



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

**DISEÑO DE UN MECANISMO PASIVO DE
REHABILITACIÓN DE RODILLA**

Autor

Valentina Rossi

Urb. Yuma II, calle N° 3. Municipio San Diego
Teléfono: (0241) 8714240 (master) – Fax: (0241) 8712394



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**DISEÑO DE UN MECANISMO PASIVO DE REHABILITACIÓN DE
RODILLA**

Trabajo de grado para optar al título de
INGENIERO MECÁNICO

Autor (a):
Valentina Rossi
C.I 26.969.578
Tutor:
Ing. Wilmer Sanz

San Diego, febrero 2023



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
COORDINACIÓN DE PASANTÍA Y TRABAJO DE GRADO

ACTA DE APROBACIÓN

INFORME FINAL DE PASANTÍA

TRABAJO DE GRADO

El jurado designado por la Facultad de Ingeniería para la evaluación del Informe Final de Pasantía o Trabajo de Grado titulado:

Diseño de un mecanismo pasivo de rehabilitación de rodilla

Realizado por el (la) Br. Valentine Rossi

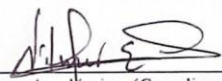
C.I. N° 26 969 578 cursante de la carrera de _____


hace constar después de analizar su contenido y oída la exposición oral, considera que el Informe Final o Trabajo de Grado ha obtenido la calificación de:

APROBADO

NO APROBADO

El Jurado


Tutor Académico (Coordinador)
Nombre: Wilmer Saiz
C.I.: 7132476


Jurado
Nombre: GIOVANNI PIZZELLA P.
C.I.: 4455859


Jurado
Nombre: FREDY BARRAGAN
C.I.: 11157678

Fecha 27 / 02 / 2023







REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

**CONSTANCIA DE APROBACIÓN PARA LA PRESENTACIÓN PÚBLICA DEL
TRABAJO DE GRADO**

Quien suscribe, Wilmer Sanz F., portador de la cédula de identidad N° 7.130.496, en mi carácter de tutor del trabajo de grado presentado por el ciudadano Valentina Rossi, portador de la cédula de identidad N° 26.969.578, titulado **DISEÑO DE UN MECANISMO PASIVO DE REHABILITACIÓN DE RODILLA**, presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero Mecánico, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe.

En San Diego, a los 15 días del mes de febrero del año dos mil veintitrés.

Wilmer Sanz F.

C.I: 7.130.496



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA

FI N 003 2022-2CR TG

Valencia, 18 de enero de 2023

Ciudadana:
ROSSI TORRES, LAUDE VALENTINA
26.969.578
Presente -


Cumplo con informarle que la comisión de Trabajo de Grado y Pasantías de la Facultad de Ingeniería en su reunión N° 11-2022 de fecha 16/09/2022 aprobó el proyecto de grado titulado:

Diseño de un mecanismo pasivo de rehabilitación de rodilla.

Presentado por ustedes como requisito para optar al título de Ingeniero Mecánico.

Se ratifica la designación del Tutor Académico que lo asesorará en el desarrollo de este proyecto a:
Ing. Wilmer Eduardo Sanz Fernández, titular de la cédula de identidad V- 7.130.496

Atentamente


Dra. Laura Aurora Sáenz Palencia
Decana de la Facultad de Ingeniería



c.c. Coordinación de Pasantías y Trabajo de Grado de la Facultad de Ingeniería

DEDICATORIA

A mi madre, principalmente que con su dedicación y ejemplo me enseñó a afrontar todas las Adversidades que se presentó en el camino por tus consejos todos los días porque nunca perdió la fe en mí, me dio fuerza cada segundo en la carrera, eres parte de este logro. No hay palabras que expresen lo inmensamente agradecida que me siento de tenerte conmigo.

A aquellos que hoy no están pero que fueron y serán parte importante de mi vida. A ellos les dedico todos mis logros porque sin ellos no fuese sido posible lograr este sueño.

A mi padre por estar presente a todo momento sin él no hubiera podido culminar mis estudios, sé que nunca me dejaste de acompañar

A todas aquellas personas que de una u otra manera pusieron su granito de arena para lograr este sueño.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente quiero agradecerle a Dios, por la salud que tengo porque pude finalizar este trabajo en una situación tan difícil, también por guiarme en este camino, darme las fuerzas para seguir adelante y por todas las bendiciones que me ha dado a lo largo de este recorrido.

También quiero agradecer a mi madre amada Francesca Rossy y mi padre Smith Torres agradezco a Dios por tenerlo allí para mí, quienes me criaron, me enseñaron los valores, y formaron desde pequeña. Además me apoyan y me apoyaron en esta etapa (al igual que siempre), me dieron todas las herramientas necesarias para conseguir lograr mis objetivos, por preocuparse por mí y dar lo mejor de ustedes para mí. Gracias por enseñarme tanto y ser mis tutores de vida, los amo.

A mis familiares lejanos por estar para mí de alguna manera, y los que están cerca por brindarme su apoyo.

A la Universidad José Antonio Páez y los profesores que conformar la Facultad de Ingeniería, que me formaron en la carrera y que dejaron una huella significativa en mí, en especial agradecer a los buenos profesores como Ing. Morella Barbera por confiar en mí y por sus consejos, Ing. Nelly Niño, Ing. Ana Avendaño Ing. Donato Romanello, Ing. Giovanni Pizzella, Ing. Freddy Barragán, Ing. Yndira Rodríguez y A mi tutor Ing. Wilmer Sanz por creer en mí, que dejaron su tiempo y conocimientos en mí, gracias por no rendirse y seguir formando grandes profesionales, ustedes son los verdaderos héroes.

Agradecer inmensamente a mi amigo incondicional Luigi Paolone por ayudarme incondicionalmente en esta última etapa con consejos, amistad y hospedaje en su círculo que hicieron que pudiera culminar con éxito esta etapa.

No puedo dejar de agradecerles a mis compañeros y amigos de promoción, mis colegas que son parte de mi nueva familia por compartir conmigo momentos únicos, cada uno de los integrantes por ser auténticos y aportar cada quien su esencia, sin ustedes este viaje no hubiera sido igual.

Al Dr. Ruben Lima por brindarme su apoyo y asesoramiento por la oportunidad de realizar mi tesis, facilitarnos la información médica necesaria para instruirme en el tema para desarrollar el proyecto.

Por ultimo pero no menos importante un agradecimiento muy especial a la Profesora Ing. Alicia de Pizzella por el tiempo dedicado y su apoyo incondicional a pesar de los obstáculos, usted vale su peso en oro.

Finalmente, agradezco a quien lee mi tesis, por permitir a mis experiencias, investigaciones y conocimientos, incurrir dentro de su repertorio de información mental.

ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO	pp.
ÍNDICE DE CUADROS	ix
ÍNDICE DE FIGURA	x
ÍNDICE DE TABLA	xii
RESUMEN INFORMATIVO	xiii
INTRODUCCIÓN	1
.	
CAPÍTULO	
I EL PROBLEMA	
1.1 Planteamiento del Problema.....	2
1.2 Formulación del Problema.....	6
1.3 Objetivos de la Investigación.....	6
1.3.1 Objetivo General.....	6
1.3.2 Objetivos Específicos.....	6
1.4 Justificación.....	6
1.5 Alcance y limitaciones.....	7
II MARCO TEÓRICO	
2.1 Antecedentes.....	8
2.1.1 Antecedentes Internacionales.....	8
2.1.2 Antecedentes Nacionales.....	10
2.2 Bases Teóricas.....	10
2.2.1 Anatomía funcional de la rodilla.....	10
2.2.2 Biomecánica de la rodilla.....	13
2.2.3 Tipos de Rehabilitación de la Rodilla.....	18
2.2.4 Programa especializado (solidworks).....	22
2.2.5 Antropometría.....	22
2.2.6 Teoría dinámica.....	24
2.2.7 Teoría de fallas.....	24
2.2.8 Aplicaciones del MEF en problemas de ingeniería.....	27
2.2.9 Mallado adaptativo.....	28
2.3 Definición de términos Básicos.....	28
III MARCO METODOLÓGICO	
3.1 Enfoque de la investigación.....	27
3.2 Tipo de la Investigación.....	27
3.3 Diseño de Investigación.....	27
3.4 Nivel de la Investigación.....	28
3.5 Población y Muestra.....	28
3.5.1 Población.....	28

3.5.2 Muestra.....	29
3.6 Técnica de recolección de datos.....	29
3.6.1 Revisión documental.....	29
3.7 Instrumentos de recolección de información.....	28
3.7 Técnicas de análisis de información.....	29
3.8 Validación y confiabilidad.....	29
3.9 Técnicas de análisis.....	30
3.10 Fases metodológicas.....	31
IV RESULTADOS	
4.1 Descripción de los dispositivos de rehabilitación existentes de la rodilla.....	37
4.2 Análisis de los aspectos anatómicos y fisiológicos del movimiento de los miembros de las extremidades inferiores en relación con las necesidades de rehabilitación y los ejercicios generalmente utilizados durante las terapias.....	41
4.2.2 Técnicas e instrumentos para la rehabilitación pasiva de rodilla.....	50
Selección del material adecuado para el diseño del mecanismo mediante pruebas simuladas por el software, entender el comportamiento estático del sistema junto con el material seleccionado	53
4.3 Propuestas de alternativa para selección del mejor material..	53
4.3.1.1 Lista de criterios y restricciones.....	53
4.3.1.2 Aplicación de los criterios y restricciones.....	53
4.3.2 Criterios de evaluación y escogencia de la propuesta.....	55
4.3.2.1 Lista de criterios y restricciones.....	55
4.3.2.2 Aplicación de criterios y restricciones.....	56
4.4 Diseño los accesorios y elementos que conforman el mecanismo para la rehabilitación de rodilla.....	78
4.4.1 Cálculos con tablas antropométricas.....	58
4.4.2 Dimensionamiento de las piezas.....	59
4.4.3 Dispositivo final.....	63
CONCLUSIONES.....	78
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	82
ANEXOS.....	84

ÍNDICE DE CUADRO

CUADRO		Pg
1	Alternativas. Características y materiales del material adecuado.....	52
2	Criterios y restricciones.....	53
3	Alternativa para el mecanismo más adecuado para el diseño.....	55
4	Lista de criterios y restricciones.....	56
5	Dimensión de las piezas.....	62
6	Mallado.....	73
7	Información sobre control de mallado.....	74

ÍNDICE DE FIGURA

FIGURA	Pg.
1 Síndrome doloroso regional complejo.....	3
2 Reemplazo total de prótesis de rodilla.....	5
3 Anatomía de la rodilla.....	11
4 Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano.....	14
5 Ejes de la rodilla.....	15
6 Movimientos de flexión y extensión.....	16
7 Rotación axial de la rodilla.....	17
8 Rehabilitación pasiva de la rodilla.....	18
9 Rehabilitación activa de la rodilla	19
10 Artromotor.....	21
11 Rehabilitador mecánico de rodilla.....	21
12 Rehabilitador electrónico de rodilla.....	22
13 Dimensiones antropométricas fundamentales que se necesitan para el diseño de una silla.....	23
14 Teoría del esfuerzo principal máximo.....	25
15 Dispositivo Kinetec Spectra.....	36
16 Dispositivo Danninger 480 E.....	37
17 Dispositivo de CMP para rehabilitación de rodilla.....	37
18 Dispositivo mediante actuadores neumáticos.....	38
19 Dispositivo de CPM de un solo grado de libertad.....	38
20 Dispositivo Optiflex 3.....	39
21 Dispositivo Artromot-K3.....	39
22 Máquina para terapia de CPM.....	39
23 Vista medial de la rodilla en flexión (derecha) y extensión.....	41
24 Vista superior de la tibia. Plátanos tibiales y meniscos.....	42
25 Vista anterior de la rodilla derecha. Tendón rotuliano y cóndilos.....	42
26 Vistas anterior y lateral de la rodilla derecha. Principales ligamentos..	43
27 Roll-back de la rodilla.....	43
28 Una fractura de meseta tibial severa.....	44
29 Ejercicios de flexión de rodilla.....	45
30 Isométricos de cuádriceps.....	45
31 Isométricos isquiotibiales.....	46
32 Potenciación vasto interno.....	46
33 Potenciación vasto interno.....	46
34 Flexión de rodilla (flexión).....	47
35 Flexión de rodilla (extensión).....	47
36 Potenciación isquiotibiales.....	48
37 Flexión de rodilla 2 (isquiotibiales).....	48
38 Flexión de rodilla sentada.....	49

39	Dispositivo CPM.....	50
40	Posición de la pierna con 0°, 90° y 140° de flexión.....	60
41	Esquema de cargas y distancias en los eslabones pierna y pie.....	61
42	Cuerpo del pistón.....	64
43	Pistón pequeño neumático para movimiento de la pierna.....	64
44	Corredera 1 dispositivo.....	65
45	Corredera 2.....	65
46	Corredera 3.....	66
47	Base inferior larga para dispositivo.....	66
48	Buje del pistón para corredera.....	67
49	Buje dos de pistón para corredera.....	67
50	Vástago.....	68
51	Base inferior de pistón grande.....	68
52	Vástago del pistón.....	69
53	Placa metálica para soportar la pierna.....	69
54	Base del pistón grande.....	70
55	Base de soporte para la camilla.....	70
56	Sujetador tipo L del dispositivo.....	71
57	Pin sujetador en el pistón.....	71
58	Pin 2 sujetador en el pistón.....	72
59	Diseño preliminar.....	72
60	Unión rígida del mallado.....	73
61	Control de mallado.....	74
62	Tensión de von Mises.....	75
63	URES: Desplazamientos resultantes.....	75
64	ESTRN: Deformación unitaria equivalente.....	76
65	P1: Primera tensión principal.....	76
66	Factor de seguridad.....	77
67	Deformada	77
68	Diseño final del dispositivo lado izquierdo.....	78
69	Diseño final del dispositivo lado derecho.....	78

ÍNDICE DE TABLA

TABLA		Pg
1	Selección de dimensiones estructurales del cuerpo y de peso en adultos	24
2	Comparación de Restricciones vs. Posibles Soluciones.....	53
3	Ponderación de criterios.....	54
4	Parámetros de puntuación.....	54
5	Ponderación de soluciones de acuerdo a criterios de selección.....	54
6	Evaluación de alternativa total.....	54
7	Comparación de Restricciones vs. Posibles Soluciones.....	56
8	Ponderación de criterios.....	57
9	Parámetros de puntuación.....	57
10	Ponderación de soluciones de acuerdo a criterios de selección.....	57
11	Evaluación de alternativa total.....	57



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**DISEÑO DE UN MECANISMO PASIVO DE REHABILITACIÓN DE
RODILLA**

Autor:

Valentina Rossi

Tutor: Ing. Wilmer Sanz

Fecha: febrero, 2023

RESUMEN

El presente trabajo de grado tiene como objetivo el desarrollo de un mecanismo pasivo de rehabilitación de rodillas. Esta propuesta se enfocó directamente en un solo objetivo el cual es lograr la mejora en la calidad de vida de las personas que sufran lesiones en la rodilla. El estudio se desarrolló bajo los lineamientos metodológicos de tipo proyecto factible, a su vez está apoyado en el diseño de investigación de campo y documental, ya que se analizó el problema directamente en el área de objeto de estudio de una forma sistemática; adicionalmente el nivel es de una investigación descriptiva. La población son todos los diferentes equipos de rehabilitación y la muestra son los equipos pasivos de rehabilitación de rodilla. La recolección de datos se realizó por medio de revisión documental libreta de contenidos, análisis de contenido. Del mismo modo se realizó la propuesta basada en aspectos anatómicos y fisiológicos de la articulación, movimiento de los miembros de las extremidades inferiores, estudio de materiales, diseño los accesorios y elementos. La investigación está enmarcada en la línea de investigación de ciencias cognitivas y aplicadas.

Descriptor: Rehabilitación, Mecanismo, Rodilla, CAD.

INTRODUCCIÓN

Cada año que pasa es más frecuente encontrar a personas que sufren lesiones muy graves en las rodillas, tanto por accidentes, por problemas genéticos o simplemente por desgastes presentes en esta articulación, esta última es habitual en personas de una edad avanzada, la rehabilitación de dichas lesiones lleva un proceso muy largo y doloroso, esto se debe a que la rodilla es una articulación muy importante y necesaria para poder caminar correctamente.

Para corregir lesiones en las rodillas es necesario recurrir a cirugías y como toda intervención quirúrgica requiere un proceso de sanación y recuperación posterior al procedimiento realizado, en la mayoría de los casos este tiempo es algo muy fuerte, ya que los afectados pierden masa muscular y por consecuencia se les dificulta mucho el reintegro a las actividades cotidianas. Es por ello que recurrir al uso de las nuevas tecnologías y a la ingeniería es una forma de brindarle una mejor calidad de vida a los seres humanos. Por medio del Diseño Asistido por Computadora (CAD), se pueden diseñar mecanismos que ayuden a cambiar la forma en la que los pacientes se recuperan de este tipo de lesiones.

Es importante destacar, que el proyecto reúne las características de un trabajo de campo, y se encuentra estructurado en cuatro (04) capítulos, los cuales se especifican a continuación:

Capítulo I: Se presenta el problema que conduce al desarrollo de la investigación, así como la formulación del problema, el objetivo tanto general como específico; por último, la justificación con los alcances y limitaciones del estudio.

Capítulo II: En este capítulo se desarrolla el marco teórico, se presentan los antecedentes de la investigación, con las bases teóricas referidas a la anatomía de las extremidades inferiores, la biomecánica de la rodilla y el mecanismo.

Capítulo III: Se despliega el marco metodológico, las fases metodológicas en donde se exponen las técnicas e instrumentos de recolección de datos utilizados para dar respuesta a los objetivos del estudio.

Capítulo IV: Se refiere al marco operacional y al análisis de resultados. Finalmente, se presentan las referencias bibliográficas y electrónicas que sirvieron de sustento para el desarrollo del presente trabajo de grado.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

Las operaciones de rodilla obligan al paciente a permanecer mucho tiempo en reposo, esto trae como consecuencia la pérdida de masa muscular y atrofia de los músculos, provocando inseguridad para moverse. Los ejercicios de extensión y flexión pasiva generalmente son conducidos por parte de un médico especialista en traumatología, un médico fisiatra y un 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.

La limitación de la movilidad de la rodilla tras una artroplastia es una grave alteración que provoca dolor y condiciona la biomecánica articular desde la posición estática hasta la deambulación, siendo la principal causa de insatisfacción en la cirugía protésica de rodilla. Los déficits de la extensión activa provocan una marcha con cojera ostensible que se manifiesta en dolor en la cara anterior de la rodilla y que, a medio plazo, afectará a las articulaciones vecinas de cadera y tobillos, así como a la columna lumbar.

La definición de rodilla rígida es muy variable, los médicos consideran con un arco de movimiento menor de 50° , pero Scranton (2014) considera rigidez una flexión menor de 85° , mientras Christensen (2014), con menos de 75° o una contractura en flexión de más de 15° o un arco de movimiento menor de 45° en cualquier momento del recorrido articular.

Entre las causas primarias de la rigidez articular se encuentran todas aquellas enfermedades que alteran la anatomía articular, como son la artrosis, la obesidad, la genética, las deformidades axiales, la espondilitis anquilopoyética, la artritis reumatoide juvenil o artritis o una infección articular posquirúrgica. Entre las causas secundarias asientan diferentes procesos patológicos que afectan a estructuras extraarticulares que pueden también alterar el arco de movimiento y crear confusión en cuanto a la causa principal o secundaria del origen de la rigidez, la movilidad de la cadera ipsilateral y las lesiones neurológicas sistémicas. (Ver figura 1)



Figura 1: síndrome doloroso regional complejo
Fuente MBA Blog.

El “**síndrome doloroso regional complejo**” tiene una prevalencia en cirugía de rodilla de hasta un 21% y es señalado como el causante de un elevado porcentaje de rodillas dolorosas posquirúrgicas sin causa aparente. La lesión de la rama infrapatelar del nervio safeno despierta, en cada caso, en cada situación y de forma muy individual, diferentes sensaciones locales que van desde la simple hipoestesia bien tolerada hasta el dolor insoportable en la cara lateral y anterior de la articulación.

Existe una íntima relación entre dolor y rigidez, por lo que la solución de este problema debe ser orientado hacia la eliminación de los probables focos de dolor, la percepción de otros factores externos que influyan en el problema, el diagnóstico de posibles errores en la cirugía local y el tratamiento personalizado de cada situación.

Las manipulaciones bajo anestesia en periodos precoces tras la realización de una artroplastia y con una falta de movilidad sin causa aparente pueden ser un excelente método como ayuda durante el periodo de rehabilitación, aunque no está exento de problemas y probablemente tenga que acompañarse de técnicas artroscópicas con buenos resultados. Existen análisis de requerimientos de movilidad que muestran la movilidad mínima para determinadas actividades. En fase oscilatoria de la marcha son 67° de flexión, para subir y bajar escaleras 83° y 93° para levantarse de una butaca. La prevalencia de esta complicación no está clara.

Refieren una tasa de 1,3%, con un promedio de 32 meses después de la intervención, en un estudio de 1.000 prótesis de rodilla primarias consecutivas. En cambio, otros autores

han establecido una tasa entre el 8 y el 12%. Dentro de las etiologías secundarias vamos a diferenciar los factores atribuibles a los pacientes y las que son debidas a errores técnicos de la intervención y complicaciones de la misma.

Una de las variables más importantes es la movilidad previa de la rodilla; los especialistas encuentran una disminución significativa de la movilidad en el preoperatorio en todos los pacientes que presentaron rigidez de rodilla tras la intervención. Pacientes obesos y con poca estatura también presentan con mayor frecuencia una disminución del arco de movimiento por pinzamiento de las partes blandas de la zona posterior de la rodilla. La tendencia a la formación de cicatrices queloides, así como desaxaciones preoperatorias, tanto en varo como en valgo, en pacientes jóvenes son factores que predisponen a una limitación de la flexión postoperatoria, incluso aunque la técnica quirúrgica sea perfecta.

La falta de colaboración con el programa de rehabilitación funcional y la poca tolerancia al dolor dificultan la obtención de unos parámetros aceptables de movilidad. Por último, pueden presentar una tendencia a la rigidez postoperatoria aquellos pacientes con problemas psicológicos, como depresiones importantes o abuso de psicofármacos o drogas, o trabajadores con conflicto de intereses económicos.

Probablemente, la mayoría de las rodillas rígidas después de una artroplastia son debidas a errores técnicos durante la intervención y una causa frecuente de limitación del arco de movilidad postoperatoria es por no liberar la cápsula posterior retraída, no extraer los osteofitos posteriores o tener los espacios en flexión y extensión mal equilibrados. Ante la realización de un corte distal femoral insuficiente, con la consiguiente disminución del espacio en extensión, probablemente aparecerá una limitación de la extensión con una rótula baja. Una altura inadecuada de la interlínea articular produce un desequilibrio ligamentoso a través del arco de movimiento que puede provocar por un lado contractura y por otra inestabilidad.

El aumento de la presión del aparato extensor se produce por el desplazamiento anterior del componente femoral, resección insuficiente de las facetas rotulianas y una mal rotación de los componentes femoral o tibial. Un sobredimensionamiento del componente femoral compromete la articulación femoropatelar y disminuye el espacio en flexión, con la

consecuente limitación de la flexión de la rodilla. Un componente tibial demasiado alto lleva a un aumento de la tensión en flexión y extensión, con lo que habrá la tendencia a producir una contractura en flexión con limitación de la misma. Una pendiente anterior del corte tibial lleva a limitar la flexión (ver figura 2).

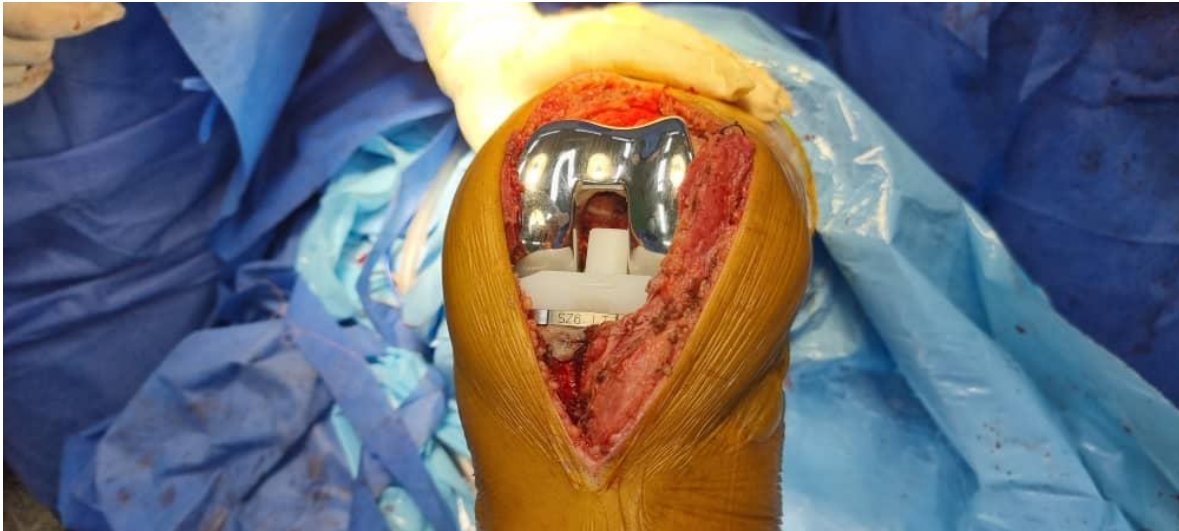


Figura 2: Reemplazo total de prótesis de rodilla.

Fuente Cortesía del Dr. Rubén Lima.

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.

1.2 Formulación del problema

¿De qué manera se puede contribuir, a través de la ingeniería, con la rehabilitación de rodilla?

1.3 Objetivo de la Investigación

1.3.1 Objetivo General

Diseñar un sistema de rehabilitación pasivo para rodilla.

