

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



**Diseño de órtesis activa estabilizadora de rodilla dirigida a pacientes con
osteocondritis empleando materiales compuestos**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

Josip Haldair Vergara Saldaña

ASESOR

Ivan Dante Sipion Muñoz

<https://orcid.org/0000-0003-3363-3800>

Chiclayo, 2025

**Diseño de órtesis activa estabilizadora de rodilla dirigida a
pacientes con osteocondritis empleando materiales compuestos**

PRESENTADA POR

Josip Haldair Vergara Saldaña

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo toribio de Mogrovejo
para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Hernán Henry Santisteban Chapoñan

PRESIDENTE

Elmer Polo Briceño

SECRETARIO

Ivan Dante Sipion Muñoz

VOCAL

DEDICATORIA

La presente investigación está dedicada a mi familia, especialmente a mis padres, quienes me han brindado un apoyo incondicional y han estado a mi lado en todo momento. Su amor, paciencia y constantes palabras de aliento han sido fundamentales para superar los desafíos y culminar este trabajo.

Además, dedico esta tesis a todos los estudiantes y profesionales que, con espíritu de curiosidad y dedicación, buscan contribuir al avance de este campo del conocimiento. Espero que este trabajo les sirva como una valiosa herramienta y fuente de inspiración para sus propios proyectos e investigaciones.

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis, cuya culminación ha demandado un considerable esfuerzo y dedicación por parte del autor, ha sido posible gracias al invaluable apoyo de diversas personas e instituciones. En primer lugar, deseo expresar mi más profundo agradecimiento a mis padres por el apoyo constante en lograr mis metas, agradecer a mi asesor de tesis, cuya guía han sido determinantes en la finalización de este trabajo. Asimismo, extendiendo mi reconocimiento a la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, por su excelencia académica y el soporte brindado a través de su cuerpo docente.

DISEÑO DE ÓRTESIS ACTIVA ESTABILIZADORA DE RODILLA DIRIGIDA A PACIENTES CON OSTEOCONDROITIS EMPLEANDO MATERIALES COMPUESTOS

INFORME DE ORIGINALIDAD

16%	13%	1%	9%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	aprenderly.com Fuente de Internet	1%
2	Submitted to Universidad Pontificia Bolivariana Trabajo del estudiante	1%
3	repositorio.espe.edu.ec Fuente de Internet	1%
4	hdl.handle.net Fuente de Internet	1%
5	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	1%
6	www.risti.xyz Fuente de Internet	<1%
7	axioma.pucesi.edu.ec Fuente de Internet	<1%
8	Submitted to Universidad Politécnica de Madrid	<1%

ÍNDICE

RESUMEN	12
ABSTRACT	13
I. INTRODUCCIÓN	14
1.1. Situación problemática	15
1.2. Objetivos	16
Objetivo general.....	16
Objetivos específicos	16
2. MARCO TEÓRICO	16
2.1. ANTECEDENTES	16
Antecedentes Internacionales:	16
2.2. BASES TEÓRICAS	19
2.2.1. Anatomía del miembro inferior	19
2.2.2. Órtesis de miembro inferior	21
2.2.3. Materiales en órtesis	22
2.2.4. Biomecánica de la rodilla	25
2.2.5. Análisis estático lineal	30
2.2.6. Esfuerzos mecánicos	32
3. METODOLOGÍA	33

3.1.	TIPO Y NIVEL DE INVESTIGACIÓN.....	33
3.2.	POBLACIÓN Y MUESTRA	33
3.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	33
3.4.	OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.....	34
3.5.	PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS.....	35
4.	DISEÑO.....	36
4.1.	COMPONENTES GENERALES:	38
4.2.	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	38
4.3.	FASES EN EL CICLO DE LA MARCHA:	45
4.3.1.	Ciclo de la marcha:	45
4.3.2.	Posiciones características de la articulación para cada fase de la marcha	45
4.4.	GRADOS DE LIBERTAD:.....	48
4.4.1.	Cuerpo rígido	48
4.4.2.	¿Cómo se calcula el grado de libertad?	48
4.5.	FUERZAS ACTUANTES.....	49
4.5.1.	Cálculo de índice corporal.....	49
4.5.2.	Análisis de fases críticas:	50
4.5.3.	Análisis de cuerpo libre	52

4.7.	 APLICACIÓN DE MATRIZ MORFOLÓGICA	60
4.8.	 EVALUACIONES DE SOLUCIÓN	63
4.9.	 SELECCIÓN DE MATERIAL	64
4.9.1.	 Herramienta de selección	64
4.9.2.	 Comparativa de materiales de diseño	75
4.10.	 DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADORA DE ÓRTESIS	79
4.10.1.	 Diseño en pasadores:.....	80
4.10.3.	 Ensamble de órtesis:	87
4.11.	 SIMULACIÓN ESTÁTICO LINEAL DEL DISEÑO	89
5.	 ESTIMACIÓN DE MANUFACTURA DE ÓRTESIS:.....	98
5.1.	 DESCRIPCIÓN DE COSTOS DE MATERIA PRIMA	99
5.2.	 DESCRIPCIÓN DE COSTOS DE PRODUCCIÓN.....	100
5.3.	 DESCRIPCIÓN DE COSTOS PARA LA MANO DE OBRA	100
6.	 DISCUSIÓN.....	101
7.	 CONCLUSIONES.....	102
8.	 RECOMENDACIONES.....	103
9.	 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103
10.	 ANEXOS.....	106

LISTA DE IMÁGENES

Figura 1: Anatomía de la rodilla	19
Figura 2: Funcionamiento de meniscos	21
Figura 3: Plano anatómico del cuerpo humano	26
Figura 4: Movimiento vs Porcentaje de Ciclo.....	27
Figura 5: Rango de movimiento	27
Figura 6: Diagrama de cuerpo libre de una pierna cuando sube un escalón ...	28
Figura 7: Trazo de aspectos conocidos de cada fuerza.....	29
Figura 8: Construcción de triángulo de fuerzas.....	30
Figura 9: Tensión vs Deformación unitaria	31
Figura 10: Fuerza vs Desplazamiento.....	31
Figura 11: Posición de pie entre 9 a 19 años.....	39
Figura 12: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 9 a 11	40
Figura 13: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 12 a 14	40
Figura 14: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 15 a 17	41
Figura 15: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 18 a 19	41
Figura 16: Longitud de la tibia	42
Figura 17: Longitudes de la tibia según edad.....	42
Figura 18: Diámetro de muslo en posición recta.....	43
Figura 19: Diámetro de muslo según edad.....	43
Figura 20: Posición circunferencia de la pierna	44
Figura 21: Perímetro de Tobillo según edad	44
Figura 22: Faces críticas en el momento de la marcha.....	50
Figura 23: DCL de fuerzas coplanares de rodilla.....	52
Figura 24: eje de coordenadas X, Y, para fase RESPUESTA DE CARGA ...	53
Figura 25: Eje de coordenadas X, Y, para fase APOYO MEDIO	53
Figura 26: Eje de coordenadas X, Y, para fase APOYO FINAL	54
Figura 27: Comparativa de propiedades según material.....	75
Figura 28: Gráfica de precios según material.....	76
Figura 29: Gráfica de densidades según material.....	76
Figura 30: Gráfica evaluación de precio vs densidad según material	77
Figura 31: Evaluación de materiales según su resistencia a la tracción vs densidad.....	77
Figura 32: Evaluación de materiales según módulo de Young vs Coeficiente de poisson	78
Figura 33: Vista explosionada de elementos de órtesis	79
Figura 34: Fuerzas que actúan en un pasador	80

Figura 35: Efectos del esfuerzo cortante simple	81
Figura 36: Esfuerzo doble	81
Figura 37: Representación de esfuerzos cortantes en el pasador fijo.....	83
Figura 38: Diámetros comerciales para pasadores fijos	84
Figura 39: Pasador fijo-vista isométrica externa	85
Figura 40: Pasador fijo 2 - vista isométrica interna.....	85
Figura 41: Esfuerzo por aplastamiento	86
Figura 42: Área de contacto por esfuerzo cortante.....	86
Figura 43: Diseño de ortesis activa estabilizadora de rodilla en vista lateral..	88
Figura 44: Vista isométrica de órtesis.....	88
Figura 45: Sujeciones de geometría fija.....	90
Figura 46: Aplicación de fuerza W	91
Figura 47: Tensión de Von Mises.....	91
Figura 48: Zona afectada en análisis estático de tensión nodal	92
Figura 49: Desplazamiento estático	93
Figura 50: Zona afectada en el desplazamiento estático.....	94
Figura 51: Deformación unitaria estática.....	95
Figura 52: Zona afectada por deformación unitaria	95
Figura 53: Factor de seguridad mínimo	96
Figura 54: Escala de colores de tensión de Von Mises	97
Figura 55: Prototipos previos al diseño de órtesis.....	107
Figura 56: Plano CAD - Valva Inferior	108
Figura 57: Plano CAD - Valva Superior.....	109
Figura 58: Plano CAD - Articulación superior de ortesis.....	110
Figura 59: Plano CAD - Articulación inferior.....	111
Figura 60: Plano CAD - Pasador limitador de movimiento.....	112
Figura 61: Plano CAD - Pasador fijo unión	113
Figura 62: Plano CAD - Perno estándar.....	114
Figura 63: CAD vista explosionada de diseño de órtesis	114

