre la rosca está sometida a un desgaste mayor, por lo que requiere mantenimiento, adicionalmente se puede utilizar una tuerca partida para minimizar el desgaste en los filetes de la misma.
- Rosca de diente de sierra: Posee una resistencia mayor en la raíz de la rosca, por lo cual permite ser utilizada cuando se requiere transmitir grandes fuerzas, su desventaja es que solo se puede utilizar en un solo sentido.

La Figura 4.1 muestra los tipos de rosca y se mencionan los parámetros a considerar para el diseño de la misma.

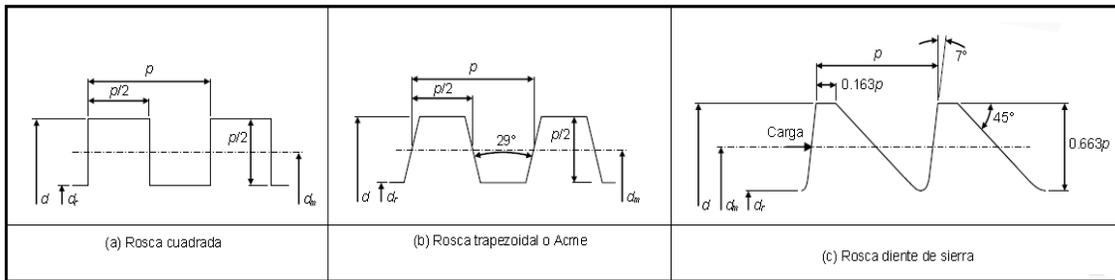


Figura 4.1 Tipos de rosca para tornillo de potencia [45].

Los parámetros son los siguientes, de acuerdo con [45]:

- p: Paso de la rosca
- d: diámetro mayor del tornillo
- d_m : diámetro medio del tornillo
- d_r : diámetro menor o de raíz del tornillo

El tornillo de potencia que se planteó utilizar en el dispositivo es un tornillo de rosca Acme, ya que como se mencionó con anterioridad resulta adecuado por la facilidad en la manufactura en comparación con los otros tipos de rosca.

Lo que continúa es el cálculo del tornillo de potencia, para ello se utiliza la siguiente fórmula de acuerdo con [44]:

$$T_R = \frac{F d_m}{2} \left(\frac{l + \pi f d_m}{\pi d_m - fl} \right) \quad 4.1$$

Donde:

- T_R representa el par de torsión necesario para subir una carga
- F es la fuerza de entrada del sistema
- d_m es el diámetro de paso del tornillo
- l es el avance por revolución
- f es el coeficiente de fricción para roscas Acme

Se utilizó el tipo de rosca Acme, con las siguientes características:

- Diámetro de paso de la rosca $d_m = 0.75$ pulgadas = 0.01905 m
- Avance por revolución $l = 0.16667$ pulgadas = 0.004 m
- Se propone un coeficiente de fricción para roscas elevado $f = 0.5$

Del capítulo 3, se obtuvo el valor máximo necesario para mover el dispositivo, retomando este dato se tiene que la fuerza es de 467 N, por lo que con todos los datos necesarios realizamos el cálculo del torque de entrada que se requiere en el motor para operar el dispositivo. Sustituyendo los valores en la ecuación 4.1 se tiene:

$$T_R = \frac{(467)(0.01905)}{2} \left(\frac{0.004 + ((\pi)(0.5)(0.01905))}{((\pi)(0.01905)) - (0.5)(0.004)} \right)$$
$$= \left(\frac{8.84635}{2} \right) \left(\frac{0.03392}{0.05784} \right) = 2.60 \text{ N.m}$$

Después del cálculo realizado se tiene que el torque requerido para el dispositivo es de 2.60 N.m. Con este resultado es conveniente estimar un 20% más de torque, con la finalidad de que el motor que se pueda elegir tenga un margen para las demandas de potencia pico sin tener que elegir un motor de mayor potencia, por lo cual se propone que el motor sea capaz de entregar un torque de 3.12 N.m.

4.2 Diseño de detalle

El diseño de detalle del dispositivo consta de varias piezas, algunas de ellas son piezas comerciales, mientras las otras se tendrían que maquinar. La Figura 4.2 muestra el diseño de detalle de manera general, donde el mecanismo del dispositivo se obtuvo por medio de la síntesis óptima.

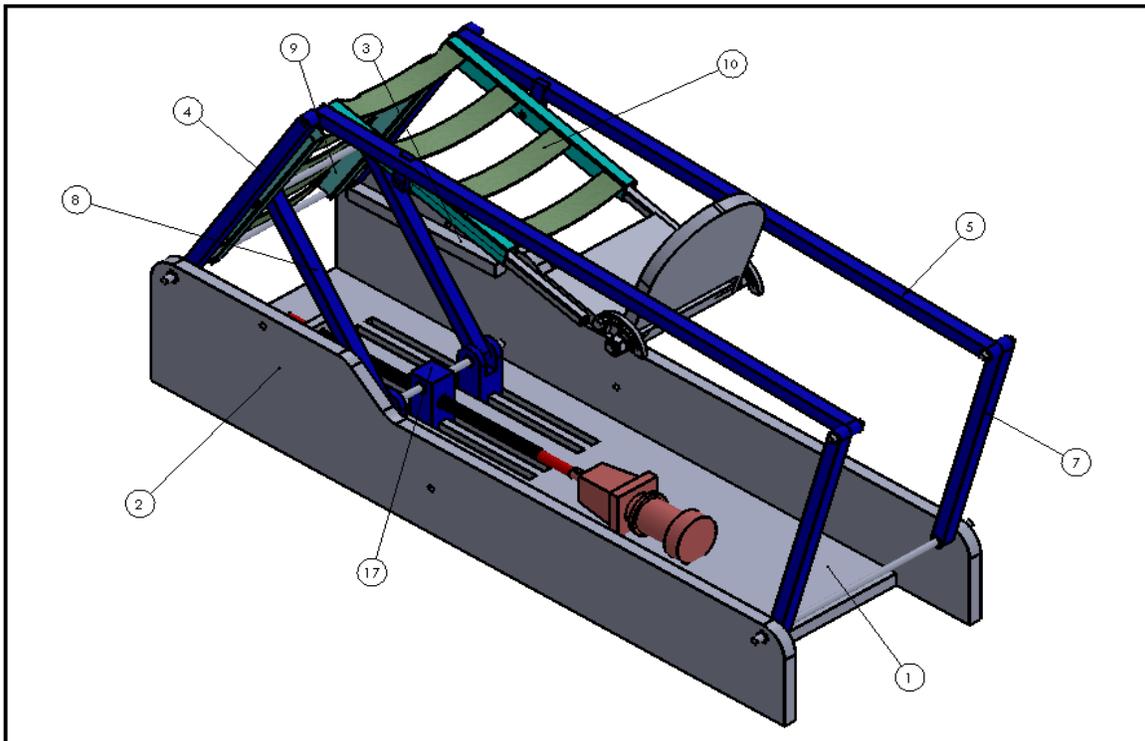


Figura 4.2 Diseño de detalle

Capítulo 4: Diseño de detalle

El diseño de detalle mostrado en la Figura 4.2 contempla todos los elementos necesarios para la construcción del dispositivo. Los elementos que componen al dispositivo se describen a continuación donde se muestran las piezas descritas por medio de vistas explosionadas, por lo que la descripción de los elementos no seguirá un orden consecutivo en el número de la pieza.

La Figura 4.3 contempla la base y paredes (eslabón 6), y donde se encuentra el motor y tornillo de potencia, así como los eslabones 4 y 5 del mecanismo:

1. Base principal: Es una placa de aluminio que soporta todo el dispositivo, se puede mencionar como el eslabón fijo (eslabón 6), o tierra en conjunto con las paredes laterales, las cuales también se encuentran fijas, es donde se encuentran las guías para la corredera, así mismo es la que sirve de soporte para el motor.
2. Paredes laterales: Placa de aluminio que permite la fijación de los ejes para los eslabones 1 y 3, actúa como parte del eslabón 6.
3. Barra para soporte del eslabón 1: Permite que mientras el dispositivo no esté en operación, el eslabón 1 descansa sobre este soporte y así mantenga la configuración inicial.
8. Eslabón 4: Este eslabón permite el acoplamiento entre el eslabón 1 y el eslabón 5 o corredera y es el que transmite el movimiento del muslo, por medio de la corredera.
16. Correderas laterales: Estas son dos correderas que están acopladas a la corredera principal por medio de un eje (forman parte del eslabón 5), estas correderas son las que se conectan al eslabón 4 para dar soporte a los otros eslabones.
17. Eslabón 5: Es la corredera principal, accionada por medio del tornillo de potencia y es la que da el movimiento completo a todo el mecanismo.
18. Tornillo de potencia: Este elemento es el que permite entregar la fuerza que requiere el mecanismo para mantener el equilibrio y permitir controlar el movimiento del dispositivo a lo largo de toda la trayectoria.
19. Soporte para tornillo de potencia: Esta pieza soporta al tornillo de potencia en el extremo superior del dispositivo y al mismo tiempo sirve de tope o seguridad para limitar el movimiento de la corredera si en algún momento el motor no se detuviera.
20. Balero para tornillo de potencia.
22. Eje para corredera: Este eje de acero, conecta a las dos correderas laterales con la corredera principal y a su vez conecta a las correderas laterales con el eslabón 4.
29. Motor: Se encuentra acoplado al tornillo sin fin y permite el accionamiento del dispositivo.
36. Acoplamiento motor-tornillo de potencia: Es una chaveta que permita este tipo de acoplamiento. Nota: Esta pieza no está diseñada a detalle ya que, como no se propone el motor a utilizarse, no se cuenta con el diámetro del eje de motor.