1.3.2 Objetivos específicos

- Describir las características de los dispositivos de rehabilitación existentes de rodilla.
- Analizar los aspectos anatómicos y fisiológicos del movimiento de los miembros de las extremidades inferiores en relación con las necesidades de rehabilitación y los ejercicios generalmente utilizados durante las terapias.
- Seleccionar la funcionalidad del material adecuado para el diseño del mecanismo mediante pruebas simuladas por el software, entender el comportamiento estático del sistema junto con el material seleccionado.
- Diseñar los accesorios y elementos que conforman el mecanismo para la rehabilitación de rodilla.

1.4 Justificación

A nivel metodológico se justifica la investigación para un mecanismo de rehabilitación de rodillas. La articulación de rodilla es esencial para el sistema músculo esquelético 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 último de los cuales permite recuperar el movimiento de la articulación mediante ejercicios de extensión y flexión, ya sea de manera pasiva o activa.

Por otra parte, aunque los ejercicios de extensión y flexión pasiva generalmente son conducidos por un médico o especialista (fisioterapeuta), la dinámica de los avances

tecnológicos permite desarrollar dispositivos de rehabilitación pasivos enfocados en la recuperación del movimiento en la articulación, por medio de la extensión y flexión de rodilla, con una capacidad de giro que típicamente alcanza los 120°. Este argumento, por sí solo justifica el presente trabajo, aún sin añadir que se pretende llevar el rango de movimiento (ROM) al nivel de los 140° a 150°, mismo que puede requerirse en procesos de rehabilitación especiales, como es el caso de atletas de alto rendimiento después de cirugías de ligamento cruzado completo.

1.5 Alcance y Limitaciones

Alcance

La investigación consiste en diseñar un rehabilitador activo de rodilla. Empleando un programa basado en el MEF (Método de los elementos finitos), a manera de evaluar el estado de esfuerzos y desplazamientos a los cuales se pueda someter dicho dispositivo.

Limitaciones

Durante el desarrollo de la investigación pueden surgir limitaciones como la dificultad de poder acceder a diseños de mecanismos con la intención de lograr optimizar y mejorar el diseño del dispositivo para la articulación de rodilla. El diseño se realizará 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. Es un campo amplio ya que es una articulación muy delicada y compleja, por lo que se necesita la ayuda de un traumatólogo y un especialista terapeuta para la realización de esta investigación.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

En toda investigación, se hace indispensable la consulta de bibliografías, las cuales proporcionan las bases teóricas sobre las cuales se ha de fundamentar la investigación, Sabino (2010), señala que las bases teóricas o teorías del estudio, “deben ser planteadas al igual que el problema desde el contexto macro al particular”, (p.102). Para el presente trabajo se extrajo información de diversas bibliografías que servirán de apoyo para la comprensión de los diferentes conceptos que en ella se manejan, partiendo de teorías centrales, tales como la Anatomía y Fisiología de la articulación de rodilla, así como de la Cinemática y la Dinámica, como áreas de la Física que fundamentarán el diseño que se pretende.

2.1. Antecedentes de la Investigación

Los antecedentes representan una indagación bibliográfica de trabajos anteriores, que tiene pertinencia con las variables en estudio. Para Arias (2012) los antecedentes son “investigaciones realizadas anteriormente que guardan alguna vinculación con problema de estudio” (p.39) Se refiere a los estudios previos que tienen relación con el tema y que sirven de soporte teórico y metodológico para la investigación.

2.1.1 Antecedentes Internacionales

En el desarrollo de la tesis doctoral realizada por Juan Carlos Villanueva Vergara en la Universidad Autónoma de México en el año 2017 cuyo título fue “**Diseño de un dispositivo para rehabilitación de rodilla mediante la optimización de mecanismos**”, para optar al título de Maestro en ciencia de la Ingeniería cuya investigación tuvo como objetivo específico una investigación acerca la síntesis óptima de mecanismos que 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 en detalle cada uno de los mecanismos propuestos.

En el 2018 en la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, inició el proyecto Colciencias “**Desarrollo de un exoesqueleto robótico de miembros inferiores para la rehabilitación de la marcha: exoesqueleto AGoRA - (Contrato 801-2017)**”. El proyecto empezó con el diseño de un exoesqueleto activo el cual está hecho en duraluminio con segmentos ajustables y lo conforma diferentes dispositivos, como lo son actuadores, drivers y sensores. Cada articulación es un módulo el cual posee los diferentes dispositivos.

El grupo de investigación Gibiome y el semillero de ingeniería de rehabilitación de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito está desarrollando diferentes investigaciones alrededor de un exoesqueleto activo de miembro inferior, el cual está diseñado para hacer parte de una plataforma de robótica ajustable para rehabilitación de marcha y asistencia (AGoRA). El exoesqueleto fue diseñado como una manera de rehabilitación para pacientes que hayan sufrido de un accidente cerebrovascular (ACV). Consta con 6 grados de libertad y está hecho en su mayor parte en duraluminio, además posee sensores y actuadores. Actualmente se están desarrollando tres estudios para observar la eficacia del exoesqueleto en la terapia física.

Para ello se están desarrollando varias terapias para pacientes que hayan sufrido de un ACV. Una de ellas está enfocada en la rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo mientras el paciente está en estado estacionario, el cual consiste en ejercicios de flexión y extensión de la rodilla con asistencia del exoesqueleto mientras el paciente está sentado. Otra de estas terapias también está enfocada en la rehabilitación de rodilla, pero en marcha, donde el paciente usará el exoesqueleto en diferentes modos (transparencia y asistencia), mientras camina en una banda sin fin, este también se realiza en pacientes sanos con el fin de observar que el exoesqueleto no afecta los patrones normales de marcha.

El anterior estudio se desarrolla también, con personas sanas. Estos estudios tienen unos indicadores como: activación muscular (EMG) relacionada con las actividades realizadas en la terapia, patrones de marcha, nivel de espasticidad según la escala de Ashworth (En dado caso de que sean participantes patológicos). En este trabajo, cada protocolo se basó en el estado del arte de estudios anteriores los cuales realizaron terapias con exoesqueleto de miembro inferior y tenían indicadores para demostrar la influencia del exoesqueleto.

En un artículo de investigación de la revista mexicana de Ingeniería Biomédica Vol. 35, No. 1, abril 2014, pp. 13-28, se desarrolló un **Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla**, Los exoesqueletos son sistemas electro-mecánicos acoplados a las extremidades del cuerpo humano enfocados al incremento de su fuerza, velocidad y rendimiento principalmente.

Las principales aplicaciones son en la milicia, en la industria y en la medicina, en particular se pueden utilizar para la rehabilitación de las extremidades. En este artículo se presenta un exoesqueleto de dos grados de libertad para realizar ejercicios de rehabilitación en tobillo y rodilla. El diseño y construcción del exoesqueleto está basado en la instrumentación y control de una ortesis del miembro inferior derecho. El Exoesqueleto utiliza sensores que estiman la fuerza producida por el humano y se encuentran acoplados a los actuadores SEA (Series Elastic Actuator) que se utilizan para amplificar la fuerza humana. La amplificación de

la fuerza puede aumentarse o disminuirse según se necesite, permitiendo al usuario una mejora evolutiva hasta llegar a la rehabilitación. Además, mediante sensores se estima la posición y velocidad angular de las articulaciones, que se utilizan para controlar el movimiento de la pierna.

En resumen, el objetivo perseguido es de contar con un diseño propio de bajo costo de un exoesqueleto que ofrezca una disminución en el esfuerzo requerido por el usuario para mantenerse en pie y hacer algunos ejercicios de rehabilitación estáticos independientes como flexionar y extender la pierna derecha o izquierda.

2.1.2 Antecedentes Nacionales

Una investigación relacionada al trabajo de grado fue la realizada por Damo Paolo en la Universidad de Carabobo en el año 2012, mediante el “**Diseño de un rehabilitador de rodilla.**”, para optar el título de Ingeniero Mecánico esta investigación tuvo como objetivo principal el diseño de un rehabilitador de rodilla de doble postura. Para ello se plantearon dos alternativas de solución basadas en las características esperadas y las limitaciones para la cual debe operar el rehabilitador. En base a la alternativa que ofrece mayores ventajas, se llevó a cabo la selección de la mejor solución. Cabe destacar que para establecer las dimensiones del rehabilitador se consideraron las características antropométricas de los individuos venezolanos.

2.2 Bases Teóricas

Para lograr una mayor comprensión del presente estudio, a continuación, se expondrán una serie de conceptos pertinentes al propósito de la investigación, al respecto Arias, 2012 refiere que:

Las bases teóricas se refieren al desarrollo de los aspectos generales del tema, los cuales comprenden un conjunto de conceptos y proposiciones que constituyen un punto de vista o enfoque determinado, dirigido a explicar el fenómeno o problema planteado por el investigador. (p.110).

Es por ello que definir las bases teóricas requiere la capacidad de identificación, descripción, distinción y evaluación a fin de establecer la categoría requerida en la investigación.

2.2.1 Anatomía funcional de la rodilla

La rodilla es la articulación que une el fémur con la tibia, pero, debido a la diferente dirección de las diáfisis de ambos huesos, dicha unión forma un ángulo obtuso, abierto lateralmente, de entre 170° y 175°, llamado valgo fisiológico. La disminución de dicho ángulo se conoce como genu valgo, mientras que su aumento y, sobre todo, su inversión, es la condición

conocida como genu varo. Vistos de perfil, fémur y tibia se encuentran en alineación, salvo en ciertas circunstancias conocidas como genu recurvatum en las que existe un ángulo obtuso de alrededor de 175° abierto hacia adelante. La rodilla es la mayor y la más compleja de las articulaciones del cuerpo humano.

Desde un punto de vista funcional ha de conjugar dos objetivos casi excluyentes entre sí, como son la gran estabilidad y resistencia al peso que tiene que soportar y la movilidad suficiente para trasladarlo. Desde un punto de vista estructural, la rodilla está constituida por dos articulaciones reunidas por una cápsula común: la femorotibial dividida, a su vez, en un compartimiento interno y otro externo y la femorrotuliana, situada en la parte anterior del complejo articular (ver figura 3).



Figura 3. Anatomía de la rodilla
Fuente: Camde (2019).

“La rodilla es una articulación, que se apoya en los músculos y ligamentos y que está revestida de cartílagos, está expuesta a una serie de lesiones”. (Clínica de traumatología y fisioterapia en Málaga, 2019) Las lesiones más comunes que se presentan en deportistas son:

✚ Esguince medial.

Se produce a raíz de un estiramiento o desgarró de los ligamentos (que son las bandas de tejido que conectan los huesos entre sí y en la rodilla existen 4 tipos) y se pueden producir por una torcedura forzada de la rodilla, al caer de mala manera después de saltar o a raíz de un golpe en el lado interno de la rodilla, entre otros factores. Su recuperación es médica y no necesita intervención quirúrgica.

Los esguinces de rodilla se gradúan de acuerdo con su severidad:

- Grado 1: Estiramiento y micro-desgarro del tejido del ligamento.

- Grado 2: Desgarro parcial del tejido del ligamento. Ligera inestabilidad de la articulación cuando se examina.
- Grado 3: Desgarro severo o completo del tejido del ligamento.

✚ Ligamento cruzado anterior (LCA).

El LCA es aquel que conecta el hueso tibia (hueso que soporta la mayor cantidad de peso en la parte inferior de la pierna) al fémur (muslo) y el cuál es frecuentemente lesionado en deportes de contacto. Los síntomas iniciales incluyen dolor e hinchazón casi inmediata. Es una lesión grave, que requiere operación y su proceso de rehabilitación alcanza en promedio los 6 meses.

✚ Rotura de Meniscos

El menisco es un amortiguador, y como tal se desgasta con el tiempo. En otros casos se lesiona producto de la compresión y torsión de la rodilla. Es operable y allí se reseca el fragmento en forma artroscópica. Se extrae parte del menisco roto y en algunas ocasiones solo es necesario suturar el menisco dañado. Su recuperación va de 1 a 3 meses.

✚ Lesión de Cartílago

El cartílago es una cubierta de tejido que cubre toda la articulación, y que evita el roce en la misma. Ésta cubierta puede alterarse por causas mecánicas, es decir, por golpes, giros bruscos o sobrecargas continuas; por lesiones asociadas (LCA o de menisco) o por alteraciones de la rótula. El cartílago no tiene un grado de cicatrización alto. Una rotura puede formar grietas que terminan liberando fragmentos de cartílago en el espacio articular, que son los denominados cuerpos libres. Este cuerpo libre termina trabando la rodilla, por lo que es necesario extraerlo. Durante la operación, además, se pule y alisa la zona donde se ha producido la lesión. El desgaste que sufre el cartílago termina generando una artrosis.

✚ Rotura Tendón Rotuliano

Los tendones son parte del llamado tejido conectivo del organismo, que, junto a los tejidos óseo y muscular, forman parte de la estructura básica y fundamental de nuestro sistema locomotor. Es por ello que los tendones trabajan permanentemente en el movimiento del cuerpo.

Las causas más frecuentes de este tipo de lesiones son por repetición sobre la rodilla, como por ejemplo en saltos y que se da en deportes como el básquetbol, vóleybol, tenis y fútbol, entre otros. También en trotes sobre superficies muy duras, y el uso de calzado deportivo sin la capacidad de absorber impactos adecuadamente. Estas lesiones se encasillan dentro de una denominación clásica dentro de la traumatología deportiva, que son las llamadas "lesiones por sobreuso".

2.2.2 Biomecánica de la rodilla

Básicamente, la rodilla tiene un solo grado de libertad de movimiento, flexión y extensión; estos movimientos permiten que la rodilla ajuste la distancia entre el cuerpo y el suelo, lo que se logra acercando o alejando la punta de la pierna de su base, aunque la cadera esté más cerca o más alejada. Por tanto, en este sentido primario de libertad, la rodilla también tiene un segundo sentido de libertad, que se produce únicamente en la flexión, un movimiento de rotación alrededor del eje longitudinal de la pierna. Desde un punto de vista mecánico, la articulación de la rodilla es extraordinaria porque realiza dos funciones opuestas.

- Posee estabilidad cuando se encuentra en extensión completa, este punto es donde la rodilla soporta el peso del cuerpo.
- También posee gran movimiento en la flexión, a que durante el camino debe proporcionarle al pie una buena orientación.

Planos y Ejes de Movimiento en el Cuerpo Humano

Para describir la biomecánica de la articulación de la rodilla y de cualquier otra articulación, se deben considerar los planos y ejes a los que se atribuyen los distintos movimientos (ver figura 4). Por lo tanto, existen diferentes términos para indicar los tres planos mutuamente perpendiculares en los que se produce la mayor parte del movimiento articular; estos sistemas ortogonales se pueden definir a partir del punto común de intersección de los planos, que se puede definir como el centro de la unión ensayada o el centro de masas de todo el cuerpo. Por lo tanto, existen tres planos de movimiento en el cuerpo humano:

- Plano Sagital: es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiéndolo en una mitad derecha y una mitad izquierda, también es llamado como plano anteroposterior.
- Plano Frontal: al igual que el plano sagital es un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior, también es conocido como plano coronal.
- Plano Horizontal: divide el cuerpo en mitades superior e inferior, es también conocido como plano transversal.

Los movimientos en las articulaciones del sistema musculo esquelético son principalmente movimientos de rotación y ocurren en líneas perpendiculares al plano de movimiento. Por lo tanto, esta línea se llama eje de rotación; Se pueden definir tres ejes de rotación en la intersección de los ejes de movimiento anteriores.

- Eje Sagital: Pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo, es formado por la intersección del plano sagital con el plano horizontal.
- Eje Frontal: pasa a nivel de izquierda a derecha y es formado por la intersección de los planos frontal y horizontal.
- Eje Vertical o Longitudinal: pasa verticalmente de la mitad inferior a la superior del cuerpo, siendo formado por la intersección entre los planos sagital y frontal.

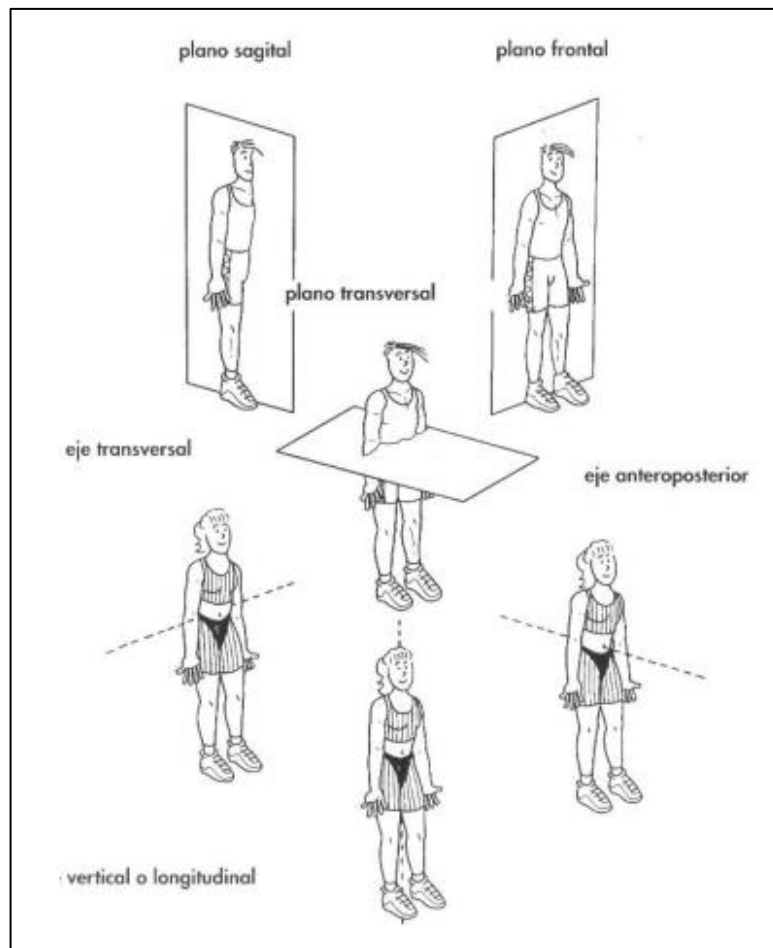


Figura 4. Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano.

Fuente: //catarina.udlap.mx

Ejes de la Rodilla

La flexión y extensión de la articulación de la rodilla se realiza en el eje transversal del plano sagital, mientras que cuando se ve desde el plano frontal, el eje transversal se cruza con el nivel de los cóndilos femorales. Este eje es horizontal y forma un ángulo de 81° con el muslo y de 93° con la pierna. Por la misma razón, cuando la rodilla está completamente doblada, el eje de la pierna no está directamente detrás del eje del fémur. Este eje no está situado

directamente sobre la línea de extensión del benax y forma un ángulo obtuso hacia fuera de 170° - 175° , que es el valgus fisiológico de la rodilla; por lo tanto, el eje mecánico del miembro inferior está conectado a 3 articulaciones (articulación de la cadera, articulación de la rodilla y articulación del tobillo) en medio de una línea recta. Este eje está conectado con el eje de la pierna, por otro lado, el eje mecánico forma un ángulo de 6° con respecto al eje del fémur. Por lo tanto, el ángulo en valgus puede tener diferencias patológicas además de las diferencias de género, ya que las mujeres tienen un mayor ángulo en valgus debido a la mayor distancia de la cadera; la separación es en el eje mecánico y la línea vertical perpendicular al eje transversal forma un ángulo de 3° entre ellos. Estos cambios ocurren principalmente en la infancia, y el crecimiento dicta su corrección. Sin embargo, pueden continuar hasta la edad adulta.

Como se mencionó anteriormente, la otra dirección del movimiento de la rodilla ocurre solo en flexión; el eje de rotación de este movimiento es el eje longitudinal porque la mecánica evita que este movimiento se expanda. La rodilla tiene un tercer eje (figura 5), pero no implica movimiento, solo un ligero desplazamiento lateral de la rodilla en flexión del eje; este movimiento no afecta a la rodilla, pero transfiere cierta movilidad a la rodilla en flexión del tobillo con una amplitud de 1-2 cm. (ver figura 5).

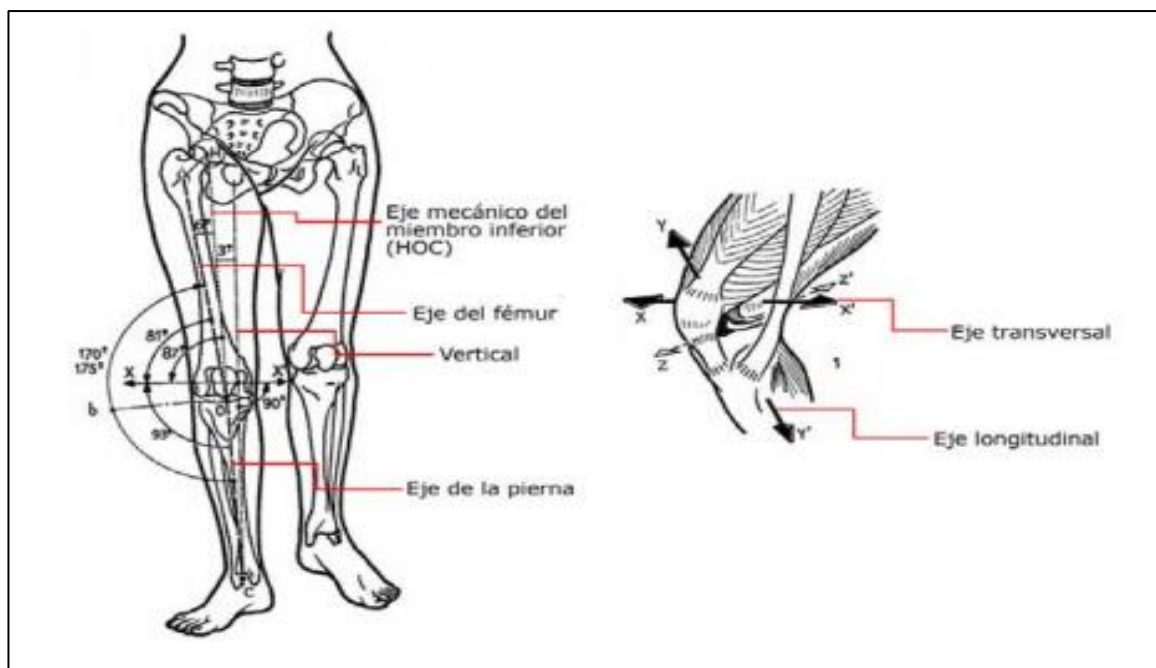


Figura 5: Ejes de la rodilla

Fuente: //catarina.udlap.mx

Flexión y Extensión

Este es el principal movimiento de la rodilla, y su amplitud debe medirse desde la posición de referencia, cuando el eje de la pierna está en extensión con el eje del fémur, cuando el miembro inferior está en su máxima longitud (ver figura 6).

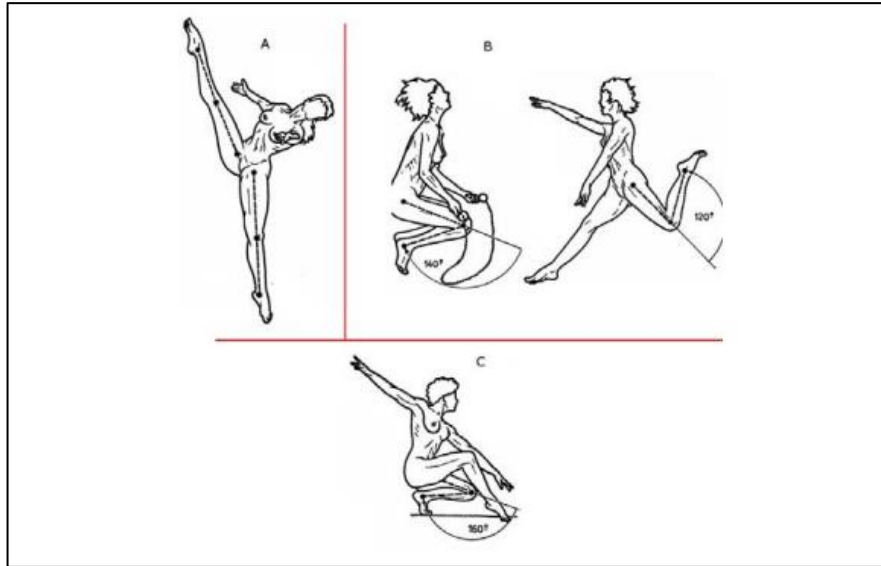


Figura 6: Movimientos de flexión y extensión

Fuente: //catarina.udlap.mx

- Extensión: Es el movimiento de la parte posterior de la pierna alejándose del muslo, de hecho, cuando se alcanza la máxima extensión en la posición de referencia, la pierna no está en extensión absoluta. Por otro lado, a partir de la máxima extensión, es posible pasar pasivamente de 5° a 10° de extensión, lo que se denomina hiperextensión. Además, la extensión activa es cuando la rodilla está en extensión activa, generalmente no va más allá de la posición de referencia, dependiendo de dónde estén las articulaciones de la cadera, en realidad la extensión de la cadera que ocurre antes de que la rodilla se prepare para la extensión final.

Por el contrario, la extensión relativa es el movimiento adicional de la rodilla que se extiende desde cualquier posición; este es el movimiento normal de la rodilla al caminar cuando la extremidad oscilante está hacia adelante y toca el suelo.

- Flexión: Este movimiento es lo opuesto a la extensión, donde la parte posterior de la pierna se acerca a la parte posterior del muslo en un movimiento de flexión llamado flexión absoluta, que se produce a partir de una posición de referencia y un movimiento de flexión relativa que se encuentra en cualquier posición de flexión.

La flexión activa de la rodilla solo alcanza los 140° cuando las caderas ya están flexionadas, y solo los 120° en la extensión de la cadera porque los isquiotibiales no son

tan efectivos en la extensión de la cadera; por lo tanto, en la flexión pasiva, la rodilla puede flexionarse 160° , permite el contacto talón-cadera, el control de la libertad de flexión de la rodilla, que generalmente está limitada solo por los músculos del muslo, los músculos de la pantorrilla.