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Propiedades de materiales termoplásticos típicos	24
Tabla 2: Ventajas y desventajas entre materiales de órtesis	25
Tabla 3: Variables estatura, edad y peso	33
Tabla 4: Operacionalización de variable dependiente	34
Tabla 5: Operacionalización de variable independiente	35
Tabla 6: Órtesis de rodilla disponibles en el mercado	36
Tabla 7: Medidas antropométricas promedio de la pierna	45
Tabla 8: Fases en el ciclo de una marcha normal	47
Tabla 9: Escenarios por rango de valor de IMC	50
Tabla 10: Escenarios críticos según su IMC	50
Tabla 11: Resumen de esfuerzos	59
Tabla 12: Esfuerzos máximos que soporta una rodilla	60
Tabla 13: Matriz de posibles soluciones	61
Tabla 14: Leyenda de soluciones	62
Tabla 15: Descripción se soluciones	62
Tabla 16: Criterios de selección	63
Tabla 17: Matriz ponderada de evaluación de soluciones	64
Tabla 18: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Polipropileno (Copolímero, clarificado/nucleado) ..	65
Tabla 19: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Epoxi/fibra de carbono HS	66
Tabla 20: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material ABS (20% carbon fiber, EMI shielding, conductive, flame retarded)	68
Tabla 21: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Polypropylene (10% carbon fiber)	71
Tabla 22: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Polycarbonate (40% PAN Carbon Fiber, Conductive - EMI Shielding)	72
Tabla 23: Evaluación de propiedades según material	75
Tabla 24: Categorización de materiales con respecto al orden de aceptación para la selección del diseño	78
Tabla 25: Elementos de órtesis	80
Tabla 26: Lineamientos de factor de seguridad para materiales dúctiles	82
Tabla 27: Parámetros de diseño por elemento	89

Tabla 28: Datos preliminares para el porcentaje de la atenuación	97
Tabla 29: Comportamiento de atenuación en componente crítico	98
Tabla 30: Costos de materia prima preliminares	99
Tabla 31: Costos de materias primas empleadas	99
Tabla 32: Costos de producción y herramientas a fin.....	100
Tabla 33: Estimación de costo de mano de obra	100
Tabla 34: Esfuerzo permisible de elemento critico	106
Tabla 35: Resumen de análisis estático en SolidWorks	106

RESUMEN

La rodilla, al ser una articulación que está sometida a constantes cargas, es muy susceptible a experimentar dolores, lesiones, inflamación o diversas patologías. Una de las condiciones que se relaciona con estas circunstancias es la osteocondritis

Esta enfermedad se presenta con mayor frecuencia en la rodilla, especialmente en niños y adolescentes. El tratamiento de la osteocondritis tiene la finalidad restablecer el funcionamiento total de la articulación afectada, aliviar el dolor y disminuir el riesgo de cirugía, dado que los huesos de niños y adolescentes aún están en desarrollo, la lesión puede recuperarse con un período de descanso y protección.

Debido a lo expuesto anteriormente este estudio se enfoca en el diseño de una ortesis para esa fracción de la población juvenil del Perú que ha sufrido de osteocondritis. Como parte de esta tesis se recopiló información de la biomecánica a fin de comprender factores que originan el movimiento en la rodilla, fases de marcha y medidas antropométricas a número determinado de personas entre 9 a 19 años, ya que la osteocondritis se manifiesta en personas jóvenes que tienen mucha actividad deportiva. Estos datos obtenidos fueron usados para el diseño de cada pieza de la ortesis, para las cuales se realizó una matriz morfológica y ponderada para optar con la mejor propuesta de solución.

Para el análisis se consideraron tres escenarios (Adecuado, sobrepeso y obesidad), del cual destaca el escenario obesidad con resultados: 785.9 N, 136.46 N y 773.93 N, para las fuerzas: de reacción con el suelo (W), la fuerza de reacción articular (R) la fuerza ejercida a lo largo del tendón rotuliano (T) respectivamente. Posteriormente usadas de parámetros para estudios CAE, ejecutando una simulación estático lineal del diseño de la órtesis empleando el software SolidWorks.

Palabras clave: patologías, osteocondritis, medidas antropométricas, ortesis, CAE.

ABSTRACT

The knee, being a joint that is subjected to constant loads, is very susceptible to experiencing pain, injuries, inflammation or various pathologies. One of the conditions that is related to these circumstances is osteochondritis

This disease occurs most frequently in the knee, especially in children and adolescents. The treatment of osteochondritis has the purpose of restoring the full functioning of the affected joint, relieving pain and reducing the risk of surgery, since the bones of children and adolescents are still developing, the injury can recover with a period of rest and protection.

Due to the above, this study focuses on the design of an orthosis for that fraction of the youth population of Peru that has suffered from osteochondritis. As part of this thesis, information was collected on biomechanics in order to understand factors that cause movement in the knee, phases of gait and anthropometric measurements of a certain number of people between 9 and 19 years old, since osteochondritis manifests itself in young people who have a lot of sports activity. These data obtained were used for the design of each piece of the orthosis, for which a morphological and weighted matrix was made to choose the best solution proposal.

For the analysis, three scenarios were considered (adequate, overweight and obesity), of which the obesity scenario stands out with results: 785.9 N, 136.46 N and 773.93 N, for the forces: ground reaction (W), joint reaction force (R) and force exerted along the patellar tendon (T) respectively. Subsequently, parameters were used for CAE studies, executing a linear static simulation of the orthosis design using SolidWorks software.

Keywords: pathologies, osteochondritis, anthropometric measurements, orthosis, CAE.

I. INTRODUCCIÓN

Desde la antigüedad hasta la actualidad las órtesis han sido un mecanismo que aportado y beneficiado a las personas que han tenido la necesidad de corregir, estabilizar o proteger alguna parte del cuerpo. [1]

La presente investigación refiere al tema del diseño de una órtesis activa estabilizadora de rodilla, la cual es un apoyo o dispositivo de aplicación externa a una parte del cuerpo humano, para modificar sus características funcionales o estructurales de nuestro sistema locomotor [1], encargado de la ejecución y control de los movimientos cuerpo, la cual logra mejorar el desempeño de los movimientos para que se realicen con efectividad y eficiencia. [2]

La órtesis activa estabilizadora, es aquella que suple la función del ligamento lesionado, por lo general temporalmente. Permite alinear y estabilizar la articulación de la rodilla. [3]

A lo largo del tiempo Las órtesis han mejorado de forma rápida y tecnológica, así como su desarrollo en el diseño y aplicaciones usando diversidad de materiales como aleaciones con la finalidad de generar órtesis más livianas, movibles e incluso existen órtesis en la que se puede realizar radiografías. [4]

El objetivo principal de esta investigación es diseñar una órtesis de rodilla para pacientes con osteocondritis. Esta lesión articular ocurre típicamente en niños y adolescentes y es causada por actividades de alto impacto, como saltar o correr. [5]

El objetivo de la órtesis es reducir el esfuerzo que realiza una persona al flexionar la rodilla.

Para entender este problema, es importante mencionar las razones por las que se está investigando, una de las cuales es buscar el material más óptimo para el desarrollo de la ortesis, para el cual se empleará un material compuesto evaluado en el software CES EduPack, seleccionando así un material lo más ligero posible para no incrementar el gasto energético en el movimiento, por otro lado se tomará en cuenta la viabilidad económica, ya que va dirigida a la parte de la población con escasos recursos económicos.

1.1. Situación problemática

Los individuos que sufren de osteocondritis frecuentemente necesitan el uso de dispositivos ortopédicos, conocidos como órtesis, para asegurar una rehabilitación adecuada y rápida. Esta condición puede provocar un dolor considerable y restricciones en la movilidad, lo que hace esencial el empleo de órtesis diseñadas para proporcionar el soporte necesario y aliviar los síntomas.

No obstante, un desafío importante que enfrenta esta población es la limitación de sus recursos económicos. El alto costo de las órtesis de calidad superior impide que muchos pacientes puedan acceder a estos dispositivos especializados. Esta limitación financiera obliga a los pacientes a recurrir a órtesis de rodilla más económicas que, a menudo, no cumplen con los requisitos necesarios para un tratamiento eficaz. Como consecuencia, estos dispositivos suelen ser inadecuados y no ofrecen el soporte y la estabilidad requeridos para una recuperación efectiva.

El uso de órtesis de baja calidad no solo prolonga el proceso de recuperación, sino que también puede empeorar la condición del paciente debido a la falta de un soporte adecuado. Las órtesis baratas pueden fallar en proporcionar la correcta alineación y la descarga de peso necesaria para reducir el estrés en la articulación afectada. Esto no solo aumenta el dolor y el malestar del paciente, sino que también puede llevar a un mayor deterioro de la articulación afectada y un agravamiento de la osteocondritis.

De esta manera ha surgido la pregunta de investigación:

¿El diseño de una órtesis activa estabilizadora de rodilla empleando materiales compuestos ayudará a disminuir las tensiones excesivas generadas por la osteocondritis en los pacientes?

1.2. Objetivos

Objetivo general

- Diseñar una órtesis a base de materiales compuestos para disminuir las tensiones excesivas que origina la osteocondritis.