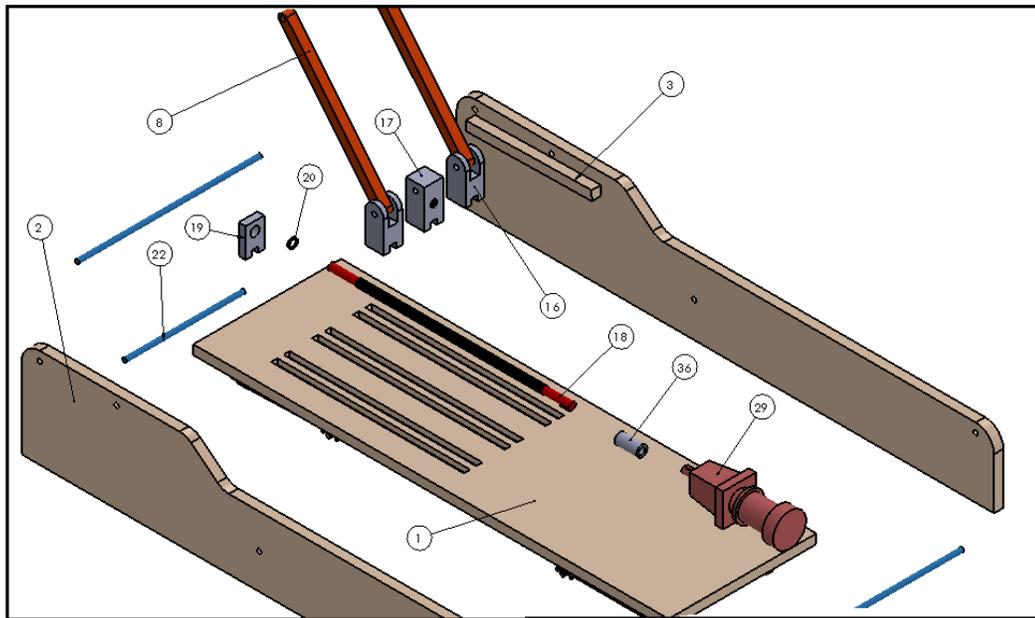


Figura 4.3 Vista explosionada 1

La Figura 4.4 muestra las partes principales del mecanismo, es decir los eslabones 1, 2 y 3, así como los soportes para el muslo y la pierna:

4. Eslabón 1: Es el primer eslabón del mecanismo, este en conjunto con el soporte para el muslo es el que permite el movimiento de la parte superior del miembro inferior (muslo).
5. Eslabón 2 izquierdo: Es el eslabón más grande del mecanismo y este permite en conjunto con el soporte de la pierna, el movimiento de la parte inferior del miembro inferior (pierna).
6. Eslabón 2 derecho: Cuenta con las mismas longitudes del eslabón 2 izquierdo, pero debido a la configuración del acoplamiento para el soporte del pie el ángulo de conexión entre eslabón 2 y soporte de la pierna, cambia respecto al eslabón izquierdo.
7. Eslabón 3: Es el tercer eslabón del mecanismo y éste une al eslabón 2 con el eslabón 6 o tierra.
9. Soporte del muslo: Este elemento se encuentra unido al eslabón 1 y permite que el muslo se fije al dispositivo y permita el movimiento de éste.
10. Soporte para la pierna: Este elemento se encuentra unido al eslabón 2 y permite que la pierna se fije al dispositivo y permita el movimiento de la misma.
21. Eje principal para eslabones: Se utilizarían 2 ejes principales uno que se conecta entre la pared del dispositivo con el eslabón 1 y otro que conecta la pared con el eslabón 3. Ya que las paredes se comportarían como elementos fijos, estos ejes serían los pivotes del eslabón 1 y el eslabón 3 respectivamente.
23. Eje para unión de eslabones: Este tipo de eje, también de acero permite unir los eslabones 1 y 2, y los eslabones 2 y 3 en uno de sus extremos, ya que son los pivotes intermedios del mecanismo.

27. Anillos de retención: Este tipo de elementos nos permite sujetar las uniones de los eslabones, se utilizan en varios puntos. La elección de utilizar anillos retenedores y no rodamientos (baleros), fue pensado tanto en facilidad de ensamble, como en economía, si se construyera el dispositivo.
32. Barra separadora para soporte muslo: Esta barra conecta al eslabón 1 con el soporte del muslo y permite un espacio adecuado entre estas piezas para la inserción de elásticos en el soporte del muslo para su correcta fijación.
33. Rondana para separar eslabones: Estas rondanas se encuentran ubicadas entre las partes en contacto de los eslabones con la finalidad de reducir la fricción que se produce entre ellos.

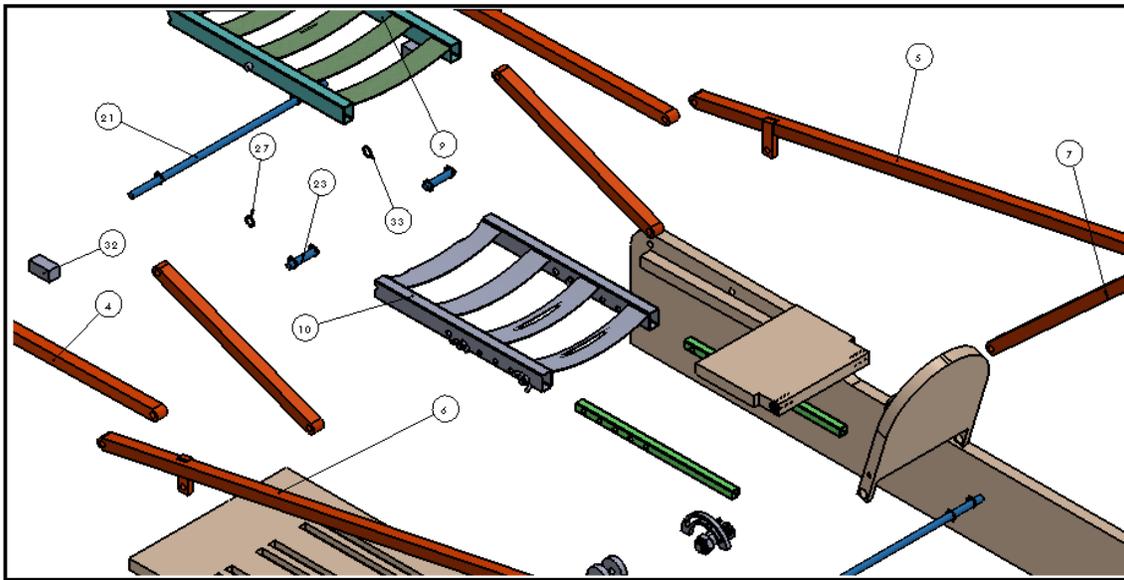


Figura 4.4 Vista explosionada 2

La Figura 4.5 muestra una vista a detalle de la parte del soporte de pie, la cual permite realizar ajustes al pie, ya que permite extender o acortar la longitud del soporte de la pierna:

11. Guía para soporte del pie: Esta guía permite a la parte superior del pie girar un cierto ángulo, para acoplarse al pie.
12. Tuerca de $\frac{3}{4}$ para soporte del pie: Esta tuerca permite que tanto la parte inferior como la parte superior del soporte del pie se encuentren fijos.
13. Espárrago doble: Permite el acoplamiento entre la parte inferior y superior del soporte del pie, permitiéndose fijar por medio de una tuerca (pieza 12).
14. Rondana $\frac{3}{4}$ para soporte pie: Esta rondana se encuentra entre el espárrago doble en la parte externa y la tuerca de $\frac{3}{4}$ ", como parte de una fijación tradicional con tornillo-tuerca.
15. Tornillo mariposa: Tornillo para ajustar el ángulo del pie a través de la guía para soporte del pie (pieza 11).

- 30. Tornillo cabeza hexagonal para fijar: Este tornillo se utiliza en dos partes del mecanismo, una parte es para la extensión del soporte del pie (ver Figura 4.5) y la otra parte, es para la fijación de la altura de la pata (ver Figura 4.6).
- 31. Tuerca mariposa para fijar: En conjunto con la pieza 30 permite el apriete o fijación del soporte para pie y de las patas del dispositivo.
- 34. Parte inferior del soporte del pie: Esta parte soporta el peso del pie, y al mismo tiempo permite fijar esta parte del miembro inferior.
- 35. Parte superior del soporte de pie: Es donde se recargaría la planta del pie.
- 37. Barras extensoras para soporte pie: Permite ampliar o reducir la longitud de esta parte del dispositivo permitiendo realizar ajustes para el paciente que lo utilice.
- 38. Rondana para tornillos: Esta rondana en conjunto con las piezas 30 y 31 permite la fijación del soporte del pie y regula la altura de las patas del dispositivo.

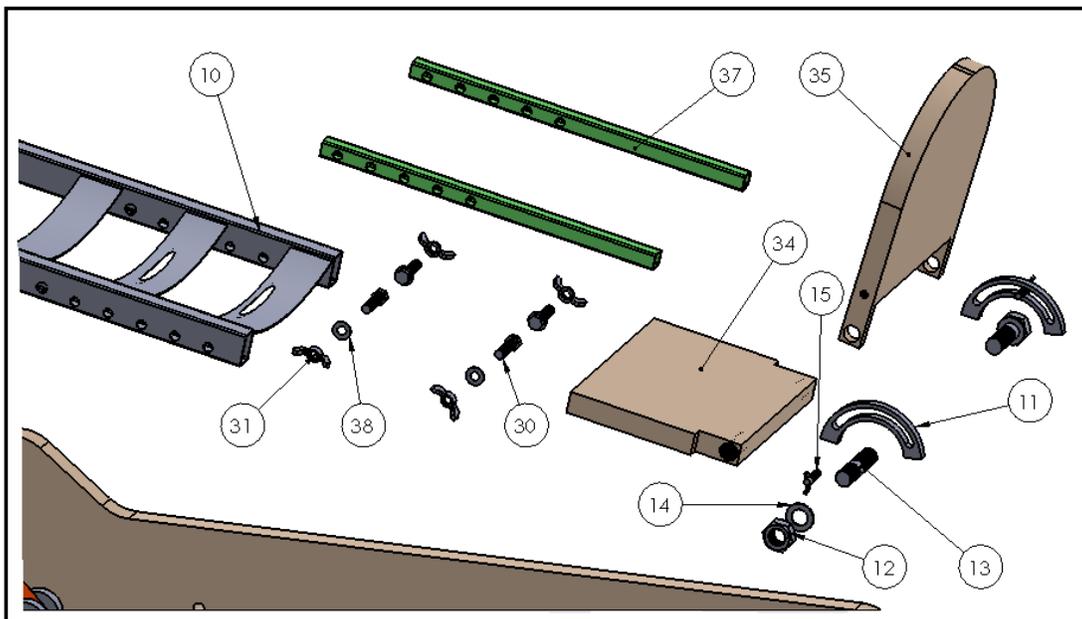


Figura 4.5 Vista explosionada 3

El dispositivo adicionalmente cuenta con unas patas plegables que permiten variar la altura del dispositivo de manera vertical para que se ajuste a la altura de distintas camas, para que el paciente pueda estar en posición decúbito dorsal, el detalle de esta sección se muestra en la Figura 4.6:

- 24. Bisagra abatible: Utilizada para abatir las patas de apoyo que tendrá el mecanismo para el ajuste de altura.
- 25. Pata fija.
- 26. Pata móvil: Permite el ajuste de altura de las patas plegables.
- 28. Regatón o goma para pata.