Rotación de la Rodilla

Como se mencionó anteriormente, este movimiento ocurre solo durante la flexión, donde el eje de movimiento es el eje longitudinal de la articulación de la rodilla, esta rotación se puede medir cuando el sujeto se dobla 90° y se sienta en el borde de una silla o mesa con una pierna. Cuando una persona está en la posición de referencia, los dedos de los pies están ligeramente ensanchados. Además, tiene rotación tanto interna como externa, la primera gira los dedos hacia adentro cuando el pie está en aducción, y esta rotación es de 30° , mientras que la segunda hace lo contrario, haciendo que los dedos estén más hacia afuera de lo normal, lo que ocurre en abducción del pie.

La cantidad de esta rotación depende de cuánto se doble la rodilla; por ejemplo. Flexión normal de 40° , rotación externa de 32° con flexión de pantorrilla de 30° y rotación externa de 42° con flexión de pantorrilla derecha de 90° . La rotación de la rodilla tiene un movimiento pasivo que permite una mayor rotación, $45^\circ - 50^\circ$ cuando el pie gira hacia afuera y $30^\circ - 35^\circ$ cuando el pie gira hacia adentro. Finalmente, existe una rotación de la articulación de la rodilla que puede considerarse automática, denominada rotación axial, que se produce de forma involuntaria e inevitable durante los movimientos de flexión y extensión, especialmente al final de la extensión y al inicio de la flexión; cuando la rodilla está estirada Rotación externa, rotación interna cuando la rodilla está doblada (ver figura 7).

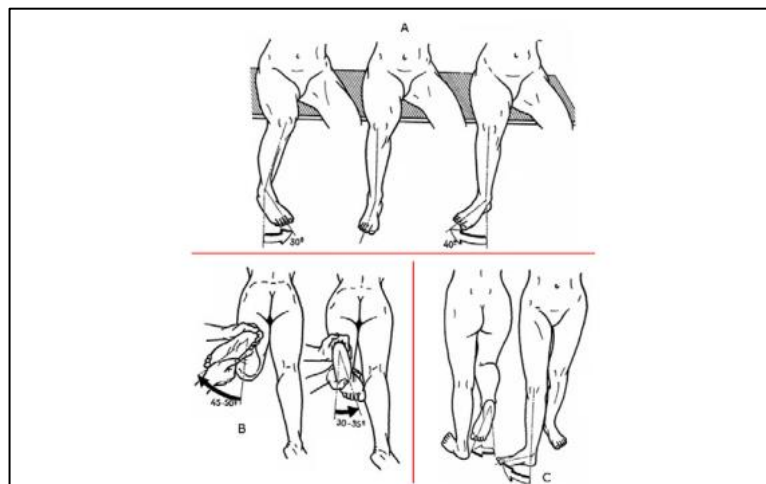


Figura 7: Rotación axial de la rodilla

Fuente://catarina.udlap.mx

2.2.3 Tipos de Rehabilitación de la Rodilla

Las lesiones de la articulación de la rodilla, como todas las demás lesiones, se tratan de forma conservadora o quirúrgica, según la gravedad de la lesión. Comienza temprano en las horas posteriores a la cirugía, la llamada fase de recuperación inmediata, y tiene una duración de varias semanas de forma individual (la duración total del tratamiento depende de la evolución específica de cada paciente) hasta la recuperación completa.

Independientemente de la edad o el sexo de la población afectada, existen muchas causas de dolor de rodilla y limitaciones más o menos funcionales. Los más comunes son los desgarros de ligamentos, desgarros musculares, envejecimiento del cartílago, artritis, reumatismo e incluso infecciones. Si este tipo de enfermedad provoca pérdida de movimiento articular, necesitamos rehabilitación tanto pasiva como activa para restaurar la función completa de la articulación o al menos el máximo rango de movimiento posible. En los peores casos, se requiere cirugía para reparar los tejidos internos, o incluso un dispositivo mecánico para reemplazar parte o la totalidad de la articulación.

Existen algunos tipos de rehabilitación de la rodilla, estos son:

- **Rehabilitación Pasiva:** Los movimientos pasivos ayudan a relajar las estructuras fibrosas que pueden contraerse o tirar, manteniendo el rango de movimiento activo e intacto. Las articulaciones también son populares para el ejercicio porque el estiramiento de los tejidos conectivos evita la rigidez de las articulaciones y otras restricciones causadas por adherencias y contracturas en diferentes planos de tejido, manteniendo así su flexibilidad (ver figura 8).



Figura 8: Rehabilitación pasiva de la rodilla

Fuente: efisioterapia (2011)

- **Rehabilitación Activa:** Después de una lesión o cirugía de rodilla, se debe recuperar toda la fuerza de la pierna para garantizar un regreso seguro a la vida diaria y las actividades deportivas. Un programa integral de rehabilitación de rodilla tiene como objetivo restaurar la fuerza, la resistencia, la flexibilidad, el equilibrio y la agilidad normales (ver figura 9).



Figura 9: Rehabilitación activa de la rodilla
Fuente: efisioterapia (2011)

- **Artromotor:** Es una férula activa motorizada que proporciona movimiento continuo de la articulación de la rodilla y complementa el tratamiento médico terapéutico en clínicas y consultorios médicos. La técnica utilizada se denomina terapia de ejercicios, en la que se obliga al paciente a mover la articulación mediante un dispositivo articulado.

Ventajas del uso del Artromotor

Ser capaz de evitar lesiones provocadas por parálisis por movimiento articular indoloro, así como:

- ✓ Favorece la regeneración de la rodilla con buenos resultados funcionales.
- ✓ Mejorar el metabolismo en las articulaciones. Prevenir la rigidez de las articulaciones.
- ✓ Regeneración de áreas de cartílago y ligamentos dañados.
- ✓ Rápida reabsorción del derrame.
- ✓ Mejorar la circulación sanguínea y el sistema linfático.
- ✓ Prevenir edemas y embolias.

Los entrenadores de articulaciones se recomiendan para todas las lesiones de rodilla, condiciones postoperatorias y enfermedades de las articulaciones, tales como:

- ✓ Torceduras y moretones.
- ✓ Artrotomía, artroscopia y artrólisis.

- ✓ Actividades articulares postoperatorias.
- ✓ Reconstrucción de enlaces.
- ✓ Implante protésico.
- ✓ Patelectomía y meniscectomía.
- ✓ Cirugía de tejidos blandos en articulaciones.
- ✓ Osteotomía correctiva.

Un artromotor (ver figura 10) es un aparato que, gracias a una correcta alineación anatómica, un buen desarrollo físico y programación, mejora el estadio articular en el que nos encontramos y permite que la articulación de la rodilla realice movimientos de flexión-extensión en el rango de -10° a 120° . Todas las partes de la articulación en contacto directo con el usuario están anatómicamente diseñadas para adaptarse perfectamente al miembro tratado. Es importante realizar una prueba de vacío para garantizar el rango de movimiento adecuado de la articulación para evitar una flexión agresiva y un rango de extensión que la rodilla no puede soportar.

Lo primero que tuvimos que ajustar fue la pantorrilla, el muslo y el soporte y la almohadilla de soporte de inclinación del pie, y luego configuramos el grado de extensión, flexión, velocidad y pausa controlando y programando el dispositivo. Nos gustaría hacer esto después de cada movilización en serie. Los valores posibles para la configuración de Artromotor son:

- ✓ Se extiende de -10° a 115°
- ✓ Estas curvas de -5° a 120°
- ✓ Aumento de velocidad de 5% a 100% en incrementos de 5%
- ✓ Tiempo de pausa establecido de 1 segundo a 59 segundos



Figura 10: Artromotor

Fuente: Medical expo (2022)

- Modelos de Rehabilitadores Activos de Rodilla: Hay varios tipos de dispositivos de rehabilitación activa en el mercado hoy en día, incluidos los electrónicos y mecánicos (ver figuras 11 y 12). Se utilizan cuando el paciente es capaz de realizar por sí mismo movimientos que desafían la gravedad, de modo que no necesita ayuda.



Figura 11: Rehabilitador mecánico de rodilla

Fuente: Dreamtime (2022)



Figura 12: Rehabilitador electrónico de rodilla
Fuente: Dreamtime (2022)

2.2.4 Programa especializado (SOLIDWORKS)

SOLIDWORKS es un software de diseño que permite de forma rápida el moldeado mecánico en 2D y 3D. Con esta tecnología se forjan piezas y se elaboran planos. En otras palabras, cualquier idea que esté en tu mente se plasma y puede convertirse en realidad. Los avances médicos van acompañados de normas cada vez más estrictas, de la búsqueda de resultados más precisos y de tratamientos médicos con mayor efectividad.

Esta es la combinación perfecta para que se requiera de más tiempo en el desarrollo de los productos. La simulación de productos médicos con SOLIDWORKS trabaja en función de la reducción de esos tiempos. Esto con la finalidad de aprovechar las nuevas tecnologías, que lleguen lo más pronto posible al sector salud y cumplan con el objetivo principal: la recuperación de los pacientes. Salvar vidas es la premisa en la industria de la medicina, una tarea compleja que se facilita cuando se cuenta con productos y herramientas innovadores. Son estos algunos de los casos más destacados en la simulación de productos médicos que están dejando una huella en la industria de la salud:

- Oximetría de pulso y fototerapia para recién nacidos
- Incubadora inflable
- Silla de ruedas de libertad
- Diagnóstico rápido del ébola
- Sensores táctiles que imitan el dedo humano

2.2.5 Antropometría

Para la presente investigación se hace necesario conocer los aspectos antropométricos asociados con el cuerpo humano, específicamente al miembro inferior a manera de establecer las dimensiones más apropiadas al dispositivo a diseñar.

La antropometría se considera a como la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano, con el fin de establecer diferencias entre individuos, grupos, razas, entre otros.

Las dimensiones del cuerpo humano varían de acuerdo al sexo, edad, raza, nivel socioeconómico, entre otros; por lo que esta ciencia dedicada a investigar, recopilar y analizar estos datos, resulta una directriz en el diseño de los objetos y espacios arquitectónicos, al ser estos contenedores o prolongaciones del cuerpo y que por lo tanto, deben estar determinados por sus dimensiones. Estas dimensiones son de dos tipos esenciales: estructurales y funcionales. Las estructurales son las de la cabeza, troncos y extremidades en posiciones estándar. Mientras que las funcionales o dinámicas incluyen medidas tomadas durante el movimiento realizado por el cuerpo en actividades específicas (Panero y Zelnik, 1995).

Las mediciones de diferentes características del cuerpo pueden tener alguna aplicación específica, aunque sea para diseñar petos protectores para árbitros de béisbol, auriculares entre otros. Sin embargo, las mediciones de ciertas características del cuerpo tienen probablemente una utilidad bastante general, y los datos resumidos de algunas de estas características se presentarán con propósitos de ejemplificación. Estos datos proceden de una investigación efectuada por el United States Public Health Service (Servicio de Sanidad Pública de los Estados Unidos); expresados en los porcentajes 5% y 95%. Se debe recordar que estos valores cubren edades que oscilan entre los dieciocho y los setenta y nueve años como se observa en la tabla 1 y en la figura 13 (Panero y Zelnik, 1995).

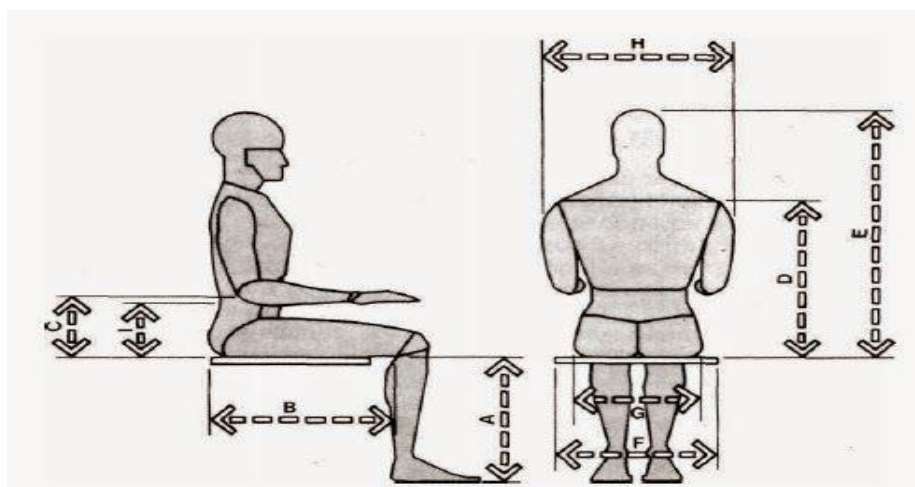
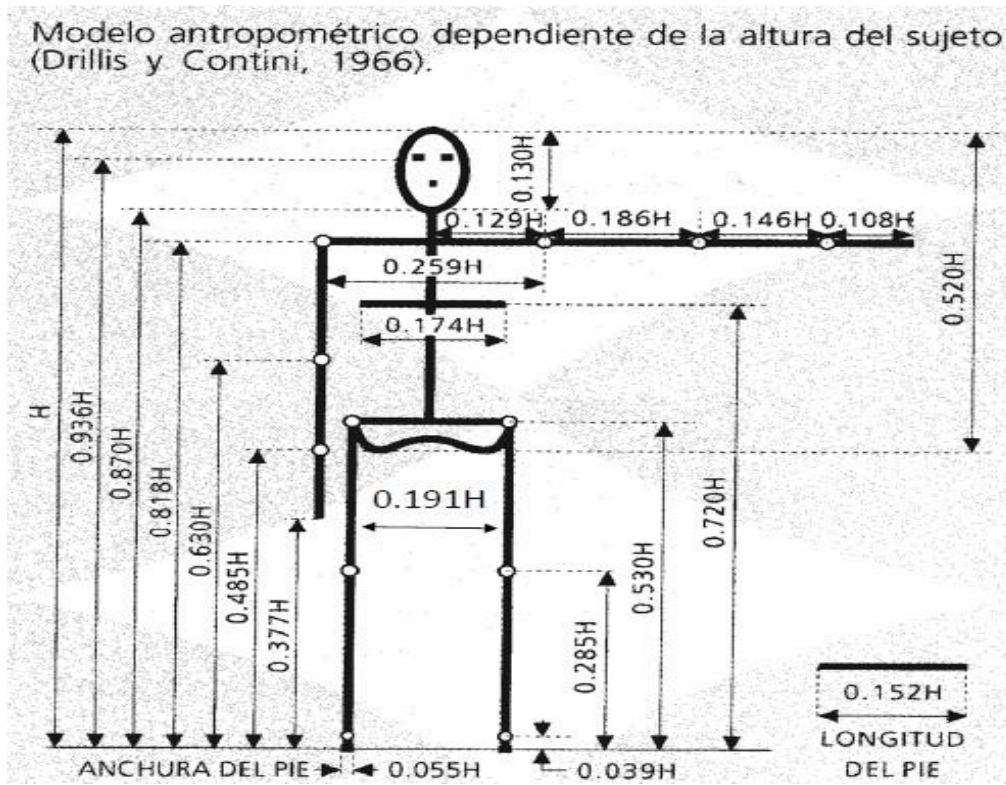


Figura 13: Dimensiones antropométricas fundamentales que se necesitan para el diseño de una silla

Fuente: Panero y Zelnik, 1995

Tabla 1: Selección de dimensiones estructurales del cuerpo y de peso en adultos



Fuente: Panero y Zelnik, 1995

2.2.6 Teoría dinámica

La dinámica es la parte de la mecánica que estudia las relaciones entre las causas que originan los movimientos y las propiedades de los movimientos originados. Hace algunos siglos atrás, se suponía que el cuerpo con más peso, es el que caería más rápido, sin embargo, Galileo se dio cuenta que dos cuerpos de distinto peso, tardan el mismo tiempo en tocar el suelo cuando se dejan caer desde una misma altura.

Este contexto permitió que Isaac Newton estableciera tres leyes fundamentales que dieron paso a la mecánica dinámica, las cuales son:

- Ley de inercia
- Ley fundamental de la dinámica
- Ley de acción y reacción

2.2.7 Teoría de fallas

Las teorías de falla se usan si un experimento no puede analizar todos los estados de esfuerzos posibles de un componente. Los componentes están sujetos normalmente a esfuerzos multiaxiales que inducen a un estado de esfuerzo bidimensional o tridimensional. Puede haber

hasta tres esfuerzos normales y tres esfuerzos de corte (componentes de una matriz de esfuerzo) de manera simultánea en un componente. Las ecuaciones de los criterios de falla a continuación se expresan en función del índice de falla IF para establecer la predicción de la fractura, siendo entonces que valores iguales o superiores a uno indican la falla.

✚ Teoría del esfuerzo principal máximo (EPM)

Establece que en un material sometido a un estado de esfuerzos principales se genera fluencia cuando cualquiera de los esfuerzos principales alcanza el valor límite de resistencia del material. La teoría EPM se recomienda para materiales frágiles, esto es, aquellos materiales que presentan bajos niveles de deformación plástica antes de alcanzar la condición de rotura.

La ecuación (2.2.7.1) está adaptada según la asimetría en la resistencia del tejido a compresión y tracción.

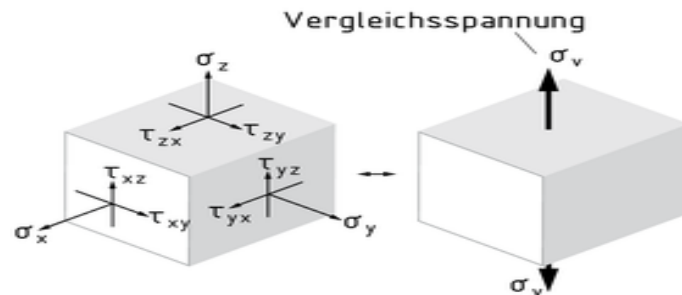


Figura 14: Teoría del esfuerzo principal máximo

Fuente: <https://glossar.item24.com/es/indice-de-glosario/>

$$\sigma_{\max} = \begin{cases} \sigma_1 & \text{si } |\sigma_1| \geq |\sigma_3| \\ \sigma_3 & \text{si } |\sigma_1| < |\sigma_3| \end{cases} \quad S = \begin{cases} S^{\text{TR}} & \text{si } \sigma_{\max} \geq 0 \\ S^{\text{CO}} & \text{si } \sigma_{\max} < 0 \end{cases} \quad \text{IF} = \frac{|\sigma_{\text{vm}}|}{S}$$

Donde σ_1 y σ_3 son los esfuerzos principales máximo y mínimo, respectivamente, y S^{TR} y S^{CO} son los esfuerzos límite a tracción y compresión. Con esta implementación se asegura el uso de la resistencia a la tracción si los esfuerzos son predominantemente positivos, y a la compresión si son negativos.

✚ Teoría de la energía de distorsión (EVM)

La teoría de la energía de distorsión, generalmente aplicada a materiales dúctiles, anticipa que la falla causada por fluencia ocurre cuando la energía de distorsión total en un volumen unitario iguala o excede el valor de la energía de distorsión en el mismo volumen correspondiente a la resistencia de fluencia en tensión, o bien en compresión.

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3} \quad IF = \frac{|\sigma_{vm}|}{S}$$

Donde σ_i son los esfuerzos principales y S es el esfuerzo límite, independientemente de que la falla ocurra a tracción o a compresión.

✚ Teoría de Tsai - Wu (TWI, TWR)

Para materiales con comportamiento dúctil anisotrópico, las teorías de Tsai-Wu podrían ser útiles para cargas que predominan en cortante o compresión, además, esta teoría concuerda mejor con los datos experimentales disponibles, siendo altamente usada para materiales compuestos. Este criterio tiene en cuenta las diferencias entre la resistencia a la tracción y la de compresión y calcula el índice de falla de dos formas: el primero se denomina índice de resistencias TWI y se muestra en la ecuación (2.2.7.3), utilizando la ecuación de la teoría directamente.

$$A = \frac{\sigma_x^2}{S_1^{TR}S_1^{CO}} + \frac{\sigma_y^2}{S_2^{TR}S_2^{CO}} + \frac{\sigma_z^2}{S_3^{TR}S_3^{CO}} + \frac{\tau_{xy}^2}{S_{12}^2} + \frac{\tau_{xz}^2}{S_{13}^2} + \frac{\tau_{yz}^2}{S_{23}^2} + F_{12}\sigma_x\sigma_y + F_{13}\sigma_x\sigma_z + F_{23}\sigma_y\sigma_z$$

$$B = \sigma_x \left(\frac{1}{S_1^{TR}} - \frac{1}{S_1^{CO}} \right) + \sigma_y \left(\frac{1}{S_2^{TR}} - \frac{1}{S_2^{CO}} \right) + \sigma_z \left(\frac{1}{S_3^{TR}} - \frac{1}{S_3^{CO}} \right); \quad IF = A + B$$

Donde σ_x , σ_y , σ_z , τ_{xy} , τ_{xz} , τ_{yz} son los esfuerzos normales y cortantes en el punto de análisis; S_i^{TR} y S_i^{CO} , con $i = 1, 2, 3$ son los esfuerzos límites normales a la tracción y a la compresión, respectivamente, en las direcciones de ortotropía; S_{12} , S_{13} y S_{23} son los esfuerzos límite al corte en los planos normales a los ejes de ortotropía, y F_{12} , F_{13} y F_{23} son factores de interacción.

Por otro lado, está la forma TWR donde es posible calcular su índice de falla determinando su razón de resistencias (RR) como se muestra en la ecuación (2.2.7.4).

$$RR = -\frac{B}{2A} + \sqrt{\left(\frac{B}{2A}\right)^2 + \frac{1}{A}} \quad IF = \frac{1}{RR}$$

Donde A y B son los parámetros ya establecidos en la ecuación (2.2.7.1)

✚ Teoría de la deformación principal máxima (DPM)

Esta teoría señala que ocurre la fluencia cuando la mayor de las tres deformaciones principales se hace igual a la deformación correspondiente a la deformación límite de fluencia. La ecuación

(2.2.7.5) se muestra como isotrópica y asimétrica, con base en las mismas justificaciones que la teoría EPM.

$$\varepsilon_{\max} = \begin{cases} \varepsilon_1 & \text{si } |\varepsilon_1| \geq |\varepsilon_3| \\ \varepsilon_3 & \text{si } |\varepsilon_1| < |\varepsilon_3| \end{cases} \quad e = \begin{cases} e^{\text{TR}} & \text{si } \varepsilon_{\max} \geq 0 \\ e^{\text{CO}} & \text{si } \varepsilon_{\max} < 0 \end{cases} \quad \text{IF} = \frac{|\varepsilon_{\max}|}{e}$$

Donde ε_1 y ε_3 son las deformaciones principales máxima (más positiva) y mínima (más negativa), respectivamente, e^{TR} y e^{CO} son las deformaciones límite a la tracción y a la compresión, respectivamente.

✚ Teoría de la deformación equivalente de von Mises (DVM)

Este es un criterio de fractura válida para materiales frágiles y cuasi frágil, pero también para materiales dúctiles como primera aproximación para una estimación rápida. Los criterios basados en la deformación generalmente se usan en relación con la fatiga de ciclos bajos. La ecuación (2.2.7.6) muestra la deformación equivalente y el índice de falla.

$$\varepsilon_{\text{vm}} = \frac{1}{\sqrt{2}(1 + \nu')} \cdot \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \quad \text{IF} = \frac{\varepsilon_{\text{vm}}}{e}$$

Donde ε_1 , ε_2 y ε_3 son las deformaciones principales, e es la deformación límite y ν' es la relación de Poisson efectiva.

2.2.8 Aplicaciones del MEF en problemas de ingeniería

- ✚ Análisis estructural: consiste en modelos lineales y no lineales. Los modelos lineales usan simples parámetros y asumen que el material no es deformado plásticamente. Los modelos no lineales consisten en tensionar el material más allá de sus capacidades elásticas.
- ✚ Análisis vibracional: es usado para probar el material contra vibraciones aleatorias, choques e impactos. Cada uno de estos incidentes puede actuar en la frecuencia natural del material, que en cambio, puede causar resonancia y el consecuente fallo.
- ✚ Análisis de fatiga: ayuda a los diseñadores a predecir la vida del material o de la estructura, mostrando el efecto de los ciclos de carga sobre el espécimen. Este análisis muestra las áreas donde la propagación de la grieta es más posible que ocurra.
- ✚ Análisis de transferencia de calor: por conductividad o por dinámicas térmicas de flujo de materia o la estructura. Esto consiste en una transferencia con un transitorio regular.

El estado continuo de transferencia se refiere a las propiedades térmicas en el material que tiene una difusión linear de calor (Oñatez y Alonso, 1992).

2.2.9 Mallado adaptativo

La importancia de disponer de un medio para evaluar el error que se comete en el cálculo radica en que permite el refinamiento de los mismos. La finalidad es conseguir obtener resultados por debajo de un error marcado.

Existen tres formas de refinamiento de los problemas:

- ✚ Método H: consiste en la reducción del error actuando directamente sobre el tamaño del elemento y manteniendo constante la función de forma. Presenta dos inconvenientes, es el método más lento, desde el punto de vista de velocidad de convergencia; y se pierde el control sobre el mallado, pudiendo generarse mallas distorsionadas.
- ✚ Método P: consiste en ir aumentando progresivamente el grado de los polinomios de interpolación (funciones de forma), manteniendo fijo el tamaño de los elementos. Tiene mayor velocidad de convergencia que el método H, pero presenta el problema de que requiere acotar el grado máximo del polinomio.
- ✚ Método HP: consiste en el uso secuencial de ambas técnicas. En primer lugar se optimiza el mallado a la geometría, y posteriormente se modifica el grado del polinomio hasta alcanzar el error deseado (Zienkiewicz y Taylor 1994).

