



**FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA EN BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN**

TESIS

**DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE RODILLA ENFOCADO EN LA POST-
RECUPERACIÓN DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS ANTERIOR**

**TESIS PRESENTADA COMO REQUISITO FINAL PARA OBTENER EL GRADO DE
INGENIERO EN BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN**

**ELABORADO POR
CARLOS MANUEL GÓMEZ ORTEGA
3-747-1855**

**DIRECTOR:
ING. MANUEL CORTEZ**

**ASESOR METODOLÓGICO:
ING. ALFREDO LESCHER**

**PANAMÁ, REPÚBLICA DE PANAMÁ
2024**

Dedicatoria

A mi madre Estelina, a mi padre Carlos y a mi hermana Andrea por sus consejos, apoyo y guía durante todo este camino.

Agradecimiento

Quiero agradecer primero a Dios por permitirme alcanzar esta primera meta.

A mi madre, padre y hermana y a toda mi familia que siempre me ha brindado su apoyo en cada etapa de mi vida.

A mi profesor asesor Manuel Cortez, por guiarme con sus atinadas recomendaciones durante toda esta investigación.

A mis profesores, por compartir sus conocimientos y en especial al profesor Ernesto Ibarra, quien nos guió durante toda la carrera.

A mis amigos y hermanos de toda la vida Andrés Pinzón, Julio Dam, Krystell Villareta y César Ábrego por siempre estar ahí.

A los Ingenieros Biomédicos, compañeros de clases y de trabajo que estuvieron apoyándome durante todo este tiempo.

¡Muchas gracias a todos!

Resumen

Las personas con lesiones graves en los ligamentos cruzados anterior (LCA) no solo son deportistas de alto rendimientos o deportistas jóvenes que por la actividad física intensa llegan a afectarse dicho tendón. También se manifiesta en personas con sobrepeso, en cuyos casos la rodilla presenta problemas constantes en las articulaciones y ante mucha fuerza ejercida en la articulación, se llega a sufrir de una ruptura del LCA.

Existen varios modelos para la rehabilitación del LCA, lo cual ayuda a mejorar la estabilidad, flexión y extensión de la rodilla y contribuye a lograr una fuerza progresiva, apoyado mediante dispositivos limitadores y de soporte que mantienen la seguridad de la rodilla y permite la recuperación paulatina de la fuerza motora.

El propósito de esta investigación es proponer el diseño de una órtesis de rodilla que le brinde al usuario una mejor movilidad y comodidad, a la vez que brindar el nivel de seguridad y estabilidad requerido para su rehabilitación. El diseño cuenta con una estructura ergonómica que permita adaptarse a la anatomía del cuerpo de los usuarios.

Para la creación del diseño, se utilizó el software de escaneo Comb-3D para obtener una imagen de referencia para las dimensiones de la estructura. Posteriormente, se utilizó el programa Fusión 360 para realizar el diseño de los componentes y la estructura de la órtesis al igual que el mecanismo de limitación para los movimientos. Una vez se obtuvo el diseño, se corrieron simulaciones y aplicaron las pruebas de tensión, factor de seguridad, deformación y desplazamiento con base a los criterios de entrada: el peso (W) de los sujetos de estudio a 177 lb, 110 lb y 200 lb; y el ángulo de flexión de la pierna de cada sujeto a 90°, 130° y 180°. Los supuestos de la simulación incluían la elasticidad y resistencia de los materiales para el diseño de la órtesis, en este caso eran acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y aluminio.

Luego de las simulaciones, se obtuvo una matriz con los resultados de los diferentes factores de pesos de cada individuo y los diferentes ángulos de flexión según cada una de las cuatro pruebas aplicadas. Los hallazgos reflejaron que el diseño de la órtesis propuesta se mantuvo en óptimas condiciones para los diferentes escenarios con nulas posibilidades de quiebres de este, y un consecuente alto grado de seguridad para su uso por los individuos.

Se concluyó que el diseño propuesto de la órtesis de rodilla para la recuperación de una lesión del LCA alcanzó valores aceptables con respecto a su rendimiento, funcionalidad y factor de seguridad, a su vez que cumple con las características deseadas por los usuarios en términos de comodidad y ergonomía.

Palabras clave: rodilla, lesión, órtesis, ligamento cruzado anterior (LCA), flexión, extensión.

Abstract

The people with severe injuries of anterior cruciate ligament (ACL) are not only high-performance athletes or young athletes whose intense physical activity can affect the tendon. These injuries also occur in overweight individuals who experience continuous pain in knee and legs. When excessive force is applied to the joint, it can result in a rupture of the ACL.

There are several models for ACL rehabilitation that help improve knee stability, flexion, and extension, and contribute to progressive strength recovery. This process is supported by limiting and supportive devices that ensure the safety of the knee and allow for a gradual restoration of motor strength.

The purpose of this research is to propose the design of a knee orthosis that provides users with better mobility and comfort, also offering safety and stability levels required for effective rehabilitation. The design features an ergonomic structure that adapts to the user's body anatomy.

To create the design, the Comb-3D scanning software was used to obtain a reference image for determining the structure's dimensions. Then, Fusion 360 software was used to design the orthosis components, the overall structure, and the motion-limiting mechanism. Once the design was completed, simulations were run to test stress, safety factor, deformation, and displacement based on the input criteria: the weight (W) of the test subjects at 177 lb, 110 lb, and 200 lb, and the leg flexion angles at 90°, 130°, and 180°. The simulation assumptions included the elasticity and resistance of the materials used for the orthosis design, which in this case were acrylonitrile butadiene styrene (ABS) and aluminum.

Following the simulations, a matrix was generated with results for the different weight factors and flexion angles across the four tests applied. The findings showed that the proposed orthosis design remained in optimal condition under various scenarios, with no risk of breakage, and offers a high level of safety to user.

It was concluded that the proposed knee orthosis design for ACL injury recovery achieved acceptable values in terms of performance, functionality, and safety factor, while also meets users' expectations in terms of comfort and ergonomics.

Keywords: knee, injury, orthosis, anterior cruciate ligament (ACL), flexion, extension.



UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ

DECLARACIÓN JURADA

Yo Carlos Manuel Gómez Ortega con cédula de identidad personal número 3-747-1855, estudiante graduando de la carrera de Ingeniería Biomédica e Instrumentación declaro bajo la gravedad del juramento que el material que aparece en este trabajo de graduación en la opción Tesis es de mi producción intelectual, en razón de lo cual exonero a la Universidad Latina de Panamá de cualquier responsabilidad relacionada con este aspecto.

Como constancia, firmo la presente declaración el día 28 del mes de julio del año 2025.

Firma del estudiante: Carlos M. Gómez O.

Cédula: 3-747-1855

Índice General

<i>Dedicatoria</i>	2
<i>Agradecimiento</i>	3
<i>Resumen</i>	4
<i>Abstract</i>	5
Índice de Tablas	9
Índice de Figuras	10
INTRODUCCIÓN	11
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA	13
1.1. Antecedentes del problema de investigación	14
1.2. Planteamiento del problema	16
1.3. Justificación de la investigación	17
1.4. Objetivos	19
1.4.1. Objetivo General	19
1.4.2. Objetivos Específicos	19
1.5. Alcance y límites de la investigación	19
1.6. Línea de investigación a la que pertenece el estudio	20
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	21
2.1. Antecedentes de investigaciones realizadas en el tema	22
2.2. Bases teóricas que sustentan la investigación	23
2.2.1. Anatomía de la rodilla y su composición	23
2.2.2. Biomecánica de la rodilla	26
2.2.3. Traumatología de la rodilla	29
2.2.4. Proceso quirúrgico	33
2.2.5. Rehabilitación post reconstrucción del LCA	35
2.2.6. La órtesis y la órtesis de rodilla	38
2.2.7. Tipos de órtesis dinámicas de rodilla	41
2.2.8. Función de una órtesis dinámica de rodilla	43
2.2.9. Buenas prácticas para un diseño de dispositivo médico	45
2.3. Glosario	46

CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO	49
3.1. Tipo de investigación	50
3.2. Procedimiento experimental.....	50
3.2.1. Etapa de evaluación inicial e investigación.....	51
3.2.2. Etapa de diseño.....	51
3.2.3. Etapa de modelación 3D.....	52
3.2.4. Etapa de simulación, identificación de variables, pruebas y resultados esperados	52
3.3. Etapa de evaluación inicial e investigación.....	52
3.4. Etapa de diseño	54
3.5. Etapa de modelado 3D	57
3.6. Etapa de simulación, variables, pruebas y resultados esperados.....	62
3.6.1. Variables de entrada.....	62
3.6.2. Pruebas.....	65
3.6.3. Resultados esperados	67
CAPÍTULO IV: ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	68
4.1. Simulaciones	69
4.2. Resultados obtenidos	71
4.3. Funcionalidad de la órtesis propuesta.....	78
4.4. Análisis de costo para la elaboración de la órtesis de rodilla	78
4.5. Protocolo para validación de la órtesis en futuros pacientes.....	80
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	82
Conclusiones	83
Recomendaciones	84

Índice de Tablas

Número de Tabla	Título	Número
Tabla 1	DIFERENTES LESIONES DE RODILLAS.....	31
Tabla 2	TIPOS DE ÓRTESIS DE RODILLA, OBJETIVO SEGÚN PATOLOGÍA Y DISEÑO CORRESPONDIENTE.....	40
Tabla 3	CONDICIONES DE PESO SEGÚN CADA UNO DE LOS SUJETOS DE PRUEBA.....	63
Tabla 4	ESTADO DE EXTENSIÓN DE LA ÓRTESIS CON BASE A LA CONDICIÓN DEL SUJETO	64
Tabla 5	PARÁMETROS DE LOS SUPUESTOS DE LA SIMULACIÓN DEL MODELO.....	66
Tabla 6	ESQUEMA DE PRESENTACIÓN DE LOS RESULTADOS ESPERADOS	67
Tabla 7	RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS SIMULACIONES.....	71
Tabla 8	COSTO DE INSUMO Y FABRICACIÓN DE LA ÓRTESIS DE RODILLA	79
Tabla 9	COMPARATIVA DEL PRECIO DE MERCADO DE DOS ÓRTESIS COMERCIALES SIMILARES AL DISEÑO PROPUESTO.....	80
Tabla 10	CUESTIONARIO PARA LA EVALUACIÓN DE LA ÓRTESIS EN USO DE UN PACIENTE.....	81

Índice de Figuras

Número de Figura	Título	Página
Figura 1	Resultados de la búsqueda de literatura y sus resultados sobre el uso de diseños de diferentes órtesis dinámicas en rodilla 2014 – 2024	16
Figura 2	Anatomía de la rodilla	24
Figura 3	Articulación de bisagra en la rodilla	25
Figura 4	Flexión y extensión completa de la rodilla de un individuo	28
Figura 5	Maniobra de Lachman	32
Figura 6	Maniobra de <i>Pivot Shift</i>	33
Figura 7	Órtesis manga de rodilla con protección en la rótula	42
Figura 8	Órtesis abrazadera de rodilla con limitadores de movimientos de flexión y extensión.....	42
Figura 9	Corrección de la alineación anormal de la rodilla utilizando una rodillera de abrazadera	43
Figura 10	Descarga de la articulación durante la compresión articular	44
Figura 11	Limitadores de control flexo extensión de una órtesis de rodilla	45
Figura 12	Etapas del diseño experimental	51
Figura 13	Imagen y características del sujeto de estudio	53
Figura 14	Bocetos iniciales	55
Figura 15	Bocetos sobrepuestos en la pierna	56
Figura 16	Perspectiva frontal y lateral escaneada de la extremidad del sujeto de estudio	58
Figura 17	Diseño del mecanismo delimitador	59
Figura 18	Diseño de las columnas de aluminio firme: barra superior	60
Figura 19	Diseño de las columnas de aluminio firme: barra inferior	60
Figura 20	Malla en formato telaraña	61
Figura 21	Diseño unificado de la órtesis	61
Figura 22	Modelado de la órtesis para cada ángulo de extensión (90°, 130°, 180°)	64
Figura 23	Mapa de calor del Sujeto 1 con ángulo de 90°	73
Figura 24	Mapa de calor del Sujeto 1 con ángulo de 130°	73
Figura 25	Mapa de calor del Sujeto 1 con ángulo de 180°	74
Figura 26	Mapa de calor del Sujeto 2 con ángulo de 90°	75
Figura 27	Mapa de calor del Sujeto 2 con ángulo de 130°	75
Figura 28	Mapa de calor del Sujeto 2 con ángulo de 180°	76
Figura 29	Mapa de calor del Sujeto 3 con ángulo de 90°	77
Figura 30	Mapa de calor del Sujeto 3 con ángulo de 130°	77
Figura 31	Mapa de calor del Sujeto 3 con ángulo de 180°	77

INTRODUCCIÓN

La rodilla es una de las articulaciones más importantes en el cuerpo humano. Forma parte de las extremidades inferiores y desempeña un papel fundamental en la marcha, además soportar el peso del cuerpo. Debido a que es una articulación sometida a grandes cargas de trabajo y a diversas fuerzas, es propensa a sufrir de distintas lesiones, entre ellas la ruptura de los ligamentos cruzado anterior.

El ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las principales estructuras estabilizadoras de la rodilla y su lesión representa una de las patologías más frecuentes de rodilla por motivos deportivos y ortopédicos. Esta lesión genera inestabilidad en la articulación, dolor y limitaciones funcionales. La reconstrucción quirúrgica del LCA es el tratamiento más común en casos de ruptura completa, seguido de un proceso de rehabilitación estricto para obtener una recuperación funcional de la articulación.

La órtesis de rodilla es una solución recomendada por los médicos y desempeña un papel fundamental durante el periodo postoperatorio, ya que permite proteger el injerto, controlar los rangos de movimientos de la articulación y permitir una recuperación constante y progresiva. Sin embargo, muchos de los pacientes deciden optar por el abandono del uso de las órtesis debido a que sienten incomodidad al uso, son aparatos muy grandes y son pocos discretos.

Por estas razones se ha planteado como idea el diseño de una órtesis para la rodilla que cumpla con todos los criterios de funcionalidad, seguridad, confort y que sea ergonómica para los pacientes, permitiendo que la recuperación sea segura y cómoda.

El trabajo de investigación se desarrolla en cuatro capítulos. El primer capítulo, Planteamiento del problema, presenta los antecedentes de la investigación, el planteamiento del problema, los objetivos que se quieren alcanzar al finalizar la investigación, la justificación que motivó su realización, los alcances y limitaciones que se presentarán, así como la línea de investigación dentro de la ingeniería biomédica en la que se enmarca. El segundo capítulo, Marco teórico, se realiza una revisión de antecedentes relacionado al tema que de la órtesis, las bases teóricas sobre la rodilla, el procedimiento quirúrgico, el proceso de rehabilitación y las bases informativas de las

órtesis. El capítulo tres, Metodología de la investigación, se presentará el tipo y diseño del estudio, así como las etapas que se seguirán para el diseño y simulación de la órtesis. En el cuarto capítulo, se mostrarán los resultados obtenidos por las simulaciones que se realizaron, con el fin de verificar la optimización del diseño propuesto.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA

1.1. Antecedentes del problema de investigación

Las lesiones de rodilla pueden ocurrir por medio de dislocaciones, causas traumáticas de alta energía, mecanismos de baja energía, tales como lesiones atléticas o en lesiones de ultra baja velocidad en este caso ocurre a aquellas personas que presentan una obesidad severa (Floyd et al., 2021). Estas lesiones pueden afectar a distintos tejidos fibrosos de la rodilla llegando incluso a desgarrar ligamentos que conectan estructuras anatómicas importantes en esta región del cuerpo, tal como lo es la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA).

Los ligamentos cruzados anteriores son propensos a sufrir lesiones de desgarres y ruptura al realizar actividades que requieren fuerza y rápidos desplazamientos, así como cambios bruscos de dirección (*Dolor de rodilla - Síntomas y causas - Mayo Clinic*, s. f.). Los atletas que practican deportes como el fútbol, baloncesto y fútbol americano es la población más propensa a ser afectados en las lesiones de ligamentos cruzados, debido a las combinaciones de cargas, desaceleraciones y cambio de direcciones.

Según un estudio realizado en Noruega la población atleta que más puede sufrir lesiones de ligamentos cruzados anterior tiene una edad promedio de 15 a 37 años. En el estudio que se realizó, se obtuvieron 303 pacientes de los cuales el 65% eran hombres y el 35% eran mujeres. Para este estudio, se utilizó la clasificación de Schenck (clasificación basada en el desgarro anatómico de los ligamentos) (Gigante et al., 2016) y se observó que la lesión más común estaba relacionada con los 3 ligamentos principales de los cuales está el LCA, el 52,4% presentaban una dislocación de rodilla de tercer específicamente en el lado medial (siglas en ingles KD III-M) y el 28,1% presentaba la dislocación de rodilla de tercer grado en el lado lateral (siglas en ingles KD III-M) (Moatshe et al., 2017).

Para detectar si un individuo ha sufrido de un desgarre de LCA se realizan las pruebas de Lachman y las maniobras de *pivot-shift* o desplazamiento de pivote. La prueba de *pivot-shift* es útil para valorar la inestabilidad y la rotación (Ayala-Mejías et al., 2014). Mientras que la prueba de Lachman también proporciona un diagnóstico valioso y confiable que pueden hasta proporcionar unos valores más acertados a diferencia de la

prueba de *pivot-shift*. Esta prueba no requiere de instrumento y es muy sencilla, nos puede reflejar si se tiene una lesión grave ya sea en el ligamento cruzado anterior íntegro de primer grado, si es una lesión de segundo grado o una lesión de tercer grado, los grados de lesión se determinan dependiendo del desplazamiento marcado y la ausencia de tope final (*¿Qué es test de Lachman?*, s. f.).

Una vez identificada la gravedad de la lesión se puede tomar la decisión de si es necesario realizar un procedimiento quirúrgico o no; por lo general, y lo más recomendado es que, sí la lesión tiene una gravedad que puede afectar en un futuro, se recomienda realizar el procedimiento quirúrgico (*¿Qué es test de Lachman?*, s. f.).

Al paciente, después de realizarle una cirugía de rodilla de los LCA, se le recomienda que utilice un aparato ortopédico, en este caso una ortesis de rodilla, ya que se necesita tiempo para que los injertos sanen correctamente. Dentro del tiempo de recuperación que se le comenta al paciente, se utiliza la ortesis debido a que puede correr el peligro de que el injerto se rompa (Samitier et al., 2015).

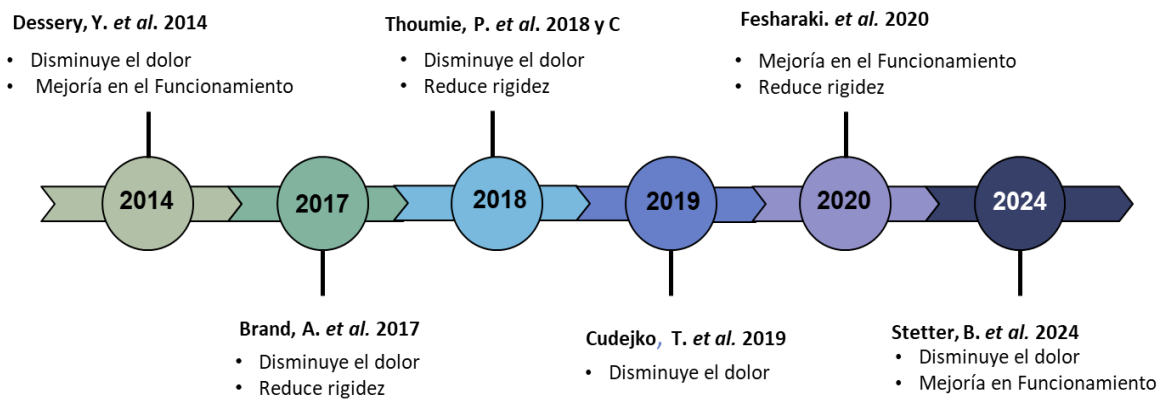
La rodillera después de un procedimiento quirúrgico, como las de tipo Bledsoe, contienen bisagras y a su vez protegen el injerto durante toda la sanación y reconstrucción. Como esta órtesis contiene un regulador de movimientos de articulaciones permite tener un rango de límites y a su vez ayuda a controlar (*Guide | Physical Therapy Guide to Anterior Cruciate Ligament Tear*, 2016).

La órtesis de rodilla posee un mecanismo de flexión controlada para poder mantener una estabilidad, seguridad y recuperación del paciente. Estas también proporcionan una ayuda para el alivio del dolor y la reducción de la inflamación («Ortesis de rodilla, la importancia del control de la movilidad», 2018). En el mercado se pueden encontrar dos tipos de órtesis de rodilla, cada uno con un objetivo distinto, ya sea para mantener un estado rígido de la rodilla o una que se utilice para poder mantener una flexión prologada y controlada, los dos tipos de ortesis mantienen seguro el área afectada y le proporciona una seguridad al paciente.

Luego de una búsqueda de la literatura se identificaron varias publicaciones científicas que destacaban los resultados del uso de diferentes diseños de órtesis dinámicas. En la Figura 1 se destacan los principales resultados de la búsqueda literaria dado por autores desde 2014.

Figura 1

Resultados de la búsqueda de literatura y sus resultados sobre el uso de diseños de diferentes órtesis dinámicas en rodilla. 2014 - 2024



1.2. Planteamiento del problema

Algunos estudios destacan las afectaciones y traumas en las extremidades inferiores de deportistas cuyas actividades requieren fuertes y rápidos desplazamientos, así como cambios bruscos de dirección que pueden convertirse en lesiones serias de la rodilla, tobillo y cadera, entre otros (Moatshe et al., 2017). Deportistas de baloncesto, soccer y fútbol son altamente propenso a sufrir lesiones en la rodilla. Una de las lesiones más recurrentes en esta sección es la ruptura del ligamento cruzado anterior, el cual requiere de procesos quirúrgicos y terapéuticos para restablecer su condición inicial.