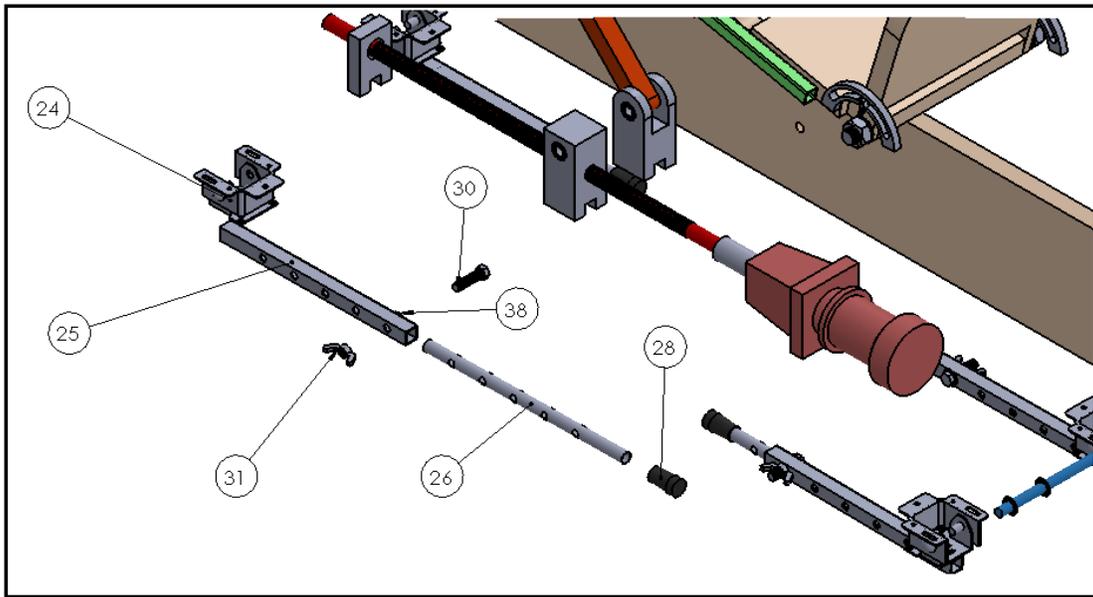


Figura 4.6 Vista explosionada 4

4.3 Vista explosionada y especificaciones de los componentes

En la Figura 4.7 se muestran los componentes del dispositivo, en la Tabla 4.1 se muestran sus características principales. Para revisar el detalle de cada pieza, se incluyen planos completos en el apéndice 4 de manera digital en el trabajo.

Tabla 4.1 Características principales de los componentes del dispositivo

No.	Nombre	Material	Dimensiones	Tipo de elemento
1	Base principal	Aluminio	Placa de 1" de espesor y de dimensiones de 400 x 1300 mm	MF
2	Pared lateral	Aluminio	Placa de 1" de espesor por 270 x 1470 mm	MF
3	Soporte para eslabón 1	Aluminio	Placa cuadrada de 1" x 75 mm	C/RC
4	Eslabón 1	Aluminio	Barra cuadrada de 1" x 520 mm de longitud	T/RC
5	Eslabón 2 Izquierdo	Aluminio	Barra cuadrada de 1" x 1230 mm de longitud	MF
6	Eslabón 2 derecho	Aluminio	Barra cuadrada de 1" x 1230 mm de longitud	MF
7	Eslabón 3	Aluminio	Barra cuadrada de 1" x 525 mm de longitud	T/RC
8	Eslabón 4	Aluminio	Barra cuadrada de 1" x 417 mm de longitud	T/RC

Capítulo 4: Diseño de detalle

No.	Nombre	Material	Dimensiones	Tipo de elemento
9	Soporte muslo	Aluminio	2 barras rectangulares huecas de $\frac{3}{4}$ " x $\frac{1}{2}$ " con 1.65 mm de espesor y 450 mm de longitud	T/RC
10	Soporte pierna	Aluminio	2 barras rectangulares huecas de $\frac{3}{4}$ " x $\frac{1}{2}$ " con 1.65 mm de espesor y 430 mm de longitud	T/RC
11	Guía para soporte del pie	Aluminio	Placa de 1" de espesor x 120 mm de largo x 120 mm de ancho	MF
12	Tuerca para soporte pie	Acero	Tuerca hexagonal diámetro/hilos $\frac{3}{4}$ -10	C
13	Espárrago doble	Acero	Espárrago de terminal de doble rosca Diámetro/hilos $\frac{3}{4}$ -10, longitud total 3", longitud de la rosca A 1-1/2", longitud de la rosca B 1"	C
14	Rondana para soporte pie	Acero	Rondana con diámetro interno de $\frac{3}{4}$ "	C
15	Tornillo mariposa	Acero	Estilo de la cabeza Ala, diámetro/Hilos 5/16-18, longitud 1-1/2", diámetro de hombro de 0.64 a 0.70 pulgadas	C
16	Corredera lateral (Eslabón 5)	Aluminio	Barra cuadrada de 2" x 110 mm de longitud	MF
17	Eslabón 5 (Corredera principal)	Aluminio	Barra cuadrada de 2" x 110 mm de longitud	MF
18	Tornillo de potencia	Acero	Diámetro de $\frac{3}{4}$ " con un paso de 0.167 y 6 hilos por pulgada con una longitud de 20 pulgadas	MT
19	Soporte tornillo de potencia	Aluminio	Barra rectangular de 1" x 2" x 110 mm de longitud	MF
20	Balero para tornillo de potencia	Acero	Balero con diámetro interno de $\frac{3}{4}$ " y diámetro externo de 1", soporta una velocidad límite de 34000 rev/min	C
21	Eje principal	Acero	Barra de acero de $\frac{1}{2}$ " de diámetro de 500 mm de longitud	C/RC
22	Eje para corredera	Acero	Barra de $\frac{1}{2}$ " de diámetro de 325 mm de longitud.	C/RC
23	Eje para eslabones	Acero	Barra de $\frac{1}{2}$ " de diámetro de 70 mm de longitud	C/RC
24	Bisagra abatible	Acero	Bisagra comercial sin dimensiones	C

Capítulo 4: Diseño de detalle

No.	Nombre	Material	Dimensiones	Tipo de elemento
25	Pata fija	Aluminio	Barra rectangular hueca de 19 mm x 400 mm de longitud	MF
26	Pata móvil	Aluminio	Barra circular hueca de 15.90 mm de diám, 1.24 mm de espesor y 320 mm de longitud	MF
27	Anillo de retención	Acero	Anillo externo de bloqueo automático para eje de ½" de 10 dientes	C
28	Regatón	Goma	Tapón para banco de diámetro de 15.90 mm	C
29	Motor	Varios	Motoreductor de CD Marca Transtecno tipo NDCMG 12/24 Vcd	C
30	Tornillo cabeza hexagonal para fijar altura	Acero	Tornillo de cabeza de dado hexagonal diámetro/tamaño de la rosca M10-1.50, tipo de cuerda grueso	C
31	Tuerca mariposa para fijar altura de la pata	Acero	Diámetro/tamaño de la rosca M10-1.50, tipo de cuerda grueso	C
32	Barra separadora soporte muslo	Aluminio	Barra cuadrada de 1" x 2" de longitud	C/RC
33	Rondana para separar eslabones	Acero	Rondana comercial con un diámetro interno de ½" y 2mm de espesor	C
34	Parte inferior del soporte del pie	Aluminio	Placa de 1" de espesor x 259 mm de largo x 250 mm de ancho	MF
35	Parte superior del soporte de pie	Aluminio	Placa de 1" de espesor x 300 mm de largo x 250 mm de ancho	MF
36	Acoplamiento motor-tornillo de potencia	Acero	Chaveta para acoplamiento tornillo de potencia con motor	C/MF
37	Barra extensora para soporte pie	Aluminio	Barra cuadrada de 19mm de espesor x 400 mm de longitud	MF
38	Rondana para tornillo	Acero	Rondana para tornillo de diámetro interno de 10 mm	C

MT: Maquinado torno/ MF: Maquinado fresadora/ T: Taladrado
 C: Comercial/ RC: Requiere corte para la longitud especificada

La Figura 4.7 muestra la vista explosionada del dispositivo completo.

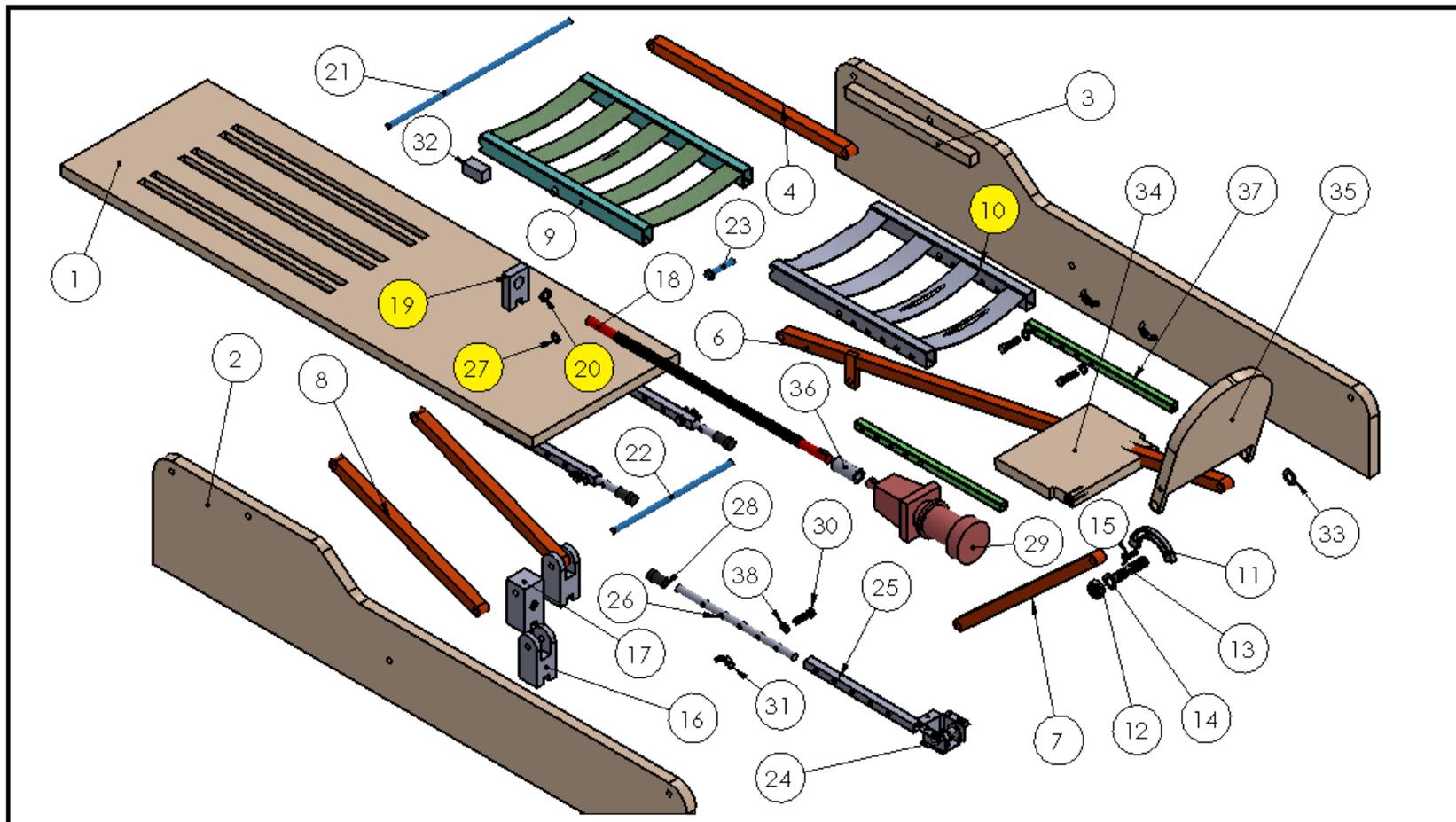


Figura 4.7 Vista explosionada completa del rehabilitador.