2.3 Definición de términos

- Artroplastia: Es una cirugía para reemplazar solo una parte de una rodilla dañada. Puede hacerse para reemplazar la parte interna (media), la parte externa (lateral) o la parte de la rótula de la rodilla. La cirugía para reemplazar toda la articulación de la rodilla se denomina artroplastia total de rodilla.
- Femorotibial: La articulación tibiofemoral como su nombre lo indica es la unión entre la tibia y el fémur, mientras que la articulación patelofemoral es la unión entre la patela y el fémur. La articulación de la rodilla es la articulación más grande y probablemente la que es sometida a mayor estrés en el cuerpo humano.
- Femorrotuliana: Esta articulación está formada por la tróclea femoral y la cara articular de la rótula, la cápsula articular es delgada constituyendo la cavidad articular más extensa del organismo, normalmente comunica con el saco medial de la cápsula articular femorotibial y se encuentra reforzada lateral y medialmente por los respectivos ligamentos colaterales.

La extremidad distal de la cápsula femororrotuliana se encuentra en contacto en su parte anterior, con los tres ligamentos rotulianos que se insertan distalmente en la tuberosidad de la tibia y que en realidad corresponden a los tendones de inserción de los músculos cuádriceps femoral y bíceps femoral.

- Genu valgo: El genu valgo es la desalineación de fémur y tibia que provoca que una rodilla se desvíe hacia dentro y se junte con la otra. Si se produce en ambas rodillas vemos las típicas piernas en X con la cadera desplazada lateralmente, así como también los tobillos.
- Genu varo: El genu varo es la desalineación contraria al valgo, es decir, encontramos que una rodilla se separa de la otra. Si afecta a las dos rodillas observamos las piernas arqueadas en forma de paréntesis.
- Genu recurvatum: Es una luxación de la rodilla congénita poco frecuente caracterizada por una hiperextensión de la rodilla superior a 0° asociada a una limitación de la flexión, con prominencia de los cóndilos femorales en la fosa poplíteica, así como un aumento de los pliegues cutáneos transversos sobre la superficie anterior de la rodilla. Puede ser uni- o bilateral, presentándose como una malformación aislada, asociada a otras anomalías ortopédicas (tales como displasia del desarrollo de la cadera o pie zambo) o formando parte de un síndrome (p. ej. síndrome de Larsen).
- Métodos de elementos finitos (MEF): es un método de aproximación de problemas continuos, de tal forma que: El continuo se divide en un número finito de partes, “elementos”, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados “nodos”.
- Rango de movimiento (ROM): es el ángulo máximo descrito entre dos segmentos del cuerpo con un plano de referencia, el cual es realizado por medio de articulaciones (4), es decir, es el número de grados a través del cual una articulación es capaz de moverse.
- Rehabilitación: La rehabilitación se define como “un conjunto de intervenciones encaminadas a optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en personas con afecciones de salud en la interacción con su entorno”.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1 Enfoque de la investigación

El enfoque de la investigación, corresponde con el enfoque cuantitativo. Damiani (2005) expone; la cuantificación consiste en atribuir algunas dimensiones, a algunas propiedades o cualidades de los conceptos, un orden de naturaleza clasificatoria, que permita establecer una correspondencia entre las dimensiones de cada concepto y el mundo numérico (p. 121). Así, pues en el presente estudio se analizan variables que se expresan en forma numérica, se elaboran tablas con datos, y luego se realiza el análisis matemático y estadístico que da base a conclusiones y recomendaciones.

3.2 Tipo de Investigación

Según el Manual de Trabajos de Grado de Especialización y Maestría y Tesis del UPEL (2016), el proyecto factible hace referencia a “la investigación, elaboración y desarrollo del diseño de un modelo operativo viable para solucionar problemas requerimientos o necesidades de organizaciones o grupos sociales; puede referirse a la formulación de políticas, programas, tecnologías, métodos o procesos” (p.21). La presente investigación, se apoya en el tipo de investigación conocido como proyecto factible, en vista de que busca desarrollar un procedimiento que comprende, a su vez, políticas, tecnología y métodos que sirva para la resolución de la problemática expuesta. En este caso, se requiere realizar un mecanismo de rehabilitación de rodilla.

3.3 Diseño de la Investigación

En función de los objetivos específicos, el presente Trabajo de Grado se realizará bajo los lineamientos metodológicos de un diseño de investigación documental, la cual según el Manual de Trabajo de Grado de Maestría y Tesis Doctorales de la UPEL (2016), se define como:

La investigación documental comprende el estudio de problemas con el propósito de ampliar y profundizar el conocimiento de su naturaleza, principalmente, en trabajos previos, información y datos divulgados por medios impresos, audiovisuales o electrónicos. La originalidad del estudio se refleja en el enfoque, criterios, conceptualizaciones, reflexiones, conclusiones, recomendaciones y en general, en el pensamiento del autor. (p.22).

Igualmente, se apoyó en diseño de campo, el cual según Arias (2006) una investigación de campo se define como:

Aquella que consiste en la recolección de datos directamente de los sujetos investigados, o de la realidad donde ocurren los hechos (datos primarios), sin manipular o controlar

variable alguna, es decir, el investigador obtiene la información, pero no altera las condiciones existentes (p. 31).

La presente investigación se basó en una investigación de campo, ya que es posible recolectar información relacionada con el fenómeno estudiado directamente en el lugar y el momento a través de datos obtenidos y así se puede tener una visión clara de sus características y propiedades para el desarrollo de este proyecto.

3.4 Nivel de la Investigación

El Trabajo de Grado se enmarcó dentro del nivel de investigación descriptiva, sobre el cual Arias (2012), afirma que: “consiste en la caracterización de un hecho, fenómeno o grupo con el fin de establecer su estructura o comportamiento” (p. 22). En el presente caso se investigara y construirá un mecanismo para ayudar a los pacientes operados de la rodilla para su recuperación postoperatoria y ayudarlos con las respectivas terapias. Además, este nivel de estudio mide de forma independiente las variables y aun cuando no se formulen hipótesis, tales variables aparecen enunciadas en los objetivos de investigación.

3.5 Población y muestra

Arias, F. (2012), presenta la siguiente definición acerca de la población y la muestra que se lleva en una investigación “conjunto para el cual serán validadas las conclusiones que se obtengan: a los elementos o unidades (personas, instituciones o cosas) involucradas en la investigación” (p.22).

3.5.1 Población

Se establecen los elementos sobre los cuales se aplicarán los postulados y se platearan las alternativas propuestas en esta investigación, en este sentido Arias, F. (2012) define a la población, o en términos más precisos población objetivo, es un conjunto finito o infinito de elementos con características comunes para los cuales serán extensivas las conclusiones de la investigación. Esta queda delimitada por el problema y por los objetivos del estudio. (p.96).

3.5.2 Muestra

Para efecto de la investigación se hace necesario la selección de muestra, para tal caso Arias (2012), señala que: “Un subconjunto representativo y finito que se extrae de la población accesible.” (p.83). Tomando esto como referencia tenemos que la muestra es un grupo o zona seleccionada en donde se aplicará la investigación con el fin de mejorar dicha muestra.

Para el actual proyecto se identifica como población a los sistemas de rehabilitación de rodilla y como muestra a los mecánicos de que puedan usarse en modo pasivo.

3.6 Técnicas de Recolección de Información

Para Bernal. (2006) son “el proceso de obtención de datos e información útil para el desarrollo del sistema y procedimientos a proponer” (p.114). En el presente proyecto para obtener la información concerniente a la misma se aplicaron técnicas: Revisión Documental y entrevista.

3.6.1 Revisión documental:

Según el Manual para la elaboración de Trabajo de Grado de la Universidad Pedagógica Experimental Libertador (UPEL, 2016), “consiste en la etapa del modelo científico a través de la cual, el investigador reúne los antecedentes teóricos y las investigaciones anteriores existentes sobre el tema dado” (p.123). Para efectos de esta investigación, la revisión documental es una técnica fundamental para poder conocer antecedentes e información relevante sobre el proceso descrito, brindándole soporte y nuevos conocimientos a la investigación que permitan exponer nuevas perspectivas para el cumplimiento de los objetivos.

3.6.2 Análisis de contenido

El análisis de contenido , según la UPEL (2016), en un sentido amplio, es una técnica de interpretación de textos, ya sean escritos, grabados, pintados, filmados..., u otra forma diferente donde puedan existir toda clase de registros de datos, transcripción de entrevistas, discursos, protocolos de observación, documentos, videos,... el denominador común de todos estos materiales es su capacidad para albergar un contenido que leído e interpretado adecuadamente nos abre las puertas al conocimientos de diversos aspectos y fenómenos de la vida social

3.7 Instrumentos de Recolección de Información

Para Balestrini (2008, p. 153), los instrumentos de recolección de información “son los medios que permiten observar y registrar características, conductas, etc., y en general cualquier otro dato que se desea obtener en una situación educativa a investigar, evaluar o supervisar”. Partiendo de ello, se emplearán los siguientes instrumentos de recolección de información:

- **Libreta de Campo:** Para llevar a cabo la recolección de información mediante la observación directa se empleó como instrumento de recolección de información una libreta de campo, así como también una cámara fotográfica para visualizar y evidenciar los aspectos más relevantes para el desarrollo de esta investigación.

- **Análisis de Contenidos:** Bernal, C. (2006). afirma que este análisis amplía la descripción del problema e integra la teoría con la investigación y sus relaciones mutuas; en una palabra, es la teoría del problema y tiene como fin ayudar a precisar y a organizar los elementos

contenidos en la descripción del problema, este instrumento será empleado para dar cumplimiento a los objetivos específicos planteados.

3.9 Técnicas de Análisis de Información

Arias (2012, p. 114), expresa que “en este punto se describen las distintas operaciones a las que estarán sometidos los datos que se obtengan: clasificación, registro, tabulación y codificación si fuere el caso”. En este Trabajo de Grado que los datos recolectados tengan algún significado dentro de la presente investigación, se hace necesario introducir un conjunto de operaciones en la fase de análisis de los datos, con el propósito de organizarlos e intentar dar respuestas a los objetivos planteados en el estudio, evidenciar los principales hallazgos encontrados, conectándolos de manera directa con las bases teóricas que sustentan la misma y las variables delimitadas, así como, con los conocimientos que se disponen en relación al problema que se propone estudiar. En esta investigación se empleará la técnica de análisis de contenido de textos, debido a que con ella fue posible hacer apreciaciones sistemáticas sobre la anatomía y la biomecánica de la rodilla.

3.10 Fases Metodológicas

Las fases metodológicas que se desprenden de este Trabajo de grado son las siguientes:

- **Fase I. Descripción de los dispositivos de rehabilitación existentes de la rodilla.**
 - ✓ En esta primera fase se describe la situación en la que actualmente se encuentra los diferentes tipos de dispositivos de rehabilitación existentes.
- **Fase II. Análisis de los aspectos anatómicos y fisiológicos del movimiento de los miembros de las extremidades inferiores en relación con las necesidades de rehabilitación y los ejercicios generalmente utilizados durante las terapias.**
 - ✓ En la segunda fase se analiza los cálculos para el movimiento de los miembros de las extremidades inferiores para llevar a cabo el diseño de dicho mecanismo.
 - ✓ Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función del tipo de cálculos a realizar el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación.
- **Fase III. Selección del material adecuado para el diseño del mecanismo mediante pruebas simuladas por el software, entender el comportamiento estático del sistema junto con el material seleccionado.**
 - ✓ Luego del diagnóstico de la situación actual, detallando las causas que generan los problemas y haber establecido oportunidades de mejora referente al mecanismo de rehabilitación, se procede a diseñar y elaborar la propuesta para solucionar la

problemática existente mediante la herramienta CAD.

- ✓ Dibujo del modelo, o importación si se ha generado por medio de un sistema CAD que genere archivos de formatos compatibles
- ✓ Selección de los materiales a emplear en la simulación.
- ✓ Asignación de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
- ✓ Aplicación de las cargas exteriores y las condiciones de contorno del modelo.
- **Fase IV. Diseño los accesorios y elementos que conforman el mecanismo para la rehabilitación de rodilla.**

Al completar con las fases anteriores, se procede a diseñar todos los elementos que compone este mecanismo para la rehabilitación de la rodilla para su mejora descrita en el trabajo, para esto se pretende realizar lo siguiente:

✚ Para el desarrollo del dispositivo de rehabilitación, se llevará a cabo la metodología 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.

✚ El programa Solidworks 2020® lleva a cabo todo el cálculo del MEF y genera los esfuerzos (Von Mises) y desplazamientos. Para el cual se realiza lo siguiente:

✚ Selección del tipo de cálculo a realizar.

✚ Esta herramienta permite la representación gráfica de los resultados específicamente esfuerzos y desplazamientos, así como resultados indirectos que se pueden obtener operando las soluciones del modelo.

- ✚ Posteriormente se diseñara cada uno de los elementos que constituyen el rehabilitador de rodilla, para el cual previamente se ha determinado el factor de seguridad del dispositivo empleando conceptos de diseño.
- ✚ Utilizando el complemento de simulación del programa SolidWorks 2020®, y posteriormente se indica la descripción y el funcionamiento de cada una de las partes que conforman en rehabilitador.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

En este capítulo se presenta, de manera general, las alternativas de solución para el rehabilitador de rodilla; se lleva a cabo una evaluación de las mismas en base a características esperadas para la solución y las restricciones que establece el diseño, con el objetivo de seleccionar la mejor alternativa. Una vez concluida esta etapa se procede a realizar una evaluación numérica de la pieza que soporta la carga y deben ser analizados los esfuerzos y desplazamientos que se producen en el rehabilitador, con condiciones de carga previamente establecidas, utilizando el complemento de simulación del programa SolidWorks 2020®, y posteriormente se indica la descripción y el funcionamiento de cada una de las partes que conforman en rehabilitador.

4.1 Descripción de los dispositivos de rehabilitación existentes de la 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.

- ✚ **Enraf Nonius Kinetec Spectra:** Dispositivo comercial de CMP, (Figura 15), 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.



Figura 15. Dispositivo Kinetec Spectra.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **Otto Bock Danninger 480E:** En la figura 16 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.



Figura 16.Dispositivo Danninger 480 E.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **CPM device for knee rehabilitation:** Dispositivo de investigación, mostrado en la Figura 17, 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.



Figura 17 Dispositivo de CMP para rehabilitación de rodilla.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **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 18.



Figura 18 Dispositivo mediante actuadores neumáticos.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **Control for Single-Degree-of-Freedom Knee Rehabilitation System:** Es el dispositivo de CMP mostrado en la figura 19, 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.

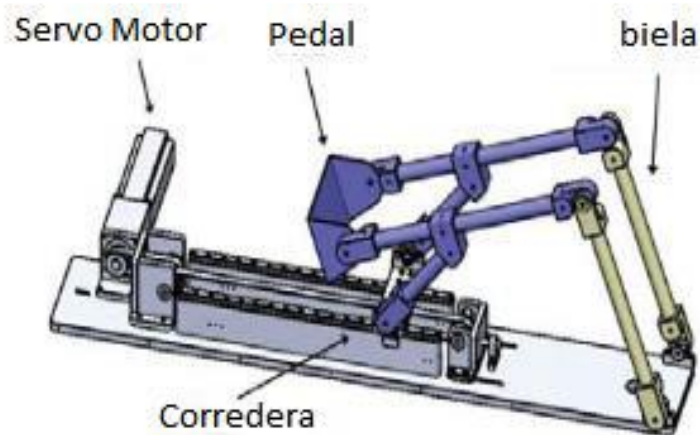


Figura 19 Dispositivo de CMP de un solo grado de libertad.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **Chattanooga Optiflex 3:** Dispositivo de CMP para uso comercial (figura 20), el cual cuenta con un mecanismo corredera biela manivela y permite alcanzar un movimiento de 10° en extensión y 120° en flexión.



Figura 20 Dispositivo Optiflex 3.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **Chattanooga Artromot-K:** Dispositivo de CMP para uso comercial (figura 21), 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.



Figura 21 Dispositivo Artromot-K3.

Fuente: Training and mobility catalogue, Chattanooga (2023)

- ✚ **Tabla de inclinación robótica para adultos:** La figura 22, es un mecanismo de barras, alcanza un movimiento de 0° en extensión y 120° en flexión, cuenta con velocidades de 5° a 150° por minuto.



Figura 22 tabla de inclinación robótica para adultos.

Fuente: Rossi (2023)

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 19, 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 20, 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. 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.

4.2 Análisis de los aspectos anatómicos y fisiológicos del movimiento de los miembros de las extremidades inferiores en relación con las necesidades de rehabilitación y los ejercicios generalmente utilizados durante las terapias.

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.

La rótula está unida al cuádriceps gracias al tendón de los cuádriceps, y a la tibia mediante el tendón o ligamento rotuliano. La rótula es un elemento de estabilización ya que impide el desplazamiento anterior del fémur con respecto a la tibia. El movimiento de la rótula se da a lo largo de la tróclea femoral, que es una hendidura situada entre los dos cóndilos femorales (lateral y medial). Por otra parte, los cóndilos femorales articulan con los platillos tibiales o carillas glenoideas de la tibia. En el contacto entre estos elementos se encuentran dos meniscos, que son dos estructuras de fibrocartílago que aportan congruencia entre la superficie articular del fémur y la tibia (fig. 23).

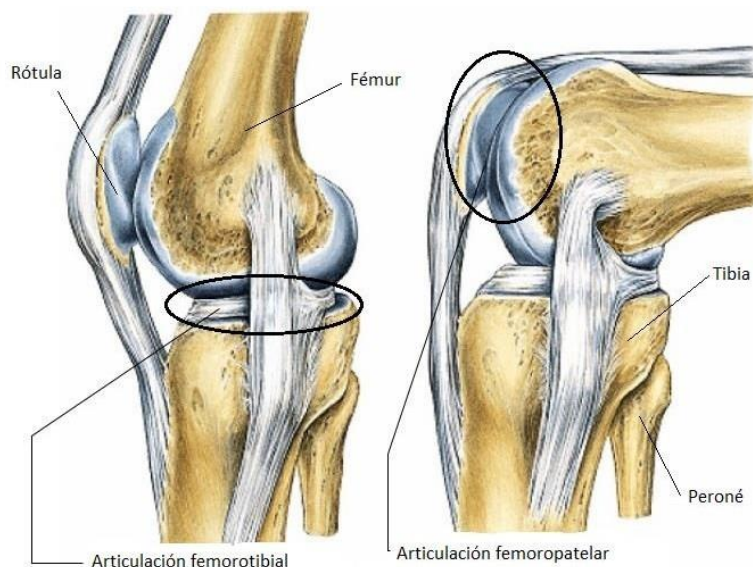


Figura 23. Vista medial de la rodilla en flexión (derecha) y extensión (izquierda).

Fuente: [https://es.dreamstime.com\(2023\)](https://es.dreamstime.com(2023))

Los meniscos tienen una gran importancia ya que las dos superficies articulares mencionadas son muy diferentes: los cóndilos femorales son curvados mientras que los platillos tibiales son bastante planos. Gracias a los meniscos, se consigue una distribución de presiones homogénea. Además, para dar una mayor estabilidad a la articulación existen 4 ligamentos muy potentes: los ligamentos colaterales (lateral y medial) y los ligamentos cruzados anterior y posterior (ver figuras 24, 25 y 26)

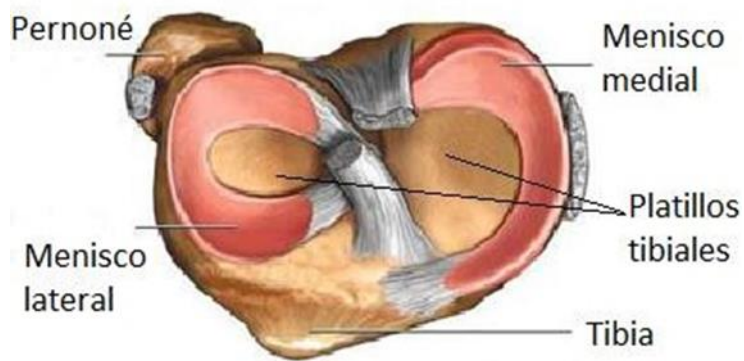


Figura 24. Vista superior de la tibia. Platillos tibiales y meniscos.
 Fuente: POR AMAYPE.CM (2020)



Figura 25: Vista anterior de la rodilla derecha. Tendón rotuliano y cóndilos.
 Fuente: POR AMAYPE.CM (2020)



Figura 26: Vistas anterior y lateral de la rodilla derecha. Principales ligamentos.

Fuente: POR AMAYPE.CM (2020)

En cuanto a cinemática cabe destacar que los principales movimientos en la rodilla son la flexoextensión y la rotación interna-externa. Debido a la geometría de los cóndilos y a la acción de los ligamentos, estos dos tipos de movimientos se dan simultáneamente. Es decir, la flexoextensión va acompañada de la rotación interna-externa en lo que se conoce como rotación automática. En la flexoextensión, que es el centro de este proyecto, se da un movimiento de rodadura y desplazamiento. Este tipo de movimiento hace que siempre que la rodilla se flexione, se produzca un rodamiento acompañado de un desplazamiento del fémur con respecto a la tibia hacia la parte posterior. Este movimiento se conoce como roll-back de la rodilla. (ver figura 27)

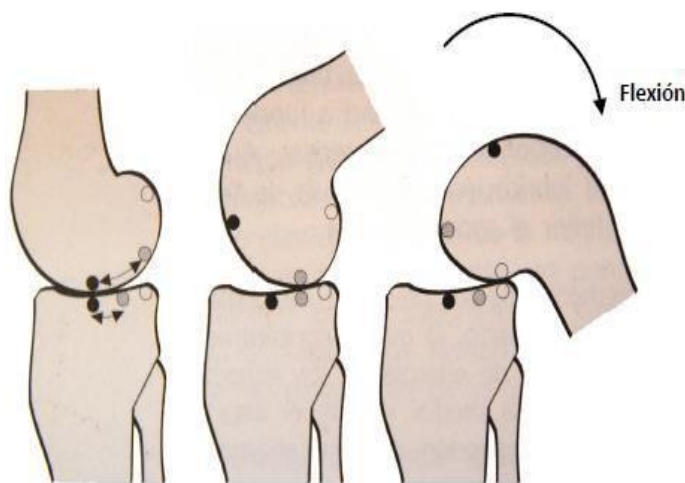


Figura 27. Roll-back de la rodilla.

Fuente: POR AMAYPE.CM (2020)

A causa de este movimiento, el eje de rotación de la articulación no es fijo sino que se desplaza posteriormente durante el movimiento. En el dispositivo diseñado, el eje de rotación, que será impuesto por el motor, es fijo. Para resolver este conflicto entre movimiento fisiológico y movimiento producido en el dispositivo se va a optar por un diseño holgado de las piezas situadas alrededor de la articulación. Así, el movimiento no será completamente impuesto por el motor y mantendrá la componente fisiológica del mismo. Un último punto a destacar sobre la articulación consiste en la amplitud de movimiento de la articulación. Los ángulos máximos de flexión y extensión dependen de la situación de otras articulaciones, concretamente, de la cadera y del tobillo. Por ejemplo, el movimiento de flexión con flexión de cadera puede llegar de forma forzada a los 160°. Sin embargo, con extensión de cadera sólo se alcanzan los 120°.

El rango de movimiento utilizado por los dispositivos de movilización pasiva oscila entre los 10° de extensión y los 130° de flexión, y dicho movimiento se realiza con una ligera flexión de cadera. (ver figura 28)

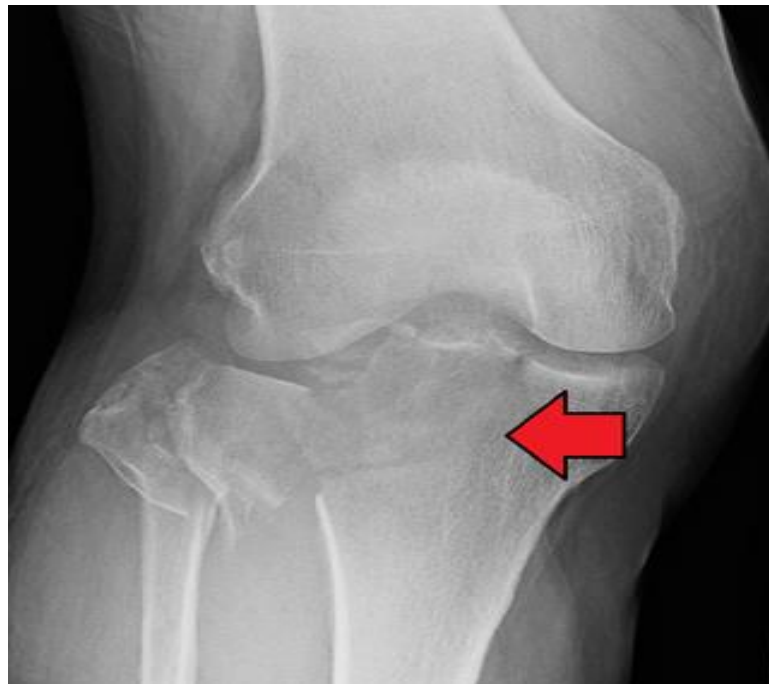


Figura 28. Una fractura de meseta tibial severa
Fuente: <https://www.revistaartroscopia.com.ar/> (2023)



Figura 29. Ejercicios de flexión de rodill

Fuente: <https://traumatologomadrid.es/recuperacion-cirugia-de-rodilla->

Estos ejercicios (ver figura 29) van destinados a mejorar la movilidad de la rodilla y potenciar su musculatura. Suelen estar indicados en casos de lesiones o tendinitis de la rodilla. Salvo otra indicación por parte de su médico, deberían realizarse de 10 a 20 repeticiones de cada ejercicio, al menos una vez al día.

- ✚ Isométricos de cuádriceps: Tumbado boca arriba, contraer la parte anterior del muslo (como si se quisiera aplastar la pierna contra la cama) de 6 a 10 segundos y relajar el doble (12 a 20 segundos).