Durante los procesos de recuperación postquirúrgico es necesario el uso de ortesis que permitan brindarle al individuo una condición de estabilidad y flexibilidad gradual que permita alcanzar su condición de desplazamiento usual. Las órtesis para rodilla que actualmente se disponen para los procesos de recuperación son de dos tipos: órtesis dinámicas y órtesis pasivas («Ortesis de rodilla, la importancia del control de la movilidad», 2018).

Las órtesis dinámicas o articuladas brindan estabilidad y flexibilidad al individuo, pero representan artefactos muy notorios, pesados y de alto costo. Las órtesis pasivas o no articuladas brindan la estabilidad que requiere el paciente y la sensación de seguridad durante la recuperación siendo su principal función la inmovilización, la prevención o la corrección de las deformidades; sin embargo, al no brindarle flexibilidad a la articulación, los procesos terapéuticos son más extensos (Trobajo et al., s. f.).

Ante esta situación, surge la oportunidad de disponer de un artefacto que permita la recuperación de un paciente afectado por trauma en la rodilla, y que le brinde la estabilidad y sensación de seguridad que requiere, pero a su vez la flexibilidad necesaria para un rápido recobro de su condición física.

En este sentido, se plantea la pregunta de investigación: ¿Cómo diseñar una órtesis de rodilla que permita mantener la estabilidad del individuo luego de los procesos postoperatorio y a su vez brindar flexibilidad progresiva durante la recuperación?

En este trabajo se presenta el diseño de una nueva ortesis dinámica de rodilla para lesiones posoperatorias de LCA utilizando materiales de bajo coste para facilitar en un futuro a todos los individuos. La órtesis es un sistema biomecánico complejo, el cual combina el sistema musculoesquelético de las lesiones de ligamentos para conseguir una marcha similar a la normal. La órtesis contará con bloqueos y desbloqueos para una extensión gradual para lograr el contacto del pie con la suela para comenzar con el tratamiento de balanceo.

1.3. Justificación de la investigación

La investigación presenta una propuesta innovadora, ya que conjuga el diseño de un dispositivo de apoyo a los procesos de recuperación terapéutica postoperatorio de la rodilla por lesión del ligamento cruzado y, a su vez, impulsa el recobro de las funcionalidades biomecánicas del paciente. En este sentido, se justifica el proyecto de investigación donde se propone diseñar una órtesis que proporcione estabilidad y

flexibilidad en la articulación de la rodilla del paciente, pero a su vez que tenga un bajo costo de producción, lo que permitirá una mayor accesibilidad a los potenciales usuarios.

La iniciativa parte por reconocer la existencia de eventos frecuentes de afectaciones en el LCA de personas que practican deportes de manera rigurosa e intensiva. La mayor frecuencia se encuentra en deportistas que practican fútbol de media y alto rendimiento que por diversos motivos o situaciones presentan la lesiones (*Lesión del ligamento cruzado anterior - Síntomas y causas - Mayo Clinic*, s. f.). Los principales motivos por los cuales se generan lesiones de LCA son el recibir un fuerte golpe en la parte lateral de la rodilla, la extensión excesiva o abrupta de la articulación de la rodilla, realizar cambios de direcciones forzoso y rápidos, aterrizar en una pierna sin tener estabilidad, realizar un giro con el pie firmemente apoyado, así como también una parada rápida y repentina (*Dolor de rodilla - Síntomas y causas - Mayo Clinic*, s. f.; *Lesión del ligamento cruzado anterior - Síntomas y causas - Mayo Clinic*, s. f.; Romero Sacoto, 2012a).

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Proponer el diseño de una órtesis posoperatoria de rodilla para el apoyo durante la rehabilitación de pacientes con LCA que les permita mantener la estabilidad y movilidad de la articulación.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Describir las propiedades físicas y mecánicas de órtesis de rodilla para lograr la estabilidad de la articulación como mecanismo para la rehabilitación posoperatoria de ligamento cruzado anterior.
- Establecer los elementos de diseño de una órtesis optimizada que permita mayor estabilidad de la articulación y mayor comodidad para el paciente.
- Evaluar las propiedades físicas y mecánicas del diseño de la órtesis propuesta bajo pruebas de tensión, estrés mecánico y torción.

1.5. Alcance y límites de la investigación

Este trabajo contemplará el diseño de una órtesis de rodilla, correspondiente al uso de la pierna izquierda del usuario, utilizando un diseño adaptable para utilizarlo en su contra parte la pierna derecha.

En el diseño se contemplará los rangos de articulación, movimiento mecánico y estabilidad locomotora de marcha, para ser implementado en actividades deportivas para atletas de bajo, mediano y alto rendimiento.

El diseño de la órtesis estará basado en los cuidados postoperatorios que debe ser aplicados en la articulación de la rodilla luego de haber sufrido una lesión en el LCA. Luego de esto se analizarán las características del diseño de la órtesis, tales como

flexibilidad y resistencia a estrés mecánicos por medio del uso de un software de simulación.

Las limitaciones que se presenta en esta investigación son las siguientes:

- Debido a los tiempos estipulados para el desarrollo de esta investigación, no se elaborará el dispositivo en físico.
- Debido al alto costo de los materiales y la producción del dispositivo, la investigación se desarrollará hasta la etapa del diseño.

1.6. Línea de investigación a la que pertenece el estudio

Debe declararse en esta sección que el estudio presentado pertenece a la línea de investigación en ciencias de la salud, específicamente en el tema de ingeniería clínica y biomédica enfocado en la rama de biomecánica, titulada: Diseño de una órtesis dinámica de rodilla enfocado en la post-recuperación de los ligamentos cruzados anterior.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de investigaciones realizadas en el tema

La fisiología entre los hombres y las mujeres son distinta, por lo que el desarrollo de medios de recuperación física debe estar enfocado considerando estas diferencias por sexo. En el caso muy particular de la fisiología de las rodillas, para cada uno posee aspectos que lo hacen también diferente. Ante las afectaciones a las condiciones físicas normales de la rodilla y la necesidad de establecer procesos de recuperación, los nuevos estudios enfocados en los diseños de una órtesis dinámica de rodilla para la rehabilitación han provocado la creación de distintas variantes de estos dispositivos utilizando diversos componentes y enfoques para ofrecer una mejor condición de manejo una extremidad.

Para Jia (2017), en su investigación titulada *Design and evaluation of dynamic knee orthosis system for females with knee ligament injuries*, se enfoca en las lesiones de ligamentos a mujeres que realizan deportes, se propuso un diseño de órtesis para el tratamiento posterior a una lesión, utilizando una órtesis dinámica de rodilla. En la investigación, se presentaron distintas licras ajustables manteniendo los enfoques básicos de una órtesis de rodilla de brindar soporte a la articulación, restringir el rango de movimiento y ayudar a recuperar el rango de movimiento. Se realizó un análisis estadístico de una serie de pruebas biomecánicas que la órtesis tenga menos restricciones en los músculos de cuádriceps. Se tuvieron 10 individuos que utilizaron la órtesis, quienes mencionaron que esta le proporcionaba más comodidad y mantenía el mismo apoyo de sujeción que las órtesis comerciales (Jia et al., 2018).

Para Salamanca (2021), el diseño y desarrollo de una órtesis estuvo enfocada a atletas que han sufrido de lesiones de rodilla y comenzar con las rehabilitaciones kinesiológica. Se basó en la creación de una órtesis de bajo costo utilizando componentes electrónicos accesibles como el uso de Arduino e impresión en 3D con materiales termoplástico flexible y para la codificación utilizar un código de programación de lenguaje Python para las configuraciones y movimientos de la órtesis. A su vez se realizó una comparación constructiva para comprobar la fiabilidad del prototipo de órtesis creada y la ya existente dentro del área de biomecánica de la Clínica MEDS (Salamanca, 2021).

Mientras tanto, Bolaños y Alba (2023) presentaron un prototipo de diseño de órtesis de rodilla, la cual será de apoyo para realizar movimientos de fisioterapia para la ayuda de la rehabilitación de personas que han pasado por un proceso quirúrgico de rodilla. El prototipo está enfocado en la vinculación de un modelo de órtesis de rodilla conectado mediante una aplicación por la que se manejarán las funciones de la órtesis. En este prototipo se utilizó como guía o visualizador un celular inteligente, el cual permite graduar los ángulos de flexión y la velocidad que se va a manejar para facilitar la rehabilitación del usuario (Cely Bolaños & Alba Forero, s. f.).

En el diseño de una órtesis de rodilla, Canchola (2017) presenta un diseño enfocado en la rodilla y el nivel de desgaste de los cartílagos. Para el diseño, se aplicaron todos los conocimientos de la biomecatrónica en el cual se combina las ramas de la electrónica, mecánica, computación y control de análisis para obtener un diseño de órtesis para los tratamientos conservadores de un paciente. Para lograr esto, se realizó un profundo análisis de las condiciones médicas que se presentan durante y después de los desgastes de los cartílagos y sobre las pocas órtesis que presenta un carácter compensatorio dentro del mercado, respetando las características biomecánicas de los individuos para obtener un patrón de comportamiento de recuperación. Al finalizar el diseño, se realizaron varias simulaciones para comparar el diseño de Canchola con las órtesis comerciales, obteniendo como resultados que un diseño de órtesis compensatoria diseñada para un individuo trae mejores resultados que una ortesis comercial vendidas por tallas (Canchola Hernández, 2017).

2.2. Bases teóricas que sustentan la investigación

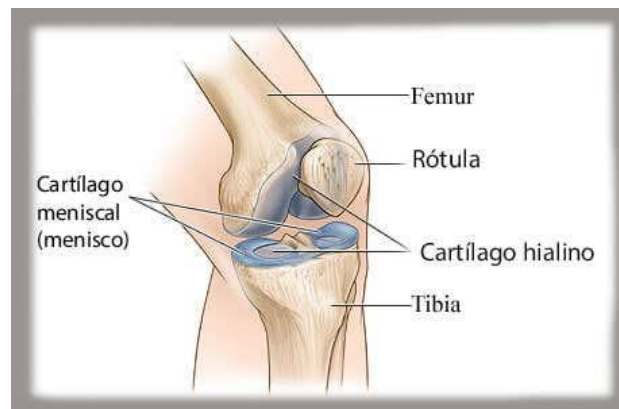
2.2.1. Anatomía de la rodilla y su composición

La rodilla es la articulación más grande y compleja del aparato locomotor del ser humano, y es la unión entre el muslo y la pierna. Es la parte del cuerpo que soporta el mayor peso del cuerpo al caminar, correr o estar de pie (Chevalier & Richette, 2005). En la articulación de la rodilla se encuentran tres huesos: el fémur, la tibia y la rótula (Figura

2). Entre el fémur y la tibia se encuentran dos discos fibrocartilaginosos que son los meniscos externos e internos evitando el rozamiento y la amortiguación. En esta misma ubicación se encuentra el cartílago articular (hialino), el cual se interpone entre dos superficies óseas y mantiene un contacto con los meniscos, lo que permite realizar los movimientos sin ninguna fricción, a la vez que cubre la parte inferior del fémur (Chevalier & Richette, 2005; Kong & Wang, 2024a).

Figura 2

Anatomía de la rodilla



Dado a la forma en que están compuestos los huesos, las articulaciones del fémur, tibia y rótula producen una angulación obtusa, abierta lateralmente, de entre los 170° y 175° llamado valgo fisiológico (angulación de 6° a 7° que se encuentra desde la cadera hasta el tobillo) (Doménech Ratto et al., s. f.). Al disminuir las angulaciones se le da el nombre de genu valgo (desalineación de fémur y tibia que provoca que una rodilla se desvíe hacia dentro y se junten entre sí); mientras que, al aumentar la angulación, se realiza la inversión de producir el genu varo (curvatura exagerada hacia afuera de la rodilla mientras los pies y los tobillos se tocan entre sí) (Doménech Ratto et al., s. f.) (Antuña et al., 2024; Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009).

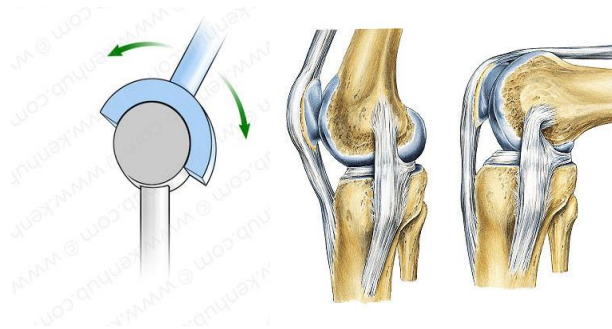
La articulación de la rodilla presenta una articulación sinovial que conecta los tres huesos, Al realizar los movimientos articulatorios lo hacen de forma troclear o mejor conocido como articulación de bisagra y está compuesta por las articulaciones tibiofemoral y patelofemoral (Doménech Ratto et al., s. f.). La articulación tibiofemoral es

la unión de la tibia y el fémur, mientras que la patelofemoral es la unión de la rótula (patela) y el fémur. Esta articulación es la más grande y probablemente la que está sometida a mayor estrés en el cuerpo humano (Parenti, 2013; Serrano & Guzmán, s. f.). Esto se debe a que posee dos propósitos indispensables para el funcionamiento mecánico de un ser humano: la estabilidad que debe proporcionar tanto al correr, caminar o estático; y la resistencia al peso que debe soportar con la movilidad suficiente para trasladarse. Esta se puede componer en estructuras óseas y blandas, razón por la cual, si ocurre un traumatismo, la recuperación es difícil y no llega a obtener los funcionamientos en su totalidad. La rodilla presenta movimiento de flexión, extensión y cierto grado de rotación interna y externa, esto último sólo ocurre en la articulación tibiofemoral (Ingrid-Alexandra et al., s. f.) (Cailliet, 2006) (Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009).

La articulación de la rodilla posee un diseño de tipo bisagra que permite un movimiento extenso a lo largo de su propio eje en términos de flexión y extensión dentro del plano sagital (Figura 3) con una leve rotación medial dentro de la flexión en la última etapa de la extensión de la rodilla. Para una rotación lateral y media es necesario que la rodilla este flexionada y pueda realizar un leve movimiento giratorio lateral (Chevalier & Richette, 2005; Serrano & Guzmán, s. f.).

Figura 3

Articulación de bisagra en la rodilla



Dentro de la rodilla también se encuentran los ligamentos, los cuales tienen como objetivo mantener conectado el fémur y la tibia en su lugar proporcionando estabilidad y previniendo luxaciones (Ayala-Mejías et al., 2014; Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009). Los ligamentos que se encuentran en la rodilla están divididos en dos grupos: los

ligamentos extracapsulares y los ligamentos intracapsulares. Los ligamentos extracapsulares se encuentran fuera de la cápsula articular e incluyen al ligamento patelar, ligamentos colaterales (laterales) y tibial (medial) (Serrano & Guzmán, s. f.). Los ligamentos intracapsulares se encuentran en la cápsula interna articular, siendo los ligamentos cruzados los más conocidos de estos subgrupos (Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009; Orfila, 2016).

Los ligamentos están conformados por los ligamentos laterales que son dos: internos (LLI) y externo (LLE). Por otro lado, encontramos los ligamentos cruzados que también se dividen en dos: anterior (LCA) y posterior (LCP). Los ligamentos cruzados tanto el anterior (LCA) como el posterior (LCP) son los que ocupan la mayor parte de la fosa intercondílea, donde se cruzan en el trayecto oblicuo las inserciones tibiales y femorales. La LCA se extiende desde la superficie preespinosa hacia atrás y afuera hasta la cara axial del cóndilo externo, mientras la LCP se extiende desde la superficie retroespinosa hacia adelante y adentro, hasta a cara axial del cóndilo interno (Doménech Ratto et al., s. f.) (Djian et al., 2014; Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009).

Ambos ligamentos se encuentran en el centro de la articulación, rodeada por dentro y por los lados de un pliegue de la membrana sinovial que se invagina desde la pared posterior de la cápsula (*Cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna*, s. f.). El pivote central de la rodilla está compuesto por el LCA y el LCP que son las encargadas de realizar la rotación central de la rodilla. El LCA permite la restricción de la tibia para su desplazamiento anterior junto con el LCP, el LCA determinan la combinación de desplazamiento y rodamiento entre la tibia y el fémur que se caracteriza por el movimiento normal de la rodilla (Djian et al., 2014; Doménech Ratto et al., s. f.; Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009)

2.2.2. Biomecánica de la rodilla

La biomecánica es el estudio de la estructura y función de los sistemas biológicos por medio de métodos de mecánica. Las extremidades superiores e inferiores denominan la porción apendicular del esqueleto (B. Arévalo & W. Ureña, 2020). En la extremidad

inferior, los movimientos o una acción que realice una articulación describirán cuál será la reacción de la extremidad siguiente (B. Arévalo & W. Ureña, 2020; Doménech Ratto et al., s. f.; Moncada Jiménez & Scaglioni Solano, 2009).

La biomecánica de la articulación de rodilla se puede realizar con movimientos de flexión y extensión, los cuales se efectúan en dos planos: los movimientos flexo-extensor (B. Arévalo & W. Ureña, 2020; Moncada Jiménez & Scaglioni Solano, 2009). Estos se efectúan dentro del plano sagital y de rotación los que tienen lugar en un plano frontal. Durante este movimiento, los cóndilos femorales ruedan y se van deslizando a la vez sobre las glenoides tibiales, de tal manera que el eje en que se efectúa varía constantemente de posición y de dirección (B. Arévalo & W. Ureña, 2020; Doménech Ratto et al., s. f.).

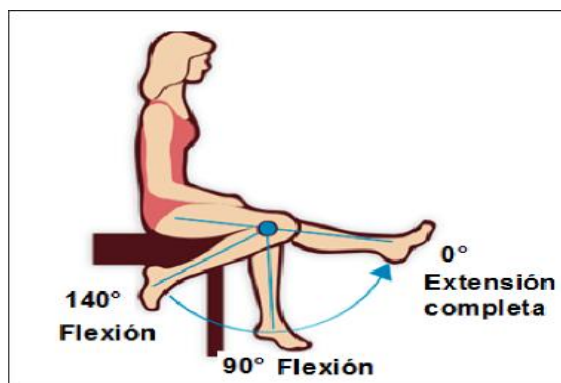
Durante la flexión, los cóndilos femorales tienden a desplazarse hacia atrás, pero lo hace más el extremo del cóndilo con lo que el eje mecánico rota lateralmente, de lo contrario sucede con la extensión (Cailliet, 2006; Doménech Ratto et al., s. f.; Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009). Los cóndilos se desplazan hacia delante y rota más el cóndilo externo que el cóndilo interno, por lo que el eje del cóndilo se desplaza hacia delante y rota medialmente. El movimiento de extensión de la rodilla, al realizar una flexión inicial se encuentra en 120° de amplitud, puede aumentar hasta 140° con la cadera flexionada y llega hasta los 160° forzando pasivamente el movimiento (Cailliet, 2006; Doménech Ratto et al., s. f.; Márquez Arabia & Márquez Arabia, 2009).

Los primeros grados de extensión o los últimos de flexión incorpora un movimiento alrededor de un eje vertical que se denomina rotación asociada y cuyo valor es de 10° a 15°. Esto se presenta cuando existe una rotación externa del fémur al principio de la flexión o una rotación interna al final de la extensión (Díez Ulloa & Couceiro Follente, 1998; Guzmán et al., 2015). Esta rotación interna del fémur ayuda a bloquear la rodilla en la extensión de modo que el miembro inferior se transforma en una columna rígida que sostiene el peso del cuerpo completo (Doménech Ratto et al., s. f.; Guzmán et al., 2015; Trojani & Neyret, 2013).

En la Figura 4 se puede observar qué sucede cuando un individuo se pone de pie al estar anteriormente sentado, realiza una flexión completa sin esfuerzo para luego realizar una extensión completa y llegar hasta el 0° de la extensión. Si la tibia se mueve hacia abajo del fémur, se asocia a una rotación interna de aquélla al principio de la flexión o externa al final de la extensión. Independiente de la rotación asociada, y solamente cuando la rodilla esta flexionada, se puede realizar movimientos de rotación independientes (Cejudo et al., 2017).

Figura 4

Flexión y extensión completa de la rodilla de un individuo



Los movimientos de la articulación de la rodilla están controlados por una serie de limitantes de distintas naturalezas. La flexión está limitada por la distensión del cuádriceps y se presenta por el contacto mutuo de la compresión de las partes blandas situadas en la región posterior del muslo y de la pierna (Cejudo et al., 2017). Los movimientos de extensión están limitados por la distensión de los músculos flexores, la tensión progresiva a la que se ven sometidas las estructuras fibrosas debido a que se encuentran detrás del eje de flexo-extensión (Doménech Ratto et al., s. f.; Infante Calvo et al., s. f.).

El LCA se encuentra en tensión máxima por unos frenos. Ambos ligamentos cruzados tienen un papel crucial e importante en el desarrollo de los movimientos de flexoextensión, ya que el LCA es el responsable del deslizamiento hacia delante de los cóndilos, limitando su traslación posterior a causa del rodamiento, mientras el LCP es el

responsable del deslizamiento de los cóndilos hacia atrás y limita su traslación anterior (Infante Calvo et al., s. f.). La rodilla no puede realizar movimientos de rotación al tener las articulaciones extendidas. Esto se debe a la tensión que proporcionan los ligamentos cruzados con los ligamentos colaterales. La rotación solo se permite efectuar cuando la rodilla se flexiona. La rotación interna es limitada por los ligamentos cruzados, ya que a medida que la rotación progresa va aumentando su mutuo enrollamiento y, en consecuencia, su grado de tensión (Infante Calvo et al., s. f.; Sanjuan Cerveró et al., 2005; Trojani & Neyret, 2013).