Adicionalmente a este diseño se anexa una pieza similar a la del soporte del tornillo de potencia (pieza 19), la cual cuenta con un botón conectado al motor y permite servir de tope mecánico, ya que cuando se requiera que el dispositivo no recorra el ROM completo se puede ajustar como parte de la corredera y cuando la corredera principal (pieza 17) toque el botón de esta pieza el motor pueda invertir el giro y de esta manera limitar el ROM del dispositivo. La adición de este tope de seguridad se muestra en la Figura

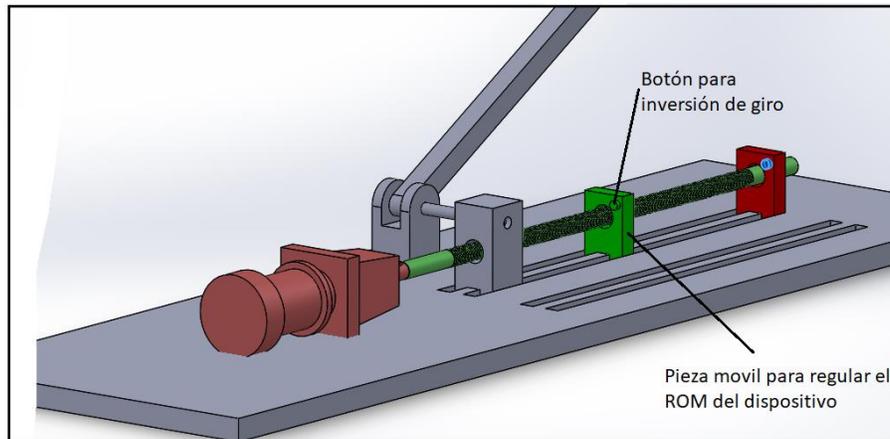


Figura 4.8 Control de ROM del dispositivo

4.4 Análisis de esfuerzos

El análisis de esfuerzos presentado en esta sección se realiza mediante el programa Ansys®, el cual utiliza el método de elementos finitos para la solución de un modelo, considerando los factores que influyen en él, en este caso las restricciones con las que cuenta el dispositivo, para finalmente obtener los resultados utilizando herramientas de visualización. Para realizar este análisis se simplificó el dispositivo, es decir no se consideraron todas las piezas como lo muestra la Figura 4.9, ya que solo se consideran las piezas críticas.

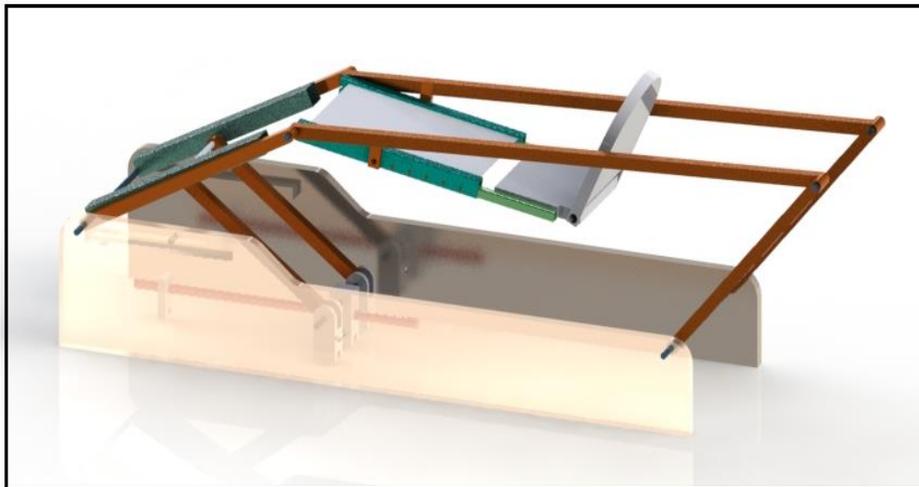


Figura 4.9 Dispositivo para análisis

Las primeras características que se consideran en el análisis son los materiales, por lo que para los elementos principales del dispositivo se propone aluminio, para los ejes que unen los eslabones se propone acero inoxidable y finalmente para el tornillo de potencia se propone acero estructural, las propiedades mecánicas de los materiales, necesarias para el análisis se presentan en la Tabla 4.2. Con respecto a las fuerzas se contemplan aquellas ejercidas por el peso del muslo, y el de la pierna, estas fuerzas se consideran como distribuidas a lo largo de toda la pieza (soporte para el muslo y soporte para la pierna) que son las que soportan el peso del miembro inferior. Como restricciones se fija el dispositivo, así como la corredera y el soporte del tornillo de potencia.

Tabla 4.2 Propiedades mecánicas de los materiales propuestos

	Aluminio aleación 6063T5 [46]	Acero inoxidable tipo 304 (ASTM A240) [47], [48]	Acero Estructural (Banco de materiales de Ansys©)
Módulo de elasticidad	69.5 GPa	193 GPa	193 GPa
Relación de poisson	0.33	0.30	0.30
Resistencia de fluencia	150 MPa	240 Mpa	207 Mpa

El análisis de esfuerzos se realiza considerando tres posiciones. La primera posición se considera cuando el dispositivo se encuentra en extensión, es decir el muslo y el pie se encuentran en posición horizontal, o de acuerdo con [10] se encuentra en posición 0. La segunda posición se propone cuando el dispositivo se encuentra en una posición intermedia (75° de flexión) y finalmente la tercera posición, es la posición final del dispositivo, es decir cuando se cubre el ROM de flexión de la rodilla.

4.4.1 Posición inicial del mecanismo

La Figura 4.10 presenta el dispositivo en la posición inicial. Las partes que se consideran fijas en este instante son las paredes del dispositivo (eslabón 6 del mecanismo), las correderas (eslabón 5 del mecanismo) y el soporte del tornillo de potencia. Las fuerzas que se consideran son las ocasionadas por los pesos del muslo y de la pierna.

El análisis de esfuerzos se realiza mediante el esfuerzo equivalente de Von-Mises, el cual se basa en el criterio de la densidad de energía de distorsión [49], y permite observar donde se encuentra el esfuerzo máximo, tal como lo muestra la Figura 4.11.

La Figura 4.12 muestra una vista detallada donde se encuentra el esfuerzo máximo, la Figura 4.13 muestra los esfuerzos que se encontraron en todo el dispositivo y finalmente la Figura 4.14 muestra el esfuerzo máximo equivalente, el cual permite ver el factor de seguridad con el que cuenta el dispositivo, esto por medio de una herramienta denominada “Stress tool”.

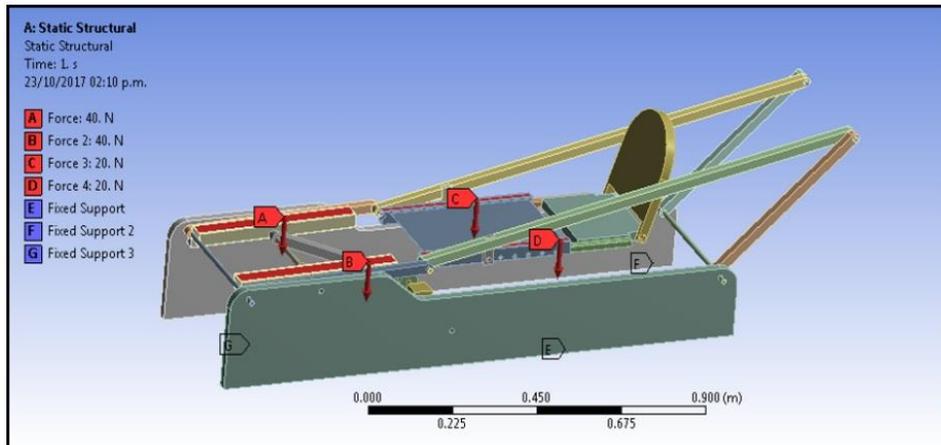


Figura 4.10 Dispositivo posición inicial fuerzas y restricciones

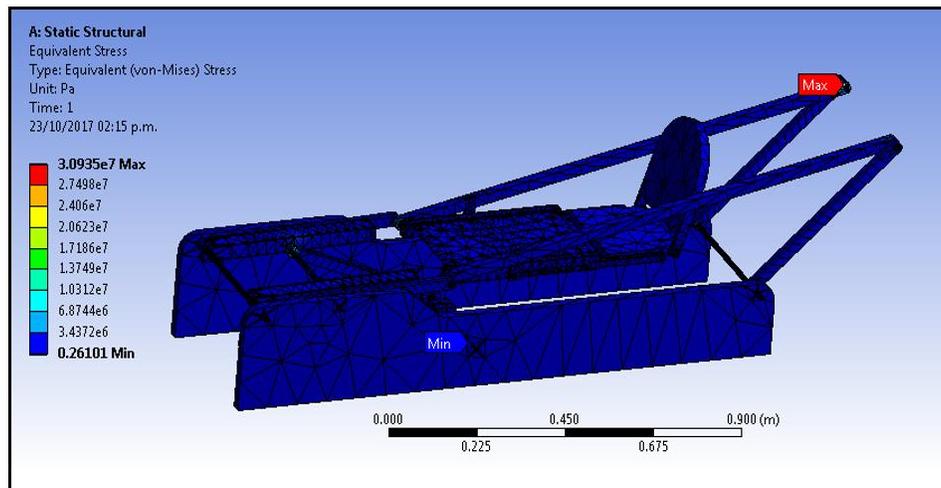


Figura 4.11 Equivalent (von-Mises) Stress posición inicial

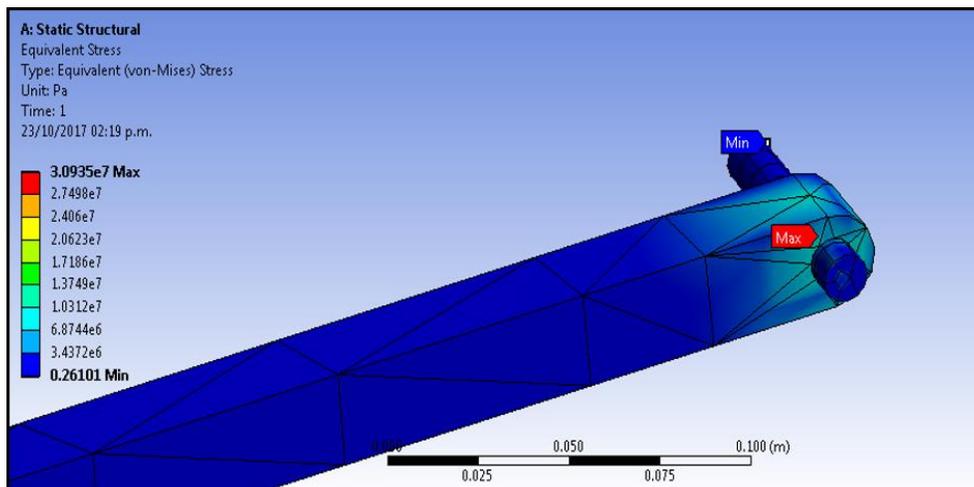


Figura 4.12 Equivalent (von-Mises) Stress, vista detallada

Capítulo 4: Diseño de detalle

En la Figura 4.12 se puede observar que el esfuerzo máximo ocurre en la unión del eslabón 2 y el eslabón 3, pero en particular sobre el eslabón 2 y tiene un valor $\sigma_{\text{máx}} = 30.93 \text{ MPa}$ y de acuerdo con la Tabla 4.2 la resistencia de fluencia del aluminio se encuentra en los 150MPa, por lo tanto, el dispositivo puede resistir el peso del miembro inferior en esta posición.