Objetivos específicos

- Recopilar información de la biomecánica a fin de comprender los factores que dan origen al movimiento en la rodilla.
- Calcular los esfuerzos que actúan en la fase más crítica de la marcha.
- Diseñar una ortesis aplicando una matriz morfológica de Fritz Zwicky.
- Ejecutar una simulación estático lineal del diseño de la órtesis usando software CAD-CAE.
- Estimar presupuesto para la manufactura del diseño de la órtesis.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

Antecedentes Internacionales:

Al desarrollar el diseño de órtesis activa estabilizadora de rodilla dirigida a pacientes con osteocondritis empleando materiales compuestos, fue necesario evaluar distintos procedimientos para su efectividad. En la investigación de Vaca y Vergara (2019). Diseño de una órtesis activa para rehabilitación de codo con técnicas de impresión en 3d. En la cual consideraron, exponer un diseño conceptual de un rehabilitador de codo dinámico impreso en 3D con entrada motriz ejecutada por el usuario para lograr una rehabilitación progresiva sin supervisión médica, donde se ejecuta un análisis cinemático y de resistencia de materiales se realiza mediante programas CAD-CAE. El análisis de esfuerzos fue hecho usando el método de elementos finitos (MEF), a través del software

ANSYS. Donde tuvieron como resultado un ensamble general que permitía que el mecanismo tenga variaciones de ángulos entre el brazo y el antebrazo que van de 0° a 90° . En consecuencia, la flexión y extensión en el codo se desarrolla de manera natural. Teniendo en cuenta las dimensiones geométricas y del material del diseño, en los resultados se pudo apreciar que no excedió los 10.1 MPa; mientras que la resistencia a la fluencia del ABS es de 20 MPa. El factor de seguridad resultó mayor a 1, por lo que el rehabilitador no se deforma permanentemente ya que está por debajo del límite de rotura del material. De lo que se concluye que el rehabilitador no sufrirá daños, y es poco probable tener deformaciones pequeñas.

Al igual Takhakh y Abbas (2018), En su trabajo de investigación que tiene por título Manufacturing and analysis of carbon fiber knee ankle foot orthosis, teniendo como objetivo principal de este estudio experimental es la fabricación de KAFO utilizando material compuesto reforzado con fibra de carbono y la comparación de las propiedades mecánicas con el Polipropileno metal – plástico y utilizaron un método en el cual se menciona que el valor de la presión media entre la extremidad del paciente y el KAFO fabricado se midió a través de un sensor de escaneo de tapete, y para la presión entre las regiones del muslo y la pantorrilla se midió usando un sensor de cavidad F, finalmente, para realizar el ensayo de fatiga y tracción se utilizó una máquina de fatiga por flexión alterna con amplitud constante y obtuvo como resultado que las propiedades mecánicas mostraron que el KAFO hecho de 4 capas de fibra de carbono con resina de laminación C-orthocryl incrementó en un 156% y 54% respectivamente en comparación con el hecho de polipropileno; el límite a la resistencia aumenta en aproximadamente un 162%; la presión de interfase máxima que se registra en la región del muslo con un valor de 563 kPa y disminuye gradualmente en la región de la pantorrilla con un valor de 316 kPa.

Por consiguiente, Serdar, Haarman y Arno (2017), en su tesis SCRIPT passive orthosis: design of interactive hand and wrist exoskeleton for rehabilitation at home after stroke, donde presenta como objetivo que el diseño final de esta

órtesis, denominada SPO-F, compatible con la detección de fuerza y desplazamiento, al mismo tiempo que son lo suficientemente fáciles y seguros para usar en casa. Utilizaron un método que fue basado en experiencias de pacientes y terapeutas, se utilizó un microcontrolador (Arduino) para mostrar las lecturas del sensor y se comunicó con la PC, y se obtuvo como resultado que las fuerzas que se registran van en varios ángulos estáticos desde 0° a 90° de flexión. En la muñeca, para la posición completamente extendida: son posibles rotaciones de hasta 30° de extensión.

En la investigación de Huaman y Rosendo (2019), modelamiento y simulación en una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estados. Donde se menciona como objetivo que para usar el método de respuesta de frecuencia y el método de espacio de estado para modelar y simular una prótesis transfemoral con amortiguación en la rodilla del sistema de control. Y se utilizó un método basado en observar el comportamiento de la prótesis transfemoral de rodilla se empleó el software SolidWorks y se realizó un análisis estructural. Se diseñó un sistema de control utilizando el espacio de estado y la teoría de la respuesta de frecuencia para controlar un prototipo de la prótesis. El sistema de control diseñado se simuló utilizando el software MATLAB. Mediante el uso de las gráficas de Matlab, fue posible verificar que la marcha humana era similar a la de una persona sin discapacidad y se definió en el parámetro de diseño un error menor al 3 %. En la simulación del comportamiento del prototipo a través del software SolidWorks, mostró los puntos más críticos, que encajan la rodilla con el socket y en los orificios que une el amortiguador a la rodilla donde el límite elástico es $2.06807e+008$ N/m².

Becerra (2021), en su proyecto de investigación diseño de una órtesis para pacientes on parkinson-estadio ii para el uso de cuchara en su alimentación. Menciona que su objetivo principal está basado en diseñar de una órtesis para pacientes con Parkinson-estadio II para el uso de cuchara en su alimentación. Utilizando como método el empleo del software SolidWorks donde se analizó la

estática lineal y el cálculo de la mitigación de la vibración, para la búsqueda de las propiedades de los materiales a usar se empleó el software MatWeb. Y se obtuvo como resultado que la órtesis de brazo utilizó una carga de 16,368 N, con lo cual se obtuvieron esfuerzos máximos de 3.982 Mpa y mínimos de 1,529 Mpa. Los resultados del análisis arrojaron un factor de seguridad de 2.2, que se encuentra dentro del rango requerido.

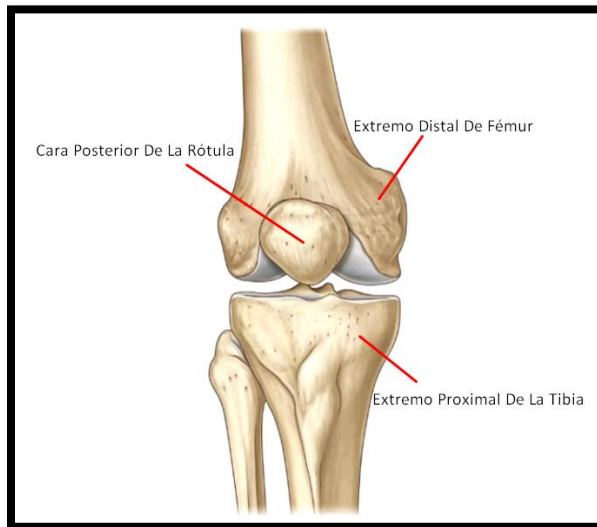
2.2. BASES TEÓRICAS

2.2.1. Anatomía del miembro inferior

La rodilla:

La articulación de la rodilla es una articulación compleja encargada de unir el muslo con la pierna, en la cual intervienen más de dos estructuras como el extremo distal de fémur, el extremo proximal de la tibia y la parte posterior de la rótula. [6]

Figura 1: Anatomía de la rodilla



Fuente: Elaboración propia

Componentes óseos de la rodilla:

Fémur:

Este es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano, constituido por dos extremidades, una superior, la cual es una cabeza articular redondeada que sobresale

mediante un cuello corto, y una extremidad inferior, ampliamente abultada, hecho que dota de una fuerte superficie de soporte para la transmisión del peso del cuerpo hacia el extremo superior de la tibia. [6]

Esta extremidad inferior cuenta con formaciones dispuestas medial y lateralmente, definidas como cóndilos, son aquellos que entran en contacto con la tibia y transfieren el peso del fémur a la extremidad inferior. [6]

Tibia:

Está situado en la pierna y se conecta con el fémur. Soporta el peso corporal y lo transfiere del fémur al pie. [7]

En el extremo proximal se encuentran los platillos tibiales, dotados de una superficie articular con el fémur, permitiendo la transmisión del peso del peso del cuerpo y fuerzas de reacción del suelo. [8]

Entre los platillos se ubica un abultamiento con forma de pirámide (la eminencia intercondilar), la que sirve de punto de pivote para el fémur y estabiliza la rodilla ante la excesiva extensión. Esta región además sirve para alojar a los meniscos. [8]

Rotula:

La rótula tiene forma plana, triangular, y curvada, es la que brinda protección a la rodilla, e integra el mecanismo extensor de ésta. La parte superior de la rótula provoca el movimiento y brinda estabilidad al cóndilo femoral. [6]

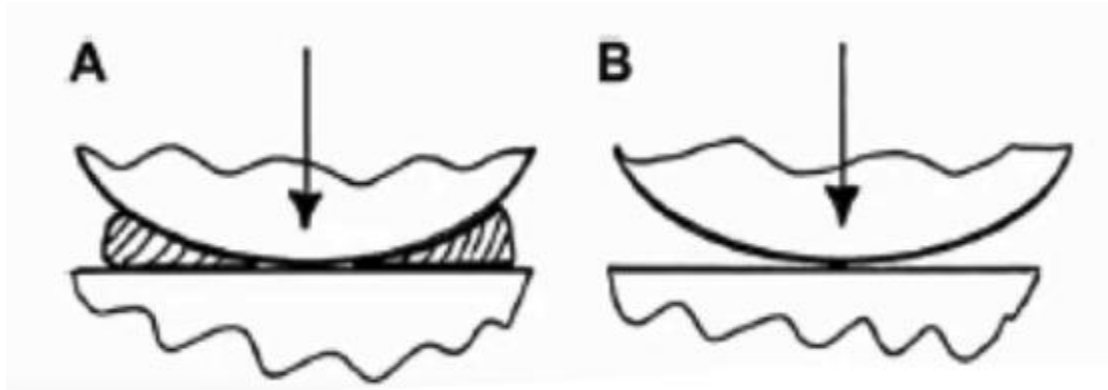
Meniscos:

El menisco es un tejido fibrocartilaginoso que se localiza entre el fémur y la tibia. En la rodilla tenemos dos meniscos. [9]

El menisco lateral tiene forma de “O” o anillo completo, mientras que el medial tiene forma de “C”.