2.2.3. Traumatología de la rodilla

Las lesiones de los LCA son de las más frecuentes que se encuentran dentro de atletas deportivos que realizan actividades con pivoteo, cambio de dirección y velocidad. Las lesiones en esta área pueden verse afectadas por situaciones de contacto y no contacto (Infante Calvo et al., s. f.). A menudo los pacientes al realizar deportes y realizan paradas repentinas o cambios de dirección al correr, saltar y aterrizar. Suele causar una incapacidad inmediata en cualquier actividad física y es requerido una cantidad significativa de tiempo para la rehabilitación (Jacquot et al., 2003; Kong & Wang, 2024b).

A menudo, los pacientes presentan una hiperextensión de la rodilla, suelen oír un crujido y, en ocasiones, llegan a caer al suelo sin poder levantarse ni poder reanudar la actividad que realizaba resultando muy difícil caminar y alcanzando una anomalía en el movimiento de cada pisada. Los LCA, LCP, LLI y LLE son principales estabilizadores de la rodilla, siendo los LCA los cuales evitan la traslación anterior de la tibia con relación al fémur (Gúzman & Cohens et al., 2015).

Al ocurrir esta lesión aumenta la traslación por los laterales generando el fenómeno rotacional. Además, los LCA son un estabilizador secundario del valgo en extensión que restringen la apertura hacia los laterales de la pierna en relación con el muslo y ayudan al ligamento colateral medial en la extensión completa de la rodilla (Schenck et al., 1999).

Al realizar una marcha continua y habitual en caso de una lesión, no se manifestará la ausencia o la lesión. Pero al realizar movimientos bruscos de la rodilla con contracción de cuádriceps puede ser muy traumático el desplazamiento anterior de la tibia en relación con el fémur (*Rotura del Ligamento Cruzado: Por qué se rompe, cirugía y rotura parcial Blog de Traumatología Deportiva Blog*, s. f.). Estos episodios bruscos se le denominan “fallos” el cual representan la insuficiencia del LCA y favorecen a la aparición de nuevas lesiones dentro de la rodilla. Por esto, un individuo que presente fallos en la rodilla es muy poco probable que pueda seguir realizando deporte sin haberse sometido a un procedimiento quirúrgico. En consecuencia, el aumento en el riesgo de artrosis de la rodilla aumenta 10 veces cuando se manifiestan los episodios de fallos (Décary et al., 2018; Infante Calvo et al., s. f.; *Lesiones comunes de rodilla*, s. f.; Muñoz-Vargas et al., 2023; Pomenta Bastidas et al., 2019).

El mecanismo de lesión, o cómo ocurre la lesión, puede originarse de dos maneras: como una lesión indirecta o por un valgo forzado (Infante Calvo et al., s. f.). La lesión indirecta es cuando ocurre una contracción brusca del cuádriceps que no es compensada por los isquiotibiales. Esto se produce mediante un movimiento distinto entre la piel y los huesos de la rodilla. El otro mecanismo que provoca esta lesión es por un valgo forzado y se produce debido a que se sobrepasa la resistencia de los ligamentos. Este segundo caso resulta, en la mayoría de las ocasiones, no cuando se tiene contacto con otro deportista sino al realizar un movimiento de sobrecarga excesiva. Es común que este tipo de lesión se relacione con el choque de otro jugador (Aguirre-Rodríguez et al., 2021a; Ayala Mejías et al., 2015; *Cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna*, s. f.).

Las lesiones de la rodilla están divididas en grados y depende de la complejidad que haya sido la lesión y de las similitudes que se pueden encontrar a un esquince (Tabla 1)

Tabla 1

Diferentes lesiones de rodillas

Tipo de lesiones de rodilla	Descripción
Grado I – Distensión	Cuando el músculo presenta un estirón excesivo y es provocado por un daño del músculo por una carga física excesiva. Pero permite seguir manteniendo la estabilidad de la articulación de la rodilla.
Grado II – Desgarro	Pequeñas discontinuidades del ligamento, pero no llegando a la rotura de uno, es provocado por realizar movimientos repentinos de frenados o torsión de la rodilla. Se siente ligeramente la inestabilidad y la fuerza.
Grado III – Rotura	Discontinuidad total del tejido blando. El ligamento se divide en dos partes y la articulación de la rodilla ya presenta una inestabilidad considerada.

Fuente: Silberman & Varaona (2011); Boston Medical Center (s.f.); Aguirre-Rodríguez et al. (2021)

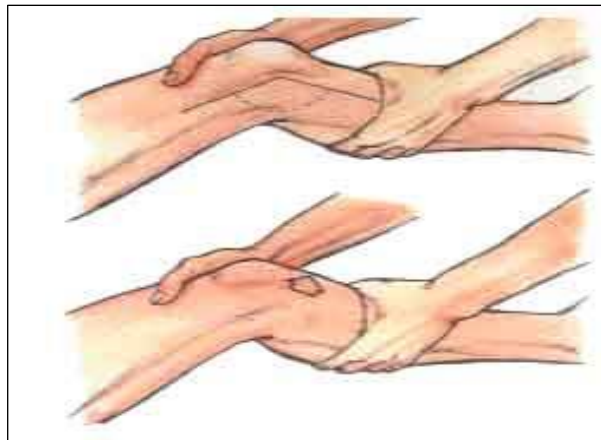
En los eventos de afectaciones a la rodilla, lo usual es que los pacientes relatan escuchar un chasquido y posteriormente un dolor muy intenso en el área. En la mayoría de los casos, los deportistas detienen la actividad física, debido a que no pueden seguir manteniéndose de pies y en un rato comienza un aumento de volumen que se refleja la hemartrosis (hemorragia en la rodilla) que se reflejan en la mayoría de los pacientes (*Lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) (Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injuries*), s. f.). Al llegar a urgencia, es difícil que se tenga un diagnóstico certero como para definir la ruptura del LCA; pero en la mayoría de los casos, los médicos a ver reflejado la hemartrosis mantienen la suposición de la ruptura del ligamento (Aguirre-Rodríguez et al., 2021a; Infante Calvo et al., s. f.).

Las maniobras clásicas para la exploración y determinar el grado de lesión son: la maniobra Lachman y la maniobra *Pivot Shift* (Mallinos et al., 2022).

La maniobra de Lachman (Figura 5) se realiza con la angulación de 10° a 20° de flexión de la rodilla del paciente para determinar la fase o grupo de lesión que está presentando el individuo. Esta es la maniobra más confiable, por parte de los médicos, para determinar la agudeza de la lesión debido a que se realiza una traslación tibial anterior, sintiendo así un punto final blando, indicio de un desgarre del LCA (Décary et al., 2018; Mallinos et al., 2022; Mulligan et al., 2011, 2017).

Figura 5

Maniobra de Lachman



Otra de las maniobras más utilizadas para el diagnóstico de grado de lesión y que cuenta con mayor valor acierto es la prueba de *Pivot Shift*. En esta, se realiza una subluxación anterior y rotación interna de los platillos tibial latera hacia el cóndilo femoral externo (Muñoz-Vargas et al., 2023). En otras palabras, se coloca el pulgar de una mano sosteniendo la rodilla y se realiza una fuerza hacia el anterior de la cabeza del peroné, mientras con los cuatros dedos, se realiza una fuerza hacia la parte posterior, logrando realiza la subluxación (Figura 6). El movimiento de *Pivot Shift* también se utiliza para proporciona información sobre el grado de inestabilidad rotatoria que tiene el paciente (Mulligan et al., 2011; *The Pivot Shift*, s. f.).

Figura 6

Maniobra de Pivot Shift



Además de utilizar las maniobras antes descritas, es necesario realizar algunas otras revisiones para determinar si habrá que descartar otras posibles lesiones como una fractura de la superficie articular, la cual inicia con el diagnóstico tomando una placa radiográfica o el estudio de una resonancia magnética, el cual puede indicar la gravedad de la ruptura del ligamento y menisco (Mulligan et al., 2011; Sánchez-Alepuz et al., 2020; *The Pivot Shift*, s. f.).

Es importante que, si es un deportista y debe retomar su actividad física, se realice un procedimiento quirúrgico lo antes posible, esto para que el procedimiento de rehabilitación pueda ser más enfocado. En cambio, si es un paciente que no sea muy activo o que no dispone de mucho tiempo para la rehabilitación, se le recomienda que espere el proceso de desinflamación y recupere su movilidad antes del procedimiento quirúrgico. Durante este tiempo de espera, se le recomienda colocarse hielo en la zona afectada, utilizar analgésico, mantener unas restricciones de movilidad y carga de peso que produzcan dolor. Si se produce una hemartrosis a tensión es necesario que se realice una artrocentesis (extracción de líquido sinovial) que permita el alivio del dolor y mejorar la movilidad (Infante Calvo et al., s. f.).

2.2.4. Proceso quirúrgico

En algunos casos, cuando se presenta la lesión o ruptura del LCA y se encuentra en una etapa aguda, usualmente luego de tres semanas del evento, se puede considerar un reparación o reconstrucción del ligamento (Aguirre-Rodríguez et al., 2021b).

Para determinar una reparación del LCA, esta debe manifestar como patología un desprendimiento proximal con un remanente del ligamento hacia distal. En estos casos, se realiza una cirugía para recolocar en posición anatómica el ligamento que presenta la lesión y con utilizando un sistema de recobro para la cicatrización y remodelación (Jia et al., 2024).

El procedimiento quirúrgico para la reconstrucción o reparación del LCA consta de una sustitución de un injerto, a menudo lo más común son los autoinjertos, los cuales provienen del propio cuerpo del paciente, y que se extraer del tendón de la rótula (tendón rotuliano) o uno de los tendones isquiotibiales (Gimeno et al., 2010; Hernández Córdoba, 2019). En algunas ocasiones también se pueden utilizar los injertos del cuádriceps, específicamente del tendón del cuádriceps arriba de la rótula. En otros casos es posible utilizar injertos de los tejidos aloinjertos los cuales se toman de donantes fallecidos, lo que en la práctica no es lo más usual. En la actualidad, todos estos procedimientos se realizan por cirugía artroscópica para minimizar la invasión en la operación (Gimeno et al., 2010; Hernández Córdoba, 2019; Z. Jia et al., 2024).

Como preparativo de la cirugía del paciente, se le realiza una anestesia total para proceder a desinfectar la zona o la rodilla que será sometida al procedimiento. Una vez el paciente cae en la anestesia, se le realiza la maniobra de Lachman y *Pivot Shift* esto para colaborar con el diagnóstico, pero se realiza la maniobra con un poco más de presión y fuerza (Juan Arnal (Traumatologo en Madrid), 2018). Se procede a colocar la rodilla en una posición de elevación de 45° con el propósito de poder introducir las cámaras artroscópicas, visualizar el interior de la rodilla y extraer el injerto. Se realizan tres incisiones: dos para la visualización y manipulación del área ligamentosa de la rodilla y una para la extracción del injerto (*Cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna, s. f.; Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior con técnica Todo-Adentro. GraftLink: Técnica Quirúrgica - Revista de Artroscopía, s. f.*).

Una vez extraído el injerto, se realizan las modificaciones y adaptaciones para ser utilizado como un ligamento, esto quiere decir que se refinara el tendón extraído, ya sea por su anchura o por su grosor. Se procede a colocar la pierna del paciente de plana a la camilla para proceder y realizar las dos incisiones en la parte inferior de la rotura, para

posteriormente introducir las cámaras artroscópicas. Después introducidas las cámaras se vuelve a colocar la pierna a 45°, se localiza el ligamento con la ruptura y se procede a extraerlo (*Cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna, s. f.*).

Una vez extraído se realizan dos túneles por los cuales pasará el nuevo ligamento (injerto) y estos se realizan utilizando un taladro para obtener una abertura, se procede a limpiar el túnel que fue taladrado, extrayendo residuos óseos. Estos túneles se realizan para poder proporcionar los primordiales movimiento anatómicos y biomecánicos que se buscan con la reconstrucción. Se introduce el injerto seleccionado para después pasarlos por los túneles y mantener la fijación del injerto. La unión de injerto se realiza utilizando unos tornillos, los cuales fijarán el ligamento en el sitio. Para unir el injerto a la rodilla, se procede a cauterizar y cerrar las incisiones que se realizaron, para después realizarle un vendaje y no permitir la movilidad del paciente (*Cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna, s. f.; Infante Calvo et al., s. f.; Juan Arnal (Traumatologo en Madrid), 2018; Traumaunit - Dr. Joaquim Casañas, 2020*).

2.2.5. Rehabilitación post reconstrucción del LCA

Las terapias que se realizarán después de haber realizado un procedimiento quirúrgico de reemplazo de ligamento para una lesión del LCA dependerá de algunos factores que se enfrentarán para la recuperación del individuo, ya sea el tiempo de la cirugía y el tipo de injerto que se utilizó (autoinjerto, aloinjerto o injerto sintético). Debido a que el procedimiento quirúrgico se realiza mediante perforaciones de cavidades y túneles en los huesos de la rodilla para poder realizar la unión del nuevo ligamento al hueso, es posible que, a la salida del hospital, en la llegada y estancia en el hogar, el paciente no se puede cuidar por sí solo. Por ello, es necesario que tenga uno o varios acompañantes que los pueda apoyar aquellos movimientos necesarios para el desplazamiento (*Alta tras reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA), s. f.; Comparación de Protocolos de Rehabilitación en Cirugía del LCA con Tendón Patelar en Jugadores Profesionales de Fútbol - Revista de Artroscopía, s. f.; Garrido, 2020*).

Una vez llegado al sitio de reposo, el paciente deberá mantener la pierna con una elevación utilizando dos almohadas, una en la pantorrilla y la otra en el muslo, esto para permitir la circulación de la sangre y reducirá la hinchazón de la cirugía. El médico especialista que estará observando su proceso de recuperación le mandará a realizar diversos ejercicios de poca carga física para la pierna y el tobillo con el fin de disminuir la posibilidad de generar coágulos sanguíneos. Después de la operación, el paciente tendrá un vendaje que le recubre desde el muslo hasta el tobillo, un vendaje de apósito para cubrir la herida y vendajes elásticos, los cuales deben permanecer limpios y secos. El médico indicará cuando es posible que se retiren los vendajes y el apósito para posteriormente utilizar la órtesis y comenzar con los tratamientos de un fisioterapeuta (*Alta tras reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA)*, s. f.; *Comparación de Protocolos de Rehabilitación en Cirugía del LCA con Tendón Patelar en Jugadores Profesionales de Fútbol - Revista de Artroscopía*, s. f.; Garrido, 2020).

Inmediatamente, el médico especialista indique que se tiene que realizar las intervenciones fisioterapéuticas, se comienza con las estrategias para el manejo y reducción del dolor, entre ellas la crioterapia (webmaster, 2022). La crioterapia es un procedimiento basado en la aplicación de un elemento que elimina el calor y baja regularmente la temperatura de los tejidos. Para lograr los efectos terapéuticos, esto producirá la disminución de la inflamación, del dolor puntual, de la velocidad de conducción nerviosa, un aumento del tono muscular y una mayor producción de colágeno de la piel. De manera paralela se realiza una terapia manual ortopédica, la cual consiste en realizar movimientos lentos pero pronunciados para poder activar los movimientos musculoesqueléticos (*Fisioterapia manual ortopédica*, s. f.; webmaster, 2022).

Por ello, se realizan ejercicios de movimiento de articulación lentas, manipulación articular, estiramientos musculares, masaje funcional y movilizaciones del sistema nervioso, lo que a su vez favorecerá el aumento y la progresión de los rangos de movimientos. Es de suma importancia que en el primer mes se garantice la extensión completa de la rodilla, ya que por falta de movilidad el tejido puede crear fácilmente adherencia y posterior fibrosis que limitará los movimientos. Después de que el paciente logre completar el rango de flexión de los 60° es posible incluir en los ejercicios descarga

de peso y propiocepción, y en el caso del puente, cuidando la abducción excesiva y promoviendo la activación muscular (*Fisioterapia manual ortopédica*, s. f.; webmaster, 2022).

Alrededor de las segunda a terceras semanas, ya se debió de haber logrado llegar a poder flexionar la rodilla a 90° y es ahí cuando comienzan a incrementar el progreso en intensidad y complejidad en los ejercicios de cuádriceps e isquiotibiales(*Fisioterapia manual ortopédica*, s. f.; webmaster, 2022).

Durante los tratamientos fisioterapéuticos, se utilizan diversos equipos médicos los cuales apoyan a la recuperación del paciente y a sus movimientos, como los electros estimuladores musculares, los cuales son dispositivos que aumentan el fortalecimiento muscular, poder mantener un control del dolor, mejorar la circulación sanguínea y reducir las posibilidades que encontrar edemas en el paciente. También se encuentran las terapias láser que utiliza un haz de luz de baja intensidad que estimula a la curación y el alivio del dolor que va penetrando en paciente ayuda a aumentar la actividad celular, la circulación sanguínea y la producción de colágeno (Clinica Columbia, 2023).

Uno de los aparatos más utilizados durante toda la terapia de recuperación debido a que es una de las acciones que se pierden después de pasar por un proceso quirúrgico, por esto se utiliza las plataformas de equilibrio permitiendo mejorar el equilibrio y la estabilidad del paciente. Esta plataforma ayuda a mejorar la coordinación y la fuerza muscular, y son útiles para prevenir futuras lesiones. Una vez el paciente puede pararse sin necesidad de un apoyo externo se procese a utilizar las caminadoras eléctricas esto para mejorar la coordinación del caminar del paciente (Clinica Columbia, 2023).

Una vez se haya quitado el vendaje que recubre la herida y toda la pierna se utilizará una órtesis que se puede graduar manualmente los grados de flexión y extensión como también de mantener un soporte de equilibrio de la rodilla.

2.2.6. La órtesis y la órtesis de rodilla

De acuerdo con la Organización Internacional de Normalización (ISO por sus siglas en inglés), una órtesis es un dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos fundamentales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Se caracterizan principalmente en proporcionar una gran utilidad como parte de los tratamientos de rehabilitación en diversas patologías, ya sean de tipo musculoesqueléticos, neurológicas, traumatológicas, entre otros (Stuart et al., s. f.).

Las órtesis están diseñadas como un dispositivo externo y ajustable al cuerpo debe tener como finalidad uno o más de los siguientes objetivos (Canchola Hernández, 2017):

- Control de la alineación biomecánica
- Corrección o acomodo de alguna deformidad
- Protección y soporte a una lesión
- Asistir en una rehabilitación
- Reducir el dolor
- Mejora de movilidad
- Aumentar la independencia

Las órtesis se caracterizan por el segmento anatómico del miembro que se quiere realiza el tratamiento de rehabilitación. Según Cantón (2014) y Canchola (2017), para las extremidades inferiores, se tienen:

- Órtesis de rodilla: Tiene como finalidad controlar o limitar la movilidad de la rodilla o estabilizar la articulación en los diferentes planos del espacio. La utilización de diferentes materiales en su elaboración, junto a los dispositivos articulares ortésicos, hacen posible el cumplimiento de esta finalidad.
- Órtesis de rodilla, tobillo y pie: Engloban un conjunto de órtesis con funciones variadas dependiendo del objetivo de la prescripción (soporte, inmovilización, correctora, etc.) o de la patología a la cual está dirigida.
- Órtesis de pie y tobillo: Es el conjunto de órtesis con funciones variadas que dependen del tipo de restricción que proporcionan (flexión, rigidez o semirrígida)

del objetivo prescriptivo o de la patología. Como principales funciones se tiene de prevenir y corregir las deformidades del tobillo y de pie e incluir las respuestas motoras patológicas secundarias a reflejos posturales anormales.

- Órtesis de cadera, tobillo y pie: Estas órtesis tienen como principal enfoque ser estabilizadores y alineadores de todo el miembro inferior, que proporcionan, por medio del control que realiza sobre las articulaciones, ayuda para la marcha.

Las ortesis de rodilla son de las más utilizadas dentro de las lesiones de los deportistas. De estas, las más usados son que tienen diseño de una rodillera. Teniendo la finalidad de descargar las fuerzas ejercidas, protegerla de los golpes externos hacia la rodilla y primordialmente estabilizar la rodilla para una recuperación continua, sin tener alguna dificultad (Salamanca, 2021).

Para la composición de un diseño de órtesis de rodilla se debe tener claro que las órtesis se clasifican dependiendo del enfoque y el efecto terapéutico que se le quiere enfocar al individuo. Para Hernández (2014) y Canchola (2017), según su tipo, las órtesis se clasifican en:

- Órtesis funcionales o dinámicas: Permiten mejorar la función de la marcha.
- Órtesis posturales o pasivas: Se destinan a la prevención/corrección de deformidades.
- Órtesis correctoras: Actúan por aplicaciones progresivas de fuerzas, dentro de un sistema equilibrado de fuerza en tres puntos, para aprovechar las propiedades viscoelásticas de las partes blandas, la capacidad de remodelación del hueso y la capacidad de crecimiento óseo.
- Órtesis inmovilizadoras: Inmovilizan el segmento afectado, así permiten precozmente la bipedestación, la marcha y otras actividades de la vida diaria.
- Órtesis de descarga: Permiten la descarga del peso corporal sobre el miembro inferior, transfiriendo la carga desde el encaje proximal hasta el estribo distal.
- Órtesis mixta: Son las combinaciones de los tipos básicos de órtesis.

La Tabla 2 presenta los diferentes tipos de órtesis de rodillas, sus objetivos focalizados en la patología identificada y el diseño general que presentan.