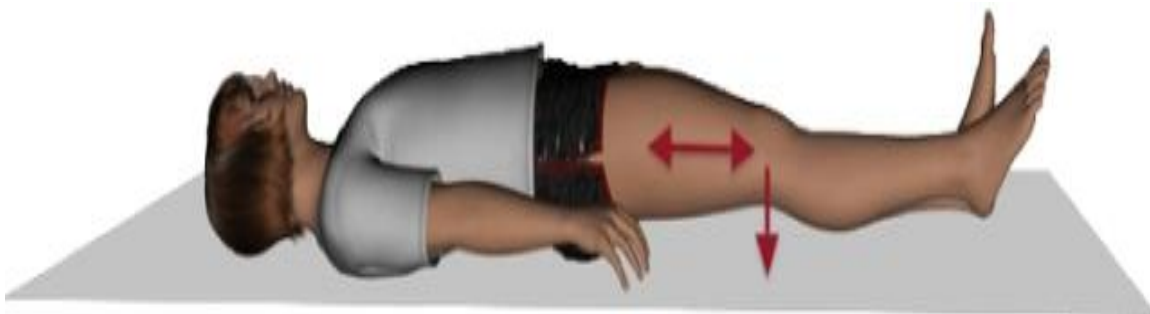


Figura 30. Isométricos de cuádriceps

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

- ✚ Isométricos isquiotibiales: Tumbado boca abajo, contraer los músculos posteriores del muslo (como si se quisiera levantar la pierna doblando la rodilla, pero sin llegar a hacerlo), mantener de 6 a 10 segundos y relajar el doble (12 a 20 segundos).



Figura 31. Isométricos isquiotibiales

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

- ✚ Potenciación vasto interno: Elevar la pierna recta con la rodilla completamente extendida unos 20-30 cm del suelo/cama (una cuarta). Mantener en esa posición durante 10 segundos y volver lentamente a la posición inicial.



Figura 32. Potenciación vasto interno

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>



Figura 33. Potenciación vasto interno

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

- ✚ Flexión de rodilla: Acostado boca arriba, flexionar la rodilla todo lo que sea posible, intentando llegar a tocar con el muslo el abdomen. Mantener esta posición 10 segundos.

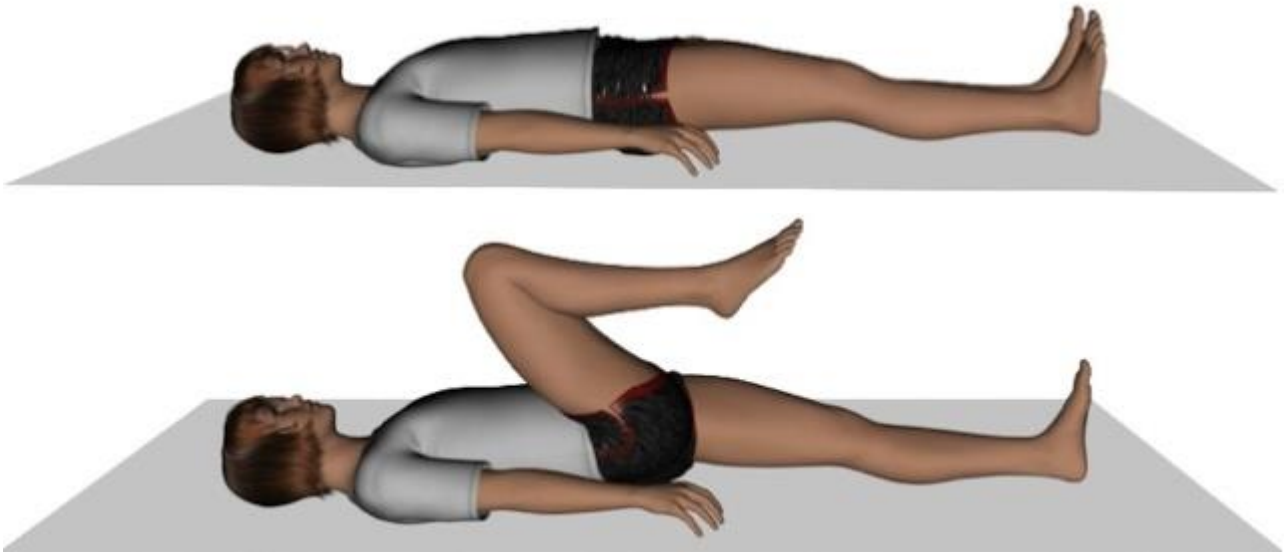


Figura 34. Flexión de rodilla (flexión)

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

Posteriormente, estirar la pierna todo lo que sea posible para descenderla lentamente hasta el plano del suelo o de la cama.

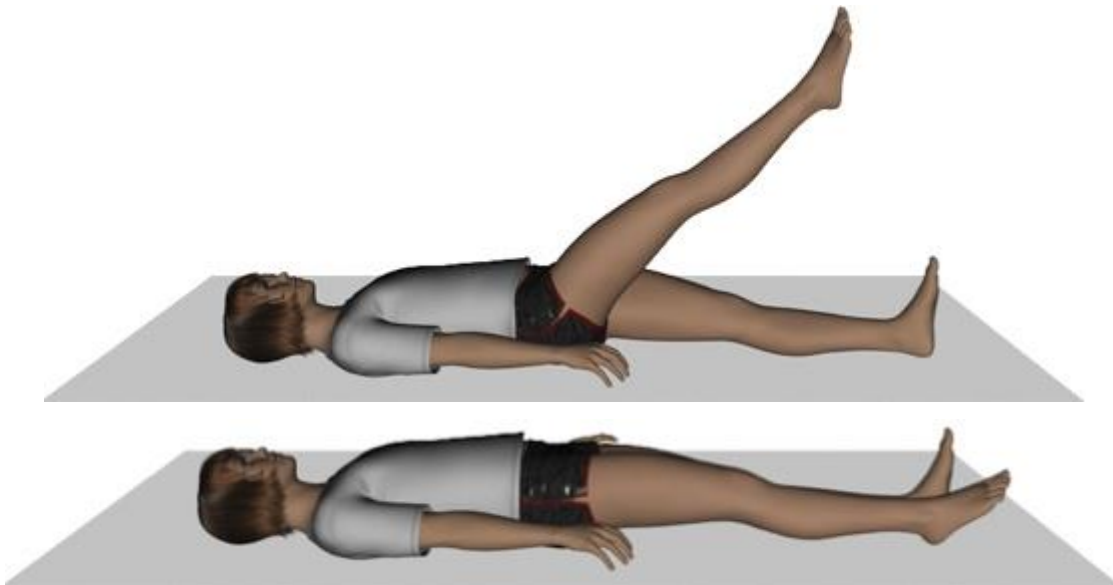


Figura 35. Flexión de rodilla (extensión)

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

✚ Potenciación isquiotibiales: tumbado boca abajo, se dobla la rodilla hasta 40°.

Mantener 10 segundos y descender lentamente.

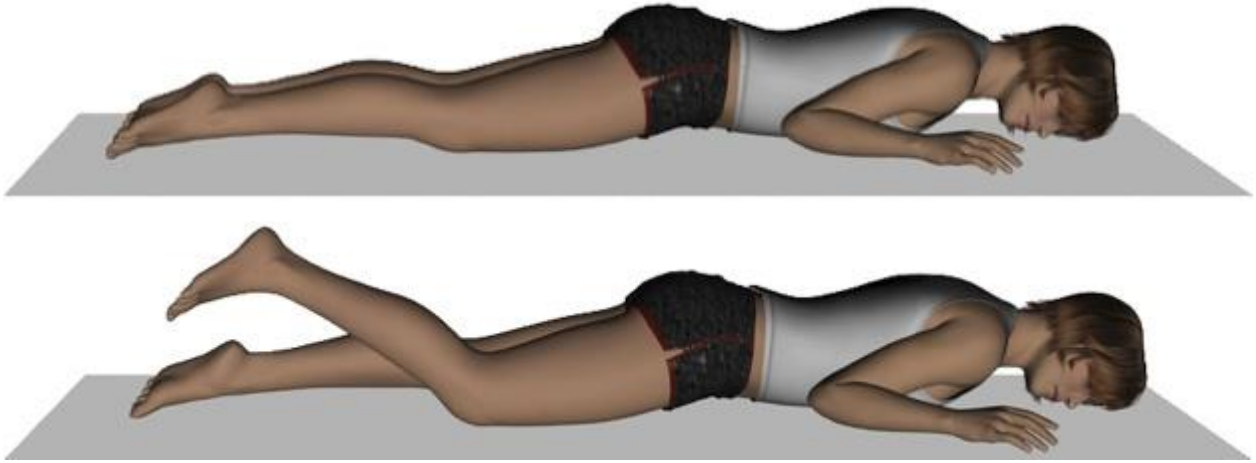


Figura 36. Potenciación isquiotibiales

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

- ✚ Flexión de rodilla 2 (isquiotibiales): Acostado sobre el vientre, flexionar la rodilla intentando llegar a tocar el glúteo con el talón del pie. Mantener 10 segundos y descender lentamente.

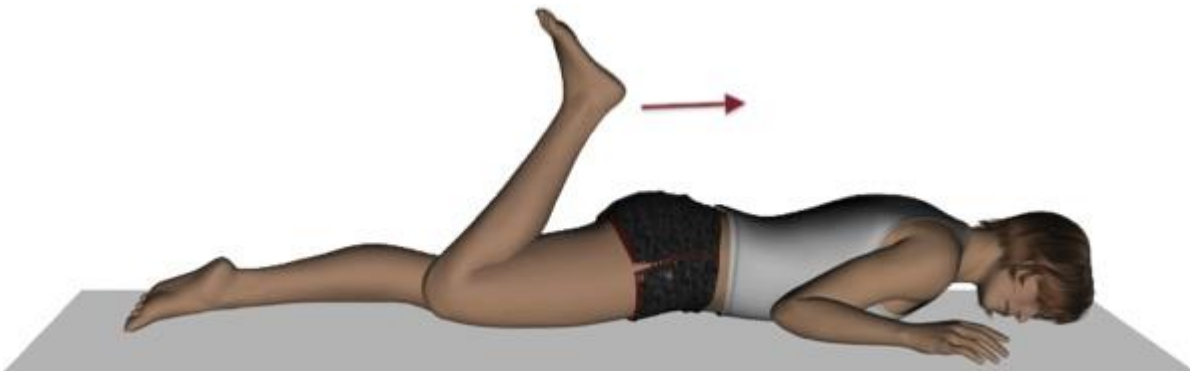


Figura 37. Flexión de rodilla 2 (isquiotibiales)

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

- ✚ Flexión de rodilla sentado: Sentado sobre una silla alta con las piernas colgando, y con un rodillo o toalla bajo la rodilla, de manera que ésta quede más alta que la cadera (A), se eleva la pierna lentamente todo lo que se pueda (B). Se mantienen 10 segundos y posteriormente se vuelve a la posición de reposo (A) para comenzar a doblarla todo lo que sea posible (C). Mantener 10 segundos y descansar el doble.



Figura 38. Flexión de rodilla sentada

Fuente: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/>

Este mismo ejercicio de flexo-extensión de rodilla se puede reforzar colocando peso a nivel del tobillo, comenzando por 0,5 Kg. Como resultado de este proceso se tiene en cuenta que se realizó una revisión de los sistemas que ya se utilizan en rehabilitación en la actualidad y que gracias a ellos se logra estipular secciones y requerimientos necesarios para poder llegar a un diseño. Asimismo, se analizaron terapias y movimientos que se utilizan dentro de los procesos de rehabilitación. En este punto se determinó que no existe un proceso terapéutico único para una patología específica, esto a causa de que cada paciente debe recibir una terapia personalizada, lo que sí se puede hacer es generalizar que el movimiento de flexión extensión de rodilla es el más utilizado durante rehabilitación de tejidos blandos a causa de que es el que genera mayor trabajo sobre músculos y tejidos implicados en el movimiento.

4.2.2 Técnicas e instrumentos para la rehabilitación pasiva de rodilla.

Las técnicas de movilización pasiva son aquellas realizadas por el fisioterapeuta o por una fuerza externa, como por ejemplo la de un aparato, y en las que los pacientes no realizan ninguna actividad motora voluntaria. Según la fuerza exterior aplicada distinguimos entre:

- ✚ Movilización pasiva asistida. Esta movilización es realizada por el fisioterapeuta de forma manual o por medios mecánicos.
- ✚ Movilización auto pasiva. En este caso es el propio paciente el que realiza la movilización de modo manual o mediante poleas.
- ✚ Movilización pasiva instrumental. Aquí, la movilización es realizada por máquinas eléctricas o mecánicas. El objetivo de este “Trabajo de Fin de Grado” es el desarrollo

de un dispositivo que realice este tipo de movilización por lo que, a continuación, se procede a explicar los principales aparatos que existen actualmente en el mercado para la realización de este tipo de movimiento.

La técnica más ampliamente usada dentro de la movilización pasiva instrumental se conoce como movimiento pasivo continuo o MPC (más conocido en inglés como, Continuous Passive Motion o CPM). En esta técnica, gracias a la acción de un motor, se consigue la movilización de la articulación en un rango de movimiento predeterminado. Actualmente, existen dispositivos que orientados a distintas articulaciones: cadera, rodilla, codo o tobillo son algunos ejemplos. Sin embargo, debido al objetivo de este trabajo se describirán únicamente los orientados a la articulación de la rodilla.

Este tipo de dispositivos (ver fig.39) se usan de forma postoperatoria, normalmente en artroplastias de rodilla y reparaciones de ligamento cruzado anterior. A pesar de que estas son sus dos principales aplicaciones, también se han demostrado efectos beneficiosos en casos de defectos cartilagosos, artritis, algunos tipos de fracturas (patelar y de la parte proximal de la tibia, concretamente en el platillo tibial) y sepsis de la articulación. Básicamente, estos dispositivos se encargan de realizar ciclos de flexoextensión de la articulación en una determinada amplitud de movimiento y a una determinada velocidad.

Normalmente, la amplitud del movimiento oscila entre los 10° de extensión y los 130° de flexión. Por su parte, las velocidades se encuentran entre los 20° y los 220° por minuto. Estas velocidades tan reducidas resultan en unos tiempos de aplicación muy altos que suelen rondar las cinco horas diarias.



Figura 39. Dispositivo CP
Fuente: [https:// www.primphysio.es](https://www.primphysio.es)

Debido a los largos tiempos de uso de este tipo de dispositivos la comodidad del mismo es un requisito esencial. Normalmente estos dispositivos están recubiertos con materiales viscoelásticos y suaves de forma que sean cómodos y eviten cualquier tipo de rozadura en la piel del paciente. Otro aspecto importante a destacar consiste en la adaptabilidad del dispositivo a la pierna y el muslo del paciente. Además, de contar con barras telescópicas que permiten modificar la longitud de las piezas, la mayor parte de la adaptabilidad se consigue con un diseño holgado de los componentes rígidos y una sujeción mediante cintas flexibles que se ajustan a cada paciente particular. Esta idea se ha tenido en cuenta durante el desarrollo de este proyecto.

En el caso de que la técnica sea necesaria tras un procedimiento quirúrgico, la no realización de ejercicios de movilización lleva a la tirantez de los tejidos que rodean la articulación por dos motivos. Por un lado, se da la formación de adhesiones intraarticulares, es decir, a la formación de tejido cicatrizal y, por otro, aparecen contracturas extraarticulares.

Todo ello resulta en un menor rango de movimiento de la articulación, lo que afecta a la calidad de vida del paciente. Uno de los beneficios del CPM consiste en que previene el desarrollo de estas adhesiones y contracturas, por lo tanto su uso tiene gran utilidad tanto para la correcta recuperación del paciente como para el sistema sanitario, ya que se ha demostrado que reduce el tiempo de hospitalización de los pacientes. Otros beneficios aportados por estos aparatos a la articulación son:

- Decrece la frecuencia de complicaciones postoperatorias y mejora las tasas de recuperación así como la amplitud del movimiento después de gran variedad de procedimientos quirúrgicos.
- Reduce el dolor postoperatorio, con lo cual disminuye la cantidad de medicamentos analgésicos que debe tomar el paciente.
- Gracias a la acción continua de bombeo se potencia la circulación y, por tanto, mejora la nutrición de los tejidos articulares. Básicamente, se potencia la actividad metabólica de los tejidos.
- Se obtiene una mejora de la lubricación sinovial de la articulación.
- Reduce el derrame y el edema en la articulación, por lo que se mejora la curación de la herida.
- Aumenta la regeneración del cartílago intraarticular.

- Permite una recuperación más rápida y, en determinados casos, completa de la amplitud de movimiento.
- Ayuda a aumentar la confianza del paciente en tanto que éste es capaz de ver los avances en la amplitud de movimiento.

4.3 Selección del material adecuado para el diseño del mecanismo mediante pruebas simuladas por el software, entender el comportamiento estático del sistema junto con el material seleccionado.

Durante el proceso de selección se evaluaron los materiales y los procesos de manufactura del dispositivo médico. Entre ellos, el uso de acero inoxidable 304L como el material metálico más idóneo para la construcción del sistema, por su resistencia a la flexión, a la tensión y a la contracción, y por su precio. Después de aplicar la técnica de la observación directa, se procedió a seleccionar el material más conveniente.

Para ello se aplicó el método del Vilches N. (2002). El cuadro 1 muestra las alternativas, característica.

4.3.1 Propuestas de alternativa para selección del mejor material.

Cuadro 1 Alternativas. Características y materiales del material adecuado

ALTERNATIVA I	ALTERNATIVA II	ALTERNATIVA III
ALEACIÓN DE ALUMINIO	ACERO INOXIDABLE ASI304	ACERO LAMINADO
Su resistencia en el límite elástico es entre 250 MPa aproximadamente. La densidad de 2.8 Mg/m ³ , Su módulo de elasticidad es de 72 GPa, tiene una dureza brinell de 110 MPa HBW. Y un peso específico 2780kg/m ³	Su resistencia a la tracción oscila entre los 460 y los 110 MPa, su módulo de elasticidad es de 190 – 210 GPa, tiene una dureza Brinell de 160 – 190 HBW, puede experimentar un alargamiento o elongación de hasta un 60%, así como una reducción de área del 70%. Y un peso específico 7300kg/m ³	Su resistencia en el límite elástico desde 235 MPa hasta 420 MPa. La densidad de 78,50 kN/m ³ y un módulo de elasticidad de 210.000MPa, independientemente de su resistencia. Tiene una dureza Brinell de 190 – 210 HBW. Y un peso específico 7850kg/m ³

Fuente Rossi (2023)

4.3.1.1 Lista de criterios y restricciones

Cuadro 2 Criterios y restricciones

CRITERIOS (Ci)	RESTRICCIONES (Ri)
C1 Costo.	R1 No produzca alergia
C2 Que no sea contaminante	R2 Sensación térmica agradable .
C3 Alta dureza Brinell	R3 De fácil limpieza
C4 Módulo de elasticidad	R4 No se oxide
C5 Moldeable	
C6 Acabado superficial de gran calidad	

Fuente Rossi (2023)

4.3.1.2 Aplicación de restricciones y criterios para la selección de la mejor posible alternativa

A continuación, se procede a comparar las alternativas de solución con las restricciones planteadas, aquellas que no cumplan con las restricciones serán descartadas (ver Tabla 2). Las posibles alternativas que sí cumplan con las restricciones serán evaluadas con relación a los criterios y así tomar la decisión de cuál es la mejor solución.

Tabla 2 Comparación de Restricciones vs. Alternativas

	ALTERNATIVAS			
		A I	A II	A III
RESTRICCIONES	R1	si	si	si
	R2	si	si	si
	R3	si	no	si
	R4	si	si	si

Fuente Rossi (2023)

Debido a que la probable solución A II no cumple con las restricciones planteadas fue eliminada. Las posibles alternativas A I y A III serán evaluadas mediante el método de ponderación de criterios (ver Tabla 3).

La Tabla 4 muestra los parámetros de puntuación. La tabla 5 la ponderación de soluciones de acuerdo a los criterios empleados para la selección de la mejor solución, y la tabla 6 la evaluación de alternativa total.

Tabla 3: Ponderación de criterios.

CRITERIOS	DESCRIPCIÓN	ORDEN DE IMPORTANCIA
C1	C1 Costo.	7
C2	C2 Que no sea contaminante	6
C3	C3 Alta dureza Brinell	5
C4	C4 Módulo de elasticidad	4
C5	C5 Moldeable	3
C6	C6 Acabado superficial de gran calidad	2

Fuente Rossi (2023)

Tabla 4 Parámetros de puntuación

1	No cumple con el criterio a evaluar.
2	No cumple totalmente con la expectativa generada por el criterio.
3	Cumple totalmente con el criterio a evaluar.

Fuente Rossi (2023)

Tabla 5 Ponderación de soluciones de acuerdo a criterios de selección

	C1	C2	C3	C4	C5	C6
A I	3	2	2	2	2	2
A III	3	3	2	3	3	2

Fuente Rossi (2023)

Tabla 6 Evaluación de alternativa total

	EVALUAR SOLUCIONES	TOTAL PUNTOS
A I	$3x7 + 2x6 + 2x5 + 2x4 + 2x3 + 2x2$	61
A III	$3x7 + 3x6 + 2x5 + 3x4 + 3x3 + 2x2$	74

4.3.2 Criterios de evaluación y escogencia de la propuesta

A continuación, se elaboró una lista de criterios (C) y de restricciones (R) para la selección del material adecuado, aplicando el Método de Vilches, se buscó:

- Eliminar las formulaciones que se alejen de las condiciones operativas del problema de diseñomecánico.
- Seleccionar la propuesta más adecuada para solventar la situación problemática.

4.3.2.1 Lista de criterios y restricciones que debe cumplir el mecanismo

Cuadro 3 Alternativa para el mecanismo más adecuado para el diseño.

ALTERNATIVA I	ALTERNATIVA II	ALTERNATIVA III
PISTON HIDRAULICO	SERVOMOTOR SG90	PISTON NEUMATICO
Presión máxima de trabajo en continuo: 200 kg/cm ² Velocidad de trabajo máxima: 0,5 m/s Temperatura: -30° a 100°C	Micro Servo Tower-pro Velocidad: 0.10 sec/60° @ 4.8V Torque: 1.8 Kg-cm @ 4.8V Voltaje de funcionamiento: 3.0-7.2V Temperatura de funcionamiento: -30 °C ~ 60 °C Ángulo de rotación: 180° Ancho de pulso: 500-2400 μs Longitud de cable de conector: 24.5cm	Diámetro: entre 6 a 320 mm. Carreras: de 1 a 2000 mm. Fuerza: de 2 a 50000 N. Velocidad del émbolo: 20 mm/s a 1 m/s

Fuente Rossi (2023)

Criterios de selección

Lista de restricciones y criterios del sistema a diseñar (ver cuadro 3)

Los criterios comunes establecidos para la evaluación de todas las alternativas propuestas son:

Cuadro 4 Lista de criterios y restricciones

CRITERIOS (Ci)	RESTRICCIONES (Ri)
C1 Costo.	R1 La articulación imita el movimiento rotatorio.
C2 Utilidad en las personas mayores	R2 Sensación de uso agradable por el material de malla transpirable.
C3 Tamaño.	R3 Se pueden cambiar elementos sin herramientas complicadas
C4 Facilidad de adaptación.	R4 Estructura súper lijara
C5 Peso	
C6 Diseño estético.	

Fuente Rossi (2023)

4.3.2.2 Aplicación de restricciones y criterios para la selección de la mejor posible solución

A continuación, se procede a comparar las alternativas de solución con las restricciones planteadas, aquellas que no cumplan con las restricciones serán descartadas (ver Tabla 7). Las posibles soluciones que sí cumplan con las restricciones serán evaluadas con relación a los criterios y así tomar la decisión de cuál es la mejor solución.

Tabla 7 Comparación de Restricciones vs. Posibles Soluciones.

	ALTERNATIVAS			
		A I	A II	A III
RESTRICCIÓNES	R1	si	si	si
	R2	si	si	si
	R3	si	no	si
	R4	si	si	si

Fuente Rossi (2023)

Debido a que la probable solución A II no cumple con las restricciones planteadas fue eliminada. Las posibles soluciones A I y A III serán evaluadas mediante el método de ponderación de criterios (ver Tabla 8).

La Tabla 9 muestra los parámetros de puntuación. La tabla 10 la ponderación de soluciones de acuerdo a los criterios empleados para la selección de la mejor solución, y la tabla 11 la evaluación de alternativa total.

Tabla 8: Ponderación de criterios.

CRITERIOS	DESCRIPCIÓN	ORDEN DE IMPORTANCIA
C1	Costo.	7
C2	Restauración del movimiento en las personas mayores.	6
C3	Tamaño.	5
C4	Facilidad de adaptación.	4
C5	La distribución de las almohadillas evita la presión en cicatrices de intervenciones	3
C6	Diseño estético	2

Fuente Rossi (2023)

Tabla 9 Parámetros de puntuación

1	No cumple con el criterio a evaluar.
2	No cumple totalmente con la expectativa generada por el criterio.
3	Cumple totalmente con el criterio a evaluar.

Fuente Rossi (2023)

Tabla 10 Ponderación de soluciones de acuerdo a criterios de selección

	C1	C2	C3	C4	C5	C6
A I	3	2	2	2	2	2
A III	3	3	2	3	3	2

Fuente Rossi (2023)

Tabla 11 Evaluación de alternativa total

EVALUAR SOLUCIONES		TOTAL PUNTOS
A I	$3x7 + 2x6 + 2x5 + 2x4 + 2x3 + 2x2$	61
A III	$3x7 + 3x6 + 2x5 + 3x4 + 3x3 + 2x2$	74

Fuente Rossi (2023)

De acuerdo a la ponderación de criterios y al estudio efectuado la mejor solución es el número tres ya que es la que presenta mayor puntuación, es por esto que el resto de las soluciones son descartadas.