Existen uniones comunes y propias para cada uno de estos, las que permiten estabilizar el menisco durante los movimientos originados por la rodilla. [10]

Figura 2: Funcionamiento de meniscos



Fuente: [9]

Sabemos que la presión es directamente proporcional a la fuerza, y por otro lado es inversamente proporcional al área de contacto en donde se aplica la fuerza.

En el caso A la fuerza que ejerce el fémur sobre la tibia se distribuye en un área mucho mayor gracias a los meniscos, lo que hace que la presión sea menor y así no cause daño articular.

En el caso B se aprecia la ausencia de los meniscos, en consecuencia, de ello hace disminuir el área de contacto entre el fémur y la tibia, por lo que aumenta en gran medida la presión ejercida en la zona. [9]

2.2.2. Órtesis de miembro inferior

Una órtesis es un mecanismo externo aplicado a una zona del cuerpo con la función de restaurar los aspectos funcionales y estructurales del sistema musculo-esquelético. [10]

Clasificación general de órtesis

Según su función las ortesis se clasifican en:

A) **Activas:** son aquellas que reemplazan de forma mecánica la función muscular o ligamentosa, y estas se dividen en:

Activas dinámicas: son aquellas que reemplazan solo una función muscular.

Activas estabilizadoras: son las encargadas de remplazar la función de uno o varios ligamentos, generalmente temporales.

Mantienen una posición e impiden los movimientos no deseados, también usados para disminuir la amplitud del movimiento articular de la parte inflamada o adolorida. [3] [10]

B) **Pasivas:** este tipo de órtesis pretenden mantener una sección del aparato locomotor en una determinada posición. Estas se dividen en:

Pasivas correctoras: son aquellas que intentan corregir una deformidad.

Pasivas posturales: mantienen un ángulo articular obtenido por otros medios.

[3]

Otra forma de clasificar una órtesis es según el tiempo de uso:

A) **Temporales:** usadas generalmente en trastornos reducidos en el tiempo.

B) **Definitivas:** usadas en discapacidades definitivas o permanentes. [3]

2.2.3. Materiales en órtesis

Para la manufactura de una órtesis es muy importante la selección del material. El cual tendrá que cumplir con una serie de características para un buen desempeño:

- Alta resistividad mecánica.
- Ligereza y durabilidad.
- Biocompatible, con el fin de que no genere reacciones adversas a la piel humano.

Para la parte interior se debe tomar en cuenta propiedades muy diferente como:

- Suavidad, debido a que siempre estará en contacto con la piel
- Ser transpirable
- Adaptable para cada usuario. [4]

2.2.3.1. Materiales típicos de fabricación:

Materiales metálicos:

Por lo general este tipo de materiales son duros, pesados y son conductores de la electricidad y el calor. Lo que lo hace indefenso a la corrosión y desgaste. Los materiales metálicos más usados son:

- **Acero:** este es demasiado pesado, debido a esto suele utilizarse en articulaciones, amortiguadores, muelles, etc. Pero se suele evitar por su peso. El acero inoxidable evita los problemas con la corrosión, pero el problema del peso aun continua.
- **Aluminio:** este es más ligero que el acero, aunque suele ser poco resistente a la fatiga, por eso no suele usarse en articulaciones, normalmente se usa aleado con otros materiales.
- **Titanio:** sus características son semejantes a las del acero y su peso mucho menor, también es resistente a la corrosión. Pero el costo de este material es muy elevado.

La desventaja de los metales es la dificultad para amoldarse a las siluetas del cuerpo humano. [4]

Materiales no metálicos:

Incluyen los polímeros y plásticos, estos presentan características como:

- No corrosivo
- Ligereza
- Fácil mecanización
- Estético, fácil de adaptar a las partes del cuerpo humano.

En los polímeros se pueden diferenciar tres tipos:

- Termoplásticos:
- Termoestables:
- Elastómeros:

Termoplásticos: compuesto por moléculas pesadas, duras y resistentes. Existen 2 clases: termoplásticos de baja temperatura, los cuales suelen usarse de forma temporal, debido a su baja resistencia a la fatiga, y termoplásticos de alta temperatura utilizados en la fabricación de ortesis y prótesis permanentes.

Este tipo de material se destaca por su facilidad de lavado y debido a su resistencia a la corrosión. [4]

Tabla 1: Propiedades de materiales termoplásticos típicos

	ABS	PP (isotáctico)	PE
Alargamiento a la rotura (%)	20-100	150-300	600-800
Coefficiente de fricción	0,5	0,1-0,3	0,29
Módulo de Young (GPa)	1,7-2,6	0,7-1,52	0,5-1,2
Resistencia a la tracción (MPa)	32-45	25-40	15-40
Resistencia al impacto Izod (Jm^{-1})	200-400	20-100	20-210
Densidad (kg/m^3)	1040-1180	920-940	926-960

Fuente: [4]

Termoestables: se clasifican en rígidos y flexibles, compuesto por moléculas fuertes y perennemente conectadas tras el moldeo de forma no reversible mediante calentamiento. Debido a esto son capaces de resistir alta temperatura y ofrecen una mayor estabilidad. Por otra parte, cuenta con una baja resistencia al impacto. [4]

Elastómeros: este tipo de material son muy buenos amortiguadores de impacto, también presentan la propiedad de gran adherencia a la piel, además son de fácil lavado. [4]

Materiales compuestos:

Este tipo de material conformado por la unión de dos o más componentes, con el fin de mejora las propiedades de los materiales originarios.

Suele combinarse fibra de carbono con polímeros termo estables, también combinaciones como resina epoxi con otros polímeros. Sus propiedades mecánicas

son muy semejantes a la del acero, con la diferencia que su densidad es menor, lo cual hace más ligera a la órtesis. [4]

Tabla 2: Ventajas y desventajas entre materiales de órtesis

	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Metálicas	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Gran resistencia a la carga ➤ Gran resistencia a carga ➤ Durabilidad ➤ De fácil elaboración 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Material muy pesado ➤ No estético ➤ inflexible
Termoplásticas	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Adaptable al cuerpo ➤ Ligero ➤ Estético ➤ Flexible 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Menor durabilidad ➤ Manufactura más compleja ➤ De menor resistencia

Fuente: Elaboración propia

2.2.4. Biomecánica de la rodilla

La rodilla, es la articulación más compleja y extensa del cuerpo humano; es una estructura biarticular constituida por la articulación tibiofemoral y la articulación femorrotuliana. La rodilla soporta grandes fuerzas y momentos elevados que se sitúa entre el fémur y la tibia.

Para analizar las fuerzas y los momentos que actúan sobre la articulación se requiere de datos cinemáticos y cinéticos.

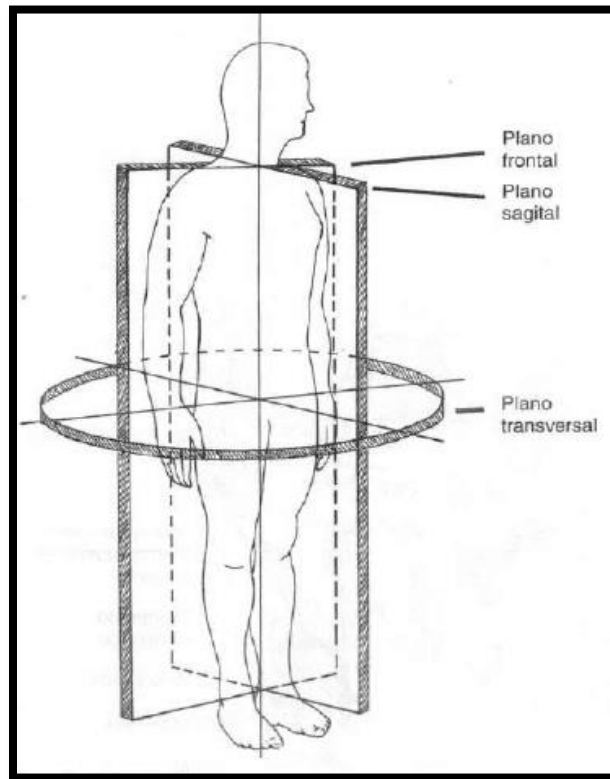
La cinemática se dedica al estudio del movimiento de un cuerpo sin aludir a la fuerza o la masa. Mientras que la cinética es la rama de la mecánica que se centra en el movimiento de un cuerpo bajo la acción de fuerzas y/o momentos. [11]

2.2.4.1. Análisis del estudio de una marcha normal

A) Cinemática:

En esta rama describirá y definirá los rangos de movimiento de la articulación en los planos frontal, sagital y transversal. [11]

Figura 3: Plano anatómico del cuerpo humano



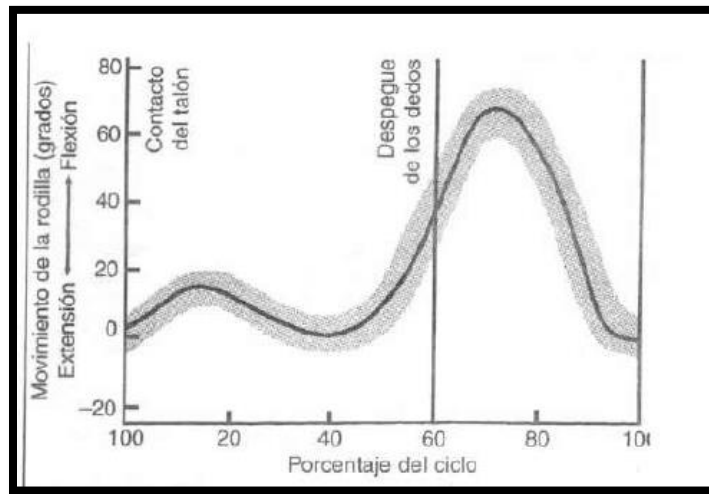
Fuente: [11]

El movimiento de la articulación se produce en los tres planos, pero el máximo rango de movimiento se realiza en el plano sagital. En el cual realizar una extensión y flexión completa empieza desde 0° hasta aproximadamente 140° .