Tabla 2

Tipos de órtesis de rodilla, objetivo según patología y diseño correspondiente

Tipos de órtesis de rodilla	Objetivo según patología	Diseño de la órtesis
Órtesis de estabilización patelar	<ul style="list-style-type: none"> • Subluxación o luxación recurrente de la rótula. • Enfermedad de Osgood-Schlatter. • Soporte para permitir el movimiento normal de la rótula. • Protección contra subluxaciones o luxaciones. • Manejo del dolor. 	Su diseño incluye mangas elásticas con un recorte para la rótula y dos brazos de goma circunferenciales que aplican tensión dinámica sobre una almohadilla lateral para la rótula con forma semilunar.
Órtesis de inestabilidades ligamentosas (funcionales de rodilla)	<ul style="list-style-type: none"> • Para pacientes con deficiencia ligamentosa o aquellos que han sido sometidos a una reconstrucción de ligamentos sin presentar dificultades funcionales. 	Cuentan con correas semirrígidas o rígidas para el muslo y la pantorrilla. Las configuraciones de las bisagras y de las correas o puños varían según el control funcional, siendo la posición de la bisagra fundamental.
Órtesis por artrosis (órtesis funcionales de rodilla)	<ul style="list-style-type: none"> • Para reducir el dolor y prevenir la degeneración articular relacionada con la artrosis medial o lateral. • Dependiendo de la afectación, se debe aplicar fuerza en varo o valgo a la rodilla, ayudando a redistribuir el peso que soporta el lado comprimido de la articulación. 	Cuentan con correas rígidas para el muslo y la pantorrilla, así como soportes simples o dobles con articulaciones de rodilla policéntricas. Estas órtesis utilizan un sistema de presión de tres puntos, aplicando una fuerza correctora en varo o valgo según la afectación, para reducir la carga en la zona comprometida.

<p>Órtesis estáticas (posoperatorios o de rehabilitación)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Ofrece inmovilización rígida en ángulos específicos o para regular el movimiento de una rodilla lesionada, ya sea tratada quirúrgicamente o de manera conservadora. • Su objetivo es reducir la carga sobre los tejidos en proceso de cicatrización y son ajustables a diferentes formas y tamaños de la pierna. 	<p>Cuentan con una amplia superficie de correas acolchonadas para el muslo y la pantorrilla. Diseñadas para la rodilla, tienen un eje simple y un sistema policéntrico posterior, además de limitadores ajustables de flexión y extensión. Deben ser fáciles de poner y quitar.</p>
<p>Órtesis profilácticas de rodilla</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Diseñada para prevenir o disminuir la gravedad de las lesiones en la rodilla sin restringir su movilidad en personas que no presentan lesiones. • Su función es evitar posibles lesiones de rodilla, protegiendo los ligamentos colaterales peroneo y tibial antes de que ocurra un contacto. 	<p>Ofrece un soporte lateral único, con correas para el muslo y la pantorrilla, que pueden incluir o no limitadores de 180°.</p>

Fuente: Fitzgerald, Kaufer y Malkani (2002); Canchola (2017)

2.2.7. Tipos de órtesis dinámicas de rodilla

Las órtesis de rodilla que se utilizan para las diversas recuperaciones dependiendo del tratamiento rehabilitador que es recomendado por el especialista, se puede clasificar en: mangas de rodilla (*knee sleeves*) y abrazaderas de rodilla (*knee braces*) (Beaudreuil et al., 2009).

La órtesis manga de rodilla está diseñada con materiales elásticos que abrazan toda la rodilla parcial o totalmente. Su enfoque es uso clásico de la rodillera deportiva, incluyendo una estabilización, reducción de dolor y desgaste (Figura 7). En sus mayorías de diseños mantienen una protección acolchonada en la rótula para amortiguar cualquier

golpe. Hasta la fecha esta órtesis, no proporciona ayuda en efectos biomecánicos, sino más que todo en efectos de alivio sintomáticos (Canchola Hernández, 2017; Mohd Sharif et al., 2017).

Figura 7

Órtesis manga de rodilla con protección en la rótula



La órtesis abrazadera de rodilla se distingue por la incorporación de componentes rígidos y flexibles que facilitan la aplicación de diferentes fuerzas para corregir la alineación anormal de la rodilla en movimiento evitando que el peso del cuerpo se concentre en la parte afectada de la rodilla (Figura 8). También incluye reguladores de movimiento para mantener limitación mediante la persona avanza en el tratamiento de rehabilitación impidiendo una posible lesión durante la recuperación (Brand et al., 2017; Hofmann et al., 1984; «Knee Braces to Prevent Injuries in Football», 1986).

Figura 8

Órtesis abrazadera de rodilla con limitadores de movimientos de flexión y extensión



2.2.8. Función de una órtesis dinámica de rodilla

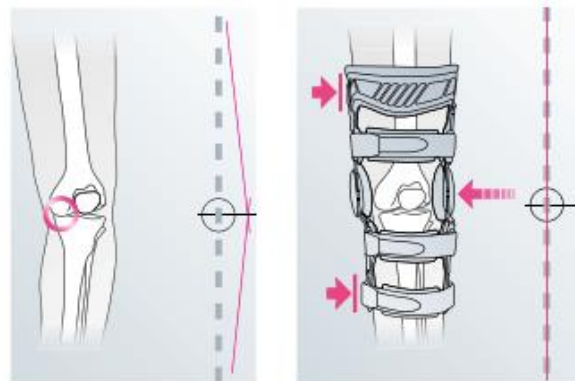
La órtesis dinámica de rodilla posee las siguientes funciones: corrección de la alineación de la anomalía biomecánica, compresión articular durante la descarga y control del flexo extensor (Dzidotor et al., 2024; Romero Sacoto, 2012b; Thoumie et al., 2018).

La corrección de la biomecánica anómala se logra mediante la generación de una fuerza de compensación. Esta fuerza se produce por la tensión de las correas, que crea una fuerza de reacción sobre los elementos rígidos de la abrazadera. La deformación de la órtesis, a su vez, genera una fuerza de compresión que se opone en dirección y magnitud a la fuerza de reacción de las abrazaderas (Romero Sacoto, 2012b; Thoumie et al., 2018).

Según el tipo de órtesis, las compresiones pueden aplicarse en 3 o 4 puntos para generar fuerza de compresión. Es crucial señalar que esta fuerza se aplica en la porción sana (medial o lateral) de la articulación, de manera que mecánicamente el peso soportado en la rodilla se desplace lejos de la parte afectada de la articulación (Figura 9) (Romero Sacoto, 2012b; Thoumie et al., 2018).

Figura 9

Corrección de la alineación anormal de la rodilla utilizando una rodillera de abrazadera



La descarga se logra evitando que, durante la extensión de la rodilla, el fémur se apoye directamente sobre la tibia. Para ello, la órtesis genera una tracción que eleva el fémur o aleja la tibia, evitando así el contacto entre los huesos. La bisagra de eje policéntrico es el componente encargado de esta función, ya que mantiene una distancia fija entre los eslabones mientras realizan los movimientos de flexión y extensión. Esta separación impide que el fémur y la tibia entren en contacto durante el movimiento, evitando el colapso articular y el desgaste del cartílago debido a las fuerzas de compresión según se presenta en la Figura 10.(Thoumie et al., 2018).

Figura 10

Descarga de la articulación durante la compresión articular



Este control se encarga de mantener las articulaciones mediante la utilización de topes, que permiten graduar el balance articular que se desea obtener en el paciente. Al ajustar estos topes (Figura 11), se puede personalizar el rango de movimiento y la estabilidad de la articulación, lo que resulta fundamental para promover una recuperación adecuada y prevenir lesiones adicionales. Esto logra un enfoque terapéutico que se adapte a las necesidades específicas de cada paciente, mejorando el proceso de rehabilitación y mejorando su funcionalidad a largo plazo (Trobajo et al., s. f.).

Figura 11

Limitadores de control flexo extensión de una órtesis de rodilla



2.2.9. Buenas prácticas para un diseño de dispositivo médico

Para la realización del diseño de un dispositivo o equipo médico se debe tener en cuenta diversos aspectos en la formulación de la estrategia de desarrollo para así obtener buenos resultados, al momento de su fabricación. Por ello, Karen Alexander y John Clarkson de la University of Cambridge, Engineering Design Center y Duncan Bishop de Stewart Fox de Cambridge Consultants Limites formularon un marco guía para poner tener las bases y guías para el diseño de un dispositivo médico (Alexander et al., s. f.).

Esta guía presenta un proceso que permite la comprensión y las necesidades de un usuario o paciente. La guía propone que los diseños se realicen respondan a condiciones reales del uso, como a una órtesis de rodilla, esto utilizando las herramientas para la identificación del problema, la captura de los requisitos funcionales, el análisis de funciones, la verificación técnica del producto, las validaciones clínicas y las documentaciones requeridas para los asuntos regulatorios (Alexander et al., s. f.).

Se debe tener una trazabilidad del diseño lo que permite que cada decisión se documente con un enfoque principal en el usuario o paciente quien utilizará el diseño propuesto, pero también viendo el enfoque del personal clínico que estará en una constante interacción para realizar a la orientación al paciente (Alexander et al., s. f.).

La guía presenta énfasis en la verificación y validación del diseño el cual asegura que el prototipo no solo cumpla con la especificación técnicas, sino también propicia la seguridad, comodidad y aceptación del usuario. Por lo que se deben realizar las pruebas necesarias de funcionamiento, biocompatibilidad con la piel humana y la resistencia de los materiales (Alexander et al., s. f.).

2.3. Glosario

El estudio de la biomecánica del cuerpo humano y los diferentes mecanismos de rehabilitación ante las afectaciones ideales de su condición sugiere un conjunto de conceptos que requieren ser definidos. A continuación, se presenta el siguiente glosario.

Articulación: Zona de unión de dos o más huesos. Atendiendo al movimiento, las articulaciones se dividen en diartrosis (con movimiento) y sinartrosis (sin movimiento). A su vez, las diartrosis se clasifican según los ejes de los movimientos: con un eje, las articulaciones trocleares y trocoides; con dos ejes, las articulaciones condíleas y en silla de montar; y con tres ejes, las esteroideas, también llamadas enartrosis (*DPTM Resultados – Diccionario panhispánico de términos médicos*, s. f.).

Biomecánica: Ciencia que estudia el movimiento del cuerpo humano desde una perspectiva mecánica y biológica. Estudia el cuerpo humano como un sistema bajo dos conjuntos de leyes: las leyes de la mecánica newtoniana y las leyes biológicas (*Qué es biomecánica. Diccionario médico. Clínica U. Navarra*, s. f.) (*Real Academia Nacional de Medicina: Buscador*, s. f.-a).

Biomecánica Deportiva: Disciplina que estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano durante la actividad física y los efectos que producen en el movimiento. Analizar las acciones motoras deportivas como sistema de movimiento activos recíprocamente relacionados (*¿Qué es la biomecánica deportiva?*, 2023).

Estática: Rama de la mecánica que estudia las condiciones necesarias para el equilibrio, así como los sistemas de fuerzas en equilibrio (Muñoz et al., 2014).

Extensión: Movimiento articular que tiene lugar en el plano sagital, de modo que los extremos libres, o los ejes longitudinales de los segmentos esqueléticos, cuyas epífisis forman la articulación, se separan o alejan entre sí y tienden a alinearse. Es el movimiento opuesto al de flexión (*Real Academia Nacional de Medicina: Buscador*, s. f.-b).

Extremidad: Parte del cuerpo de un vertebrado que se articulan con el tronco. En el cuerpo humano se distinguen cuatro miembros: dos superiores y dos inferiores (*Real Academia Nacional de Medicina: Buscador*, s. f.-b).

Flexión: Movimiento articular que tiene lugar en el plano sagital, de modo que los extremos libres, o los ejes longitudinales de los segmentos esqueléticos, cuyas epífisis forman la articulación, se acercan o aproximan entre sí, y disminuye el ángulo entre ambos ejes. Es el movimiento opuesto al de extensión (*flexion. Diccionario médico*, s. f.) (Body, s. f.).

Ligamento: Son cordones duros y fibrosos compuestos de tejidos conjuntivo que contienen colágeno y fibras elásticas. Las fibras elásticas permiten a los ligamentos estirarse hasta cierto punto. Los ligamentos rodean las articulaciones y las unen entre sí (*Ligamentos - Trastornos de los huesos, articulaciones y músculos*, s. f.).

Ligamento cruzado anterior (LCA): Es uno de los cuatro ligamentos de la rodilla que conecta el hueso del muslo (fémur) con el hueso de la espinilla (tibia) atravesando el centro de la articulación de la rodilla. El LCA estabiliza el movimiento de la rodilla al desplazarse hacia adelante y hacia atrás. Se inserta en el interior de la articulación de la rodilla y, aunque es de tamaño pequeño, tiene gran importancia. Se le llama “cruzado” porque tiene esa forma en el espacio y los ejes de la rodilla, en el plano frontal, sagital o lateral (*Ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna*, s. f.).

Ligamento cruzado posterior (LCP): Es un ligamento que se encuentra en la parte superior al ligamento cruzado anterior siendo más grueso y fuerte que su contraparte anterior. Ligamento que lleva su nombre a su lugar de inserción en la región posterior de

la tibia proximal (*Ligamento cruzado posterior - Revista de Artroscopía, s. f.*) (*Ligamento Cruzado Posterior – MEDS, 2017*).

Órtesis: Es un aparato o dispositivo ortopédico colocado externamente al individuo y que supe una función del aparato locomotor para sostener, alinear o corregir deformidades y para mejorar el funcionamiento de una extremidad (Arancha, s. f.; Viladot Pericé, 2001).

Rehabilitación: Conjunto de intervenciones diseñadas para optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en individuos con condiciones de salud en interacción con su entorno. La condición de salud se refiere a una enfermedad, trastorno, lesión o trauma (*Rehabilitación - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud, 2025*).

Rodilla: Es la articulación central de los movimientos inferiores. Está formada por unión de dos huesos muy importantes: el fémur y la tibia, uno el muso y la pierna, y formada por las partes blandas que la rodean (*Real Academia Nacional de Medicina: Buscador, s. f.-c*).

CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO

3.1. Tipo de investigación

El tipo de investigación que se utilizará será de tipo descriptivo y experimental. Es descriptivo porque se investigará sobre los aspectos fundamentales relacionados con la anatomía y funcionamientos de la rodilla y ligamentos cruzados anterior (LCA). Se recopila y analiza la información técnica relacionada al uso de órtesis en el tratamiento de los LCA, así como una exploración detallada de las características específicas de las órtesis utilizadas en el tratamiento de lesiones en los LCA.

Además, se integrarán elementos de biomecánica del aparato locomotor de la rodilla profundizando en el análisis de la fuerza, momento y vectores que actúan sobre la circulación de la rodilla durante los movimientos aplicados y cómo estos influyen en un diseño efectivo para una órtesis en la rehabilitación.

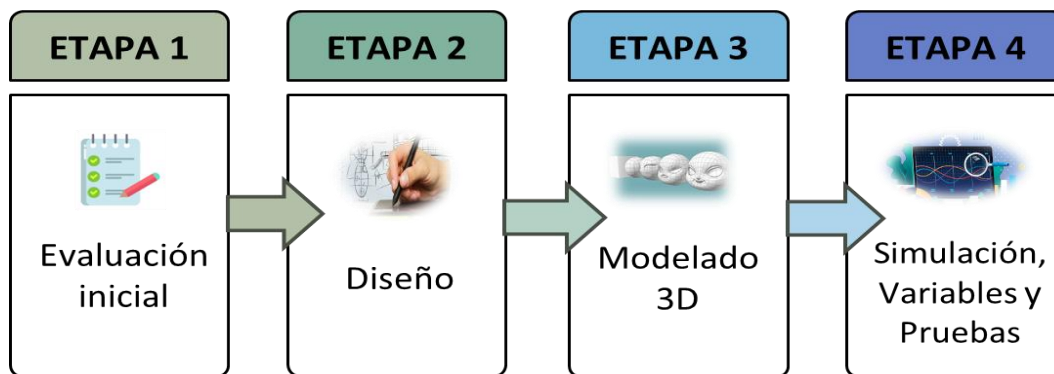
Es experimental porque se realizará una propuesta de diseño de órtesis. Se llevará una simulación del modelo propuesto para determinar cómo el diseño se traduce en un estado de movimiento óptimo. Este enfoque experimental permitirá recopilar datos cuantitativos que ayudará a evaluar la funcionalidad del diseño propuesto. Se explorarán variables claves que permiten evaluar la eficiencia del diseño como el desplazamiento (*displacement*), la tensión (*stress*), el factor de seguridad (*safety factor*) y la deformación (*strain*) en diferentes escenarios de uso.

3.2. Procedimiento experimental

Para el diseño y simulación de la órtesis cuyo objetivo es proponer una alternativa diferente a los procesos de recuperación de las rodillas que han sufrido de afectaciones en los ligamentos cruzados anterior (LCA), se estableció un procedimiento experimental que integra conocimientos de anatomía humana, ingeniería mecánica, biomecánica y diseño asistido por computadora (CAD, *Computer-Aided Design*). El procedimiento se desarrolla con base a las siguientes etapas: evaluación inicial e investigación; diseño; modelación 3D; y simulación, identificación de variables, pruebas y resultados esperados, tal como se muestra en la Figura 12.

Figura 12

Etapas del diseño experimental



3.2.1. Etapa de evaluación inicial e investigación

En esta etapa se realiza un análisis de las condiciones fisiológicas de un sujeto que sufrió una afectación en la rodilla, específicamente una ruptura en el ligamento cruzado anterior (LCA) derivado de actividades deportivas de alta intensidad. Se examina la anatomía, tipo de lesión y requerimientos de movilidad, por lo que se recopila las características generales como tamaño, peso, tipo de actividad anterior y posterior a la lesión, en adición a los elementos considerados para que la órtesis brinde comodidad y apoyo efectivo.

Se realiza un proceso de investigación sobre la anatomía de la rodilla y su fisiología, los diferentes tipos de ligamentos e interacción, así como los mecanismos de apoyo a las lesiones de ligamentos y su proceso de recuperación. Esta subetapa corresponde a la revisión de la literatura. Se establece un plan de acción que incluye el diseño propuesto, la modelación digital del diseño, la corrida del diseño en una simulación consignando variables de entrada y salidas, obtención de los resultados de las diferentes corridas y validación.

3.2.2. Etapa de diseño

En esta etapa se desarrolla el diseño digital de la órtesis considerando su funcionalidad. Se realizan los bocetos en 2D tomando en cuenta elementos característicos del muslo,

rodilla y pierna, así como contornos, curvaturas y componentes del dispositivo. Este diseño se realizará mediante una aplicación de dibujo en 2 dimensiones.

3.2.3. Etapa de modelación 3D

Con base a los bocetos en 2D, y las correcciones de objetividad y funcionalidad, se propone un diseño en 3D que consiste en transformar las representaciones planas en volúmenes tridimensionales mediante el uso de software CAD. Esta aplicación permite la rotación y visualización todo el contorno de la órtesis propuesta, además de cada uno de los componentes del dispositivo con sus formas, medidas y dimensiones adecuadas. La modelación 3D permite considerar el ajuste, soporte y material propuesto para su adecuada funcionalidad de la órtesis.

3.2.4. Etapa de simulación, identificación de variables, pruebas y resultados esperados

El modelado 3D será utilizado para realizar simulaciones. Con el software Fusion 360 se aplicarán diferentes pruebas de funcionalidad al incorporar las variables de entrada (*inputs*) al modelo, tanto de la información del sujeto de prueba como para sujetos alternativos y así conocer sobre las capacidades de respuesta y los rangos de funcionalidad la órtesis diseñada en diferentes escenarios.

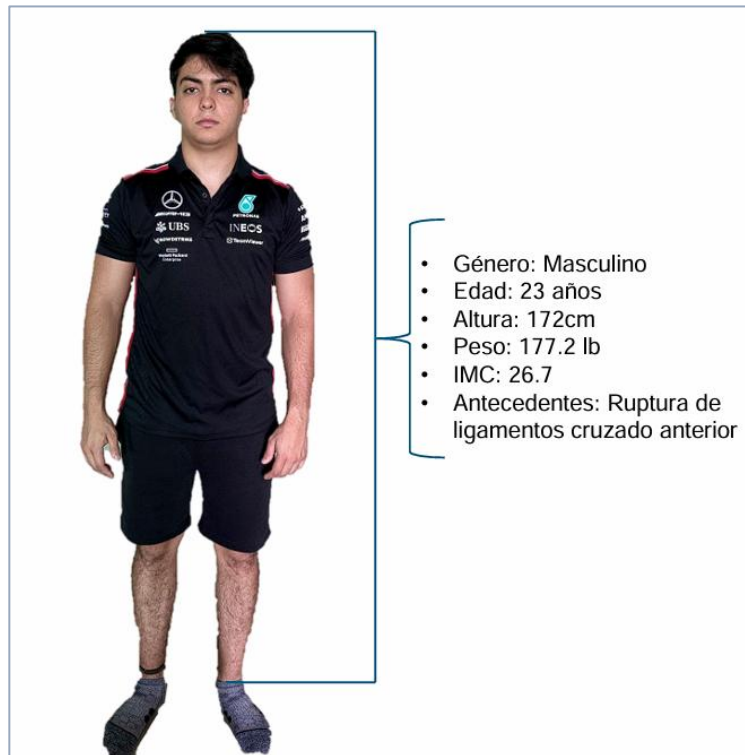
3.3. Etapa de evaluación inicial e investigación

La propuesta de investigación inicia previa de una ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA) luego de una lesión deportiva de Carlos Manuel Gómez Ortega, que en adelante será denominado: el sujeto de estudio.

Las características del sujeto de estudio son: varón, con edad 23 años, una altura de 172 centímetros, con un peso de 177.2 libras y un índice de masa corporal de 26.7, tal como se muestra en la Figura 13.