4.4 Diseño los accesorios y elementos que conforman el mecanismo para la rehabilitación de rodilla.

Antes de comenzar a diseñar el dispositivo, se organizó una reunión con un fisioterapeuta y un traumatólogo con el objetivo de determinar cuáles eran los requisitos que este debía presentar. En esta reunión se obtuvieron, además de algunas líneas de investigación, los siguientes requisitos:

- El principal requisito consiste en garantizar el movimiento fisiológico de la articulación. Como ya se ha comentado, a pesar de que el dispositivo no realiza el roll-back característico de la rodilla, la holgura existente en la pieza va a evitar cualquier complicación asociada.
- El dispositivo debe ser cómodo y evitar cualquier tipo de daño o rozadura al paciente. No debe comprimir la rodilla en ningún momento.
- Debe ser fácilmente ajustable y, a la vez, válido para una gran variedad de pacientes.
- El dispositivo debe ser válido para el miembro inferior derecho e izquierdo.

En base al paso anterior, con el modelo seleccionado, se procede a realizar el análisis de los esfuerzos a los cuales se somete el dispositivo en condiciones normales de operación. Este procedimiento se lleva a cabo con la utilización de un programa basado en el método de elementos finitos.

- ✚ Paso 1: se prepara el modelo para el cálculo en el que se realizará las operaciones de:
 - ✓ Dibujo del modelo, o importación si se ha generado por medio de un sistema CAD que genere archivos de formatos compatibles.
 - ✓ Selección del tipo de elemento o elementos a emplear. En función del tipo de cálculos a realizar el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación.
 - ✓ Selección de los materiales a emplear en la simulación.

- ✓ Asignación de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo.
 - ✓ Mallado de los componentes del modelo.
 - ✓ Aplicación de las cargas exteriores y las condiciones de contorno del modelo.
 - ✓ Aplicar las condiciones de contorno del modelo.
- ✚ Paso 2: el programa Solidworks 2020® lleva a cabo todo el cálculo del MEF y genera los esfuerzos (Von Mises) y desplazamientos. Para el cual se realiza lo siguiente:
- ✓ Selección del tipo de cálculo a realizar.

Esta herramienta permite la representación gráfica de los resultados específicamente esfuerzos y desplazamientos, así como resultados indirectos que se pueden obtener operando las soluciones del modelo.

Posteriormente se diseñan cada uno de los elementos que constituyen el rehabilitador de rodilla, para el cual previamente se ha determinado el factor de seguridad del dispositivo empleando conceptos de diseño.

4.4.1 Cálculos con tablas antropométricas.

Los cálculos y análisis de tensión en el dispositivo se han realizado siempre teniendo en cuenta el caso más crítico. De esta forma, se asegura la validez del dispositivo ante una gran cantidad de situaciones de carga. Para ello, se ha partido de dos suposiciones:

Para el peso del paciente, el cual determinó principalmente las cargas que debe soportar el dispositivo, se ha tomado el valor de percentil 95 de la población. A pesar de que las dimensiones del dispositivo se corresponden con las adecuadas para un individuo cuyo peso está por debajo de este valor, asegurar que el dispositivo soportará un peso mucho más elevado lo hace válido para un mayor rango de pacientes. A la hora de calcular las fuerzas y momentos resultantes en la reacción, es decir, en el punto de accionar el pistón en PP, los cálculos se han realizado de forma que el momento resultante sea el mayor posible. Esta situación se da cuando la articulación no presenta flexión o extensión alguna (ver fig. 40) y, además, el eslabón pie está completamente extendido. Esta extensión completa de pie no se va a dar nunca por la incomodidad que ocasiona en el paciente, sin embargo, hace que el centro de gravedad de este eslabón esté lo más alejado posible del eje del pistón y, por tanto, el momento que origina sea el mayor posible.

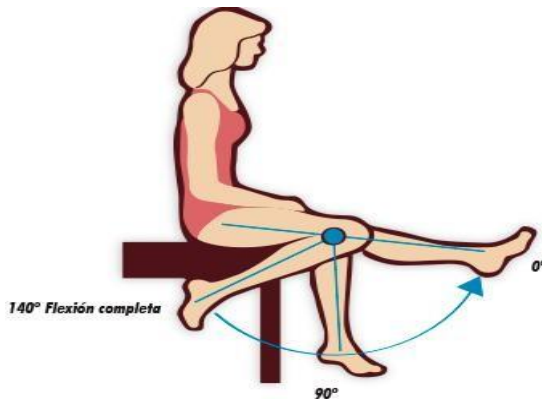


Figura 40. Posición de la pierna con 0°, 90° y 140° de flexión.

Fuente: Rossi (2023)

Una vez determinadas las hipótesis iniciales, es necesario recurrir a tablas antropométricas para poder realizar los cálculos necesarios. Las tablas usadas en este proyecto son las tablas antropométricas de Zatsiorsky y las de Drillis y Contini (ver Anexo I: Tablas antropométricas). Como ya se ha mencionado, para poder usarlas es necesario tener datos de peso y altura del individuo. Los valores correspondientes con el percentil 95 se han tomado del INHST (Instituto Nacional de Higiene y Seguridad en el Trabajo) y son:

✚ Peso: 92,7 Kg.

✚ Altura: 1,803 m.

A continuación, se exponen todos los cálculos que van a permitir conocer las fuerzas que se deben aplicar en el modelo para realizar una correcta simulación del dispositivo. En primer lugar, se obtiene la longitud del segmento pierna del modelo de Drillis y Contini:

$$L_1 = 44,35 \text{ cm.}$$

A continuación, gracias a las tablas de Zatsiorsky (Ver anexo III), se obtienen la posición del centro de masas del pie y pierna (y_1 , y_2 , respectivamente) y las masas de dichos eslabones (m_1 y m_2).

$$y_1 = 19,19 \text{ cm.}$$

$$y_2 = 15,73 \text{ cm.}$$

$$m_1 = 3,94 \text{ kg.}$$

$$m_2 = 1,2 \text{ kg.}$$

Ahora se obtiene el peso de cada eslabón, multiplicando su masa por la constante de la gravedad ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$):

$$p_1 = 38,70 \text{ N.}$$

$$p_2 = 11,77 \text{ N.}$$

Con lo cual el peso total es:

$$P = p_1 + p_2 = 50,47 \text{ N.}$$

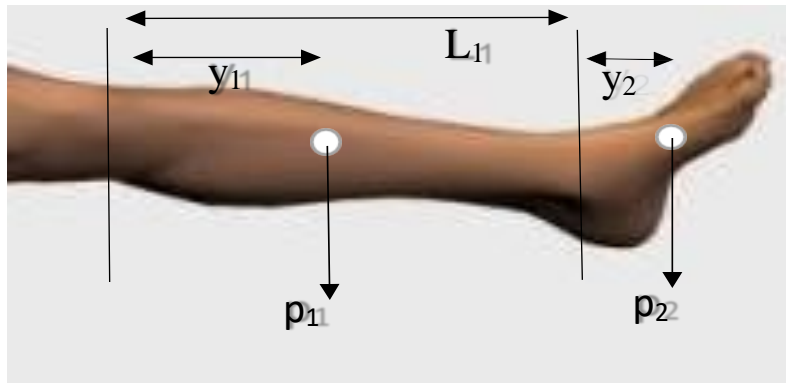


Figura 41. Esquema de cargas y distancias en los eslabones pierna y pie.

Fuente: Rossi (2023)

Con todos estos datos y la situación descrita en la figura 41, se puede hallar el momento en la reacción:

$$M = y_1 p_1 + (L_1 + y_2) p_2 = 14,49 \text{ Nm.}$$

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 59 muestra el diseño de detalle de manera general, donde el mecanismo del dispositivo se obtuvo por medio de la síntesis óptima.

El diseño de detalle mostrado desde la figura 42 hasta la 58 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.

Cuadro 5 Dimensión de las piezas

No.	NOMBRE	MATERIAL ACERO	DIMENSIONES	TIPO DE ELEMENTO (PERFIL)
1	Cuerpo del cilindro del pistón	Laminado	Distancia 398.13mm, diámetro 44mm, centro 0mm, 0mm,335mm	C
2	Pistón pequeño neumático	Laminado	Distancia 191.09mm, diámetro 12mm, centro 0mm, 191mm,0mm	C
3	Corredera1	Laminado	Distancia 304.63mm, radio 30mm, centro 250mm,0mm,5mm	C
4	Corredera2	Laminado	Distancia 250.6mm, radio 25.4mm, centro 0mm,0mm,-5mm	C
5	Corredera3	Laminado	Distancia 279.44mm, radio 30mm, centro 350mm,0mm,5mm	C
6	Base inferior larga para dispositivo	Laminado	Longitud 66.81mm, distancia 279.44mm	C
7	Buje del pistón para corredera	Laminado	Distancia 92.54mm, área 14966mm ² , diámetro 60mm, perímetro 414.79mm	C
8	Buje dos de pistón para corredera	Laminado	Distancia 21.9mm, diámetro 50mm, centro 0mm, 0mm,-10mm	C
9	Vástago	Laminado	Distancia 297.56mm, área 11309.73mm ² , diámetro 12mm, perímetro 75.4mm	C
10	Base inferior de pistón grande	Laminado	Distancia 64.21mm, área 2986.09mm ² , perímetro 277.11mm	C

11	Vástago del pistón	Laminado	Distancia 150.09mm, área 113.1mm ² , perímetro 37.7mm	C
12	Placa metálica para soportar la pierna	Laminado	Longitud 350mm, distancia 297.03mm	C
13	Base del pistón grande	Laminado	Distancia 79.02mm, centro 98.41mm, 40.09mm,62mm	C
14	Base de soporte para la camilla.	Laminado	Longitud 410.52mm, distancia 910.58mm	C
15	Sujetador tipo L del dispositivo	Laminado	Distancia 261.87mm, radio 30mm, centro 94.06mm,55.7mm,12.7mm	C
16	Pin sujetador en el pistón	Laminado	Distancia 30.05mm, área 113.1mm ² , perímetro 37.7mm	C
17	Pin 2 sujetador en el pistón	Laminado	Distancia 80.08mm, área 113.1mm ² , perímetro 37.7mm	C

4.4.2 Dimensionamiento de las piezas

En esta sección, se pretende dar una visión del trabajo realizado y los modelos intermedios considerados hasta llegar al modelo final. En el modelo final es sobre el que se ha hecho el análisis de cargas y sobre el que se ha hecho el dimensionamiento.

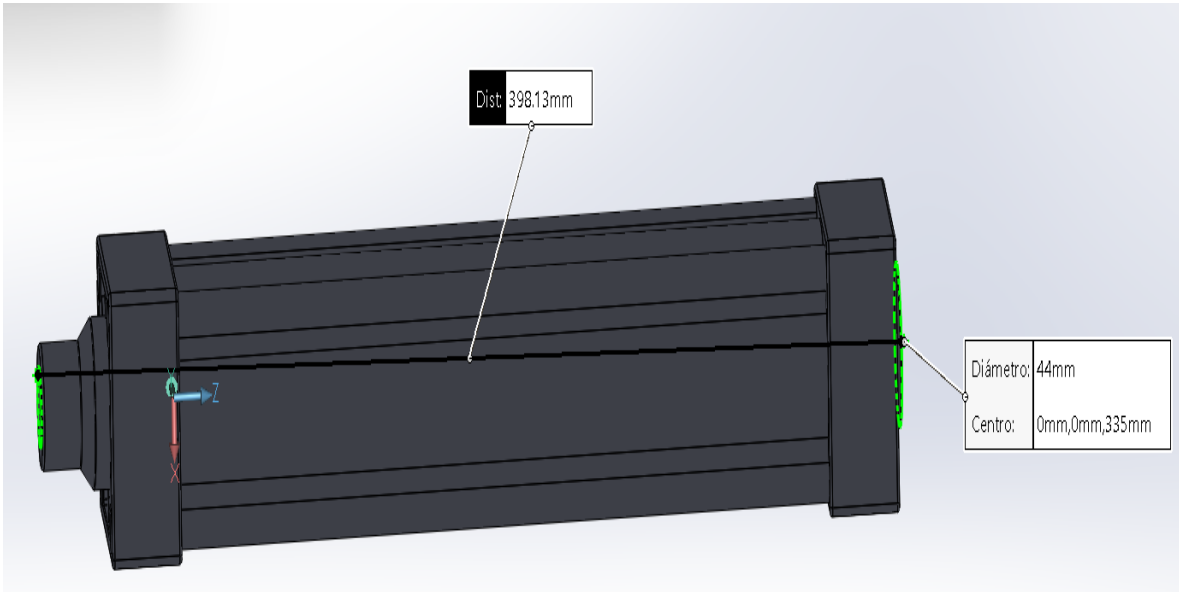


Figura 42. Cuerpo del pistón
Fuente: Rossi (2023)

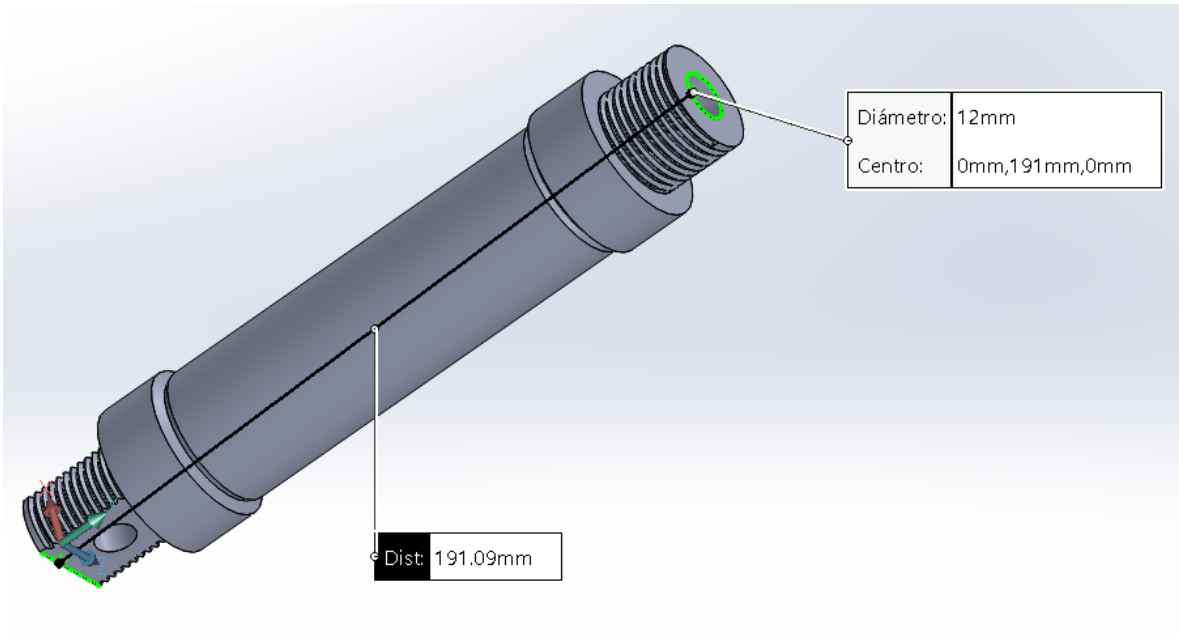


Figura 43. Pistón pequeño neumático para movimiento de la pierna.
Fuente: Rossi (2023)

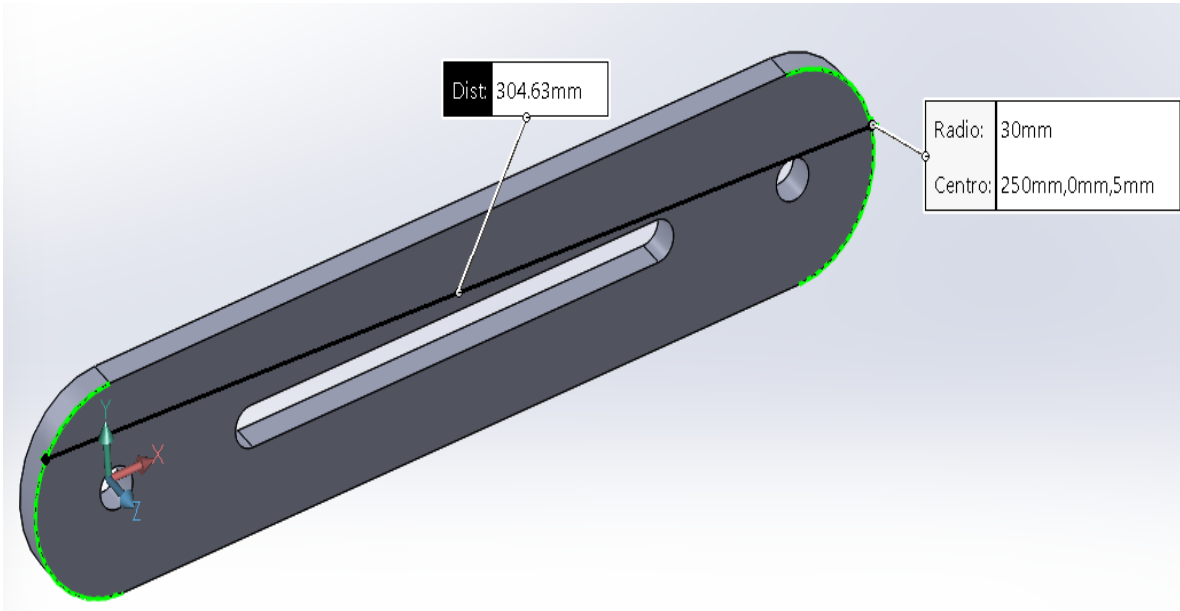


Figura 44. Corredera 1 dispositivo.

Fuente: Rossi (2023)

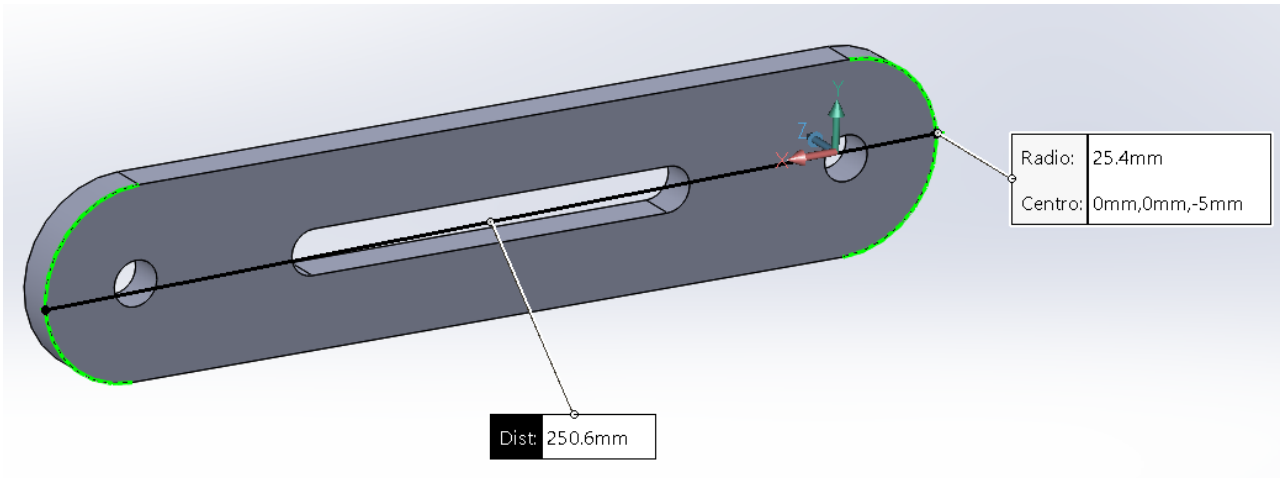


Figura 45. Corredera

Fuente: Rossi (2023)

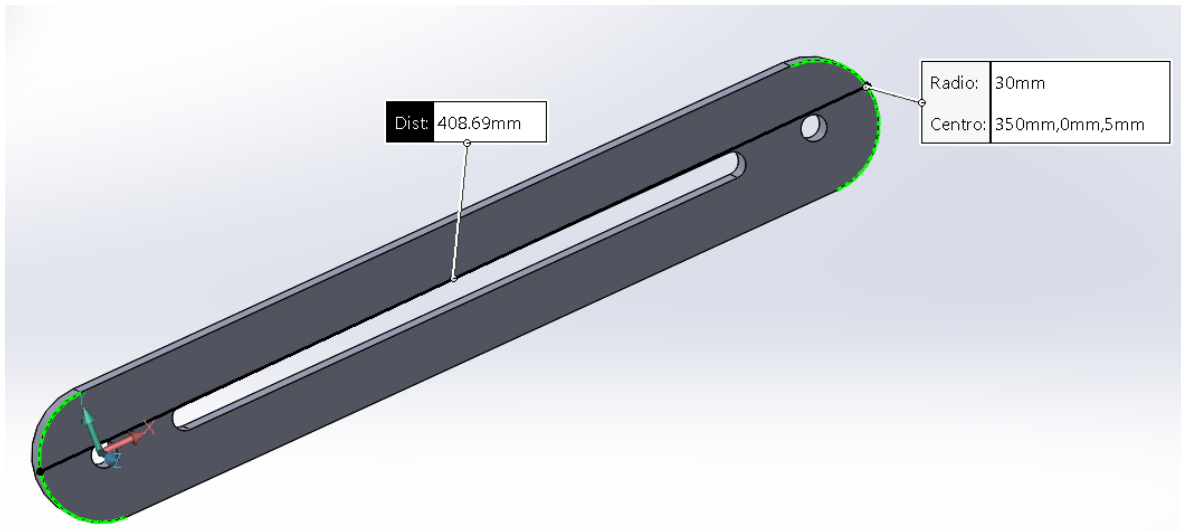


Figura 46. Corredera 3
Fuente: Rossi (2023)

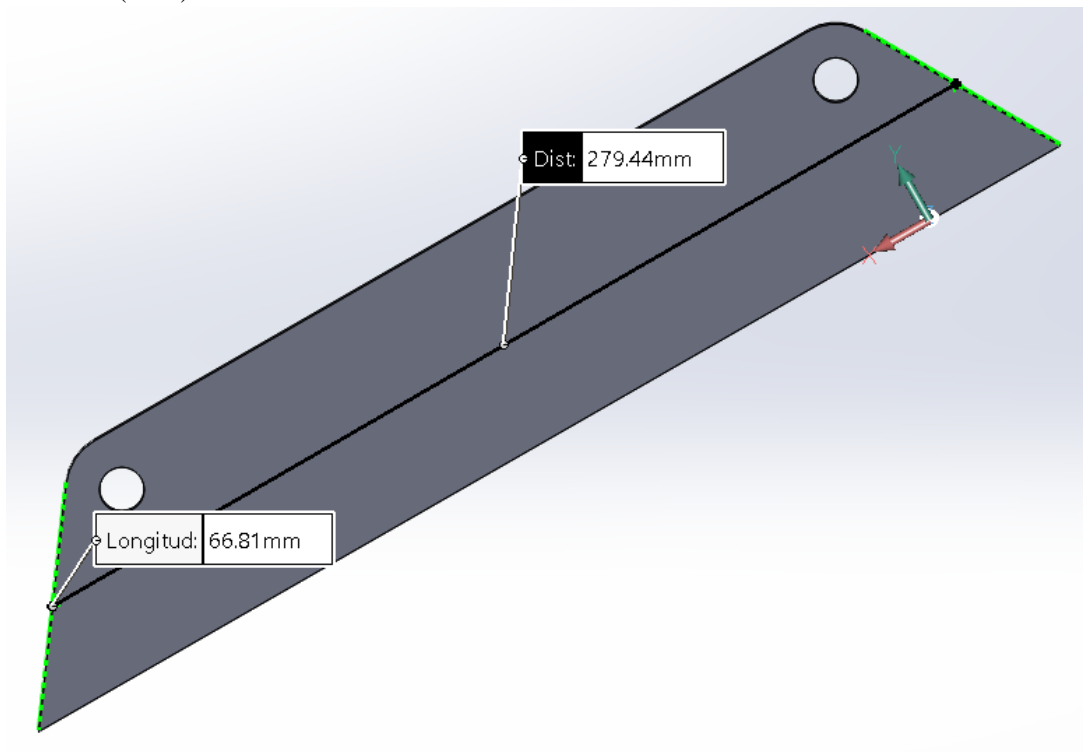


Figura 47. Base inferior larga para dispositivo
Fuente: Rossi (2023)

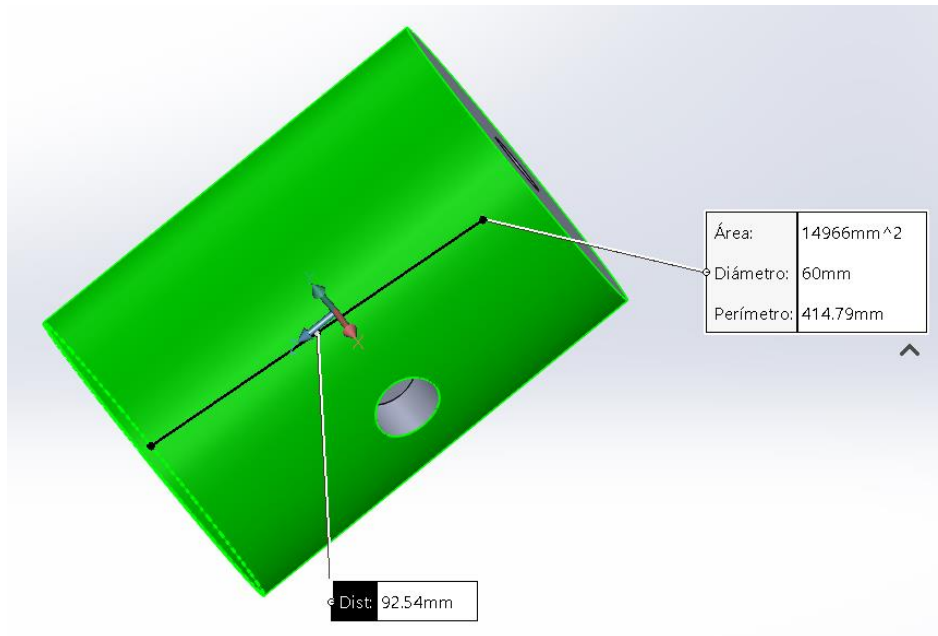


Figura 48. Buje del pistón para corredera

Fuente: Rossi (2023)