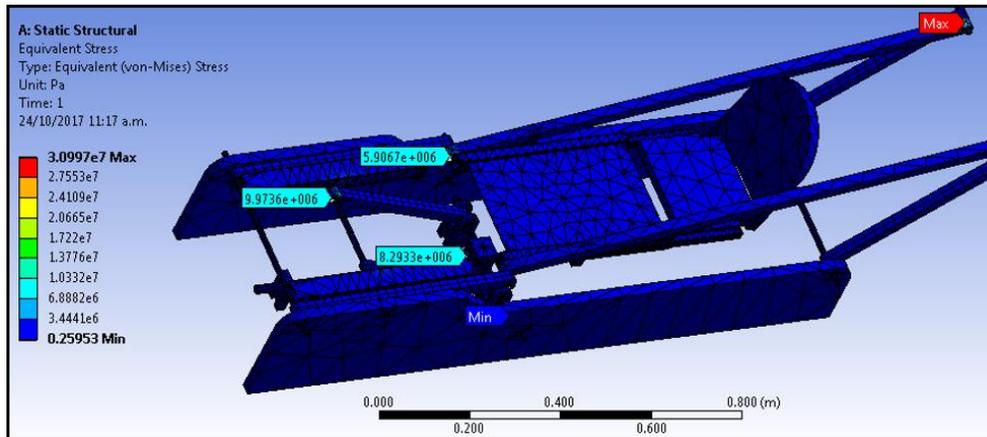


Figura 4.13 Esfuerzos encontrados en todo el dispositivo posición inicial

La Figura 4.13 muestra que los esfuerzos encontrados en esta posición se encuentran en las uniones de los eslabones 1 y 2, en la corredera y en la unión del eslabón 4 con el soporte del muslo, pero en ningún caso sobrepasa el esfuerzo encontrado en el eslabón 2.

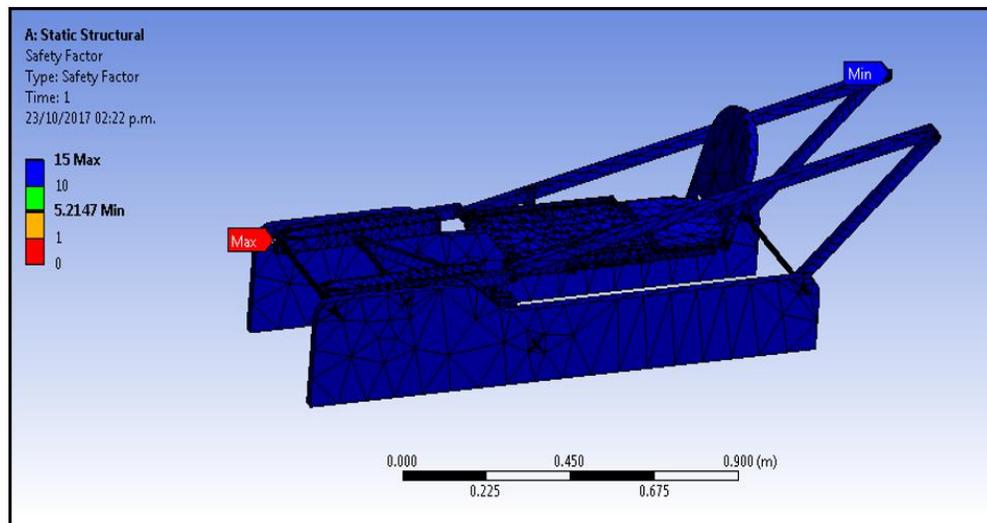


Figura 4.14 Max Equivalent Stress (factor de seguridad) posición inicial

De acuerdo con los resultados obtenidos en la Figura 4.14, en la posición inicial el factor de seguridad tiene un valor de 5, y de acuerdo con [49] un factor de seguridad de 2 es suficiente para que un material dúctil y tanto con las propiedades del material conocidas y magnitud de las cargas conocidas, puedan soportar la carga total del dispositivo.

4.4.2 Posición intermedia del dispositivo

La Figura 4.15 presenta el dispositivo en una posición intermedia y de igual manera se consideran fijos los mismos elementos, así como las fuerzas que actúan en el dispositivo.

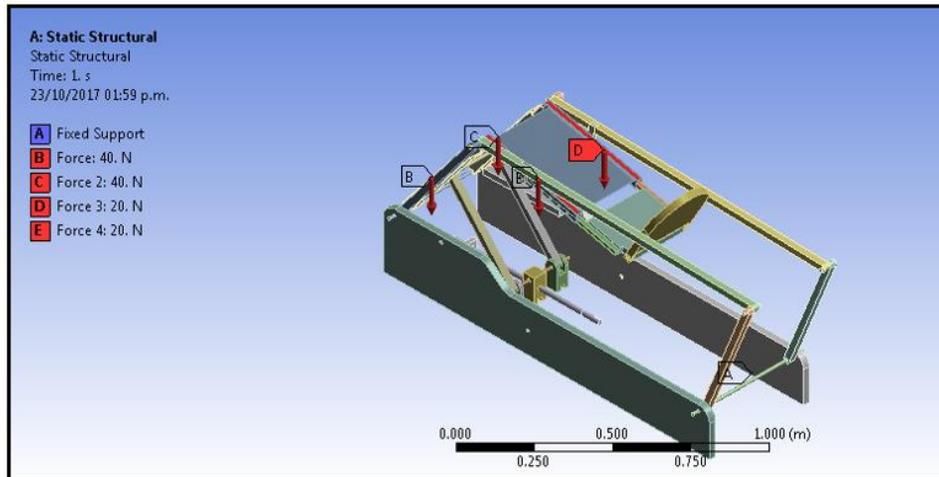


Figura 4.15 Dispositivo posición intermedia fuerzas y restricciones

La Figura 4.16 y la Figura 4.17 muestran el lugar donde se encuentra el esfuerzo máximo para este posición, en este caso también se encuentra en la unión de los eslabones 2 y 3, donde el esfuerzo máximo lo tiene el eslabón 2, el cual se propuso como aleación de aluminio y cuenta una resistencia de fluencia de 150 MPa, mientras que el esfuerzo máximo se tiene un valor de $\sigma_{\text{máx}} = 32.50 \text{ MPa}$, por lo que el dispositivo soporta el peso del miembro inferior en la posición intermedia.

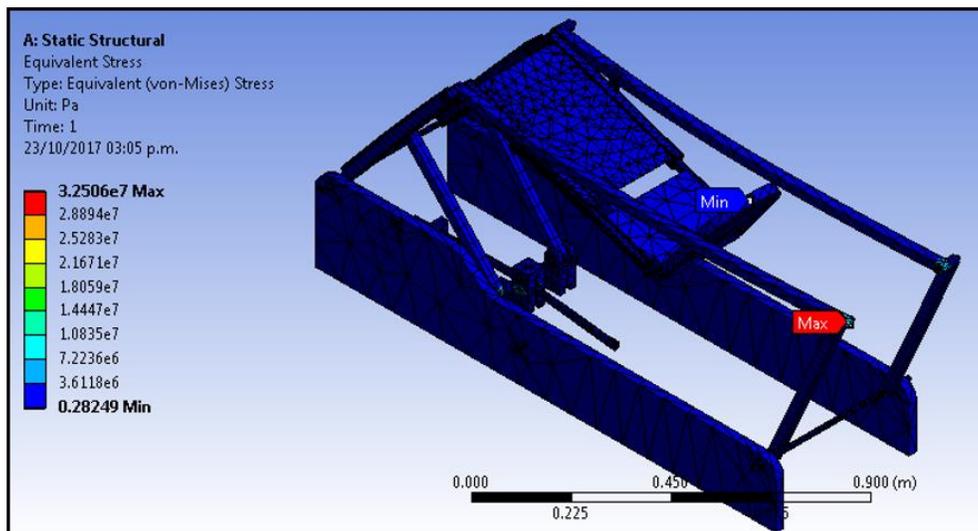


Figura 4.16 Equivalent (von-Mises) Stress posición intermedia

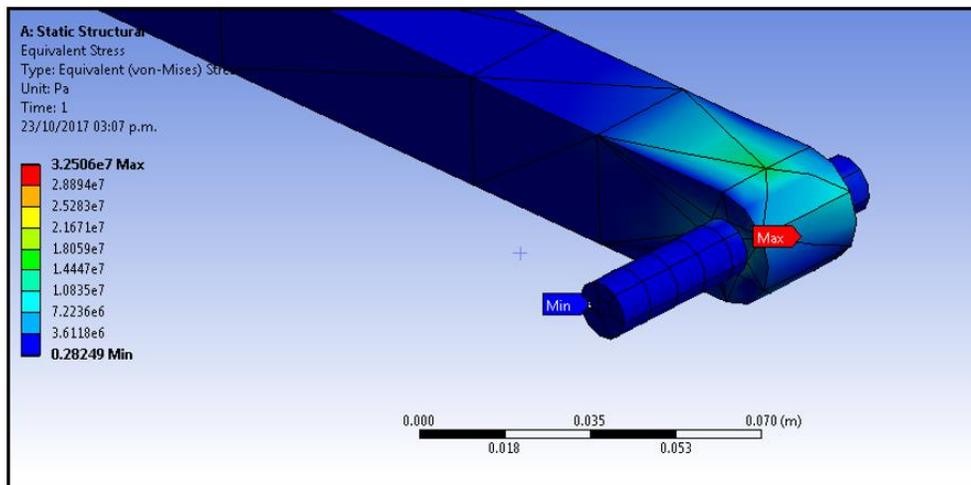


Figura 4.17 Equivalent (von-Mises) Stress posición intermedia, vista detallada

La Figura 4.18 muestra todos los esfuerzos encontrados en el dispositivo en la posición intermedia, los cuales tienen valores de 6 MPa en la corredera, y de 9Mpa sobre el eslabón 2 y 3, sin embargo, éstos son menores al esfuerzo máximo encontrado por lo que el dispositivo soporta el peso del miembro inferior.