Figura 13

Imagen y características del sujeto de estudio



La lesión fue catalogada como una ruptura del LCA. La misma se originó cuando el sujeto realizó una mala pisada durante un ejercicio deportivo de alta intensidad. Debido a la mala pisada, los huesos de la pierna izquierda, tanto el fémur como la tibia, realizaron un desplazamiento brusco ocasionando una alta tensión en el LCA lo que provocó la ruptura del mismo.

Para lograr una reconstrucción de la ruptura del LCA, el ortopedista recomendó realizar un reemplazo del ligamento afectado con un autoinjerto. Mediante una cirugía, se extrajo un injerto del tendón rotuliano (tendón de la rótula) para sustituir la pérdida y propiciar un nuevo mecanismo de tracción entre los huesos, al fijarlo con tornillos.

Posterior a la cirugía y los procesos de vendaje de compresión durante las primeras semanas, se requiere un proceso de recuperación mediante terapias. Finalmente, para lograr fortalecimiento de la pierna y alcanzar la estabilidad necesaria, se utilizó una

órtesis dinámica de rodilla (funcional) hasta llegar a un nivel de independencia en el caminar, correr y realizar otras actividades físicas.

Luego de la experiencia del sujeto de estudio, se decidió realizar esta investigación por motivación propia y explorar alguna propuesta que brinde una nueva alternativa al uso de este tipo de dispositivo locomotor.

La fase de investigación inicia con la revisión de la literatura sobre la anatomía de la rodilla y su fisiología, los diferentes tipos de ligamentos e interacción, los mecanismos de apoyo a las lesiones de ligamentos y su proceso de recuperación. En este último focalizado en las características de las órtesis como mecanismos de apoyo funcional.

Se propone un plan de acción que contempla las siguientes actividades:

- Desarrollo una propuesta de diseño de órtesis de rodilla
- Modelación digital del diseño de órtesis
- Preparación de una simulación digital del diseño de órtesis y la corrida según variables de entrada
- Análisis y validación de los resultados de las diferentes corridas

3.4. Etapa de diseño

Para la etapa de diseño de la órtesis y con base a la experiencia del sujeto de estudio, se tomaron las medidas y una primera evaluación. Se inició con la creación de bocetos que permiten visualizar la idea de apoyo mecánico y cómo esto brindará una solución al individuo. Estos bocetos también permitirán una mejor conceptualización al momento de realizar el diseño digital del dispositivo. Los bocetos iniciales se presentan en la Figura 14, en dos direcciones: lateral y posterior. Estos bocetos serán sobrepuestos en la imagen de la pierna (Figura 15) para visualizar su ajuste.

Figura 14

Bocetos iniciales

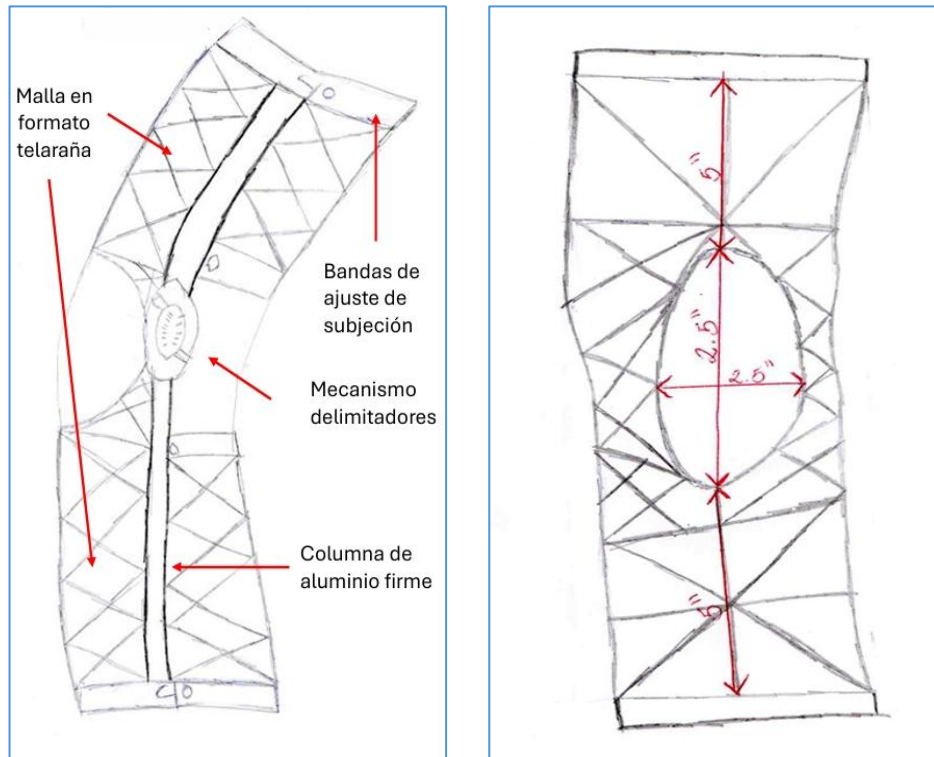
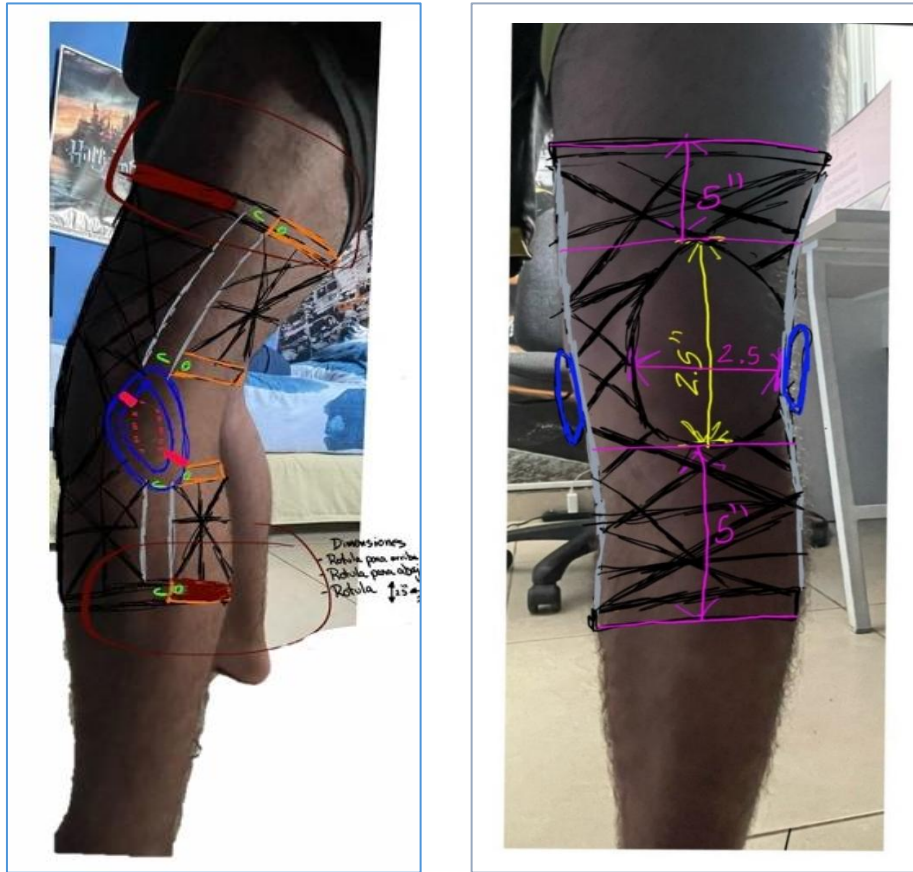


Figura 15

Bocetos sobrepuestos en la pierna



En los bocetos se identificar varias secciones:

- Columna de aluminio firme
- Bandas de ajuste de sujeción
- Mecanismo delimitador
- Malla en formato telaraña

La columna de aluminio firme es una pieza de metal cuyo propósito es la unión de las bandas de ajuste de sujeción, tanto superior como inferior, conectar el mecanismo delimitador y brindarle forma y agarre a la malla mientras que recubre el muslo y la pierna.

En su conjunto tiene como objetivo mantener firme todos los elementos que conforman la órtesis.

Las bandas de ajuste de sujeción funcionan como correas de amarre que permiten brindar fijación a la órtesis en cuatro puntos de la extremidad: dos en la parte superior en el muslo y dos en la parte inferior en la pierna. Las bandas de ajuste de sujeción poseen tres componentes: el segmento firme que posee una medida estándar y se ubican en la parte frontal de la órtesis; el segmento ajustable que permite graduar, mediante ojales, la circunferencia de la banda en la pierna del individuo; y los ganchos de agarre que aseguran el ajuste de la circunferencia de la banda al utilizar el ojal más conveniente.

El mecanismo delimitador es un cilindro ubicado en un punto equidistante de ambos extremos de la órtesis y permite realizar los ajustes de extensión y flexión de la articulación. Su propósito es graduar los cambios progresivos en los movimientos de la extremidad inferior de un individuo a lo largo del tratamiento de rehabilitación. El mecanismo delimitador incluye dos componentes: el cilindro gradual de extensión y flexión, que es el punto de apoyo de las columnas de aluminio firme y donde se ubican los puntos limitadores; y los puntos limitadores, que son los posicionadores de rango de extensión y flexión.

La malla en formato telaraña es una superficie flexible de material cómodo y biocompatible cuyo propósito es abrazar toda el área de cobertura de la extremidad donde se sujetará la órtesis y proporcionar una ventilación apropiada para la comodidad del individuo y la percepción de seguridad durante el desplazamiento.

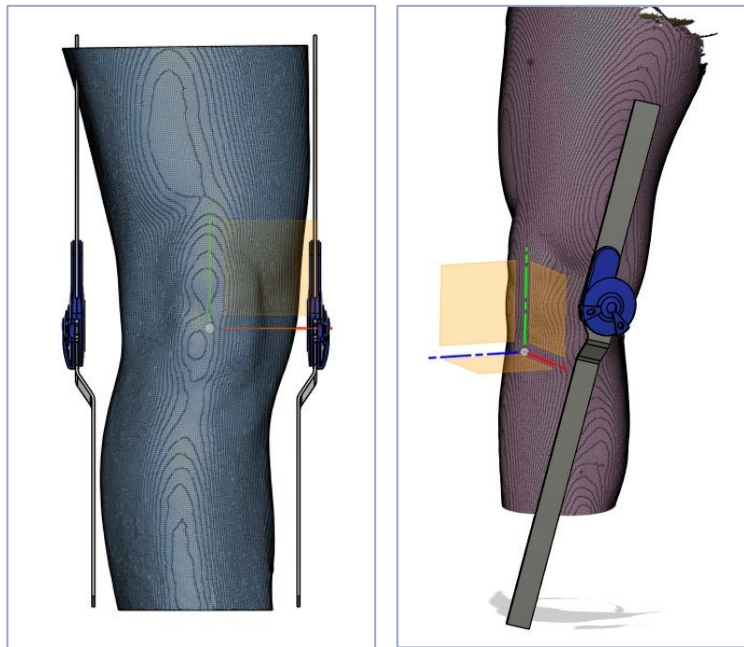
3.5. Etapa de modelado 3D

Con base a los bocetos en 2D y las evaluaciones de objetividad y funcionalidad de los elementos propuestos para una órtesis, se realiza un diseño bajo modelación en 3D que consiste en transformar las representaciones planas en volúmenes tridimensionales mediante el uso de software CAD.

El proceso de modelado en 3D inicia con el primer vistazo mediante el escaneo de la extremidad del sujeto de estudio para establecer las dimensiones del diseño con respecto a las medidas reales del sujeto. Para ello se utilizó el software de escaneo COMB 3D Scanner. La Figura 16 muestra imágenes con perspectiva frontal y lateral de la extremidad del sujeto para validar las dimensiones del diseño de la órtesis.

Figura 16

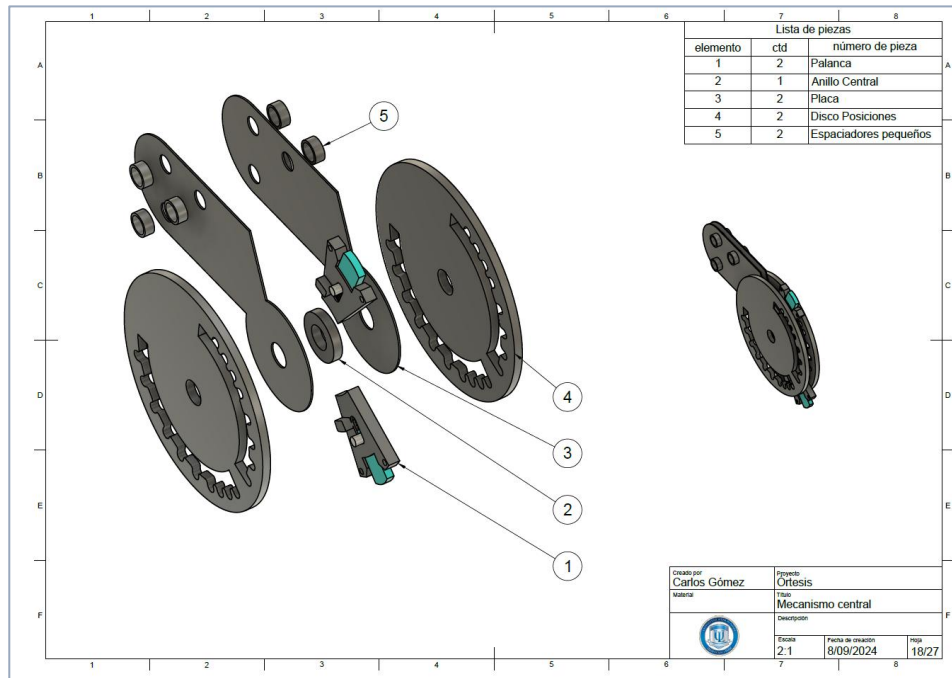
Perspectiva frontal y lateral escaneada de la extremidad del sujeto de estudio



Una vez escaneada la extremidad, se procede a transferir el archivo con las medidas del sujeto al programa de diseño en 3D. Para esta investigación se utilizó el programa Autodesk Fusion 360. Utilizando el software se inicia con el diseño del mecanismo delimitador como centro de gravedad de la órtesis (Figura 17). El diseño del mecanismo delimitador se basó en un sistema de palanca (1) fijado a un anillo central (2) para lograr una rotación de las placas (3) que sujetan la columna de aluminio. La palanca será la que delimitará el ángulo de flexión y extensión del disco posicionador (4). La órtesis dispondrá de dos mecanismos centrales, uno ubicado al exterior y el otro al interior de la órtesis.

Figura 17

Diseño del mecanismo delimitador



A este primer componente se le añaden el diseño de las columnas de aluminio firme, tanto la barra superior (Figura 18) como la barra inferior (Figura 19). Ambas se ha presentan con sus respectivas medidas de largo, de ancho y de grueso, así como la distancia donde su ubican los pernos en la barra superior, los radios de corte cilíndricos y el punto de fijación con el mecanismo delimitador central.

Figura 18

Diseño de las columnas de aluminio firme: barra superior

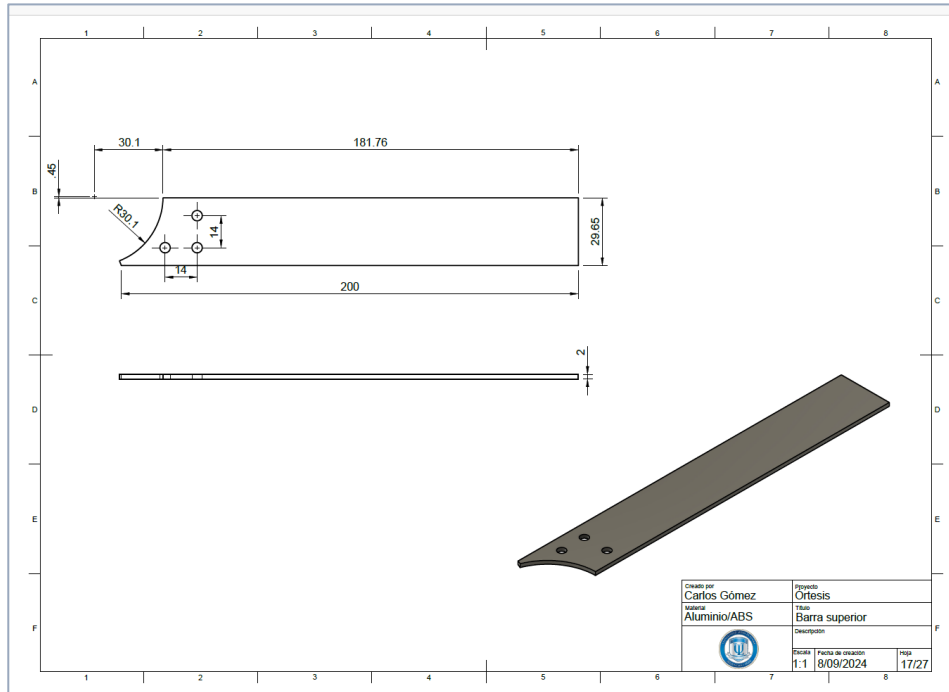
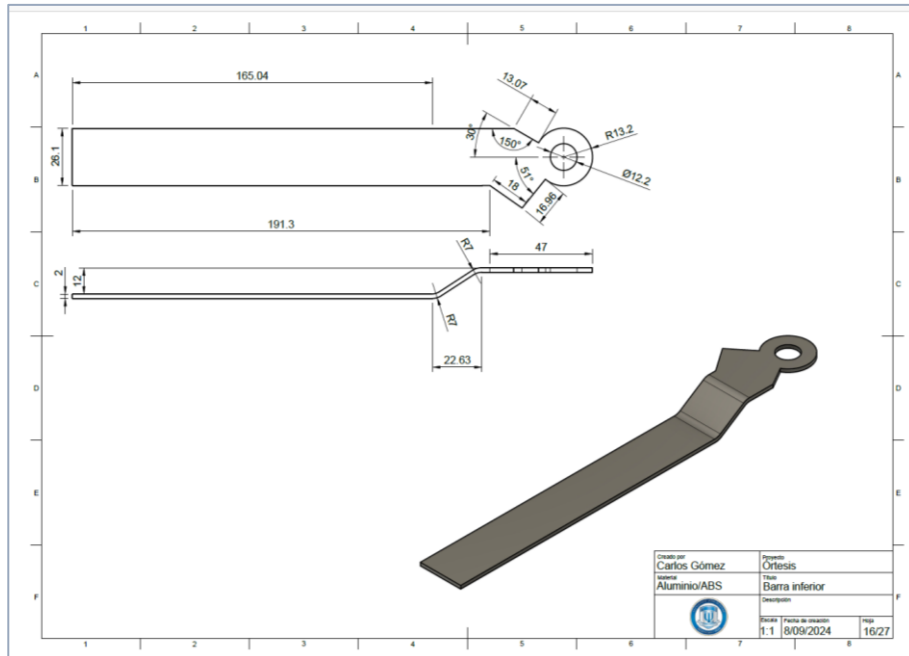


Figura 19

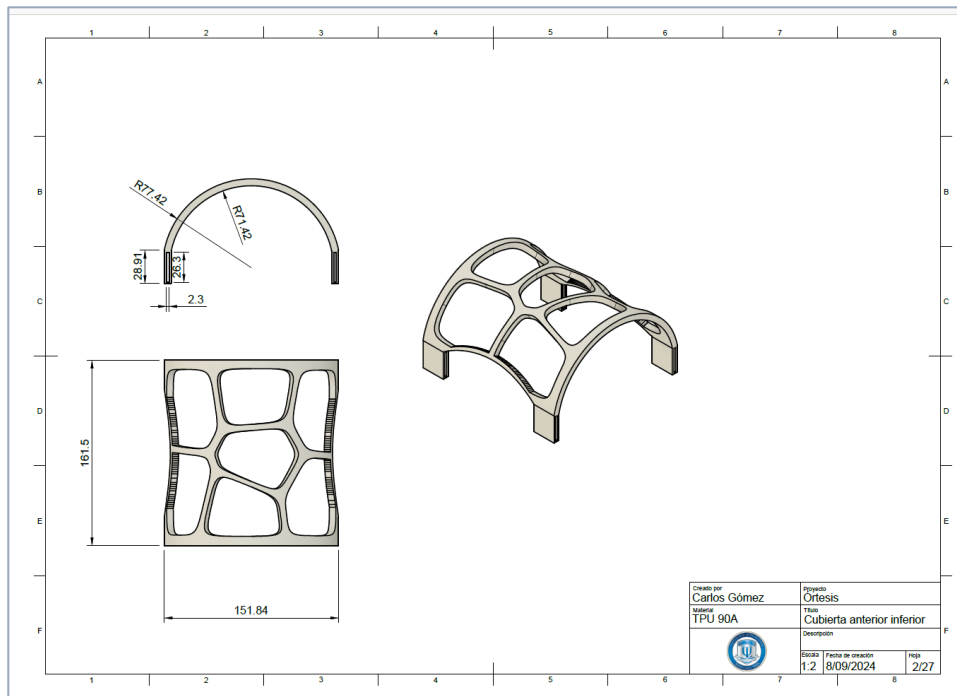
Diseño de las columnas de aluminio firme: barra inferior



Seguido, se realiza el diseño de la malla en formato telaraña, tal como se muestra en la Figura 20. El diseño considera el radio de amplitud de la malla, así como el punto de anclaje con la barra de aluminio firme y los anclajes para el ajuste de sujeción. En el modelado 3D se reconsideró cambiar el componente inicialmente propuesto que consistía en bandas de ajuste de sujeción, por los anclajes de ajuste de sujeción. Esta decisión se adoptó durante el proceso de modelado 3D al identificar que los anclajes de ajuste de sujeción proporcionan mayor comodidad, son de fácil manejo, a la vez que brinda un mayor ajuste en la parte posterior de la extremidad del individuo. El material propuesto para la confección de los componentes de la órtesis que tienen mayor fricción con la piel es TPU 90A. Este material se caracteriza por ser flexible, rígido y seguro para la piel, al ser certificado como biocompatible, permitiendo cumplir los rigores del uso diario en los procesos de rehabilitación.