En el plano transversal la rotación está limitada por el encuentro entre cóndilos femorales y tibiales, el ángulo de rotación se amplía de acuerdo a la flexión de la rodilla, logrando 90° de flexión máxima, en esta posición, rotación externa oscila entre 0° a 45° y la rotación interna oscila entre 0° a 30° .

En el plano frontal, la extensión de la rodilla imposibilita la abducción y aducción, con una flexión a 30° , cada una alcanza un máximo de unos pocos grados.

Figura 4: Movimiento vs Porcentaje de Ciclo



Fuente: [11]

Rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital durante la marcha en llano en un ciclo de marcha. El área sombreada indica la variación entre 60 sujetos (Rango de edad 20 a 65 años).

Figura 5: Rango de movimiento

Rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital durante actividades comunes	
Actividad	Rango de movimiento desde la extensión de rodilla a la flexión de rodilla (grados)
Andar	0-67 ^a
Subir escaleras	0-83 ^a
Bajar escaleras	0-90
Sentarse	0-93
Atarse un zapato	0-106
Elevar un objeto	0-117

^a Datos de Kettelkamp et al. (1970). Promedio de 22 sujetos. Se encontró una ligera diferencia entre las rodillas izquierdas y derechas (promedio para la rodilla derecha de 68.1°, promedio para la rodilla izquierda 66.7°).

^b Estos y los datos subsiguientes provienen de Laubenthal et al. (1972). Promedio para 30 sujetos.

Cantidad de flexión de rodilla durante la fase portante de andar y correr	
Actividad	Rango en cantidad de flexión de rodilla durante la fase portante (grados)
Andar	0-6
Lento	6-12
Libre	12-18
Rápido	18-30
Correr	18-30

Datos de Perry et al. (1977). Rango para siete sujetos.

Fuente: [11]

B) Cinética:

Abarca tanto un análisis dinámico y estático de fuerza y momentos que son aplicadas sobre la articulación. En la estática se encarga del estudio de las fuerzas y/o momentos aplicados a un cuerpo en equilibrio, esto implica que la resultante de las fuerzas y de los momentos es cero. En la dinámica estudia las fuerzas y/o momentos aplicados a un cuerpo en movimiento. Para este caso la sumatoria tanto de fuerzas como momentos no es igual a cero. El análisis cinético permite calcular la magnitud de las fuerzas y momentos originadas por el peso del cuerpo, e identificar situaciones que originan fuerzas o momentos excesivamente altos.

Para hallar las fuerzas y momentos que se aplican sobre la articulación se emplea un procedimiento simplificado que comprende un diagrama de cuerpo libre este limita el análisis a un plano, a las tres principales fuerzas coplanares que se aplican sobre la articulación, estas fuerzas se designan como vectores si cuentan con magnitud, sentido, línea de aplicación y punto de aplicación.

Si se encuentra en equilibrio el cuerpo libre, entonces las fuerzas coplanares coinciden en un punto en común. Se determinan las líneas de aplicación de las tres fuerzas, de las cuales se puede generar un triángulo de fuerzas, a partir de este se puede determinar una escala de las magnitudes de las fuerzas.

Figura 6: Diagrama de cuerpo libre de una pierna cuando sube un escalón

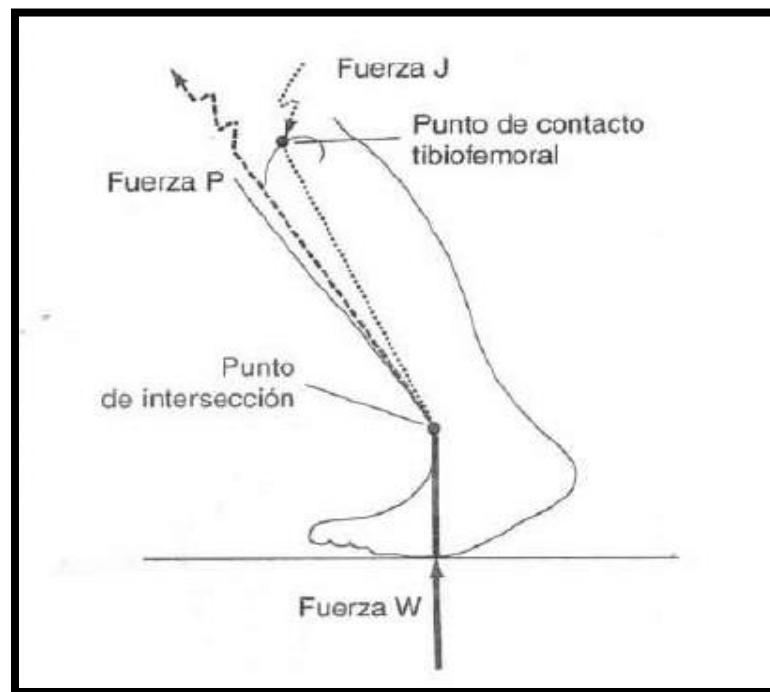


Fuente: [11]

En la Figura 6, se puede identificar las tres principales fuerzas coplanares:

- La reacción del suelo, la cual es igual al peso del individuo y se le denominó con la letra W, esta fuerza tiene magnitud, sentido, línea y punto de aplicación.
- Fuerza del tendón (P), el cual tiene magnitud desconocida, pero cuenta con sentido línea y punto de aplicación conocidos.
- La fuerza de reacción articular (J), solo tiene el punto de aplicación conocido, ubicada entre los cóndilos tibiales y femorales, pero se desconoce su magnitud, sentido y línea de aplicación.

Figura 7: Trazo de aspectos conocidos de cada fuerza



Fuente: [11]

Si se hace uso de un triángulo de fuerzas y realizando cálculos vectoriales se pueden hallar las fuerzas mencionadas anteriormente.

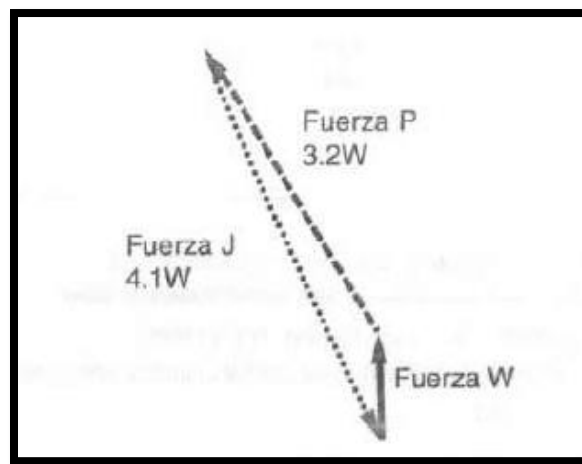
Como el sistema está en equilibrio, entonces las líneas de aplicación de las fuerzas se van a conectar en un punto, de estas líneas, ya conocemos dos, de las fuerzas W y P, para

determinar la línea de aplicación de la tercera fuerza(J), se prolongará una línea desde el punto de su aplicación hasta el punto en común ya encontrado.

Ya habiendo determinado la tercera línea de aplicación será posible elaborar un triángulo de fuerzas.

El punto en el que se cruzan las fuerzas P y J, definen la longitud de los vectores, ya conocidas las longitudes de los tres vectores, pueden graduarse las magnitudes de las fuerzas P y J en función del peso corporal W.

Figura 8: Construcción de triángulo de fuerzas



Fuente: [11]

2.2.5. Análisis estático lineal

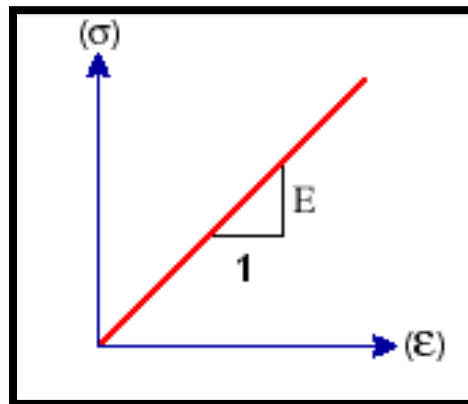
Es un método de mucha utilidad para el estudio y análisis de estructuras, debido a que el comportamiento tiende a ser elástico con el tiempo, por ejemplo, al aplicar distintas cargas sobre un sólido, esto generará una deformación a lo largo de todo el sólido, produciendo fuerzas en el interior del sólido causando un estado de equilibrio. Este análisis se encarga de calcular el desplazamiento, las deformaciones unitarias, las tensiones a lo largo de todo el sólido y las fuerzas de reacción que fueron producidas por cargas aplicadas.

Existen 2 suposiciones para este análisis:

Suposición estática: Las cargas aplicadas en el sólido son lentas y progresivas hasta completar todas sus magnitudes, estas cargas se mantienen en el sólido de manera constante, esta hipótesis nos posibilita despreciar tanto las fuerzas de inercia como las de amortiguación.