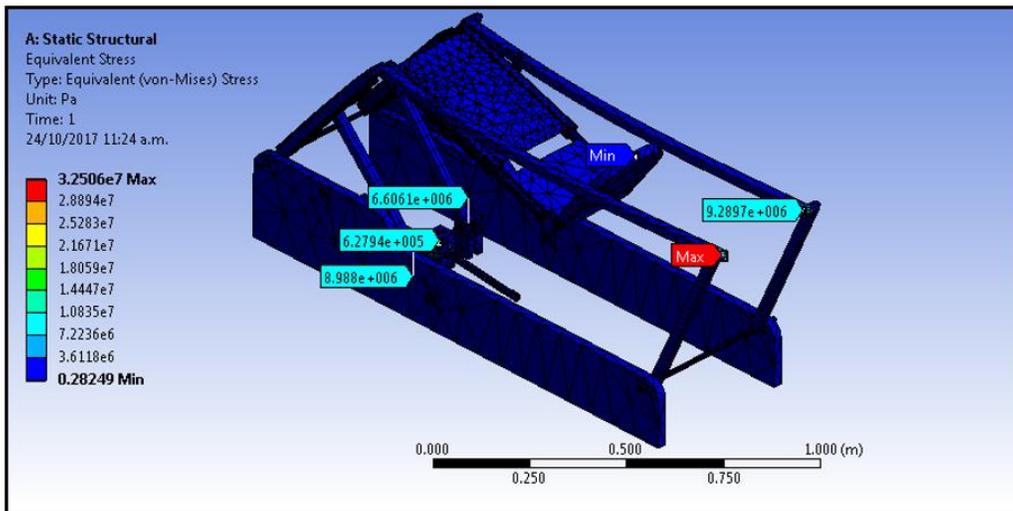


Figura 4.18 Esfuerzos encontrados en todo el dispositivo posición intermedia

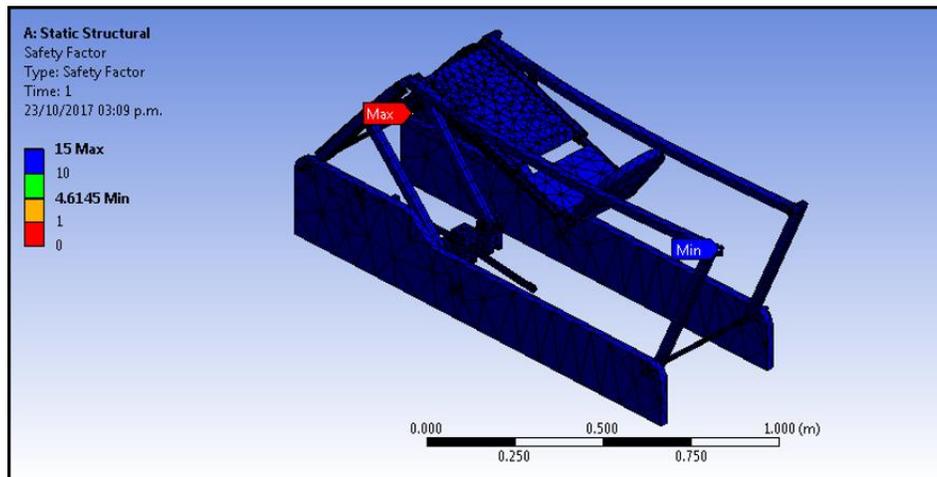


Figura 4.19 Max Equivalent Stress (factor de seguridad) posición intermedia

Para esta posición se encuentra un factor de seguridad de 4, como se observa en la Figura 4.19 y de acuerdo con [49], indica que el dispositivo es capaz de soportar el peso del miembro inferior, es esta posición.

4.4.3 Posición final del dispositivo

La Figura 4.20 presenta el dispositivo en la posición final, donde se logra la flexión máxima del dispositivo. Nuevamente se consideran las mismas fuerzas, es decir las ocasionadas por el peso del muslo y de la pierna, estas actuando en posición vertical y se fijan las paredes del dispositivo, así como la corredera y el soporte para el tornillo de potencia.

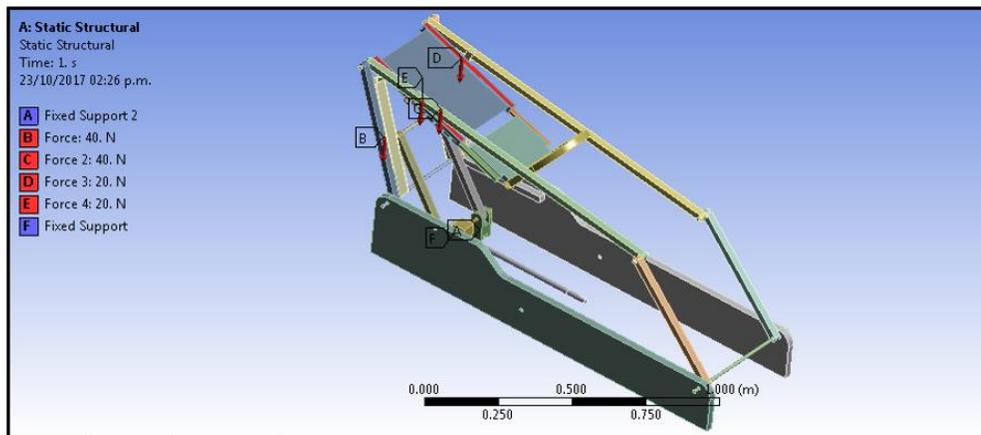


Figura 4.20 Dispositivo posición final, fuerzas y restricciones

La Figura 4.21 muestra el lugar donde se encuentra el valor máximo de esfuerzo para esta posición, en este caso se encuentra en la corredera, esto debido a que el peso del miembro inferior se encuentra prácticamente en posición vertical, donde se tiene un valor de $\sigma_{\text{máx}} = 33.47 \text{ MPa}$ y la resistencia de fluencia del aluminio para la aleación 6063 es de 150 Mpa, por

lo que nuevamente se concluye que el dispositivo permite soportar el peso del miembro inferior en la posición final. La Figura 4.22 muestra de manera detallada la zona del esfuerzo máximo sobre la corredera y el tornillo de potencia.

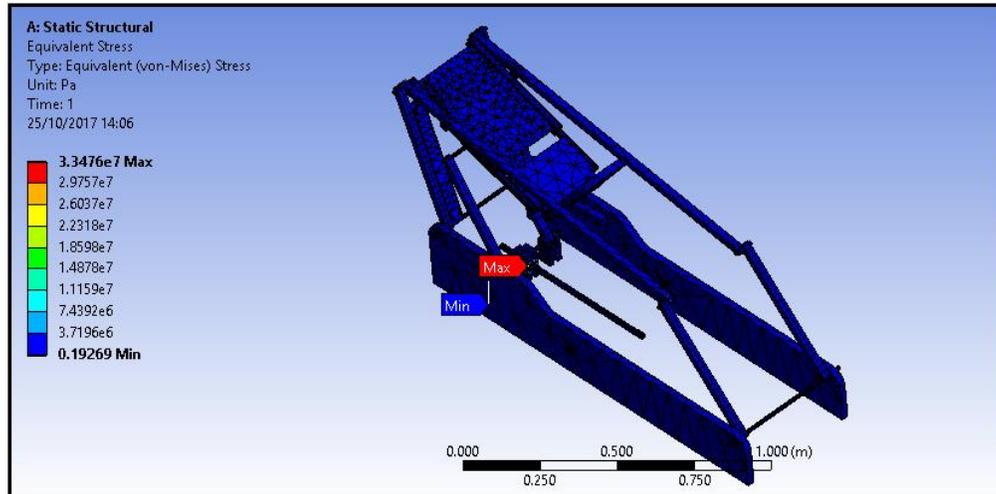


Figura 4.21 Equivalent (von-Mises) Stress posición final

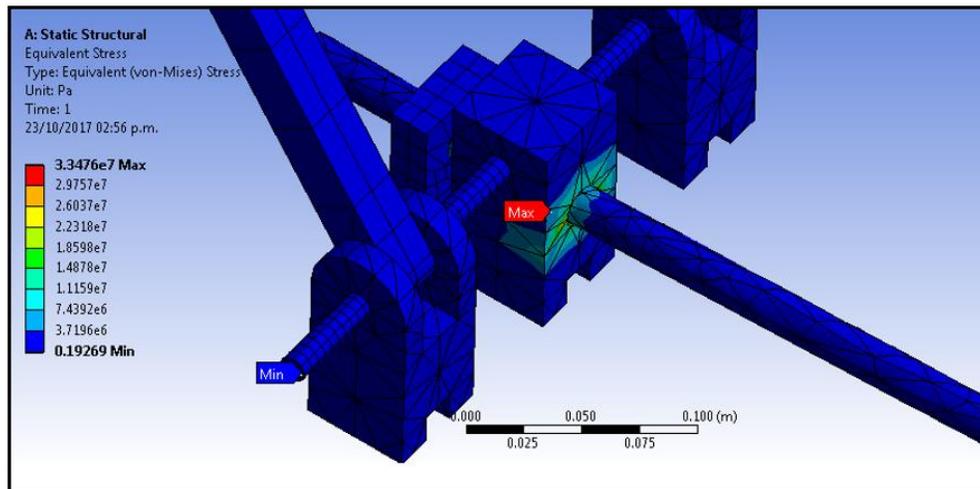


Figura 4.22 Equivalent (von-Mises) Stress posición final vista detallada

La Figura 4.23 muestra otros esfuerzos menores encontrados en el dispositivo como lo es la unión de los eslabones 2 y 3, que como se esperaba son las partes donde se podrían presentar fallas, pero como el esfuerzo máximo es menor a la resistencia de fluencia del material, el dispositivo permite cargar con el peso propuesto.

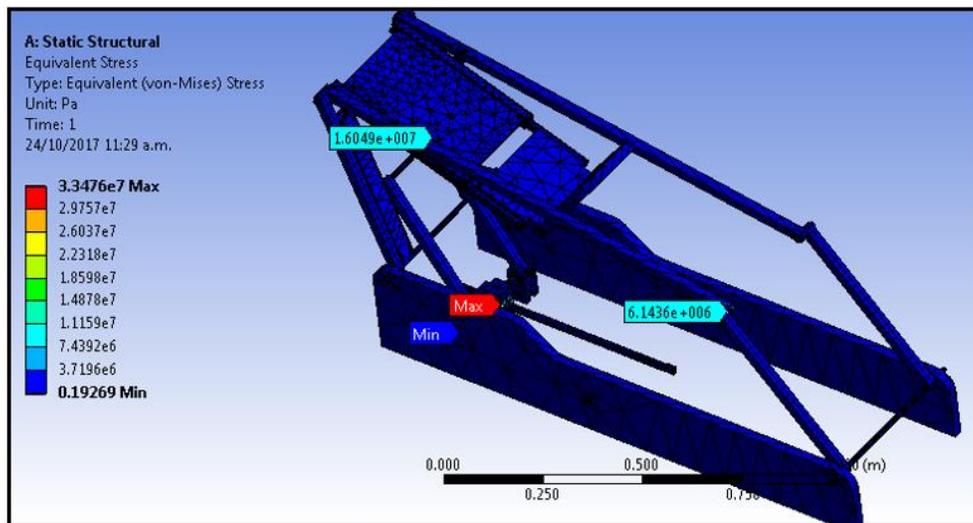


Figura 4.23 Esfuerzos encontrados en todo el dispositivo posición final

La Figura 4.24 muestra el factor de seguridad obtenido para esta posición, y al igual que en la posición inicial se tiene un valor de 5 y se encuentra en la corredera principal, la cual se propone de aluminio y al ser dúctil, y contar con propiedades conocidas, solamente se requiere un factor de seguridad de 2 [49], por lo tanto se puede concluir que el dispositivo cuenta soporta las cargas en esta posición.