Figura 20

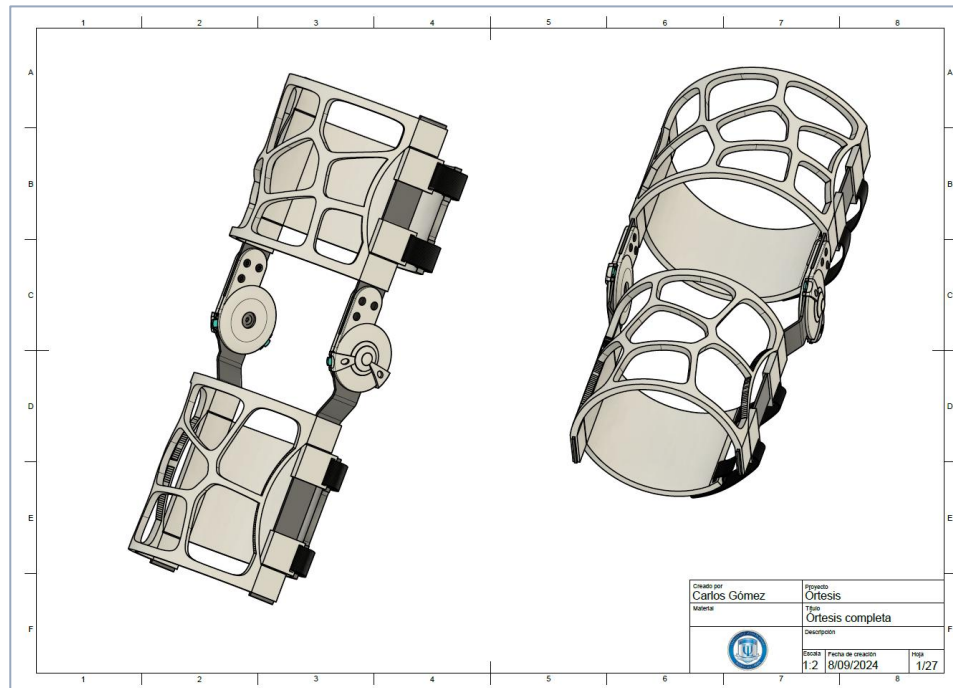
Malla en formato telaraña



Al integrar estos componentes se logra formar el diseño integrado y completo de la órtesis. La Figura 21 presenta dos perspectivas de este diseño.

Figura 21

Diseño unificado de la órtesis



3.6. Etapa de simulación, variables, pruebas y resultados esperados

En esta etapa, se utilizará la opción de simulación dentro del software Fusion 360 lo que permite crear diferentes escenarios basado en parámetros específicos para obtener los resultados con respecto a las diferentes pruebas y determinar la eficiencia del diseño.

3.6.1. Variables de entrada

Las variables de entradas (*inputs*) al modelo corresponderá a la información del sujeto de prueba y sujetos alternativos para conocer las capacidades de respuestas y rangos de funcionalidad de la órtesis diseñada. Estas variables son:

- Peso (W) del sujeto
- Ángulo (°) de extensión de la órtesis en funcionamiento

Para el cálculo de la primera variable peso (W), se requiere la entrada del valor en término de fuerza¹ y se calcula utilizando la ecuación:

$$W = m * g$$

Donde,

W es el peso en Newtons (N),

m es la masa del sujeto en kilogramos (kg),

g es la aceleración gravitatoria terrestre, que tiene un valor aproximado de 9.81 m/s².

Para la simulación, se utilizarán tres condiciones según el peso de cada uno de los sujetos de prueba y su correspondiente conversión a N (Tabla 3).

Tabla 3

Condiciones de peso según cada uno de los sujetos de prueba

Variable	Peso (libras)	Peso (kilogramos)	Newtons
W1	177	80.3	787.74
W2	110	49.9	489.52
W3	200	90.7	889.77

Para los efectos del peso, aun cuando exista un escenario donde el sujeto se levante de una silla en un ángulo de 90° o se mantenga estático en dos pies, y que para ambos escenarios la fuerza puede distribuirse en ambas extremidades, se utilizará como supuesto que toda la fuerza será ejercida en una sola pierna para todos los casos. Este supuesto permitirá simular la resistencia máxima que deberá soportar el dispositivo según su diseño.

¹ El peso de un objeto es la fuerza gravitacional que actúa sobre su masa.

La segunda variable de entrada, ángulo, corresponde a la extensión que tendrá una órtesis en uso por parte de un individuo. Para ello, se determinó realizar la simulación bajo tres estados de extensión (Tabla 4) basado en un ángulo que podrá adoptar el individuo durante su uso diario en un momento específico. La Figura 22. muestra el modelado de la órtesis para cada uno de los ángulos de extensión.

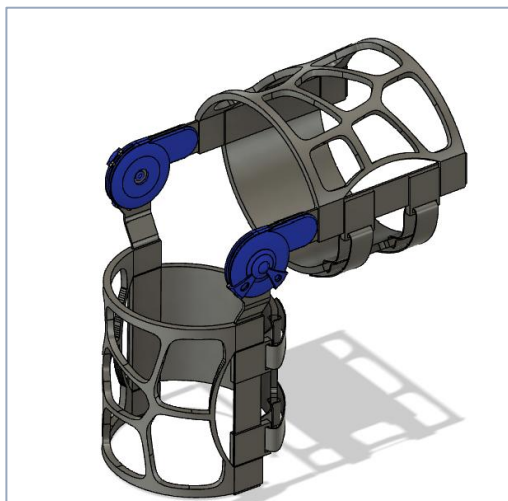
Tabla 4

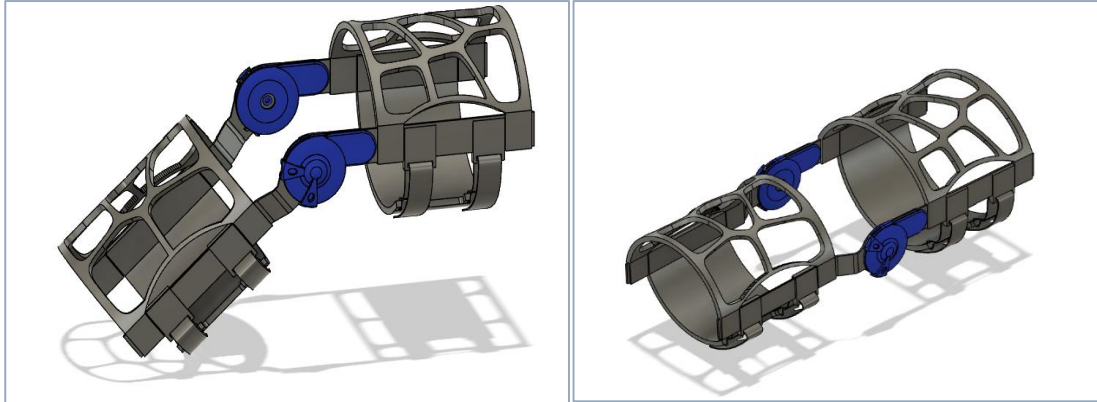
Estado de extensión de la órtesis con base a la condición del sujeto

Ángulo de extensión		Condición del sujeto
90°	noventa grados	Cuando el sujeto se encuentra en posición sentada
130°	ciento treinta grados	Cuando el sujeto se encuentra en desplazamiento con tensión en una sola pierna
180°	ciento ochenta grados	Cuando el sujeto se encuentra en posición recta totalmente estático

Figura 22

Modelado de la órtesis para cada ángulo de extensión (90°, 130°, 180°)





3.6.2. Pruebas

Para las pruebas de simulación se utilizó el análisis estático lineal es una de las herramientas que se encuentra dentro del programa de simulación de Fusión 360, el cual se emplea para evaluar el comportamiento estructural de un sistema o de los componentes sometidos a cargas constantes durante un tiempo determinado. Esto permite evaluar la fuerza aplicada, por ejemplo, cómo el peso efectúa la tensión o presión a los componentes del diseño, sin que el material sufra deformaciones permanentes.

Con este análisis, se logra visualizar si la órtesis soporta la carga real de un cuerpo humano, sin fallar ni realizar una deformación excesiva.

Para el desarrollo de la simulación del modelo se deben establecer algunos supuestos, correspondientes a los materiales utilizados, elasticidad y resistencia máximas de cada material. Para los efectos de esta simulación, los parámetros de los supuestos se presentan en la Tabla 5.

Tabla 5

Parámetros de los supuestos de la simulación del modelo

Supuesto de la simulación del modelo	Parámetro
Material	ABS (Acrilonitrilo Butadieno estireno)
	Aluminio
Elasticidad máxima ABS	32 MPa
Resistencia máxima ABS	49.071 MPa
Elasticidad máxima Aluminio	275 MPa
Resistencia máxima Aluminio	200 MPa

Para cada uno de los escenarios de las variables de entrada, las pruebas que se realizarán en la simulación mediante el software Fusion 360 serán las siguientes: la tensión (*stress*), el factor de seguridad (*safety factor*), el desplazamiento (*displacement*) y la deformación (*strain*) en diferentes escenarios de uso. Las pruebas brindarán los parámetros de salida más relevantes que permitirán evaluar la funcionalidad y eficiencia del diseño propuesto.

La prueba de tensión permite examinar las tensiones internas en el material utilizado para la fabricación del dispositivo cuando se somete a una carga. Esta prueba permite asegurar que el material utilizado no se rompa, agriete ni se degrade con el uso. Para los efectos, se aplicará la prueba de tensión de Von Mises que indica si el material fallará por elasticidad.

La prueba de factor de seguridad mide qué tan cerca está el diseño de fallar dado una carga y una fatiga de los materiales. Su importancia radica en identificar el límite máximo de uso y punto de fallo del dispositivo.

La prueba de desplazamiento muestra cuánto se deforma la órtesis cuando se le aplica una carga. Este parámetro es importante para asegurar que no se deforme de manera excesiva y mantenga su forma y funcionalidad durante el uso del dispositivo.

Y la prueba de deformación muestra los cambios en la forma o dimensión del material sin romperse. Los resultados de esta prueba permiten conocer si se utilizan materiales elásticos o flexibles y cuál sería la tolerancia de deformación.

3.6.3. Resultados esperados

Considerando las diferentes variables de entradas (*inputs*), los parámetros de los supuestos de la simulación del modelo y las pruebas que se realizarán, se espera obtener diferentes valores de salida para cada uno de los escenarios. Esto permitirá evaluar la eficiencia y capacidad de respuesta del diseño de la órtesis sujeta a cada una de las pruebas. Los resultados esperados serán presentados bajo el esquema que se muestra en la Tabla 6.

Tabla 6

Esquema de presentación de los resultados esperados

Peso (en N)	Ángulo (°)	Pruebas			
		Tensión	Factor de Seguridad	Desplazamiento	Deformación
W1	90°	T1	S1	D1	Df1
W1	130°	T2	S2	D2	Df2
W1	180°	T3	S3	D3	Df3
W2	90°	T4	S4	D4	Df4
W3	130°	T5	S4	D5	Df5
...
Wn	180°	Tn	Sn	Dn	Dfn

Los resultados que se obtengan en esta tabla luego de realizadas las diferentes corridas permitirán evaluar las condiciones de funcionalidad, eficiencia y capacidad de respuesta del diseño.

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS DE RESULTADOS

En la simulación del diseño de la órtesis, fue necesario establecer previamente los parámetros críticos del modelo para poder obtener la propuesta y analizar los resultados de las distintas corridas. En este caso, la resistencia y la elasticidad máxima de los materiales se definieron como los parámetros críticos del diseño, y fueron determinados para cada componente estructural de la órtesis, así como para evaluar el comportamiento del dispositivo ante las cargas aplicadas.

Se seleccionaron las variables de entradas que permitieron evaluar el desempeño mecánico del sistema en condiciones de uso real. Para esto, se utilizaron los valores de peso y ángulo, determinando el punto medio del peso del sujeto de prueba.

Las variables de salidas por las que se planean obtener varios valores distintos para las diversas corridas que se realizaron fueron las siguientes pruebas: la tensión de Von Mises, el factor de seguridad, el desplazamiento y la deformación.

Una vez definidos los parámetros de los materiales y las variables de análisis, se procedió a ejecutar diversas simulaciones bajo condiciones específicas. En cada corrida, se aplicaron como cargas el peso corporal del sujeto de estudio y un ángulo determinado de flexión articular, con el fin de evaluar la respuesta estructural del diseño en distintos escenarios biomecánicos.

4.1. Simulaciones

Se realizaron varias corridas mediante simulaciones con el modelo digital propuesto utilizando como base a los parámetros críticos previamente establecidos, específicamente la elasticidad y la resistencia de los materiales seleccionados: aluminio para los componentes de estructuras rígidas y ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) para las piezas de menor exigencia.

Estos parámetros permitieron identificar el comportamiento del diseño ante cargas externas considerando los límites de trabajo de cada material. Se evaluaron hasta qué punto de cada material mantiene un comportamiento normal antes de llegar a su punto

de quiebre, a partir del cual, comienzan a producir las deformidades o fallas de estructuras.

Se determinaron las diversas salidas (*outputs*) necesarias para evaluar el comportamiento de la órtesis bajo condiciones de carga realistas. En conjunto, con los parámetros de los materiales, las fuerzas aplicadas y los ángulos, estas salidas permiten verificar si el diseño propuesto cumple con los criterios de funcionalidad, seguridad y resistencia. A su vez, permiten identificar cuáles son las zonas críticas del diseño, anticipar posibles fallos y validar la capacidad del diseño para que se puede utilizar de forma segura dentro de los límites que se establecieron.

Las simulaciones se basaron en las siguientes pruebas cuyos modelos matemáticos se describen a continuación:

- **Tensión de Von Mises (σ_{vm})**

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 + \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

Donde σ_1 , σ_2 y σ_3 representa la tensión del aluminio y ABS

- **Factor de seguridad**

$$FoS = \frac{\text{límite de fluencia}}{\sigma_{vm}}$$

Donde el límite de fluencia representa el punto máximo de elasticidad del material

- **Desplazamiento**

$$[K]\{u\} = \{F\}$$

Donde

K es la matriz de rigidez del sistema

u es el vector de desplazamientos nodales

F representa el vector de fuerza aplicada

- **Deformación**

$$\{\varepsilon\} = [D]^{-1}\{\sigma\}$$

Donde

D es la matriz constitutiva del material (o matriz de flexibilidad)

σ es el vector de tensiones

4.2. Resultados obtenidos

Para comprobar la efectividad del diseño de la órtesis de rodillas propuesta, se realizaron nueve corridas de simulación. La primera con base al peso² del sujeto de prueba inicial (787.74 N) y dos pesos de referencias cercanas (489.52 N y 889.77 N). Se realizaron los cálculos con base a tres ángulos (90°, 130° y 180°), los cuales hacen referencia a los movimientos cotidianos que se realiza un individuo sentado, en marcha y parado, incluyendo los parámetros de los materiales utilizados (aluminio y ABS). La Tabla 7 muestran los resultados de las diferentes pruebas mediante simulaciones.

Tabla 7

Resultados obtenidos de las simulaciones

Sujeto	Variables de entrada		Pruebas			
	Peso (en N)	Ángulo (°)	Tensión Von Mises	Factor de Seguridad (FoS)	Desplazamiento (mm)	Deformación (strain)
S1	787.74 N	90°	103.717	1.9	0.733	0.016
S1	787.74 N	130	60.766	2.4	0.851	0.034
S1	787.74 N	180	65.598	2.0	0.246	0.038
S2	489.52 N	90°	64.467	3.0	0.455	0.010
S2	489.52 N	130°	41.641	2.5	0.793	0.022
S2	489.52 N	180	40.764	3.2	0.153	0.024
S3	889.77 N	90°	116.959	1.7	0.828	0.018
S3	889.77 N	130	68.334	2.1	0.961	0.038
S3	889.77 N	180°	73.875	1.8	0.323	0.046

² La simulación requiere el cálculo del peso en términos de Newton (N), tal como se mostró en la Tabla 3.

Los resultados de la tabla anterior describen como para cada sujeto de prueba (S1, S2, S3), y de los cuales se establecieron pesos de referencia, con base a los tres ángulos identificados se obtuvieron los resultados de las diferentes pruebas. Dichos resultados establecen que existe mayores niveles de tensión en la medida que el peso aumenta, específicamente en los ángulos de 90° para el S1 y S3 con los mayores pesos registrados.

Con respecto al factor de seguridad, todos los pesos en sus diferentes ángulos muestran valores superiores a 1, por tanto, la estructura puede soportar más carga de lo que se espera; mientras que, con relación al desplazamiento, los resultados resaltan cambios menores a un milímetro ($F < 1mm$). Finalmente, la prueba de deformación presenta valores tendientes a cero ($\epsilon \approx 0$) y con referencia a la matriz constitutiva del material, los mismos se encuentran dentro de los límites aceptables.

En la simulación realizada al diseño de la órtesis al Sujeto 1, cuyo peso en base a fuerza es 787.74 N, se obtuvieron valores que nos ayudan a determinar la funcionalidad y la seguridad del diseño en los diferentes ángulos de articulación. En la Figura 23, la prueba de tensión a los 90° fue de 103.717Mpa, siendo el valor más alto a diferencia de los otros ángulos de estudio esto debido a que es el ángulo de articulación menos recto lo que propicia a los materiales del diseño a tener mayor resistencia.

En la Figura 24, el sujeto bajo un ángulo de 130° destaca el punto donde mayor seguridad tiene el diseño, esto debido a ser el ángulo más anatómico con referencia a la pierna del sujeto. La prueba de desplazamiento se pudo observar que al agregarle una fuerza al diseño componentes presentan unos leves movimientos de su posición original, esto debido a la fuerza y lo que se pudo comprobar era que al estar en los 130° el cual es donde más un individuo pone la fuerza de la rodilla para entrar en marcha nos dio un valor de 0.851 mm de movimiento de los componentes siendo el máximo y el punto de quiebre de la órtesis 1.209 mm, porque se puede determinar que el diseño está bien estructurado para no fallar en la puesta de marcha con el Sujeto 1. Sobre la prueba de deformación, el diseño en el ángulo de 180° destaca ser más afectado con un valor de 0.038 siendo el límite máximo para obtener una deformación total de 0.054, por lo que

se puede esperar que el diseño tenga una deformación medial de la estructura, tal como se presenta en los rangos de la Figura 25.

Figura 23

Mapa de calor del Sujeto 1 con ángulo de 90°



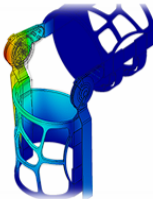
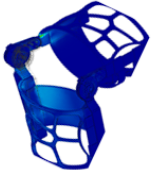
Sujeto 1= Peso de 787.74 N y un ángulo de 90°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=148.043	Mínimo= 8.0 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 1.222	Mínimo=0.00 Máximo= 0.031
			

Figura 24

Mapa de calor del Sujeto 1 con ángulo de 130°



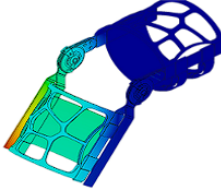

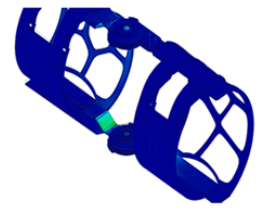
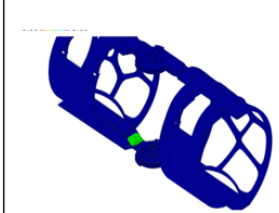
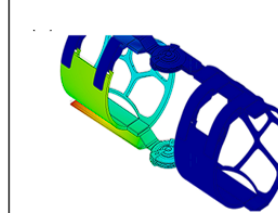
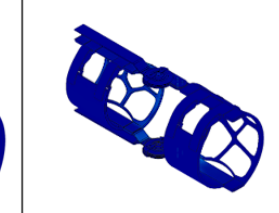
Sujeto 1= Peso de 787.74 N y un ángulo de 130°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=108.804	Mínimo= 8.0 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 1.209	Mínimo=0.00 Máximo= 0.046
			

Figura 25

Mapa de calor del Sujeto 1 con ángulo de 180°

Sujeto 1= Peso de 787.74 N y un ángulo de 180°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=137.796	Mínimo= 8.0 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 5.316	Mínimo=0.00 Máximo= 0.054
			

En la simulación con el Sujeto 2, con un peso corporal cuya fuerza es 489.52 N, se buscó evaluar la funcionalidad del diseño de la órtesis bajo condiciones de carga mínima, en comparación con otros sujetos. Dado que este individuo aplica una menor fuerza sobre el mecanismo, los valores obtenidos en las distintas pruebas fueron igualmente reducidos, lo que permite analizar el comportamiento estructural del sistema en situaciones de baja exigencia mecánica.

En el análisis de tensión, el ángulo de 90° mostró los valores más elevados, tal como se observa en la Figura 26, lo cual se atribuye a la mayor complejidad biomecánica de esta posición en comparación con otras configuraciones articulares, en contraste al ángulo de 180° donde presentó la menor tensión registrada con un valor de 40.764 MPa, visualizado en la Figura 28. Con relación al factor de seguridad, la prueba con la articulación a 130° arrojó el valor más bajo, lo cual se explica por ser la condición que recibió la mayor magnitud de carga interna, reduciendo así el margen de resistencia del material en esa configuración específica.