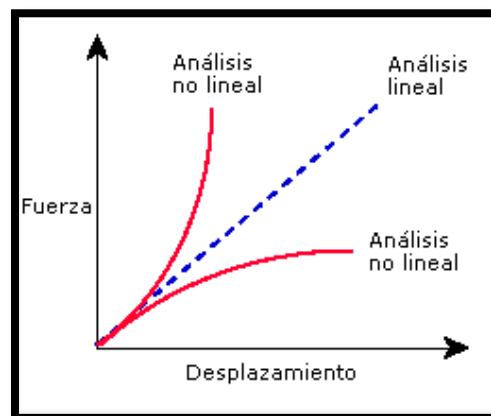
Suposición de linealidad: El enlace entre las cargas y las respuestas inducidas es de forma lineal. Por ejemplo, si las cargas se duplicaran entonces también la respuesta del modelo se duplicará. En los siguientes casos se puede clasificar como una suposición de linealidad si los materiales de todo el modelo obedecen a la ley de Hooke, al igual si los desplazamientos aplicados son demasiado pequeños como para despreciar la variación de la rigidez provocado por la carga, de igual manera si las circunstancias del entorno no se modifican durante la aplicación de las cargas, estas tienen que ser constantes en relación a la magnitud, dirección y distribución. [12]

Figura 9: Tensión vs Deformación unitaria



Fuente: [12]

Figura 10: Fuerza vs Desplazamiento



Fuente: [12]

2.2.6. Esfuerzos mecánicos

Compresión:

Es generada por 2 fuerzas que se encuentran en el mismo sentido ocasionando así un esfuerzo sobre el cuerpo, generando que el cuerpo disminuya su longitud y puede llegar al extremo de generar aplastamientos. Por ejemplo, al usar un banco para sentarnos este tiende a reducir su tamaño debido a que las patas se encuentran sometidas bajo el esfuerzo de varias fuerzas, aunque a la vista humana no es notable la reducción, pero esas fuerzas están ocasionando una compresión.

Tracción:

Es generada por 2 fuerzas que se encuentran en sentido contrario ocasionando así un esfuerzo sobre el cuerpo, generando que el cuerpo se estire, al producirse este estiramiento en el cuerpo tiende a ampliarse sobre el eje de las abscisas mientras que en los ejes Y y Z se produce una reducción sobre ambos ejes, esto es conocido como el Módulo de Poisson. Cuando la tracción es generada sobre cuerpos solidos el estiramiento suele ser de manera permanente, esto es conocido como forma plástica del cuerpo, en cambio si el estiramiento no es permanente sobre el cuerpo esto es llamado forma elástica del cuerpo, de tal modo que al deshacerse el esfuerzo aplicado en el cuerpo este regresa a su estado original.

Flexión:

Es una mezcla de esfuerzos que comprenden tanto la compresión como la de tracción por ejemplo si se somete 1 viga a estos esfuerzos, la parte posterior de la viga tendrá un esfuerzo de flexión, mientras que las fibras de la parte inferior tendrán un esfuerzo de compresión o inversamente, todos estos esfuerzos generarán una deformación en toda la extensión del eje de la viga, provocando que esta se doble

Torsión

Para que la torsión sea posible es necesario la aplicación de esfuerzos que actúen con un giro de direcciones opuestas, la torsión se genera en el interior del eje, estas fuerzas generadas a lo largo de todo el eje son las que generan que el

fragmento logre retorcerse sobre parte central del eje, generando tensiones cortantes. [13]

3. METODOLOGÍA

3.1. TIPO Y NIVEL DE INVESTIGACIÓN

Esta investigación conlleva un tipo de metodología de carácter aplicada-correlacional, aplicada debido a que busca la aplicación de los conocimientos que se han ido adquiriendo en el proceso, y correlacional ya que usa una metodología no experimental, que tiene como objetivo hallar explicaciones a través del estudio de relaciones entre variables en escenarios naturales, sin que exista manipulación de dichas variables. Este tipo de estudio trata de medir la relación que existe dos o más conceptos y es de nivel cuantitativo para el estudio del grado de esfuerzos que genera una flexión de rodilla en personas con osteocondritis, para lo cual el investigador recolecta la evidencia para predecir la hipótesis, el investigador recolecta datos directamente del antecedentes e investigaciones de correlación.

3.2. POBLACIÓN Y MUESTRA

La población en este proyecto de investigación son todas las personas con condición de osteocondritis y la muestra está delimitada por todas las personas que poseen osteocondritis entre 9 y 19 años, que están en una constante actividad física.

3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Como instrumentos de recolección de datos se utilizaron, bases de datos e investigaciones para las variables peso, edad y estatura.

Tabla 3: Variables estatura, edad y peso

Variable	Instrumento	Método	Unidad
Estatura	Referencias bibliográficas	Recolección	m

Edad	Referencias bibliográficas	Recolección años	
Peso	formulas IMC	Cuantitativo	kg

Fuente: Propia

- **Tiempo de tratamiento:** Depende de la evaluación crítica del médico, de igual forma se debe tomar en cuenta un tratamiento ortopédico. Para el diseño se tomará en cuenta algunos criterios mecánicos, dependiendo el tipo de movimiento que se desea obtener como: grados de libertad, tipos de juntas y eslabones
- **Mecánica de materiales:** los cuerpos solidos están sometidos a varios tipos de carga. La mecánica de materiales implica métodos analíticos para determinar la resistencia, deformaciones y estabilidad de los elementos de una estructura. Se necesitan conocimientos de mecánica básica para determinar la resistencia y desempeño físico de los elementos con los cuales se lleva a cabo un análisis y diseño adecuado.

3.4. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Tabla 4: Operacionalización de variable dependiente

VARIABLE DEPENDIENTE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
DISEÑO DE ÓRTESIS ACTIVA ESTABILIZADORA DE RODILLA	Al ser la rodilla una articulación sometida a constante carga, esta susceptible a sufrir dolores y lesiones. El restablecimiento de esta articulación es	Considerando el movimiento, y la fuerza promedio que se ejerce para realizar una flexión, se llevara a cabo un análisis	Análisis estático estructural	Factor de seguridad	Adimensional
				Esfuerzos	Pa
				Deformación unitaria	Adimensional

	fundamental, por lo cual el diseño una órtesis de rodilla debe estar sometida a esfuerzos de acuerdo a las fuerzas aplicadas en la flexión.[1]	de fatiga y estático estructural		Desplazamientos	mm
--	--	----------------------------------	--	-----------------	----

Fuente: Elaboración propia

Tabla 5: Operacionalización de variable independiente

VARIABLE INDEPENDIENTE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
EMPLEAR MATERIALES COMPUESTOS PARA PACIENTES CON OSTEOCONDRIITIS	Mejorar el desempeño de las actividades físicas de una rodilla que ha sufrido de osteocondritis.	Disminuir la intensidad de las fuerzas estructurales para realizar una flexión.	Fuerzas estructurales	Fuerza	N
				Momento	Nm

Fuente: Elaboración propia

3.5. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

Los datos se recolectaron a través de referencias bibliográficas relacionadas a la biomecánica de extremidades inferiores y a diseños ortopédicos, de las cuales se extrajo valores en estaturas, grados, fases, etc. Se realizaron cálculos y tomaron valores, de acuerdo con la base de datos se crearon tres soluciones para ser evaluadas en una matriz morfológica y ponderada. Consecuentemente se realizó un criterio de evolución y selección de materiales, previamente se definió la fuerza impulsora y luego continuó con una serie de simulaciones en el software

SolidWorks para confirmar su desempeño en cuanto al funcionamiento de la ortesis.

4. DISEÑO

Tabla 6: Órtesis de rodilla disponibles en el mercado

NOMBRE	TIPO DE ACUERDO A SU FUNCIÓN	DESCRIPCIÓN
Brace de rodilla articulado post operatorio	PASIVA	Tiene la función de bisagra, y tiene control de la flexión y extensión de la articulación
Patella Pro	PASIVA	Sirve de guía durante los movimientos de la articulación (extensión y flexión)
Rodilla Genu	PASIVA	es una estabilizadora de rodilla durante todo el proceso de rehabilitación, tiene limitaciones de rango en el movimiento
Xeleton	PASIVA	Es usada en actividades cotidianas, y tiene función estabilizadora
E-MAG Active	ACTIVA	esta tiene la función de estabilizar la rodilla durante la marcha, usando un sensor, encargado de detectar la posición de la pierna en la marcha

C-Brace	ACTIVA	Sistema mecatrónico que reconoce continuamente en qué fase de marcha se encuentra el usuario en cada momento y controla la flexión y extensión de la articulación
Ortesis Brace corto de rodilla	PASIVA	Dispositivo útil para la inmovilización y para controlar el rango de movimiento necesario
inmovilizador de rodilla multigrado	PASIVA	Diseñado para inmovilización post-operativa ó control de rango motriz de la rodilla
Brace en extensión de rodilla	PASIVA	Dispositivo de inmovilización en completa extensión para uso nocturno
Órtesis larga	PASIVA	Dispositivo de estabilización de las articulaciones y asistencia a los músculos del miembro inferior

Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar en la Tabla 6, la mayoría de los dispositivos actuales en el mercado son de naturaleza pasiva, lo que significa que el terapeuta de rehabilitación debe realizar el movimiento de flexión y extensión al paciente manualmente dentro de un rango configurado en el dispositivo. Esto hace que el trabajo del experto sea difícil y la terapia ineficaz e insegura para los pacientes, porque no es posible determinar cuantitativamente la progresión de la articulación.