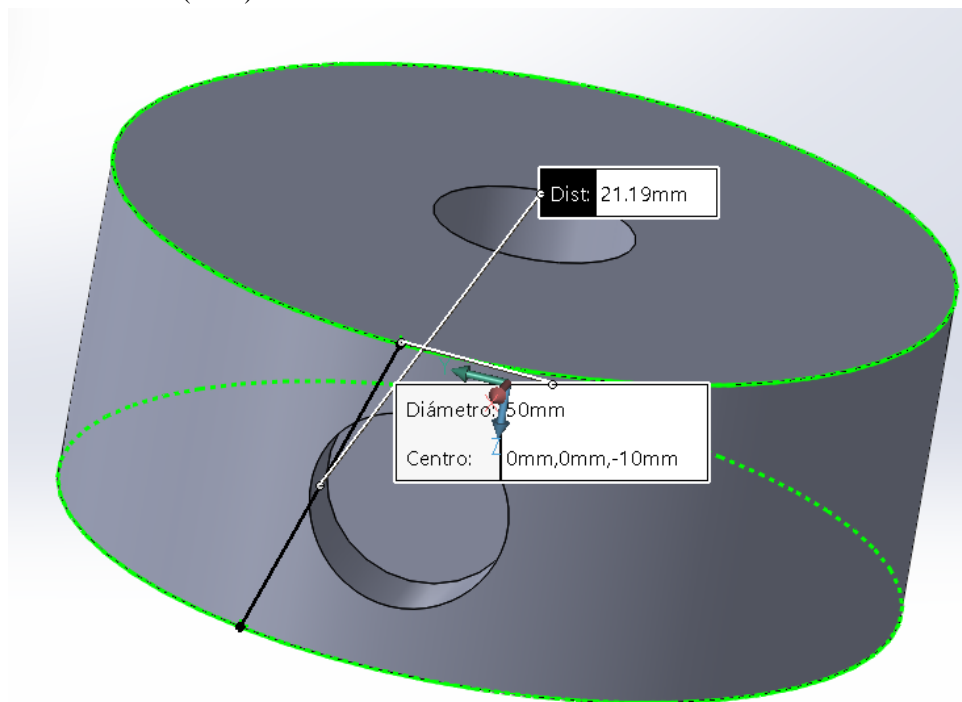


Figura 49. Buje dos de pistón para corredera

Fuente: Rossi (2023)

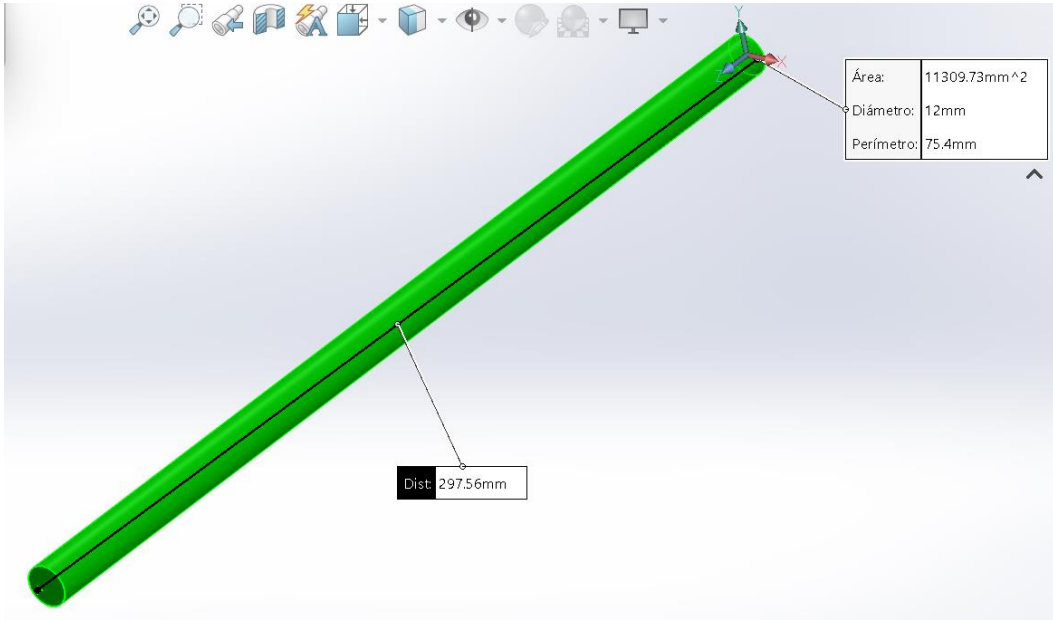


Figura 50. Vástago
Fuente: Rossi (2023)

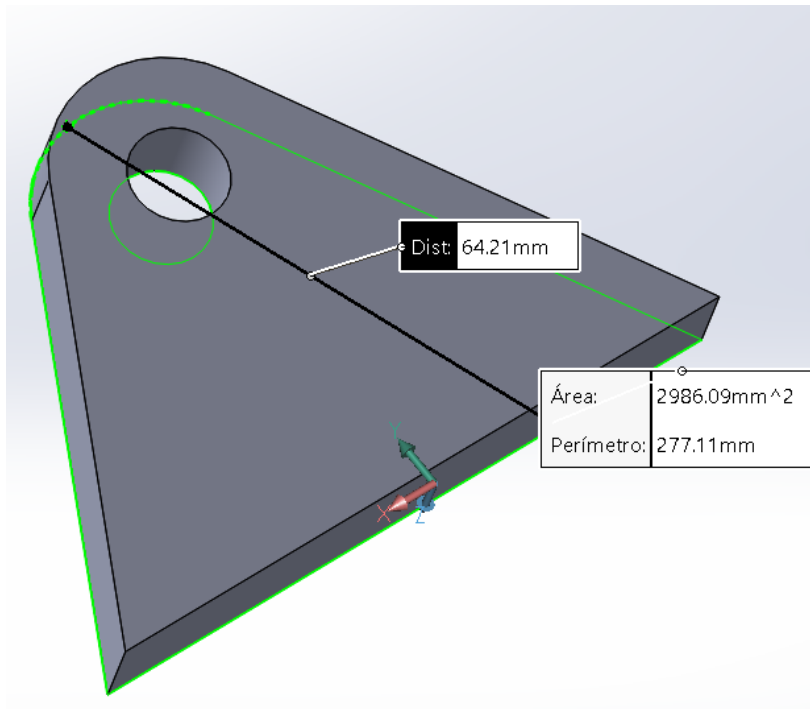


Figura 51. Base inferior de pistón grande
Fuente: Rossi (2023)

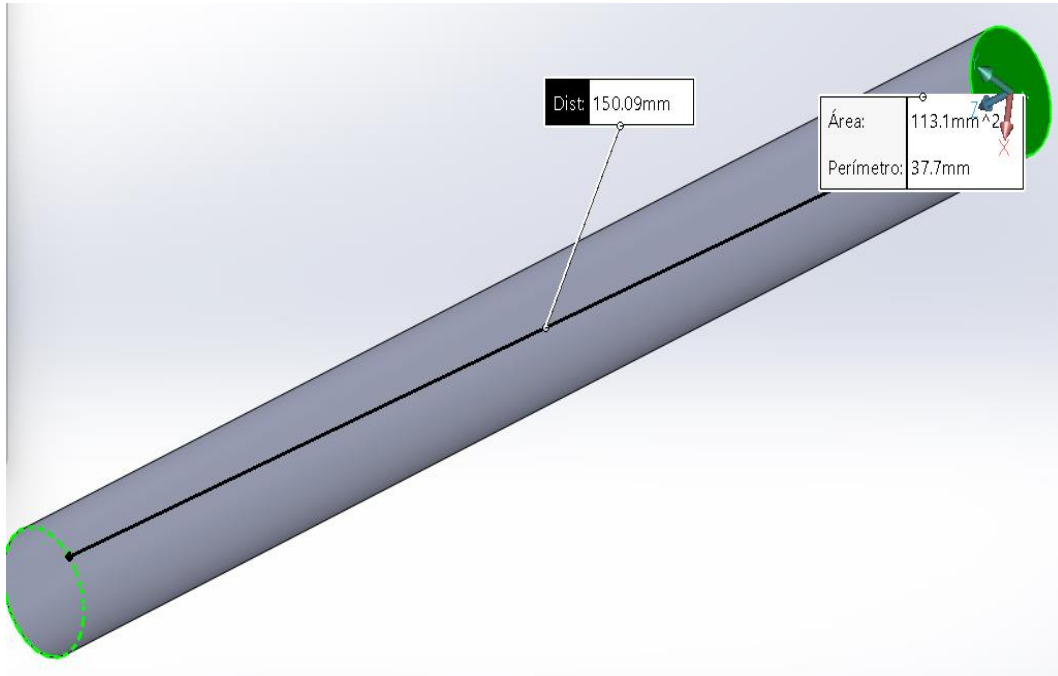


Figura 52. Vástago del pistón
Fuente: Rossi (2023)

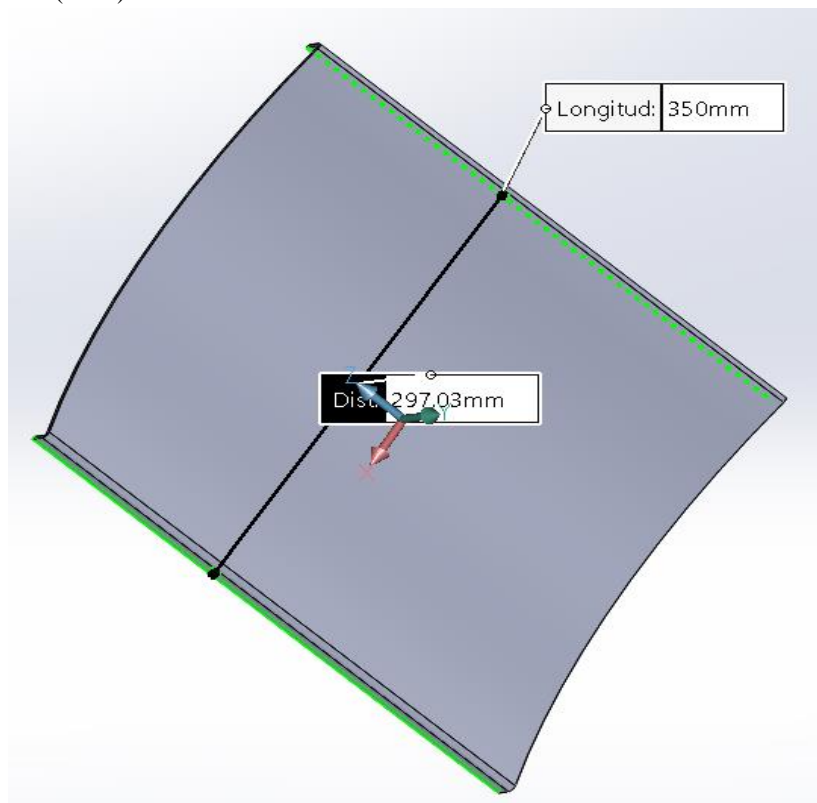


Figura 53. Placa metálica para soportar la pierna
Fuente: Rossi (2023)

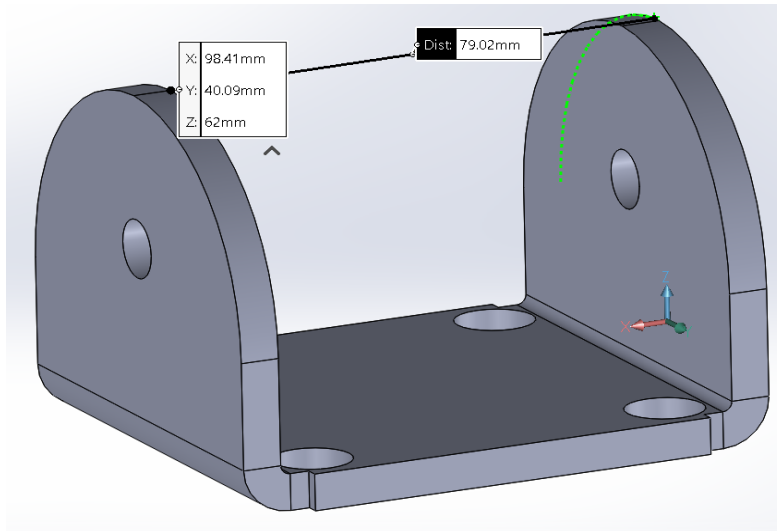


Figura 54. Base del pistón grande

Fuente: Rossi (2023)

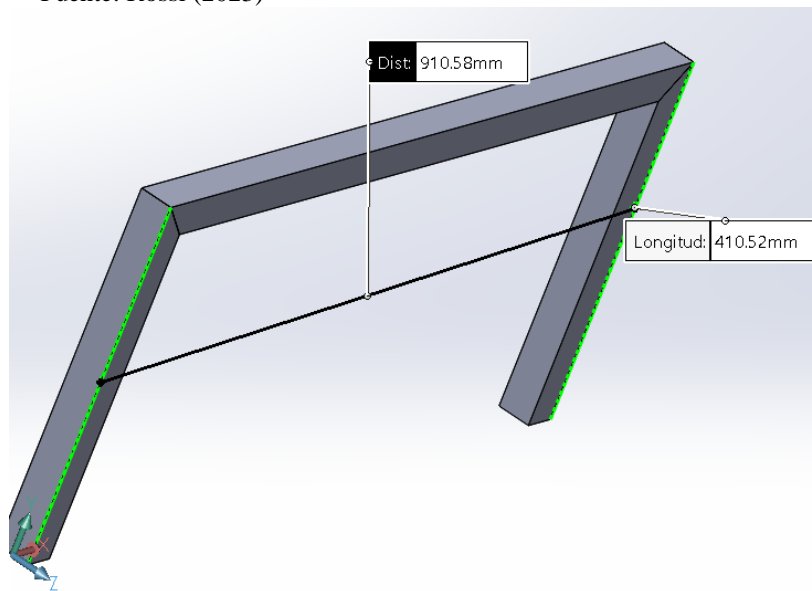


Figura 55. Base de soporte para la camilla.

Fuente: Rossi (2023)

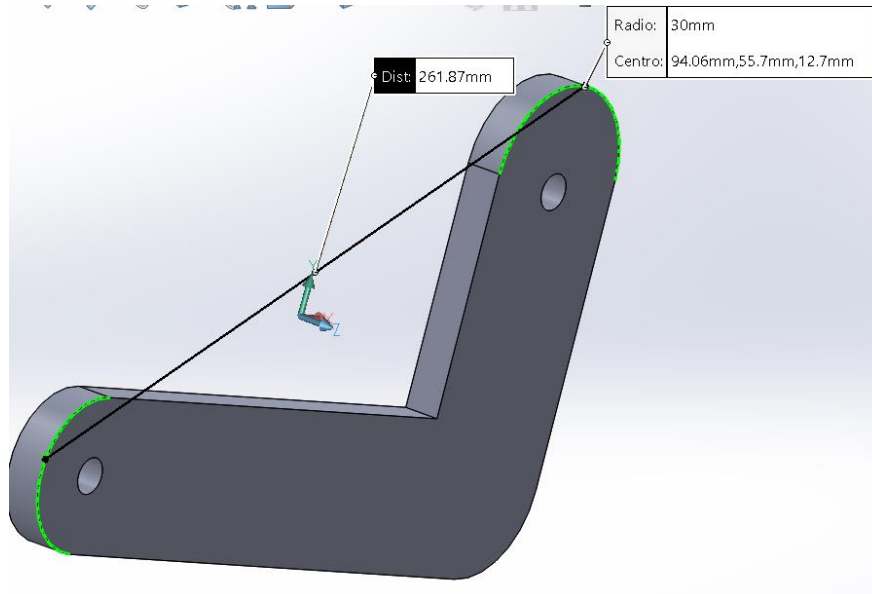


Figura 56. Sujetador tipo L del dispositivo
Fuente: Rossi (2023)

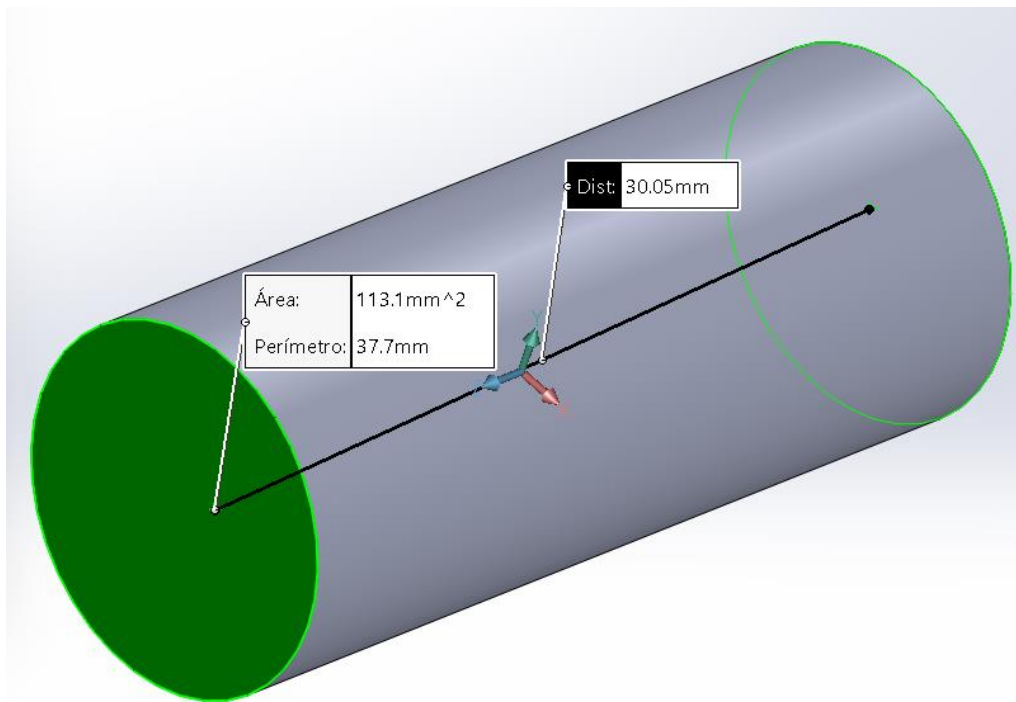


Figura 57. Pin sujetador en el pistón
Fuente: Rossi (2023)

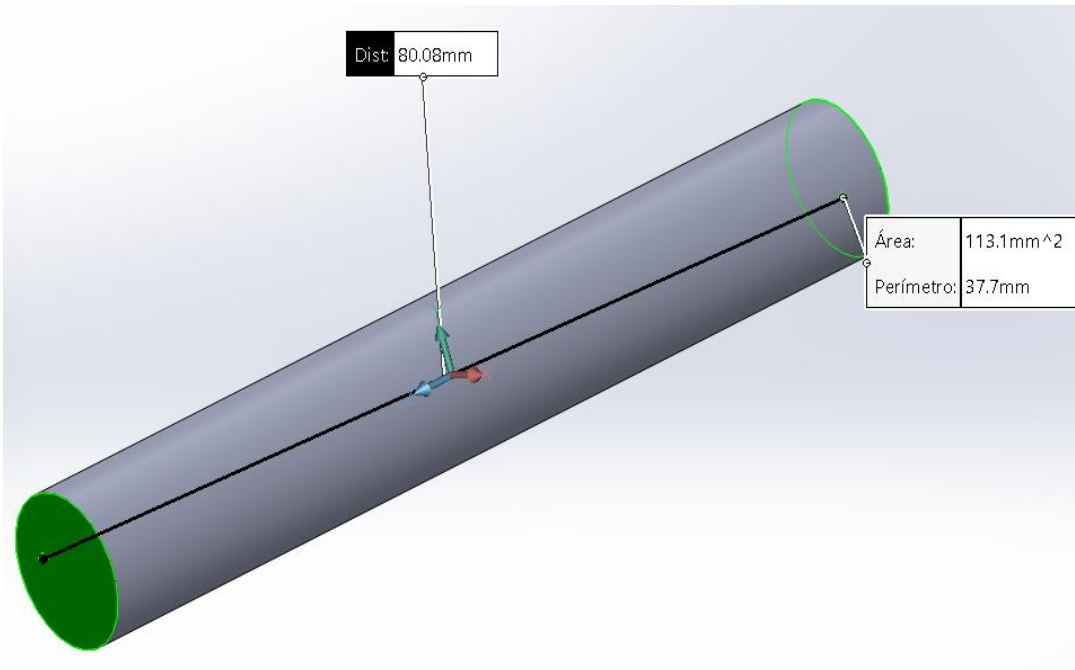


Figura 58. Pin 2 sujetador en el pistón

Fuente: Rossi (2023)

La selección de este modelo final ha tenido los requisitos descritos en el apartado anterior y, además, unos requisitos estéticos basados en la opinión subjetiva del autor de este proyecto.

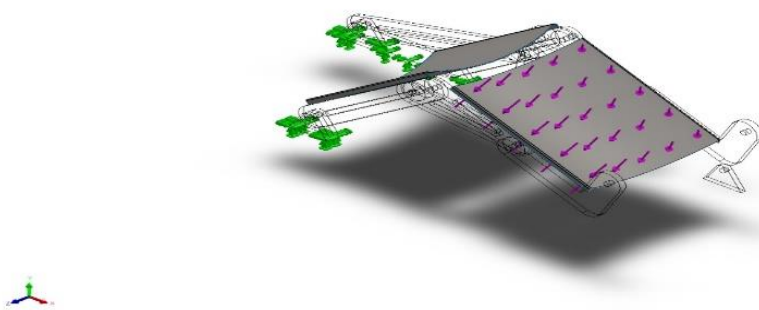


Figura 59. Diseño preliminar

Fuente: Rossi (2023)

Una vez obtenido el modelo final, el próximo paso de este proyecto consiste en adecuar los tamaños de las piezas en función de las cargas que deben soportar durante el movimiento de flexoextensión. Esto es lo que se conoce como dimensionamiento del dispositivo.

Para poder realizar el dimensionamiento es necesario determinar las cargas que va a soportar el dispositivo, lo que se ha determinado gracias a tablas antropométricas y a datos estadísticos de la población. También es importante para determinar las dimensiones del dispositivo, conocer las dimensiones del pistón. Por último, se han determinado el material y las condiciones de contorno (es decir, las sujeciones) que se van a utilizar a la hora de simular el dispositivo. Con todos estos requisitos preliminares, es posible hacer un estudio de tensiones en cada una de las piezas (PP y PM) y atendiendo a esas tensiones, modificar las dimensiones de forma que no se alcance la tensión de rotura del material.

Para hacer un uso apropiado de la herramienta basada en el MEF se lleva a cabo un análisis de convergencia variando el número de elementos que conforman la malla.

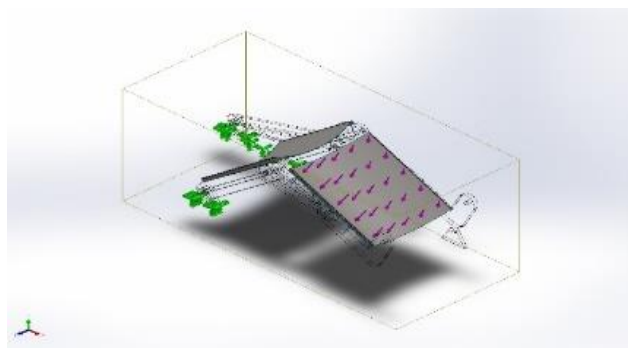


Figura 60. Unión rígida del mallado.

Fuente: Rossi (2023)

Cuadro 6 Mallado

Tipo de malla	Malla mixta
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura de combinado
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 Puntos
Verificación jacobiana para el vaciado	Activar
Tamaño máximo de elemento	61,2546 mm
Tamaño mínimo del elemento	12,2509 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar
Número total de nodos	21880
Número total de elementos	9797

Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:17
Nombre de computadora:	

Fuente Rossi (2023)

Es importante recalcar que el tipo de elementos a utilizar es triangular, ya que la superficie es irregular y permite que el mallado sea más compacto y por lo tanto obtener un resultado satisfactorio.



Figura 61. Control de mallado.

Fuente: Rossi (2023)

Cuadro 7 Información sobre control del mallado

Nombre del control de malla	Imagen del control de malla	Detalles del control de malla
Control-1		Entidades: 1 cara(s) Unidades: mm Tamaño: 14,2833 Cociente: 14,2833

Fuente Rossi (2023)

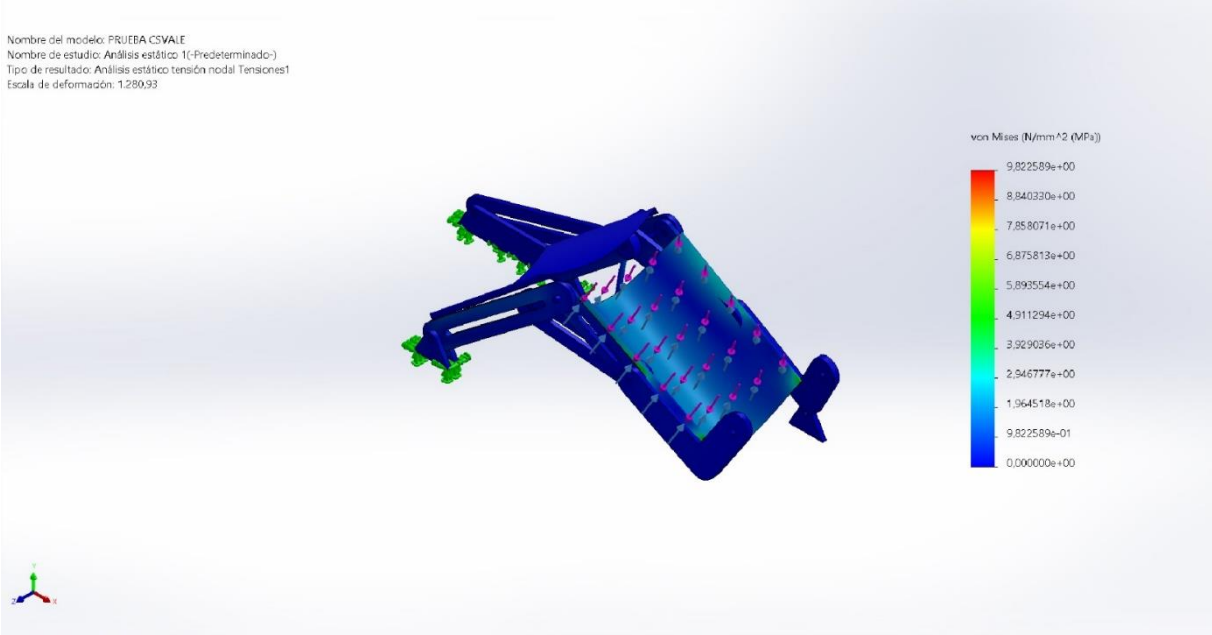


Figura 62. Tensión de von Mises.