Al examinar el desplazamiento, la posición de 180° evidenció el valor más bajo con 0.153 mm, tal como se muestra en la Figura 28, lo cual se debe al encontrarse la articulación completamente extendida, y cuya carga inducida por el peso corporal es menor en comparación con los ángulos de 90° y 130° donde el acoplamiento articular genera mayores movimientos relativos entre los componentes.

En el Sujeto 2, se observó que la mayor deformación ocurrió también en la configuración de 180° con un valor de 0.024 considerado dentro de un rango medio. Este valor se encuentra por debajo del límite máximo establecido para un posible punto de fallo estructural que es de 0.034, lo cual confirma que el diseño se mantiene dentro de rangos seguros incluso en condiciones de extensión total.

Figura 26

Mapa de calor del Sujeto 2 con ángulo de 90°

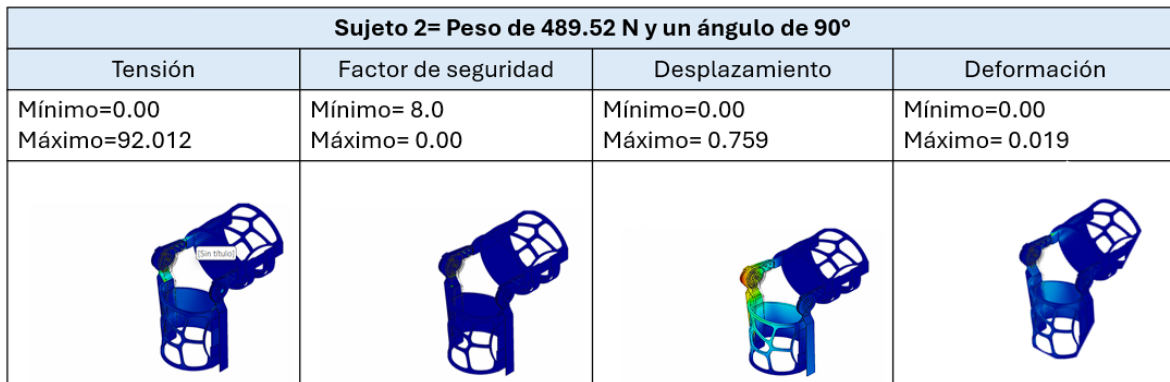


Figura 27

Mapa de calor del Sujeto 2 con ángulo de 130°

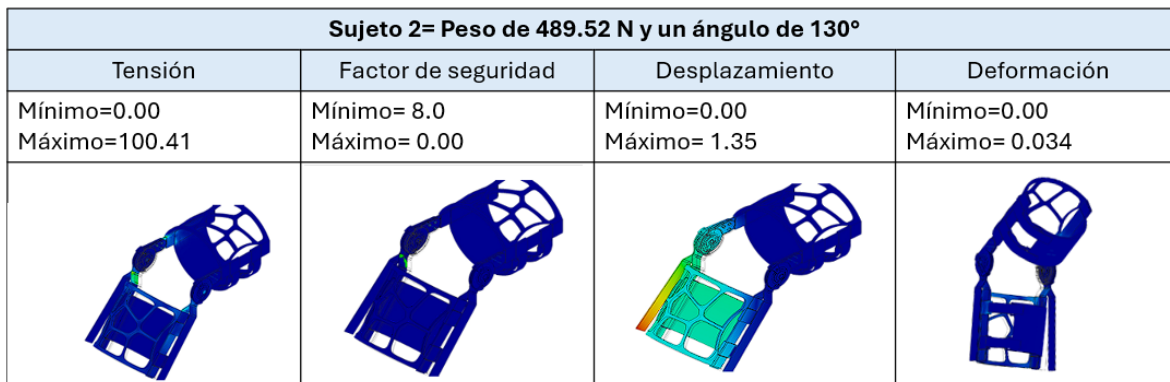
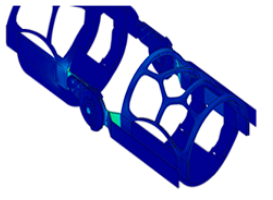

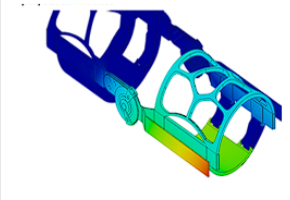



Figura 28

Mapa de calor del Sujeto 2 con ángulo de 180°

Sujeto 2= Peso de 489.52 N y un ángulo de 180°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=85.63	Mínimo=8.0 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 3.303	Mínimo=0.00 Máximo= 0.034
			

La simulación del Sujeto 3, con una carga corporal de mayor peso entre los evaluados con 889.77 N, se evidenció resultados más cercanos a las estructuras críticas del diseño, sin que se llegara a superar el límite de resistencia del sistema. En el análisis de tensión, el ángulo de 90° fue el que generó la mayor concentración de esfuerzos replicando comportamientos similares a los observados en simulaciones previas, lo que confirma que esta posición implica una carga significativa para el mecanismo de la órtesis (Figura 29). En cuanto al factor de seguridad, la configuración angular de 130° mostró el valor más favorable, lo cual puede atribuirse a una distribución más uniforme de la carga a través de la estructura, facilitada por la fisiología articular de posición. Este reparto equilibrado reduce los puntos críticos de tensión y mejora la respuesta del sistema.

Con respecto al desplazamiento (Figura 30), el ángulo de 130° también presentó el mayor valor registrado con un movimiento estructural de 0.961 mm lo cual, aunque superior al de otros escenarios, se mantiene dentro de los límites funcionales del diseño, sin comprometer su integridad. Se puede destacar que el valor máximo permitido fue establecido en 1.366 mm, por lo que el resultado se considera aceptable.

En la prueba de deformación, el ángulo de 180° arrojó el valor más elevado con 0.046, respecto a un punto crítico de 0.060. Este resultado se interpreta como una deformación media, posiblemente asociada a la extensión completa de la articulación, lo cual favorece una distribución lineal de la carga y concentra los efectos de deformación más unificado a lo largo de la órtesis.

Figura 29

Mapa de calor del Sujeto 3 con ángulo de 90°

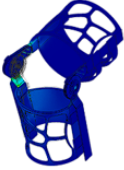
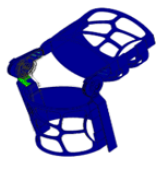
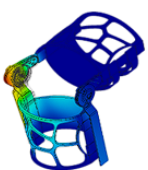
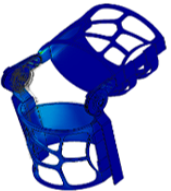
Sujeto 3= Peso de 889.77 N y un ángulo de 90°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=167.075	Mínimo= 8.00 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 1.38	Mínimo=0.00 Máximo= 0.035
			

Figura 30

Mapa de calor del Sujeto 3 con ángulo de 130°





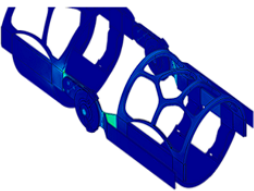

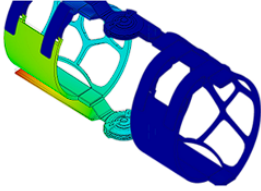

Sujeto 3= Peso de 889.77 N y un ángulo de 130°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=122.897	Mínimo= 8.00 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 1.366	Mínimo=0.00 Máximo= 0.052
			

Figura 31

Mapa de calor del Sujeto 3 con ángulo de 180°

Sujeto 3= Peso de 889.77 N y un ángulo de 180°			
Tensión	Factor de seguridad	Desplazamiento	Deformación
Mínimo=0.00 Máximo=155.644	Mínimo= 8.0 Máximo= 0.00	Mínimo=0.00 Máximo= 3.323	Mínimo=0.00 Máximo= 0.060
			

4.3. Funcionalidad de la órtesis propuesta

Los análisis por simulación realizados sobre el diseño de la órtesis de rodilla permitieron observar un desempeño estructural consistente bajo distintas condiciones de carga y rangos de movimiento articular. En general, el dispositivo no presentó fallos ni evidenció fracturas en ninguna de las pruebas, lo cual indica que la propuesta resiste adecuadamente las exigencias previstas.

Sin embargo, el caso del sujeto con mayor peso corporal y a una flexión de 130° registró los niveles más altos de tensión, acercándose a valores críticos sin sobrepasarlos. Aunque los factores de seguridad se mantuvieron dentro de los márgenes esperados, se identificaron zonas con deformaciones más pronunciadas que podrían representar puntos débiles en el largo plazo. Por esta razón, se considera evaluar posibles mejoras en esas áreas específicas.

A futuro, se contempla continuar con pruebas utilizando cargas mayores, con el fin de establecer con mayor exactitud el umbral de resistencia del modelo y validar completamente su viabilidad para aplicaciones clínicas reales.

4.4. Análisis de costo para la elaboración de la órtesis de rodilla

Para el proceso de fabricación y producción de una órtesis de rodilla con base al diseño propuesto, se ha realizado el cálculo del costo estimado de materiales, insumos y fabricación considerando como insumos lo siguiente:

- Polipropileno para la confección de las cubiertas
- Aluminio anodizado para la confección de los fijadores y barras laterales
- Nylon reforzado (RA 66) para los mecanismos de flexión y extensión
- Acero inoxidable para los tornillos de los remaches
- Velcro *hook and loop* para la confección de la correa de sujeción

Al valorar el costo de estos insumos y de fabricación, se estimaron los costos según la Tabla 8.

Tabla 8*Costo de insumo y fabricación de la órtesis de rodilla*

Parte de la órtesis	Descripción de material	Unidad	Valor por unidad	Cantidad utilizada	Costo USD
Cubierta anterior inferior y superior	Polipropileno (PP)	1 kg	\$ 1.22	5 kg	\$ 6.10
Cubierta posterior inferior y superior	Polipropileno (PP)	1 kg	\$ 1.22	5 kg	\$ 6.10
Fijadores	Aluminio anodizado	1 lámina de 6mm de grosor y 4mm de ancho y 8 de largo	\$ 2.83	1 lámina	\$ 2.83
Mecanismo de flexión y extensión	Nylon reforzados (PA 66)	10 kg	\$ 3.21	5 kg	\$ 1.61
Remaches	Acero inoxidable	Cuatro tornillos	\$ 0.40	4 tornillos de remache	\$ 0.40
Barras laterales	Aluminio anodizado	1 lamina de 2 mm de grosor y 4 de ancho y 8 de largo	\$ 2.78	1 lámina	\$ 2.78
Correa	Correa con Velcro hook and loop	1 metro	\$ 0.31	1 metro	\$ 0.31
Sub Total					\$ 20.13
Costo de mano de obra		hora	\$6.98 por hora	12 horas	\$ 83.76
Otros costos variables					\$ 2.11
Total					\$ 106.00

En la Tabla 9 se presenta una comparación de los precios de mercado de dos órtesis comerciales que comparten características similares al diseño propuesto en la investigación. Este análisis permite evaluar el costo económico del diseño desarrollado,

así como evaluar su competitividad en relación con los productos disponibles en el mercado.

Tabla 9

Tabla comparativa del precio de mercado de dos órtesis comerciales similares al diseño propuesto

Modelo	Órtesis DonJoy PlayMaker II	Órtesis Orliman Bledsoe 94250	Órtesis Propuesta
Diseño			
Costo	\$ 211.58	\$ 163.96	\$ 106.00
Enlace	"Rodillera DonJoy Playmaker II". Ortoweb. Accedido el 20 de julio de 2025. [En línea]. Disponible: https://www.ortoweb.com/rodillera-donjoy-playmaker-ii-con-fleje-metalico-y-control-de-flexoextension	"Orliman Órtesis de rodilla con bloqueo talla única Bledsoe 94250". EnvíoMédical, S.L. Accedido el 20 de julio de 2025. [En línea]. Disponible: https://enviomedical.com/es/rodilleras/677-orliman-ortesis-de-rodilla-con-bloqueo-talla-unica-bledsoe-94250-orliman-rodilleras.html	Nuestra propuesta

4.5. Protocolo para validación de la órtesis en futuros pacientes

El protocolo (cuestionario) tiene como objetivo evaluar la eficiencia, comodidad, funcionalidad y aceptación del diseño de ortesis de rodilla propuesto dirigido a pacientes en recuperación de una lesión en los LCA. Este cuestionario permite recopilar la información sobre la experiencia de los pacientes durante el uso de la órtesis, incluyendo aspectos como ajustes, movilidad, estabilidad articular, posibles molestias y mejoras. Los resultados obtenidos serán fundamentalmente para refinar el diseño, adaptarlo a las necesidades funcionales de los pacientes y respaldar su viabilidad clínica en proceso de la rehabilitación postquirúrgica. También estará bajo la supervisión de fisioterapeutas quienes deberán apoyar a visualizar el progreso de los pacientes quienes utilicen la órtesis. El cuestionario para la evaluación se presenta en la Tabla 10.

Tabla 10*Cuestionario para la evaluación de la órtesis en uso de un paciente*

Cuestionario N°1								
Nombre de paciente	Nombre de paciente	Edad	Peso	Funcionalidad de movimiento (1 - 10)	Funcionalidad de limitadores (1 - 10)	Comodidad (1 - 10)	Seguridad (1 - 10)	Estabilidad (1 - 10)
1	Carlos Manuel Gómez Ortega	24 años	177.7 lb	10	10	10	10	10
Observaciones:								

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Luego de finalizada la investigación, se presentan las siguientes conclusiones:

1. Mediante la revisión de la literatura y el análisis de diferentes modelos de órtesis de rodilla, se identificaron las propiedades físicas y mecánicas fundamentales para garantizar la estabilidad articular durante el proceso de rehabilitación posoperatorio del ligamento cruzado anterior (LCA). Entre ellas, destacan la rigidez estructural, la resistencia a la compresión y tracción, así como la capacidad del sistema para limitar los rangos articulares críticos sin comprometer la comodidad del usuario.
2. En el estudio, se definieron parámetros de diseño clave para una órtesis optimizada, tales como la distribución de las cargas, la adaptabilidad del modelo anatómico del paciente y la incorporación de sistemas de regulación angular, permitiendo una graduación de los limitadores de flexión y extensión. Estos elementos no sólo permiten una mayor estabilidad de la articulación, sino que también contribuyen a mejorar la comodidad del paciente durante el uso prolongado, lo que permite el uso cotidiano al paciente durante tratamiento y el éxito del proceso de rehabilitación.
3. El diseño propuesto fue evaluado mediante simulaciones digitales en el software Fusión 360, bajo condiciones de carga fisiológicas de tres sujetos experimentales y aplicando las pruebas de tensión, esfuerzo mecánicos y torsión. Los resultados obtenidos mostraron un comportamiento estructural favorable dentro de los rangos aplicados, sin que el modelo alcanzara niveles críticos de falla. Las simulaciones validaron la resistencia y estabilidad de la órtesis en escenarios de usos cotidiano, confirmando su viabilidad para ser empleado como apoyo en la rehabilitación del LCA.

Recomendaciones

Como resultado de las conclusiones, se presentan las siguientes recomendaciones:

1. Realizar más pruebas de simulación permitiendo tener más rangos de pesos fisiológicos y lograr con exactitud los límites del diseño con el fin de identificar el punto de falla o ruptura de la órtesis.
2. Experimentar otras alternativas de materiales que otorguen un mayor periodo de uso, siendo a su vez biocompatible y priorizando la comodidad del individuo.
3. Desarrollar un modelo físico de la órtesis propuesta para comprobar a escala real de una persona el grado de comodidad y confiabilidad que puede lograr un individuo en el uso real de la órtesis, mientras que se realicen pruebas con pacientes que sufran dicho padecimiento para corroborar el nivel de ajuste y aceptación.
4. Realizar simulaciones en softwares biomédicos como OpenSim o AnyBody para obtener resultados biomecánicos, como en la marcha, la cuantificación de cargas en la rodilla y la optimización del diseño implementado en un modelo de usuario virtual.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aguirre-Rodríguez, V., Valdés-Montor, J., Valero-González, F., Santa-María-Gasca, N., Gómez-Pérez, M., Sánchez-Silva, M., Zúñiga-Isaac, C., Pérez-Mora, H., & Mejía-Terrazas, G. (2021a). Prevalencia de lesión del ligamento colateral medial de la rodilla valorada por resonancia magnética. *Acta Ortopédica Mexicana*, 35(3), 271-275. <https://doi.org/10.35366/102366>
- Aguirre-Rodríguez, V., Valdés-Montor, J., Valero-González, F., Santa-María-Gasca, N., Gómez-Pérez, M., Sánchez-Silva, M., Zúñiga-Isaac, C., Pérez-Mora, H., & Mejía-Terrazas, G. (2021b). Prevalencia de lesión del ligamento colateral medial de la rodilla valorada por resonancia magnética. *Acta Ortopédica Mexicana*, 35(3), 271-275. <https://doi.org/10.35366/102366>
- Alexander, K., Bishop, D., Clarkson, J., & Fox, S. (s. f.). *Good design practice for medical devices and equipment—A framework*. Cambridge Engineering Design Centre : Institute for Manufacturing.
- Alta tras reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA): MedlinePlus enciclopedia médica.* (s. f.). Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000189.htm>
- Antuña, P., Vaieretti, E. A., & Albano, S. (2024). Frequency of anterior cruciate ligament injuries and their risk factors in young athletes attended at the Orthopedics and Traumatology Center of the city of Rosario (Argentina) in the year 2023. *Interdisciplinary Rehabilitation / Rehabilitacion Interdisciplinaria*, 4. <https://doi.org/10.56294/ri202439>
- Aranca. (s. f.). *ODIC*. ParaPUPAS. Recuperado 19 de abril de 2025, de <https://parapupas.com/odic/>
- Ayala Mejías, J. D., García-Estrada, G. A., & Alcocer Pérez-España, L. (2015). Actualización en las lesiones del ligamento cruzado anterior. Análisis de los resultados mediante TAC y escalas clínicas. *Artrosc. (B. Aires)*, 1-11.
- Ayala-Mejías, J. D., García-Estrada, G. A., & Alcocer Pérez-España, L. (2014). Lesiones del ligamento cruzado anterior. *Acta ortopédica mexicana*, 28(1), 57-67.
- B. Arévalo, C., & W. Ureña, C. (2020). Biomecánica de la Rodilla y el Ciclo de la Marcha. *Journal Boliviano de Ciencias*, 16(49), 24-40. <https://doi.org/10.52428/20758944.v16i49.352>

- Beaudreuil, J., Bendaya, S., Faucher, M., Coudeyre, E., Ribinik, P., Revel, M., & Rannou, F. (2009). Clinical practice guidelines for rest orthosis, knee sleeves, and unloading knee braces in knee osteoarthritis. *Joint Bone Spine*, 76(6), 629-636. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2009.02.002>
- Body, V. (s. f.). *Glosario del sistema muscular*. Recuperado 19 de abril de 2025, de <https://www.visiblebody.com/es/learn/muscular/glossary>
- Brand, A., Klöpfer-Krämer, I., Morgenstern, M., Kröger, I., Michel, B., Thannheimer, A., Müßig, J. A., & Augat, P. (2017). Effects of knee orthosis adjustment on biomechanical performance and clinical outcome in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics & Orthotics International*, 41(6), 587-594. <https://doi.org/10.1177/0309364617691623>
- Cailliet, R. (2006). *Anatomía funcional biomecánica* (1a ED). MARBÁN. <https://politecnico metro.edu.co/wp-content/uploads/2021/10/Anatomi%CC%81a-funcional-biomeca%CC%81nica.pdf>
- Canchola Hernández, C. J. (2017). *Diseño de una órtesis de rodilla compensatoria para el desgaste de cartílago desde un enfoque biomecatrónico*. <http://repositorio.unam.mx>
- Cejudo, A., Sainz De Baranda, P., Ayala, F., & Santonja, F. (2017). Clasificación de los valores de rango de movimiento de la extremidad inferior en jugadores de fútbol sala. *SPORT TK-Revista EuroAmericana de Ciencias del Deporte*, 6(1), 41. <https://doi.org/10.6018/280391>
- Cely Bolaños, E., & Alba Forero, C. (s. f.). *Diseño: Equipo de apoyo para rehabilitación de rodilla post-cirugía* [Trabajo de Grado, Universidad ECCI]. <https://repositorio.ecci.edu.co/handle/001/3488>
- Chevalier, X., & Richette, P. (2005). Cartílago articular normal: Anatomía, fisiología, metabolismo y envejecimiento. *EMC - Aparato Locomotor*, 38(2), 1-13. [https://doi.org/10.1016/S1286-935X\(05\)43399-7](https://doi.org/10.1016/S1286-935X(05)43399-7)
- Cirugía del ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna*. (s. f.). Recuperado 19 de enero de 2025, de <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/temas-de-salud/ciruga-del-ligamento-cruzado-anterior-hw28289>

Clinica Columbia. (2023, mayo 11). ▷ *Cuáles son los mejores aparatos de fisioterapia y rehabilitación*. <https://www.clinicacolumbia.com/cuales-son-los-mejores-aparatos-de-fisioterapia-y-rehabilitacion/>

Comparación de Protocolos de Rehabilitación en Cirugía del LCA con Tendón Patelar en Jugadores Profesionales de Fútbol—Revista de Artroscopía. (s. f.). Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://revistarelart.com/ediciones-anteriores/103-volumen-05-numero-1/volumen-23-numero-2/738-comparacion-de-protocolos-de-rehabilitacion-en-cirugia-del-lca-con-tendon-patelar-en-jugadores-profesionales-de-futbol>

Décary, S., Fallaha, M., Belzile, S., Martel-Pelletier, J., Pelletier, J.-P., Feldman, D., Sylvestre, M.-P., Vendittoli, P.-A., & Desmeules, F. (2018). Clinical diagnosis of partial or complete anterior cruciate ligament tears using patients' history elements and physical examination tests. *PLOS ONE*, 13(6), e0198797. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198797>

Díez Ulloa, M. A., & Couceiro Follente, J. (1998). Problemas mecánicos de la rodilla. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 42(1), 53-61.