En concordancia con todo lo anterior, es necesario diseñar una órtesis activa de rodilla, que produzca un movimiento controlado a la articulación y pueda determinar la evolución

cuantitativamente del paciente. Alternativamente, permita al experto controlar la órtesis desde un dispositivo móvil externo. [14]

4.1. COMPONENTES GENERALES:

La principal función de una órtesis es mantener de forma efectiva una determinada posición, que ocasionara que la extremidad evite movimientos bruscos o no deseados. La inmovilización que se desea siempre dependerá del tipo de órtesis que se requiera, debido a que esta involucrará distintas articulaciones.

Las órtesis de miembros inferiores normalmente están manufacturadas por los siguientes componentes:

- 1. Segmento a tratar:** En este caso se tratará de la articulación de rodilla.
- 2. Armazón:** Es la estructura principal de la ortesis, este puede fabricarse con una gran variedad de materiales.
- 3. Sistema de sujeción:** Esta compuesta por soportes, que pueden ser bandas elásticas con velcro o correas hechas de cuero, lo que va a permitir darle una rigidez y un sostenimiento adecuado a la órtesis, lo que ocasionará dar un posicionamiento estable al cuerpo, también es común utilizar hebillas para darle la regulación a todo el sistema de ejecución.
- 4. Uniones:** elementos que permiten fijar el montaje del dispositivo.
- 5. Sistema de articulación:** dispositivo que remplazara o ayudara la función de la articulación afectada. [15]

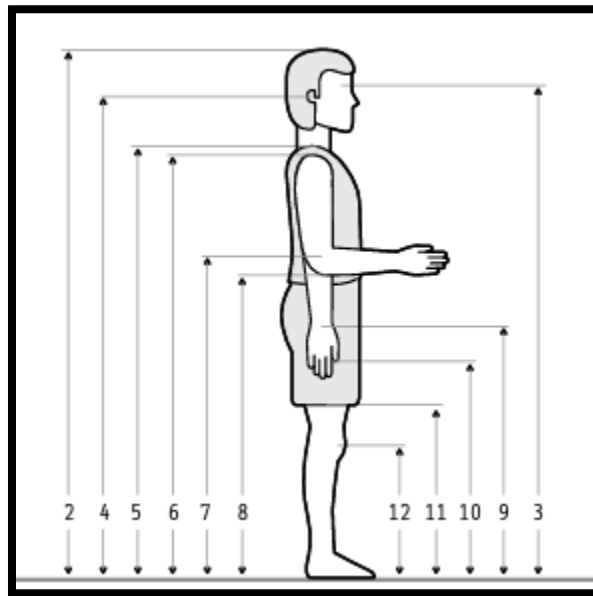
4.2. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Los criterios importantes a tener en cuenta en el desarrollo de este proyecto se encontraron:

- El manejo del dispositivo sea intuitivo.
- Debe limitar los movimientos naturales y habituales de la rodilla
- Debe permitir la aplicación de resistencia en los movimientos
- Sea reconfigurable.
- Debe proteger la lesión de impactos y movimientos involuntarios.

- Se debe tener en cuenta criterios de ergonomía.
- Fácil de manipulación
- Dispositivo de bajo costo.
- Seguridad.
- Manufactura. [14] [16]

Figura 11: Posición de pie entre 9 a 19 años



Fuente: [17]

Figura 12: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 9 a 11

Dimensiones		9 años (n=401)					10 años (n=405)					11 años (n=401)				
				Percentiles					Percentiles					Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	32.8	7	21.3	31.3	44.4	36.3	9	21.5	34.3	51.2	40.6	9	25.8	39.5	55.5
2	Estatura	1334	61	1233	1335	1435	1381	67	1270	1377	1492	1437	68	1325	1434	1549
3	Altura ojo	1226	59	1129	1224	1323	1272	64	1166	1269	1378	1327	66	1218	1324	1436
4	Altura oído	1204	60	1105	1205	1303	1250	64	1144	1244	1356	1306	67	1195	1304	1542
5	Altura vertiente humeral	1088	55	997	1090	1179	1133	62	1031	1130	1235	1183	63	1079	1178	1287
6	Altura hombro	1059	57	965	1060	1153	1104	62	1002	1100	1206	1157	63	1053	1152	1261
7	Altura codo	824	46	748	822	890	859	48	780	855	938	900	51	816	898	984
8	Altura codo flexionado	796	77	718	795	874	829	50	746	859	912	871	50	788	870	954
9	Altura muñeca	633	38	570	633	696	660	41	592	660	728	692	43	621	688	763
10	Altura nudillo	565	37	504	564	626	588	39	524	585	652	618	40	552	616	684
11	Altura dedo medio	486	33	432	483	540	506	36	447	504	565	533	38	470	532	596
12	Altura rodilla	374	26	331	374	417	393	25	352	390	434	413	38	364	411	462

Fuente: [17]

Figura 13: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 12 a 14

Dimensiones		12 años (n=228)					13 años (n=148)					14 años (n=141)				
				Percentiles					Percentiles					Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	42.7	10	26.2	41.1	59.2	49.4	11	31.3	48.9	67.6	55.5	10	39.0	54.6	72.0
2	Estatura	1480	74	1358	1476	1602	1542	80	1410	1540	1674	1611	78	1482	1604	1740
3	Altura ojo	1369	72	1250	1366	1488	1427	76	1302	1427	1552	1494	72	1375	1492	1613
4	Altura oído	1348	71	1231	1346	1465	1406	77	1279	1405	1553	1472	75	1348	1470	1581
5	Altura vertiente humeral	1223	68	1111	1220	1335	1280	74	1158	1280	1402	1334	71	1221	1330	1455
6	Altura hombro	1193	68	1081	1188	1305	1249	74	1127	1250	1371	1308	72	1189	1304	1427
7	Altura codo	927	54	838	924	1016	972	48	876	976	1068	1012	53	925	1008	1099
8	Altura codo flexionado	899	53	812	896	986	945	57	851	948	1039	989	56	897	985	1081
9	Altura muñeca	715	42	646	712	784	746	45	672	750	820	773	46	697	771	849
10	Altura nudillo	636	42	567	633	705	672	43	601	674	743	697	45	623	695	771
11	Altura dedo medio	549	38	485	550	618	582	41	514	586	650	602	41	540	599	664
12	Altura rodilla	427	28	379	425	475	442	29	394	442	490	454	33	400	449	508

Fuente: [17]

Figura 14: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 15 a 17

Dimensiones		15 años (n=74)					16 años (n=120)					17 años (n=151)				
				Percentiles					Percentiles					Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	65.0	12.6	44.2	62.8	85.8	65.6	12.3	45.3	63.1	85.9	66.9	12.9	45.6	64.0	88.2
2	Estatura	1685	68	1571	1701	1799	1700	64	1594	1696	1806	1705	64	1599	1702	1811
3	Altura ojo	1568	69	1454	1579	1682	1581	65	1474	1574	1688	1587	64	1481	1585	1693
4	Altura oído	1546	68	1434	1560	1658	1560	65	1452	1566	1678	1567	65	1460	1565	1674
5	Altura vertiente humeral	1408	60	1309	1416	1507	1419	62	1317	1409	1521	1423	58	1327	1423	1518
6	Altura hombro	1370	57	1277	1379	1480	1382	57	1288	1381	1476	1389	58	1293	1385	1485
7	Altura codo	1060	49	979	1071	1140	1069	47	989	1066	1151	1074	43	1003	1074	1145
8	Altura codo flexionado	1032	48	953	1046	1111	1043	47	966	1045	1120	1045	47	967	1044	1122
9	Altura muñeca	811	46	735	818	887	818	42	750	819	894	818	43	747	815	889
10	Altura nudillo	727	44	654	728	800	734	38	671	735	797	734	44	661	734	807
11	Altura dedo medio	634	41	566	631	702	639	36	581	638	709	640	36	581	641	699
12	Altura rodilla	479	28	433	476	525	484	33	430	481	538	484	28	438	485	530

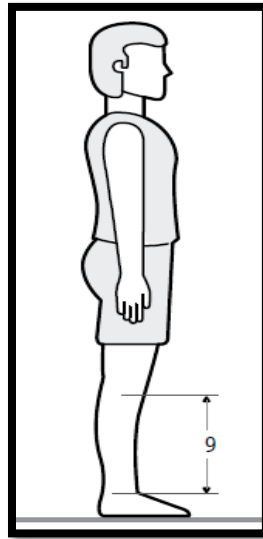
Fuente: [17]

Figura 15: Dimensiones en la posición de pie en edades entre 18 a 19

Dimensiones		18 años (n=106)					19-24 años (n=97)				
				Percentiles					Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95	\bar{x}	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	68.1	11.6	48.9	67.2	87.2	68.2	12.4	47.7	64.9	88.7
2	Estatura	1707	60	1608	1707	1816	1709	63	1605	1708	1813
3	Altura ojo	1591	57	1497	1588	1685	1595	62	1493	1588	1697
4	Altura oído	1567	57	1473	1564	1661	1571	62	1469	1567	1673
5	Altura vertiente humeral	1425	57	1331	1430	1519	1428	59	1331	1423	1525
6	Altura hombro	1392	56	1300	1393	1484	1395	59	1298	1392	1492
7	Altura codo	1071	47	993	1073	1145	1082	50	1000	1081	1164
8	Altura codo flexionado	1047	45	973	1046	1121	1052	48	973	1055	1131
9	Altura muñeca	822	46	746	819	897	835	50	752	832	918
10	Altura nudillo	735	42	665	736	804	744	43	673	744	815
11	Altura dedo medio	637	38	574	635	700	649	41	556	649	717
12	Altura rodilla	485	34	429	485	541	479	30	430	478	529