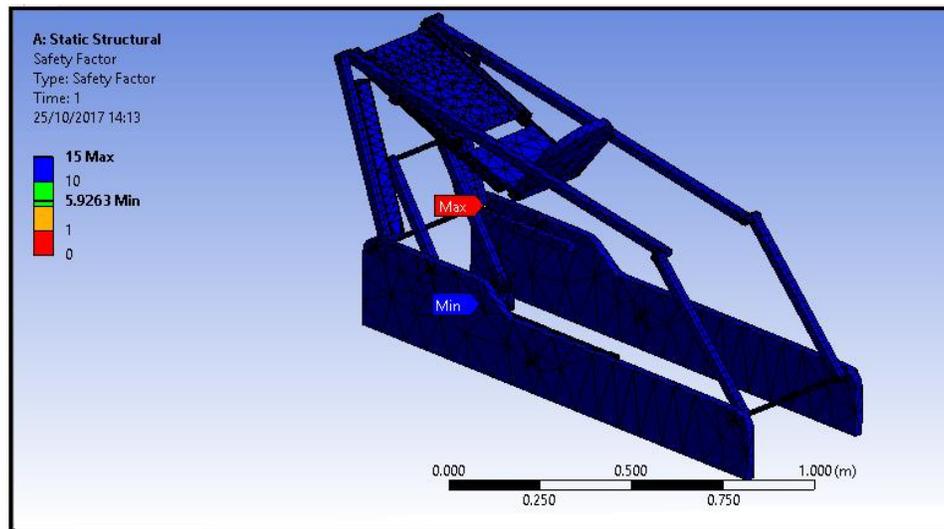


Figura 4.24 Max Equivalent Stress (factor de seguridad) posición final

De acuerdo con las posiciones analizadas, el esfuerzo máximo se encuentra en la posición final que resultó de $\sigma_{\text{máx}} = 33.47 \text{ MPa}$, en la corredera (propuesta de aluminio) y el factor de seguridad mínimo se encuentra sobre el eslabón 2, con un valor de 4.67. En ambos casos (esfuerzo máximo y factor de seguridad) no sobrepasan los valores de resistencia de fluencia ni el factor de seguridad, por lo tanto, el dispositivo tiene la capacidad de cargar el peso del miembro inferior en toda la trayectoria.

Conclusiones

El diseño del dispositivo pasivo rehabilitador de rodilla partió de la necesidad de obtener un rango de flexión de hasta 150° que es lo que se caracteriza como un rango de movimiento completo en flexión. Los primeros diseños que se obtuvieron fueron mediante síntesis exacta y permitieron ver que los mecanismos tradicionales de 4 barras lograron mejores resultados ya que permitieron abarcar el ROM completo, las dimensiones de los eslabones se encontraron dentro de un rango esperado para este tipo de dispositivos y no se encontraron interferencias entre los eslabones durante todo el recorrido. El dispositivo de 6 barras propuesto al inicio como diseño conceptual no obtuvo buenos resultados, ya que no logró mantener las trayectorias propuestas, por tal motivo no se realizó el análisis de este mecanismo. Con respecto al mecanismo de corredera biela manivela con trayectoria curva, logró conseguir la trayectoria propuesta pero no el ROM completo, y solo permitiría el uso del pie derecho.

Hablando de los mecanismos de cuatro barras y el de corredera curva, se obtuvieron buenos resultados, aunque se encontraron algunos inconvenientes, uno de ellos es que la longitud de los eslabones del mecanismo prácticamente tenía que coincidir con cada una de las partes del miembro inferior, es decir la longitud del eslabón 1 tenía que coincidir con la longitud del muslo, y la longitud del eslabón 2 tenía que coincidir con la longitud de la pierna, esto ocasionaba que el mecanismo estuviera condicionado desde el principio, otro inconveniente que se encontró es que el eje de rotación formado por los eslabones 1 y 2 debía coincidir exactamente con la articulación de rodilla y por tal motivo se desarrolló la síntesis óptima de estos mecanismos.

La síntesis óptima de mecanismos permitió buscar soluciones a problemas particulares y a veces complejos, lo cual es una ventaja en comparación de la síntesis analítica o exacta, pero al mismo tiempo al ser un proceso iterativo, no siempre se lograron obtener buenos resultados por lo que se tuvo que revisar a detalle cada uno de los mecanismos propuestos.

Los problemas que se encontraron a lo largo del desarrollo de la síntesis óptima se centraron primeramente en las dimensiones y la configuración del mecanismo, ya que se encontraron mecanismos capaces de cubrir las trayectorias de manera correcta pero no cumplían con las dimensiones en los eslabones (eslabones demasiados grandes, en algunas ocasiones más de 3 metros), este punto hacía inviable la fabricación de un prototipo del dispositivo. Una vez que se lograron tener dimensiones adecuadas, se prosiguió con la síntesis de fuerzas para minimizar el torque de entrada, y aun cuando se consiguieron dimensiones adecuadas y torque de entrada bajo (menor a 50N.m), ninguno de los mecanismos pudo mantener las trayectorias.

Detectado este problema se decidió no optimizar el torque y centrarse en las dimensiones y trayectorias, logrando así obtener un mecanismo de 6 barras actuado por medio de un tornillo de potencia, el cual cumplió con el objetivo principal de lograr un ROM completo de rodilla.

Finalmente, con el análisis de esfuerzos realizado mediante Ansys®, se pudo concluir que el dispositivo tiene la capacidad para soportar el peso del miembro inferior durante todo su recorrido y que los materiales propuestos resultaron adecuados.

Trabajo futuro

El diseño realizado en esta tesis se presenta por medio de un ensamblaje en CAD, es decir no se realizó la fabricación de algún prototipo, sin embargo, se aseguró que el dispositivo pudiera completar las trayectorias propuestas mediante la animación en 3D del diseño realizado, primeramente, como trabajo futuro se propone que se pudiera realizar la construcción de un prototipo y que se pudieran realizar pruebas físicas.

Con respecto a la fabricación el dispositivo fue diseñado de manera que resultara más fácil plantear un prototipo, ya que se decidió utilizar ejes con anillos de retención externos, los cuales no requieren un maquinado especial para la unión entre los eslabones, pero como una mejora de diseño se podría plantear el utilizar rodamientos entre los eslabones, con la finalidad de tener menor fricción entre los mismos.

Otro punto de importante es que como se obtuvo un factor de seguridad elevado, se podría proponer un factor de seguridad de 2 o de 3 y por medio de técnicas de elemento finito buscar reducir las dimensiones en algunas piezas, con la finalidad de reducir peso y costo, de fabricarse algún prototipo.

En relación con el funcionamiento del dispositivo, sería necesario desarrollar e instrumentar una interfaz de control para el dispositivo, ya que como se mencionó anteriormente, el diseño actual solo se desarrolló y analizó mediante software CAD, y aunque se propone un tope mecánico como limitante del ROM como elemento de seguridad, el contar con un control para el dispositivo permitiría tener más precisión y seguridad en su funcionamiento.

Apéndices

Los apéndices de este trabajo se encuentran de manera digital en una carpeta adjunta a la tesis, pero en esta sección se muestran los títulos de los mismos que se encuentran dentro de esta carpeta.

Tipo	Descripción	Nombre del archivo
Apéndice 1 Programas	1.1 Síntesis exacta y análisis del mecanismo de 4 barras	1_1_SyAM4B
	1.2 Síntesis exacta y análisis del mecanismo de corredera curva	1_2_SyAMCC
	1.3 Síntesis exacta y análisis del mecanismo de corredera biela manivela	1_3_SyAMCBM
	1.4 Síntesis óptima y análisis del mecanismo corredera biela manivela	1_4_SOyAMCBM
	1.5 Síntesis óptima y análisis del mecanismo de 4 barras	1_5_SOyAM4B
	1.6 Síntesis óptima y análisis del mecanismo de corredera para el dispositivo final	1_6_SOyAMCDF
	1.7 Análisis del mecanismo de 6 barras del dispositivo final	1_7_AM6BF
	1.8 Síntesis óptima y análisis de mecanismo de corredera biela manivela con síntesis de fuerza	1_8_SOyAMCBMF
Apéndice 2	2.1 Desarrollo de las ecuaciones para la síntesis óptima de fuerza	Síntesis_ecuaciones_fuerza
Apéndice 3 Piezas en SolidWorks©	3.1 Base principal	01_Base_principal
	3.2 Pared lateral	G31_Pared base principal
	3.3 Soporte para eslabón 1	H32_Soporte para eslabon 1
	3.4 Eslabón 1	03_Eslabon1
	3.5 Eslabón 2 izquierdo	04_Eslabon2_izquierdo
	3.6 Eslabón 2 derecho	04_Eslabon2_derecho
	3.7 Eslabón 3	05_Eslabon3
	3.8 Eslabón 4	06_Eslabon4
	3.9 Soporte muslo	10_Soporte_muslo_ok
	3.10 Soporte pierna	11_Soporte_pierna
	3.11 Guía para soporte pie	22_Guia_soportepie
	3.12 Tuerca para soporte pie	21_Tuerca3_4ok
	3.13 Esparrago doble	19_Esparrago_doble
	3.14 Rondana para soporte pie	20_Rondana