Djian, P., Rousseau, R., Christel, P., & Seil, R. (2014). Reconstrucción quirúrgica del ligamento cruzado posterior. *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología*, 6(2), 1-11. [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(14\)67574-5](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(14)67574-5)

Dolor de rodilla—Síntomas y causas—Mayo Clinic. (s. f.). Recuperado 19 de enero de 2025, de <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/knee-pain/symptoms-causes/syc-20350849>

Doménech Ratto, G., Moreno Cascales, M., Fernández-Villacañas Marín, M. A., Capel Alemán, A., & Doménech Asensi, P. (s. f.). *Anatomía y biomecánica de la rodilla: Estructura y funcionamiento*. Recuperado 6 de abril de 2025, de <https://www.docsity.com/es/docs/anatomia-y-biomecanica-de-la-articulacion-de-la-rodilla/9058260/>

DPTM Resultados – Diccionario panhispánico de términos médicos. (s. f.). Recuperado 18 de abril de 2025, de <https://dptm.es/dptm/>

Dzidotor, G. K., Moorhead, J. B., Ude, C. C., Ogueri, K. S., & Laurencin, C. T. (2024). Functions and Effectiveness of Prophylactic, Functional, and Rehabilitative Knee

- Orthoses: A Review. *Regenerative Engineering and Translational Medicine*, 10(1), 19-33. <https://doi.org/10.1007/s40883-023-00306-0>
- Fisioterapia manual ortopédica: Qué es, síntomas y tratamiento.* (s. f.). Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/fisioterapia-manual-ortopedica/>
- flexion.* *Diccionario médico.* (s. f.). <https://www.cun.es>. Recuperado 19 de abril de 2025, de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/flexion>
- Floyd, E. R., Carlson, G. B., Monson, J., & LaPrade, R. F. (2021). Multiple Ligament Reconstructions of the Knee and Posterolateral Corner. *Arthroscopy Techniques*, 10(5), e1269-e1280. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2021.01.024>
- Garrido, D. G. (2020, marzo 19). *Rehabilitación tras cirugía de ligamento cruzado anterior.* Dr. David Gómez Garrido - Toledo. <https://www.doctorgomezgarrido.com/blog/rehabilitacion-tras-cirugia-de-ligamento-cruzado-anterior/>
- Gigante, F., Lapera, M., Perez Zabala, M., Pesolani, M., & Serpone, A. (2016). Conducta inicial en la luxación aguda de rodilla. Nuestra experiencia de 20 años. *Artrosc. (B. Aires)*, 61-69.
- Gimeno, A., Navarro, J., Tejero, P., Seijas, R., Cuscó, X., Ares, O., & Cugat, R. (2010). Manipulación y preparación de aloinjerto de Aquiles para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior-ligamento cruzado posterior. *Enfermería Clínica*, 20(5), 305-308. <https://doi.org/10.1016/j.enfcli.2010.05.006>
- Guide | Physical Therapy Guide to Anterior Cruciate Ligament Tear.* (2016, noviembre 20). Choose PT. <https://www.choosept.com/guide/physical-therapy-guide-anterior-cruciate-ligament-tear>
- Guzmán, R., Cohens, M., Hidalgo, R., Rosales, C., Valencia, O., Matas, J., Amenabar, D., & Orrego, M. (2015). Cinemática fisiológica de rodilla en futbolistas amateur: Análisis 3D. *Revista Chilena de Ortopedia y Traumatología*, 56(2), 2-6. <https://doi.org/10.1016/j.rchot.2015.09.002>
- Hernández Córdoba, C. (2019). Reconstrucción primaria del ligamento cruzado anterior utilizando porción central de tendón Cuadricipital. Cohorte longitudinal. *Revista*

- Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 33(1-2), 3-9.
<https://doi.org/10.1016/j.rccot.2019.10.004>
- Hofmann, A. A., Wyatt, R. W. B., Bourne, M. H., & Daniels, A. U. (1984). Knee stability in orthotic knee braces. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(5), 371-374.
<https://doi.org/10.1177/036354658401200507>
- Infante Calvo, C., Barahona Vásquez, M., Palet Bonell, M., & Zamorano Cadenas, Á. (s. f.). *Traumatología de la Rodilla*. <https://doi.org/10.34720/AGZ2-HW86>
- Ingrid-Alexandra, T.-G., María Claudia, P., & Maria-Constanza, T.-C. (s. f.). *Biomecánica clínica de la rodilla*. https://doi.org/10.48713/10336_3693
- Jacquot, L., Selmi, T. A. S., Servien, E., & Neyret, P. (2003). Lesiones recientes de los ligamentos de la rodilla. *EMC - Aparato Locomotor*, 36(2), 1-22.
[https://doi.org/10.1016/S1286-935X\(03\)72276-X](https://doi.org/10.1016/S1286-935X(03)72276-X)
- Jia, M., Tome, J. M., Shi, M., Park, H., Fan, J., & Kakar, R. S. (2018). Dynamic Knee Orthosis System for Females with Anterior Cruciate Ligament Injuries: 240 Board #81 May 30 11 00 AM - 12 30 PM. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(5S), 42. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000535220.26475.07>
- Jia, Z., Greven, J., Hildebrand, F., Kobbe, P., & Eschweiler, J. (2024). Conservative treatment versus surgical reconstruction for ACL rupture: A systemic review. *Journal of Orthopaedics*, 57, 8-16. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2024.05.026>
- Juan Arnal (Traumatologo en Madrid) (Director). (2018, marzo 24). *Operación Ligamento Cruzado Anterior: Cirugía Completa Explicada* [Video recording]. <https://www.youtube.com/watch?v=PWgbwQK1jwM>
- Knee Braces to Prevent Injuries in Football: A Round Table. (1986). *The Physician and Sportsmedicine*, 14(4), 108-118.
<https://doi.org/10.1080/00913847.1986.11709048>
- Kong, M., & Wang, F. (2024a). Comparative analysis of computer-aided imaging collaboration: MRI versus CT for detection of knee joint injuries in athletes. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 17(3), 100960.
<https://doi.org/10.1016/j.jrras.2024.100960>
- Kong, M., & Wang, F. (2024b). Comparative analysis of computer-aided imaging collaboration: MRI versus CT for detection of knee joint injuries in athletes. *Journal*

- of Radiation Research and Applied Sciences*, 17(3), 100960.
<https://doi.org/10.1016/j.jrras.2024.100960>
- Lesión del ligamento cruzado anterior—Síntomas y causas—Mayo Clinic*. (s. f.). Recuperado 1 de abril de 2025, de <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/acl-injury/symptoms-causes/syc-20350738>
- Lesiones comunes de rodilla*. (s. f.). Boston Medical Center. Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://www.bmc.org/es/node/131516>
- Lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) (Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injuries)*. (s. f.). Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://www.orthoinfo.org/es/diseases--conditions/anterior-cruciate-ligament-acl-injuries/>
- Ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna*. (s. f.). Recuperado 18 de abril de 2025, de <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/ligamento-cruzado-anterior-ug2579>
- Ligamento Cruzado Posterior – MEDS*. (2017, octubre 11). <https://www.meds.cl/ligamento-cruzado-posterior/>
- Ligamento cruzado posterior—Revista de Artroscopía*. (s. f.). Recuperado 19 de abril de 2025, de <https://revistarelart.com/ediciones-anteriores/ediciones-anteriores/2011/volumen-18-numero-2/40-volumen-05-numero-1/volumen-18-numero-2-/220-ligamento-cruzado-posterior>
- Ligamentos—Trastornos de los huesos, articulaciones y músculos*. (s. f.). Manual MSD versión para público general. Recuperado 18 de abril de 2025, de <https://www.msmanuals.com/es/hogar/trastornos-de-los-huesos-articulaciones-y-musculos/biologia-del-sistema-musculo-esquelético/ligamentos>
- Mallinos, A., Jones, K., & Davis, B. (2022). Pivot shift and Lachman test simulation-based exploration in juvenile populations for accurately predicting anterior tibial translation. *Journal of Biomechanics*, 136, 111069. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111069>
- Márquez Arabia, J. J., & Márquez Arabia, W. H. (2009). Lesiones del ligamento cruzado anterior de la rodilla. *Iatreia*, 22(3). <https://doi.org/10.17533/udea.iatreia.8420>

- Moatshe, G., Dornan, G. J., Løken, S., Ludvigsen, T. C., LaPrade, R. F., & Engebretsen, L. (2017). Demographics and Injuries Associated With Knee Dislocation: A Prospective Review of 303 Patients. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(5), 2325967117706521. <https://doi.org/10.1177/2325967117706521>
- Mohd Sharif, N. A., Goh, S.-L., Usman, J., & Wan Safwani, W. K. Z. (2017). Biomechanical and functional efficacy of knee sleeves: A literature review. *Physical Therapy in Sport*, 28, 44-52. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.05.001>
- Moncada Jiménez, J., & Scaglioni Solano, P. (2009). Estudio de caso: Análisis biomecánico y fisiológico del Skyrunner; *Revista Educación*, 33(1), 145. <https://doi.org/10.15517/revedu.v33i1.537>
- Mulligan, E. P., Anderson, A., Watson, S., & Dimeff, R. J. (2017). THE DIAGNOSTIC ACCURACY OF THE LEVER SIGN FOR DETECTING ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(7), 1057-1067. <https://doi.org/10.26603/ijsp.20171057>
- Mulligan, E. P., Harwell, J. L., & Robertson, W. J. (2011). Reliability and Diagnostic Accuracy of the Lachman Test Performed in a Prone Position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41(10), 749-757. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3761>
- Muñoz, É., Mejía, S., & Correa, J. R. (2014). Signo del Hospital de San José, una alternativa sencilla para el pivot shift para diagnóstico de inestabilidad anterolateral de la rodilla por lesión del ligamento cruzado anterior. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 28(1), 13-15. [https://doi.org/10.1016/S0120-8845\(15\)30004-3](https://doi.org/10.1016/S0120-8845(15)30004-3)
- Muñoz-Vargas, E. A., Rincón-Plata, G. A., Pardo-La Verde, C. E., Pinzón-Páez, L. A., Rodríguez-Pinedo, C. A., Fernández-Cárdenas, A. J., & Barreto-Forero, N. (2023). Frecuencia del dolor anterior de rodilla luego de reconstrucción del ligamento cruzado anterior con autoinjerto hueso-tendón-hueso. *Revista Colombiana de ortopedia y traumatología*, 37(1), e8. <https://doi.org/10.58814/01208845.8>
- Orfila, J. M. S. i. (2016). *Estructura de los ligamentos. Características de su cicatrización—Tejido cicatricial cuyas.* <https://www.studocu.com/es/document/universidad-miguel-hernandez-de->

- elche/readaptacion-funcional-en-la-actividad-fisica-y-el-deporte/estructura-de-los-ligamentos-caracteristicas-de-su-cicatrizacion/11578972
- Ortesis de rodilla, la importancia del control de la movilidad. (2018, septiembre 20). *Orliman*. <https://www.orliman.com/ortesis-de-rodilla-movilidad/>
- Parenti, S. (2013, septiembre). *La rodilla*. X Congreso Argentino y V Latinoamericano de Educación Física y Ciencias (La Plata, 2013). <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/38817>
- Pometa Bastidas, M. V., Ríos Guillermo, J., Sastre Solsona, S., Claret García, G., & Popescu, D. (2019). Reconstrucción del LCA con autoinjerto del tendón cuadrícipital. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 26(2). <https://doi.org/10.24129/j.reaca.26266.fs1810044>
- Qué es biomecánica. *Diccionario médico. Clínica U. Navarra*. (s. f.). <https://www.cun.es>. Recuperado 18 de abril de 2025, de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/biomecanica>
- ¿Qué es la biomecánica deportiva? | *Blog UE*. (2023, octubre 5). Universidad Europea. <https://universidadeuropea.com/blog/biomecanica-deportiva/>
- ¿Qué es test de Lachman? *Diccionario médico - Clínica U. Navarra*. (s. f.). <https://www.cun.es>. Recuperado 19 de enero de 2025, de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/test-lanchman>
- Real Academia Nacional de Medicina: Buscador*. (s. f.-a). Recuperado 18 de abril de 2025, de https://dtme.ranm.es/buscador.aspx?NIVEL_BUS=3&LEMA_BUS=biomecanica
- Real Academia Nacional de Medicina: Buscador*. (s. f.-b). Recuperado 18 de abril de 2025, de https://dtme.ranm.es/buscador.aspx?NIVEL_BUS=3&LEMA_BUS=extensi%C3%B3n
- Real Academia Nacional de Medicina: Buscador*. (s. f.-c). Recuperado 19 de abril de 2025, de https://dtme.ranm.es/buscador.aspx?NIVEL_BUS=3&LEMA_BUS=rodilla
- Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior con técnica Todo-Adentro. GraftLink: Técnica Quirúrgica—Revista de Artroscopía*. (s. f.). Recuperado 13 de abril de

- 2025, de <https://revistarelart.com/ediciones-antteriores/ediciones-antteriores/2011/volumen-18-numero-3/46-volumen-05-numero-1/volumen-18-numero-3/278-reconstruccion-del-ligamento-cruzado-anterior-con-tecnica-todo-adentro-graftlink-tecnica-quirurgica>
- Rehabilitación—OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud.* (2025, marzo 20). <https://www.paho.org/es/temas/rehabilitacion>
- Romero Sacoto, M. A. (2012a). *Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior* [bachelorThesis]. <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/2814>
- Romero Sacoto, M. A. (2012b). *Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior* [bachelorThesis]. <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/2814>
- Rotura del Ligamento Cruzado: Por qué se rompe, cirugía y rotura parcial Blog de Traumatología Deportiva Blog.* (s. f.). Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://www.barnaclinic.com/blog/traumatologia-deportiva/2020/02/12/rotura-del-ligamento-cruzado/>
- Salamanca, J. (2021). *Diseño de órtesis de rodilla para monitoreo de variables mecánicas de interés en rehabilitación kinesiológica* [Universidad de Chile]. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180761>
- Samitier, G., Marcano, A. I., Alentorn-Geli, E., Cugat, R., Farmer, K. W., & Moser, M. W. (2015). Failure of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Archives of Bone and Joint Surgery*, 3(4), 220-240.
- Sánchez-Alepuz, E., Miranda, I., & Miranda, F. J. (2020). Evaluación funcional de los pacientes con rotura del ligamento cruzado anterior. Estudio analítico transversal. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 64(2), 99-107. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2019.10.004>
- Sanjuan Cerveró, R., Jiménez Honrado, P. J., Gil Monzó, E. R., Sánchez Rodríguez, R. J., & Fenollosa Gómez, J. (2005). Biomecánica de la rodilla. *Patol. apar. locomot. Fund. Mapfre Med*, 189-200.
- Schenck, R. C., Kovach, I. S., Agarwal, A., Brummett, R., Ward, R. A., Lanctot, D., & Athanasiou, K. A. (1999). Cruciate Injury Patterns in Knee Hyperextension: A

- Cadaveric Model. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 15(5), 489-495. <https://doi.org/10.1053/ar.1999.v15.0150481>
- Serrano, C., & Guzmán, M. (s. f.). *Articulación de la rodilla*. Kenhub. Recuperado 6 de abril de 2025, de <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-de-la-rodilla>
- Stuart, G., Van Raalte, T., & Neelesh, R. (s. f.). *About orthoses and prostheses—The Australian Orthotic Prosthetic Association Ltd. (AOPA)*. Recuperado 13 de abril de 2025, de <https://www.aopa.org.au/careers/what-are-orthoses-and-prostheses>
- The Pivot Shift: JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. (s. f.). LWW. Recuperado 13 de abril de 2025, de https://journals.lww.com/jaaos/fulltext/2008/12000/the_pivot_shift.1.aspx
- Thoumie, P., Marty, M., Avouac, B., Pallez, A., Vaumousse, A., Pipet, L. P. T., Monroche, A., Graveleau, N., Bonnin, A., Amor, C. B., & Coudeyre, E. (2018). Effect of unloading brace treatment on pain and function in patients with symptomatic knee osteoarthritis: The ROTOR randomized clinical trial. *Scientific Reports*, 8(1), 10519. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-28782-3>
- Traumaunit - Dr. Joaquim Casañas (Director). (2020, marzo 18). *LCA | Ligamento Cruzado Anterior | cirugía con aloinjerto* [Video recording]. <https://www.youtube.com/watch?v=JDeiY7fz-ys>
- Trobajo, M. C., López, O. M. E., & Sandá, F. J. B. (s. f.). *CAPÍTULO 54—PRINCIPIOS BÁSICOS DE REHABILITACIÓN Y ORTESIS*.
- Trojani, C., & Neyret, P. (2013). Rupturas del aparato extensor de la rodilla, incluidas las fracturas de rótula. *EMC - Aparato Locomotor*, 46(4), 1-12. [https://doi.org/10.1016/S1286-935X\(13\)65907-9](https://doi.org/10.1016/S1286-935X(13)65907-9)
- Viladot Pericé, R. (with Cohí Riambau, O., & Clavell Paloma, S.). (2001). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Vol.2.2, Extremidad inferior: Parálisis, fracturas, lesiones ligamentosas de rodilla y tobillo, amputaciones y protetización* (1a ed., 5a reimp.). Masson.
- webmaster. (2022, mayo 26). Crioterapia y Fisioterapia: Beneficios de aplicar frío en lesiones. *Medicina estética Mawa*. <https://esticamawa.com/crioterapia-fisioterapia/>

ANEXOS

Panamá, 29 de julio de 2025

Señores

UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ

E. S. D.

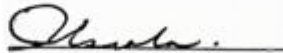
Estimados Señores:

La (el) suscrita (o) notifica haber revisado por solicitud de la (el) estudiante

CARLOS MANUEL GÓMEZ ORTEGA Con cédula de identidad personal número 3-747-1855, el proyecto de Investigación Final de Graduación titulado

"DISEÑO DE UNA ÓRTEISIS DINÁMICA DE RODILLA ENFOCADO EN LA POST-RECUPERACIÓN DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS ANTERIOR ", y A su vez doy fe de que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Atentamente



Firma del Profesor (a) de Español

Nombre del o la profesor (a): Raquel E. Escala D.

Cédula de identidad: 8-376-39

NOTA: Este es un formato de carta para él o la profesor (a) de español que le revise el proyecto final de graduación



UNIVERSIDAD DE PANAMA

LA FACULTAD DE

Ciencias de la Educación

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Díaz

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR, CON ALTOS HONORES, AL TITULO DE

*Profesora de Educación Media con
Especialización en Español*

Y EN CONSECUENCIA SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMÁ, A LOS *diecinueve*
DÍAS DEL MES DE *junio* DEL AÑO DOS MIL *siete*.

Diploma 148, 376

Identificación Personal 8-376-39

Secretaría General

Decano

Rector

REPÚBLICA DE PANAMÁ
TRIBUNAL ELECTORAL

Raquel Elida
Escala Diaz

NOMBRE USUAL:

FECHA DE NACIMIENTO: 27-MAY-1971

LUGAR DE NACIMIENTO: PANAMÁ, PANAMÁ

SEXO: F

EXPEDIDA: 06-JUN-2019

TIPO DE SANGRE:

EXPIRA: 06-JUN-2029



8376-39



Raquel Elida Escala Diaz

UNIVERSIDAD DE PANAMA

LA FACULTAD DE

Humanidades

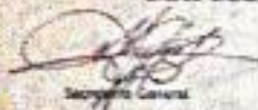
EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Díaz

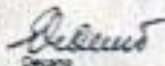
HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR AL TITULO DE

*Licenciada en Humanidades
con Especialización en Español*

Y EN CONSECUENCIA, SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMA A LOS *tres*
DÍAS DEL MES DE *Marzo* DE MIL NOVECIENTOS *noventa y siete*



Secretaría General
Diploma 54156
Identificación Personal 6-372-39



Decano



Rector





SEDE CENTRAL

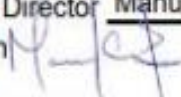
FORMULARIO DE ENTREGA DE PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

Nota: Llenar este formulario a máquina de escribir. Entregar este formulario junto con el Proyecto Final de Graduación y los Paz y Salvo

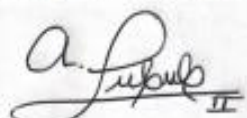
Por este medio, notifico que el Proyecto
Titulado **"DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE RODILLA ENFOCADO EN LA POST-
RECUPERACIÓN DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS ANTERIOR"**

Correspondiente al estudiante **CARLOS MANUEL GÓMEZ ORTEGA**
De la carrera **Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación**
Doy fe que he revisado y autorizado la entrega del Proyecto Final de Graduación (Documento Final), a
Secretaría Académica, por reunir los requisitos y acatamientos exigidos por la Universidad Latina de
Panamá y sugiere se le asigne la fecha para su defensa oral (sustentación).

Autorización del Director del Proyecto Final de Graduación:

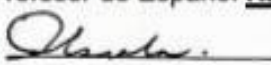
Nombre del Profesor Director **Manuel Salvador Cortez Guevara**
Firma de Autorización 
Teléfono **6759-2965**

Autorización del Profesor responsable del Curso Proyecto Final de Graduación:

Nombre del Profesor
Firma de Autorización 
Teléfono

En caso de revisión de un Profesor de Español

Notifico que doy fe que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de
ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Nombre del Profesor de Español **Raquel Escala**
Autorización 

Firma del Estudiante Carlos M. Gómez O. Fecha de Entrega

Recibido por _____ Fecha _____