Fuente: Rossi (2023)

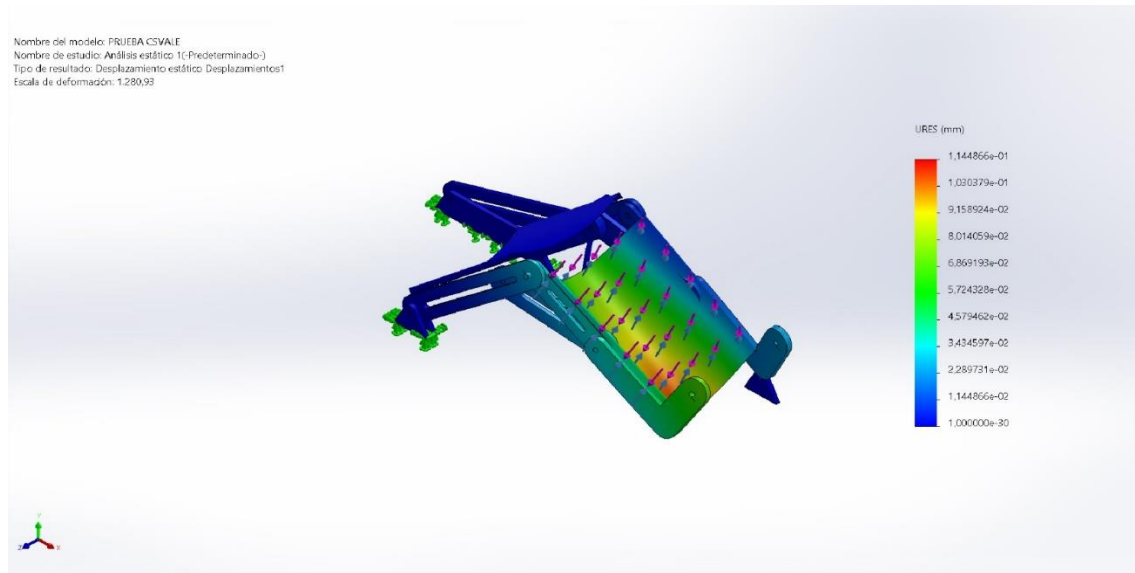


Figura 63. URES: Desplazamientos resultantes

Fuente: Rossi (2023)

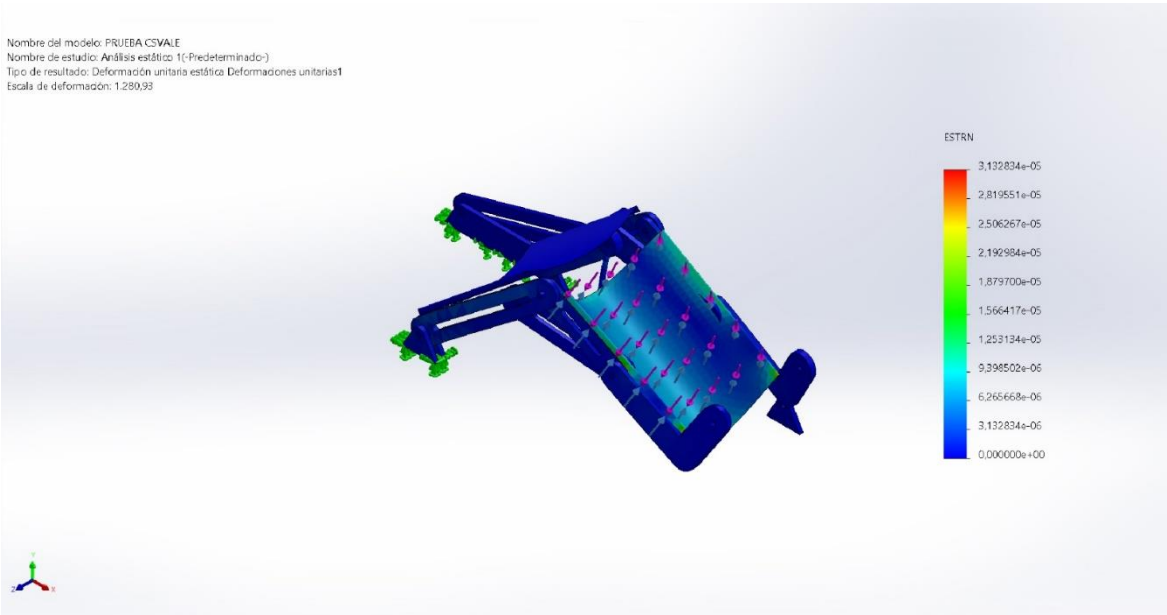


Figura 64 ESTRN: Deformación unitaria equivalente

Fuente: Rossi (2023)

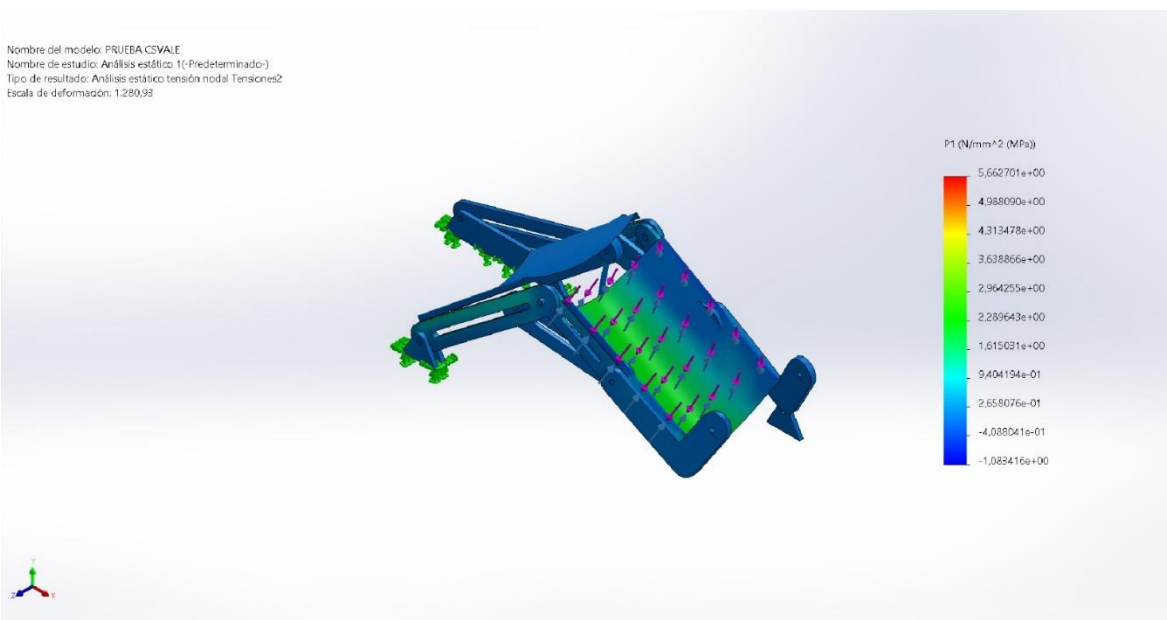


Figura 65. P1: Primera tensión principal

Fuente: Rossi (2023)

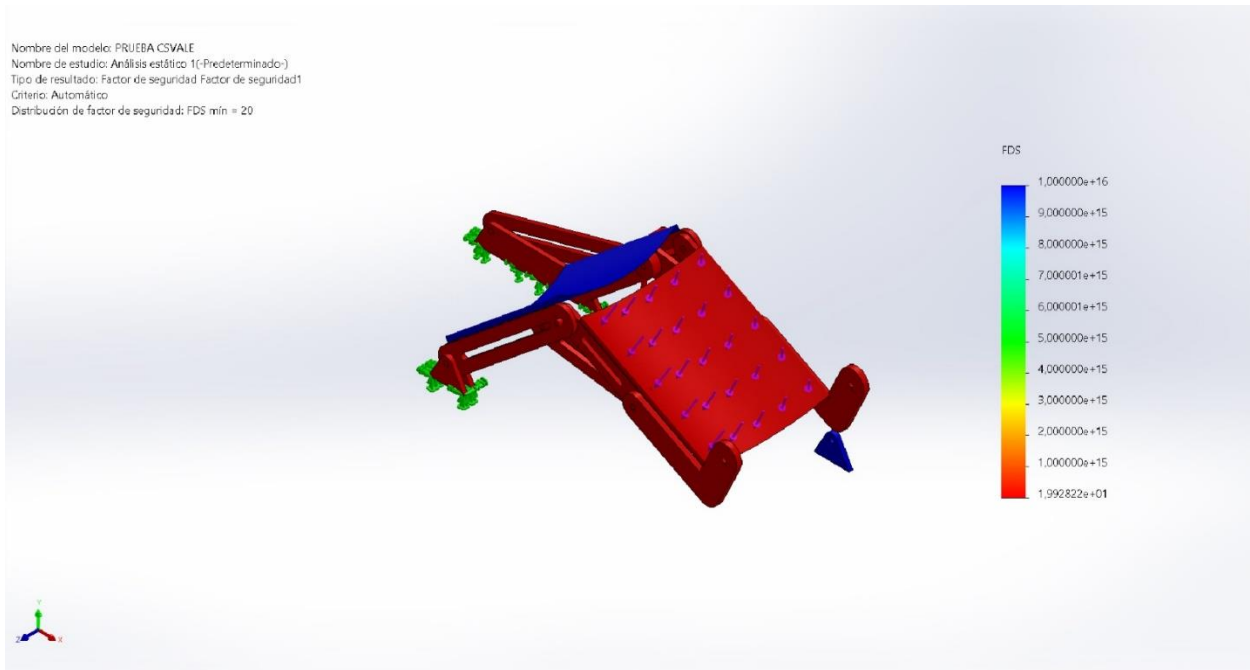


Figura 66. Factor de seguridad

Fuente: Rossi (2023)

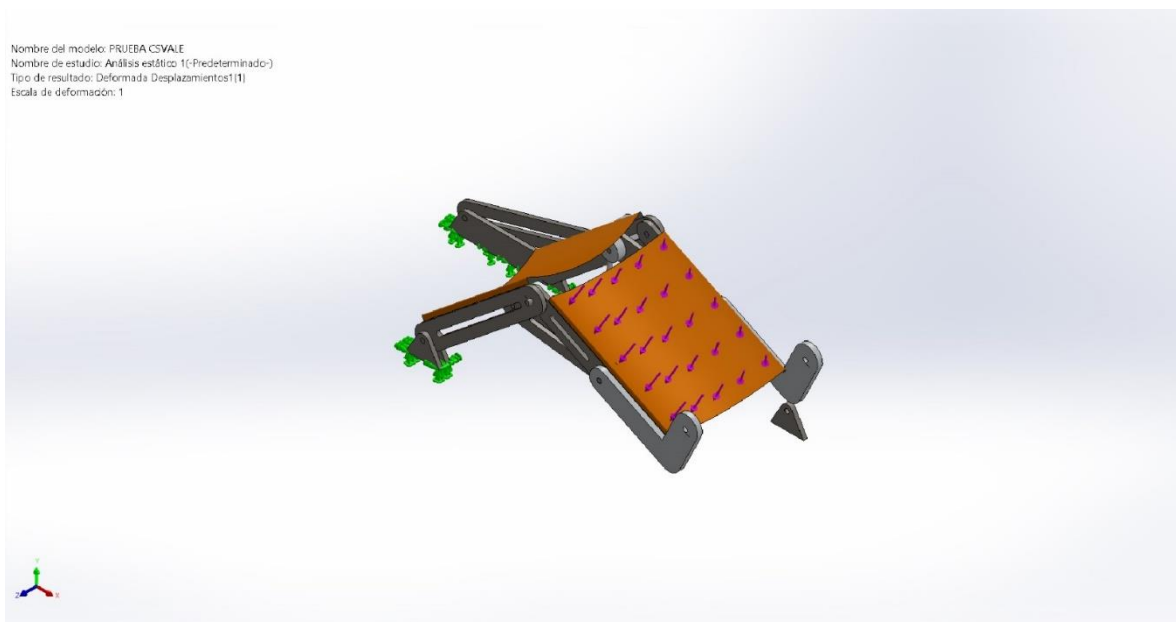


Figura 67. Deformada

Fuente: Rossi (2023)

4.4.3 Dispositivo final



Figura 68. Diseño final del dispositivo lado izquierdo

Fuente: Rossi (2023)



Figura 69. Diseño final del dispositivo lado derecho.

Fuente: Rossi (2023)

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El objetivo de esta TDG consistía en el desarrollo de un dispositivo acoplable a un pistón neumático para la movilización de la articulación de rodilla, objetivo que ha sido alcanzado. Además del objetivo principal, que consiste en realizar la rehabilitación, se establecieron los siguientes objetivos secundarios, con el fin de presentar una ventaja frente a los modelos disponibles actualmente en el mercado:

- ✚ El dispositivo debe ser ligero.
- ✚ Sus dimensiones deben ser reducidas.
- ✚ El coste debe ser pequeño en comparación con los modelos actuales en el mercado.

Se propone un modelo para el cual se analiza las características deseadas en el rehabilitador y las restricciones respetando los aspectos antropométricos de cada individuo como se muestra en la figura 13 y del capítulo anterior.

Para poder seleccionar la mejor solución, esta debe cumplir con especificaciones fundamentales a manera de lograr un óptimo funcionamiento y uso por parte de los operarios, siendo acorde a las medidas antropométricas de una persona estándar, capaz de soportar un peso máximo de 150 kg, cumplir con los movimientos necesarios para realizar la rehabilitación, y por lo tanto ofrecer la posibilidad que el paciente sea capaz de llevar a cabo por sí mismo las funciones básicas del rehabilitador y ser fabricada bajo el concepto de mínimo mantenimiento y óptimo funcionamiento.

Se pretende que la solución planteada sea lo más económica posible de manera que pueda ser adquirida por los centros de rehabilitación a nivel nacional.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Anatomía de la Rodilla.** (2019). Recuperado 12 de septiembre de 2022, de CAMDE (Traumatología deportiva, cirugía Artroscópica y Regeneración del cartílago. <https://camde.es/anatomia-de-la-rodilla/>
- Arias, F. (2012). “**Proyecto de Investigación: Introducción a la Metodología**”. Edición N° 5. Caracas: Editorial Episteme.
- Balestrini, M. (2008). “**Cómo se elabora el Proyecto de Investigación**”. Caracas. BL Consultores.
- Bernal, C. (2006). Metodología de la Investigación. México, D.F., Pearson Educación
- Camde (2019). Anatomía de la rodilla
- Damo Paolo (2012) **Diseño de un rehabilitador de rodilla**, Tesis de grado. Universidad de Carabobo
- Garavito Julio (2018) **Desarrollo de un exoesqueleto robótico de miembros inferiores para la rehabilitación de la marcha: exoesqueleto AGoRA - (Contrato 801-2017)**”. Escuela Colombiana de Ingeniería
- Medline Plus, «Enfermedades de rodilla,» [Online]. Available: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/kneeinjuriesanddisorders.html>. [Última actualización 15 mayo 2020].
- Miranda, M. (2018). **Ejes de la rodilla: Geno valgo y Geno varo**. Recuperado 8 de septiembre de 2022, de mirandafisioterapeuta website: <https://www.mirandafisioterapia.com/post/ejes-de-la-articulacion-de-la-rodilla>
- Oñate y Alonzo (1992) Aplicación del método de los elementos finitos
- Palella, S y Martins, F. (2012). Libro «**Metodología de la investigación cuantitativa**» 3ra Edición.
- Panero y Zelnik, 1995). Las Dimensiones humanas en los espacios interiores
- Puntos clave en la rehabilitación de rodilla.** (2011). Recuperado 8 de septiembre de 2022, de Efisioterapia website: <https://www.efisioterapia.net/articulos/puntos-clave-la-rehabilitacion-rodilla>
- Rodilla - Patologías de Rodilla.** (2020). Recuperado 8 de septiembre de 2022, de Rehabilitacion Premium Madrid website: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/rodilla/>
- Sabino (2010) El Proceso de investigación

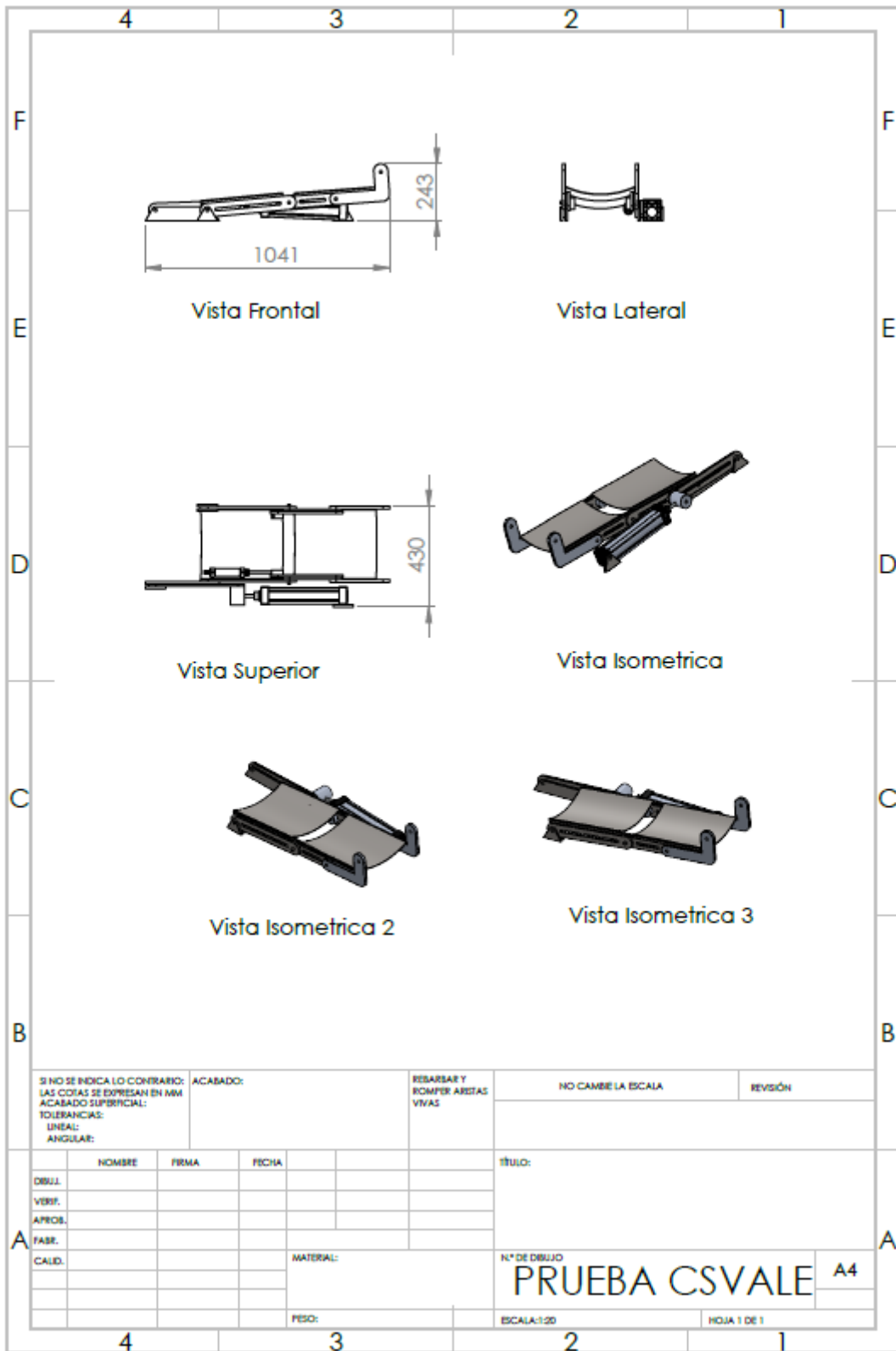
Susano, L. (2014). **Biomecánica de la rodilla**. Recuperado 8 de septiembre de 2022, de slideshare website: <https://es.slideshare.net/jazzsumano/biomecnica-de-la-rodilla-40224249>

UPEL. (2016). **Manual de Trabajos de Grado, de Especialización y Maestría y Tesis Doctóricas**. Caracas: Fondo Editorial de la Universidad Pedagógica Experimental Libertador

Villa nueva Juan (2017) **Diseño de un dispositivo para rehabilitación de rodilla mediante la optimización de mecanismos**”, tesis de grado, Universidad Autónoma de México

Zienkiewicz y Taylor 1994). El método de los elementos finitos Vol 1 4ta edición.

ANEXO I



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE	PRIMA	FECHA			TÍTULO:				
DIBUJ.									
VERIF.									
APROB.									
FABR.									
CALD.	MATERIAL:				N° DE DIBUJO		PRUEBA CSVALE		
		PESO:				ESCALA: 1:20		HOJA 1 DE 1	

ANEXO II

Propiedades Físicas de Materiales de Ingeniería

Módulo de Elasticidad (E), Módulo de Rigidez (G), Coeficiente de Poisson (ν), Peso Específico (γ)...

TABLA 1 Propiedades físicas de algunos materiales de ingeniería

Datos provenientes de varias fuentes. * Estas propiedades son esencialmente similares para todas las aleaciones del material específico

Material	Módulo de elasticidad E		Módulo de rigidez G		Razón de Poisson ν	Peso específico γ lb/in ³	Densidad de masa ρ Mg/m ³	Gravedad específica
	Mpsi	GPa	Mpsi	GPa				
Aleación de aluminio	10.4	71.7	3.9	26.8	0.34	0.10	2.8	2.8
Cobre al berilio	18.5	127.6	7.2	49.4	0.29	0.30	8.3	8.3
Latón, bronce	16.0	110.3	6.0	41.5	0.33	0.31	8.6	8.6
Cobre	17.5	120.7	6.5	44.7	0.35	0.32	8.9	8.9
Hierro fundido gris	15.0	103.4	5.9	40.4	0.28	0.26	7.2	7.2
Hierro fundido dúctil	24.5	168.9	9.4	65.0	0.30	0.25	6.9	6.9
Hierro fundido maleable	25.0	172.4	9.6	66.3	0.30	0.26	7.3	7.3
Aleaciones de magnesio	6.5	44.8	2.4	16.8	0.33	0.07	1.8	1.8
Aleaciones de níquel	30.0	206.8	11.5	79.6	0.30	0.30	8.3	8.3
Acero al carbono	30.0	206.8	11.7	80.8	0.28	0.28	7.8	7.8
Aleaciones de acero	30.0	206.8	11.7	80.8	0.28	0.28	7.8	7.8
Acero inoxidable	27.5	189.6	10.7	74.1	0.28	0.28	7.8	7.8
Aleaciones de titanio	16.5	113.8	6.2	42.4	0.34	0.16	4.4	4.4
Aleaciones de zinc	12.0	82.7	4.5	31.1	0.33	0.24	6.6	6.6

* Properties of Some Metals and Alloys, International Nickel Co., N.Y., Metals Handbook, American Society for Metals, Materials Park, Ohio.

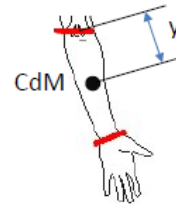
↑↑ [Volver](#)

ANEXO III

Posición centro de masas eslabones respecto al extremo proximal: y (cm):

$$y = c + m \cdot \text{peso(kg)} + n \cdot \text{estatura(cm)}$$

Body part	c	m	n	R
Head	0.35700	-0.00250	0.02300	0.288
Upper part of torso	3.32000	0.00760	0.04700	0.258
Middle part of torso	1.39800	0.00580	0.04500	0.437
Lower part of torso	1.18200	0.00180	0.04340	0.320
Upper arm	1.67000	0.03000	0.05400	0.368
Forearm	0.19200	-0.02800	0.03300	0.371
Hand	4.11000	0.02600	0.03300	0.383
Thigh	-2.42000	0.03800	0.13500	0.600
Calf	-6.05000	-0.00390	0.14200	0.510
Foot	3.76700	0.06500	0.03300	0.530



Masa de los eslabones: M(kg):

$$M = c + m \cdot \text{peso(kg)} + n \cdot \text{estatura(cm)}$$

Body part	c	m	n	R
Head	1.29600	0.01710	0.01430	0.591
Upper part of torso	8.21440	0.18620	-0.05840	0.798
Middle part of torso	7.18100	0.22340	-0.06630	0.828
Lower part of torso	-7.49800	0.09760	0.04896	0.743
Upper arm	0.25000	0.03012	-0.00270	0.837
Forearm	0.31850	0.01445	-0.00114	0.786
Hand	-0.11650	0.00360	0.00175	0.516
Thigh	-2.64900	0.14630	0.01370	0.891
Calf	-1.59200	0.03620	0.01210	0.872
Foot	-0.82900	0.00770	0.00730	0.702