Apéndices

Tipo	Descripción	Nombre del archivo
Apéndice 3 Piezas en SolidWorks© (continuación)	3.15 Tornillo mariposa	23_Tornillo_mariposa
	3.16 Corredera lateral (eslabón 5)	09_Corredera_guia
	3.17 Corredera principal (eslabón 5)	08_Corredera_principal
	3.18 Tornillo de potencia	tornillo_potenciav2
	3.19 Soporte para tornillo de potencia	25_Soporte_eje_principal
	3.20 Balero para tornillo de potencia	26_Balero_eje_principal
	3.21 Eje principal para eslabones	07_Barra_acero_transversal
	3.22 Eje para corredera	15_eje_corredera
	3.23 Eje para eslabones	27_Eje_para_eslabones
	3.24 Bisagra abatible	E Bisagra para dibujo
	3.25 Pata fija	35_Pata_principal
	3.26 Pata móvil	36_extension_pata_plegable
	3.27 Anillo de retención externo	24_Anillo_retencion1_2plg
	3.28 Regatón	37_goma_para_pata
	3.29 Motor CD	14_motor_provisional
	3.30 Tornillo cabeza hexagonal para fijar altura	30_Tornillo_altura_spie
	3.31 Tuerca mariposa para fijar altura de la pata	29_tuerca_mariposa
	3.32 Barra separadora soporte muslo	12_Separador
	3.33 Rondana para separar eslabones	39_Rondana_separar_eslabones
	3.34 Parte inferior del soporte del pie	18_soporte_pie_pinf
3.35 Parte superior del soporte del pie	17_soporte_pie_psup	
3.36 Acoplamiento motor tornillo de potencia	28_Union_eje_motor	
3.37 Barra extensora para soporte del pie	16_Barra_soporte_pie	
3.38 Rondana para tornillo	31_Rondana_altura_pie	
3.39 Ensamblaje del dispositivo rehabilitador	Dispositivo_v2	
Apéndice 4 Planos pfd (No incluye piezas comerciales)	4.1 Base principal	Base principal
	4.2 Pared lateral	Pared lateral
	4.3 Soporte para eslabón 1	Soporte eslabon 1
	4.4 Eslabón 1	Eslabon 1
	4.5 Eslabón 2 izquierdo	Eslabon 2 I
	4.6 Eslabón 2 derecho	Eslabon 2 D
	4.6.1 Complemento eslabón 2	Complemento eslabon 2
	4.7 Eslabón 3	Eslabon 3
	4.8 Eslabón 4	Eslabon 4
	4.9 Soporte muslo	Soporte muslo
	4.10 Soporte pierna	Soporte pierna
4.11 Guía para soporte pie	Guía soporte pie	

Apéndices

Tipo	Descripción	Nombre del archivo
Apéndice 4 Planos pfd (No incluye piezas comerciales, continuación)	4.12 Corredera lateral (eslabón 5)	Corredera lateral
	4.13 Corredera principal (eslabón 5)	Corredera principal
	4.14 Tornillo de potencia	Tornillo potencia
	4.15 Soporte para tornillo de potencia	Soporte tornillo potencia
	4.16 Eje principal para eslabones	Eje principal
	4.17 Eje para corredera	Eje corredera
	4.18 Eje para eslabones	Eje eslabones
	4.19 Pata fija	Pata fija
	4.20 Pata móvil	Pata movil
	4.21 Barra separadora soporte muslo	Barra separadora
	4.22 Parte inferior del soporte del pie	Parte inferior pie
	4.23 Parte superior del soporte del pie	Parte superior pie
	4.24 Barra extensora para soporte del pie	Barra extensora pie
	4.25 Vista explosionada del dispositivo	EnsambleCompleto
	Apéndice 5 Animaciones	5.1 Movimiento del dispositivo
5.2 Movimiento del dispositivo con miembro inferior		Movimiento con pie
5.3 Ensamble del dispositivo completo		Ensamblaje dispositivo
Apéndice 6 Análisis Ansys	6.1 Análisis posición inicial	Analisis_posicion_inicial
	6.2 Análisis posición intermedia	Analisis_posicion_intermedia
	6.3 Análisis posición final	Analisis_posicion_final

Referencias

- [1] J. J. Ramos, F. J. López-Silvarrey, J. C. Segovia, H. Martínez y J. C. Legido, «Rehabilitación del paciente con lesión de ligamento cruzado anterior de la rodilla (LCA). Revisión,» *Revista internacional de medicina y ciencias de la actividad física y el deporte*, vol. 8, nº 29, pp. 62-92, 2008.
- [2] A. Aguado, *Historia de las Deficiencias*. Colección Tesis y Praxis., Madrid: Fundación ONCE, 1993.
- [3] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, *Las personas con discapacidad en México: una visión censal*, Aguascalientes, 2004.
- [4] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, *Censo de Población y Vivienda 2010: Cuestionario ampliado*, México, 2010.
- [5] IMSS, «El IMSS en cifras. Las intervenciones quirúrgicas,» *Revista médica del IMSS*, vol. 43, nº 6, pp. 511-520, 2005.
- [6] Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado, «Anuarios Estadísticos,» 06 Mayo 2016. [Online]. Available: <http://www.gob.mx/issste/documentos/anuarios-estadisticos>. [Accessed May 2016].
- [7] Instituto de Salud del Estado de México, «Instituto de Salud del Estado de México, Secretaría de Salud,» [Online]. Available: http://salud.edomexico.gob.mx/html/doctos/estadisticas/hospegresos/Principales%20Causas%20Lista%20GBD_2014.pdf. [Accessed May 2016].
- [8] P. Levangie and C. Norkin, *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, 5th ed., U.S.A: F.A. Davis Company, 2011.
- [9] R. L. Drake, A. W. Volg y A. W. Mitchell, *Gray Anatomía para estudiantes*, 3a ed., España: Elsevier España, 2015.
- [10] C. H. Taboada, *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*, 1a ed., Buenos Aires: AsociartART, 2007.
- [11] Medline Plus, «Enfermedades de rodilla,» [Online]. Available: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/kneeinjuriesanddisorders.html>. [Accessed October 2015].

- [12] E. Mora y R. De Rosa, *Fisioterapia del aparato locomotor*, Madrid: Editorial Síntesis, S.A., 1998.
- [13] R. Klapper y L. Huey, *Salud para tus rodillas*, Barcelona: Ediciones Robinbook Sl, 2006.
- [14] B. Barh, *Lesiones Deportivas: Diagnóstico, tratamiento y rehabilitación*, Tercera ed., Madrid: Médica Panamericana S.A., 2004.
- [15] C. Dym y P. Little, *El proceso de diseño en ingeniería: como desarrollar soluciones efectivas*, Limusa Wiley, Noriega Editores, 2008.
- [16] D. H. Myszka, *Máquinas y mecanismos*, 4a ed., México: Pearson Educación, 2012.
- [17] A. Ravidran, K. M. Ragsdell and G. V. Reklaitis, *Engineering Optimization, Methods and Applications*, 2nd ed., New Jersey: John Wiley and Sons, 2006.
- [18] A. E. Eiben and J. E. Smith, *Introduction to Evolutionary Computing*, 1st ed., Springer, 2003.
- [19] C. López y M. Ceccarelli, *Mecanismos: Fundamentos cinemáticos para el diseño y la optimización de maquinaria*, 1a ed., D.F: Trillas, 2008.
- [20] A. G. Erdman, *Diseño de mecanismos: Análisis y síntesis*, Tercera ed., México: Prentice Hall Hispanoamericana, S.A., 1998.
- [21] A. Taibo, *Geometría descriptiva y sus aplicaciones*, Madrid: Tebar Flores, 1983.
- [22] A. Barrientos, M. Álvarez, J. D. Hernández, J. Del Cerro y C. Rossi, «Modelado de cadenas cinemáticas mediante matrices de desplazamiento. Una alternativa al método de Denavit-Hartenberg,» *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, nº 9, pp. 371-382, 2012.
- [23] C. W. Radcliffe y C. H. Suh, *Kinematics and Mechanisms Design*, New York: John Wiley and Sons, 1978.
- [24] J. Saringer, "Continuous passive motion," Toronto Medical Corp, [Online]. Available: <http://www.continuouspassivemotion.org/>. [Accessed September 2015].
- [25] R. B. Salter, B. D. Simmonds, B. Malcom, E. Rumble, D. MacMichael and N. Clements, "The biological effect of continuous passive motion on the healing of full-thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in the rabbit," *Journal of bone and joint surgery*, vol. 62, no. 8, pp. 1232-1251, 1980.

- [26] R. B. Salter, «The physiologic basis of continuous passive motion for articular cartilage healing and regeneration,» vol. 10, n° 2, pp. 211-219, 1994.
- [27] S. W. O'Driscoll y N. J. Giorgi, «Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application,» *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, n° 2, pp. 179-188, March/April 2000.
- [28] W. Maloney, D. Schurman, D. Hangen, S. Goodman, S. Edworthy y S. Bloch, «The influence of continuous passive motion on outcome in total arthroplasty,» *Clin Orthop*, vol. 256, pp. 162-168, 1990.
- [29] C. Colwell y B. Morris, «The influence of continuous passive motion on outcome in total arthroplasty,» *Clin Orthop*, vol. 276, pp. 225-228, 1992.
- [30] *Manual de usuario de kinetec spectra essential, Enraf Nonius.*
- [31] Otto Bock HealtCare, *Danninger 480E pro knee CPM operations manual*, Canada, 2008.
- [32] R. Jidapa y U. Sumet, «Desing and Development of Touch Screen Based Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation,» de *Biomedical Engineering Internationl Conference*, Changai, Oct.15-17, 2011.
- [33] A. Wilkening, D. Baiden and O. Ivlev, "Assistive Control of Motion Therapy Devices based on Pneumatic Soft-Actuators with Rotatory Elastic Chambers," in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich*, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29-July 1, 2011.
- [34] C. Chen, J. Chiou and S. Tsai, "Intelligent Nonsingular Terminal Sliding Mode Control for Single-Degree-of-Freedom Knee Rehabilitation System," in *International Conference on Advanced Robotics and Intelligent Systems*, Tainan, Taiwan, May 31 - June 2, 2013.
- [35] *Training and mobility catalogue, Chattanooga*, 2013.
- [36] *CPM and Homecar catalogue, Chattanooga*, 2013.
- [37] C. A, *Diseño mecánico de una máquina para terapia de movimiento pasivo continuo en la rodilla*, Distrito Federal, 2009.
- [38] R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. González Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, Segunda ed., Guadalajara: Universidad de Guadalajara, 2007.

- [39] V. M. Soto y M. Gutierrez, «Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano,» *Revista motricidad*, vol. 2, pp. 169-189, 1996.
- [40] J. E. Shigley y J. J. Uicker Jr, Teoría de máquinas y mecanismos, México: McGraw-Hill/ Interamericana de México, S.A de C.V., 2001.
- [41] Lumetal, «lumetalplastic,» [Online]. Available: <http://www.lumetalplastic.com/calculadora-de-pesos/>. [Accessed October 2016].
- [42] A. y. M. Cuautitlan, «Aceros y Metales Cuautitlan,» [Online]. Available: <http://www.acerosymetalescuautitlan.com.mx>. [Accessed February 2017].
- [43] L. Osterkamp, "Current perspective on assessment og human body proportions of relevance to amputees," *Am Diet Association*, no. 95, pp. 215-218, 1995.
- [44] R. G. Budynas y J. Nisbett , Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, México: McGraw-Hill/Interamericana Editores, S.A. de C.V., 2008.
- [45] L. V. Vanegas, Diseño de elementos de máquinas, Colombia: Universidad Tecnológica de Pereira, 2011.
- [46] Alacermas, «alacermas.com,» [Online]. Available: www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6063_aluminio.pdf. [Accessed March 2017].
- [47] I. group, «Tablas técnicas del acero inoxidable,» Irestal Group, [Online]. Available: data.irestal.com/files/files/2012030204152933979.pdf. [Accessed March 2017].
- [48] NKS, «NKS de México,» [Online]. Available: http://www.nks.com/es/distribuidor_de_acero_inoxidable/acero_inoxidable_304.html. [Accessed March 2017].
- [49] R. L. Mott, Diseño de elementos de máquinas, México: Prentice Hall Hispanoamericana S. A., 2000.