Fuente: [17]

Figura 16: Longitud de la tibia



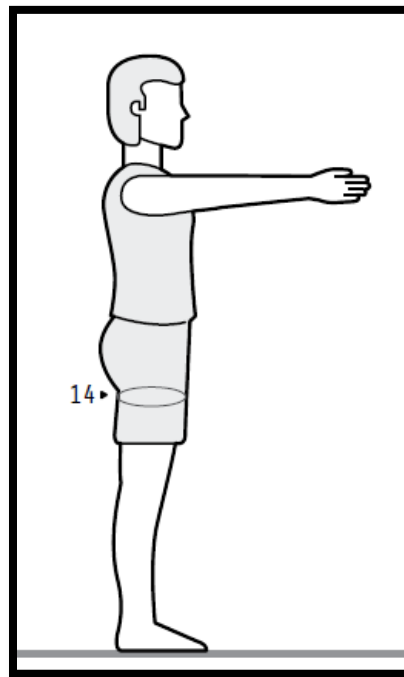
Fuente: [17]

Figura 17: Longitudes de la tibia según edad

Edad	Masculino						Femenino					
	N	media	D.E.	Percentiles			N	media	D.E.	Percentiles		
				5	50	95				5	50	95
3	1,388	18.69	1.29	16.56	18.60	20.82		18.60	1.34	16.39	18.60	20.81
4	1,179	20.73	1.31	18.57	20.70	22.89		20.73	1.37	18.47	20.70	22.99
5	1,181	22.58	1.47	20.15	22.50	25.01		22.51	1.49	20.05	22.50	24.97
6	1,196	24.20	1.60	21.56	24.10	26.84		24.17	1.60	21.53	24.10	26.81
7	1,179	25.87	1.74	23.00	25.90	28.74		25.93	1.77	23.01	25.90	28.85
8	1,175	27.36	1.78	24.42	27.30	30.30		27.44	1.89	24.32	27.40	30.56
9	1,089	28.92	1.89	25.80	28.90	32.04		29.22	2.01	25.90	29.20	32.54
10	1,324	30.43	2.02	27.10	30.40	33.76		30.93	2.10	27.47	30.80	34.40
11	1,378	31.72	2.20	28.09	31.70	35.35		32.51	2.22	28.85	32.50	36.17
12	1,652	33.39	2.29	29.61	33.30	37.17		33.92	2.11	30.44	34.00	37.40
13	1,845	35.14	2.51	31.00	35.10	39.28		35.11	2.05	31.73	35.10	38.49
14	2,096	36.78	2.43	32.77	36.80	40.79		35.46	2.00	32.16	35.50	38.76
15	2,000	38.09	2.29	34.31	38.10	41.87		35.65	1.96	32.42	35.60	38.88
16	1,952	38.56	2.20	34.93	38.60	42.19		35.67	2.00	32.37	35.70	38.97
17	1,664	38.83	2.25	35.12	38.80	42.54		35.65	2.03	32.30	35.70	39.00
18	1,038	38.83	2.29	35.05	38.90	42.61		35.68	1.91	32.53	35.70	38.83
19	681	38.66	2.18	35.06	38.70	42.26		35.56	2.04	32.19	35.70	38.93

Fuente: [17]

Figura 18: Diámetro de muslo en posición recta



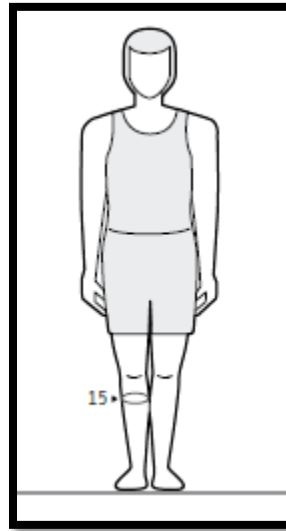
Fuente: [17]

Figura 19: Diámetro de muslo según edad

Edad	Masculino						Femenino					
	N	media	D.E.	Percentiles			N	media	D.E.	Percentiles		
				5	50	95				5	50	95
3	1,389	29.59	2.63	25.25	29.50	33.93	1,322	29.89	2.70	25.44	29.80	34.35
4	1,183	31.00	2.83	26.33	30.70	35.67	1,212	31.42	2.79	26.82	31.10	36.02
5	1,181	32.15	3.09	27.05	31.80	37.25	1,122	32.91	3.28	27.50	32.60	38.32
6	1,193	33.41	3.70	27.31	32.80	39.52	1,154	34.19	3.70	28.09	33.70	40.30
7	1,184	35.18	4.24	28.18	34.30	42.18	1,203	35.95	3.96	29.42	35.40	42.48
8	1,178	36.65	4.49	29.24	35.80	44.06	1,098	38.06	4.53	30.59	37.20	45.53
9	1,089	38.81	5.05	30.48	37.80	47.14	1,086	39.85	4.88	31.80	38.90	47.90
10	1,327	40.53	5.33	31.74	39.20	49.32	1,576	42.14	5.27	33.44	41.40	50.84
11	1,380	41.90	5.75	32.41	41.00	51.39	1,827	44.28	5.65	34.96	43.40	53.60
12	1,649	44.18	6.04	34.21	43.00	54.15	1,896	46.48	5.78	36.94	45.90	56.02
13	1,820	46.02	6.03	36.07	45.00	55.97	1,970	49.75	5.98	39.88	49.10	59.62
14	2,084	47.68	6.03	37.73	46.80	57.63	2,309	51.67	5.54	42.53	51.30	60.81
15	1,993	49.64	5.99	39.76	48.70	59.52	2,018	53.06	5.01	44.79	52.80	61.33
16	1,942	50.95	5.74	41.48	50.00	60.42	2,008	54.13	5.09	45.73	53.70	62.53
17	1,659	51.83	5.49	42.77	51.00	60.89	1,796	54.34	4.90	46.26	54.00	62.43
18	1,034	52.26	5.10	43.85	51.40	60.68	1,334	54.69	5.03	46.39	54.20	62.99
19	678	52.43	4.69	44.69	51.80	60.17	934	54.30	5.10	45.89	54.20	62.72

Fuente: [17]

Figura 20: Posición circunferencia de la pierna



Fuente: [17]

Figura 21: Perímetro de Tobillo según edad

Edad	Masculino						Femenino					
	N	media	D.E.	Percentiles			N	media	D.E.	Percentiles		
				5	50	95				5	50	95
3	1,390	20.55	1.53	18.03	20.50	23.07	1,327	20.32	1.56	17.75	20.20	22.89
4	1,183	21.40	1.60	18.76	21.30	24.04	1,212	21.28	1.56	18.71	21.20	23.85
5	1,183	22.16	1.78	19.22	22.00	25.10	1,124	22.18	1.75	19.29	22.00	25.07
6	1,200	22.95	1.94	19.75	22.80	26.15	1,156	22.90	1.96	19.67	22.70	26.13
7	1,183	24.11	2.30	20.32	23.70	27.91	1,203	23.94	2.08	20.51	23.70	27.37
8	1,179	25.03	2.40	21.07	24.60	28.99	1,099	25.16	2.40	21.20	24.80	29.12
9	1,091	26.24	2.62	21.92	25.90	30.56	1,086	26.32	2.59	22.05	26.00	30.59
10	1,327	27.35	2.80	22.73	27.00	31.97	1,576	27.54	2.82	22.89	27.20	32.19
11	1,379	28.02	3.02	23.04	27.90	33.00	1,827	28.78	3.10	23.67	28.45	33.90
12	1,651	29.52	3.28	24.11	29.00	34.93	1,900	30.16	3.04	25.14	29.90	35.18
13	1,827	30.94	3.40	25.33	30.50	36.55	1,971	31.85	3.21	26.55	31.50	37.15
14	2,084	32.24	3.33	26.75	32.00	37.73	2,313	32.83	2.97	27.93	32.60	37.73
15	1,992	33.49	3.23	28.16	33.20	38.82	2,021	33.57	2.83	28.90	33.40	38.24
16	1,945	34.26	3.04	29.24	34.00	39.28	2,013	34.10	2.86	29.38	34.00	38.82
17	1,659	34.74	3.01	29.77	34.50	39.71	1,799	34.20	2.77	29.63	34.00	38.77
18	1,036	34.96	2.96	30.08	34.80	39.84	1,337	34.31	2.89	29.54	34.10	39.08
19	678	34.97	2.67	30.56	34.80	39.38	939	34.14	2.81	29.50	34.10	38.78

De las tablas anteriores, se ordenaron las medidas antropométricas en el software Excel, asimismo se procedió a realizar una media aritmética de los datos para estandarizar las dimensiones para la estructura en el diseño de la órtesis.

Tabla 7: Medidas antropométricas promedio de la pierna

Dimensiones de la pierna (cm)	
circunferencia de muslo superior	47,05
Circunferencia de muslo medio	39,12
Circunferencia de pantorrilla	33,06
Circunferencia de rodilla	31,61
Altura de rodilla	8,32
Rango de muslo	14,18
Ancho de rodilla	10,09

Fuente: Elaboración propia

4.3. FASES EN EL CICLO DE LA MARCHA:

La marcha es el proceso de trasladar el cuerpo hacia adelante mientras se mantiene la postura estable. Durante el ciclo, grupos de agonistas y antagonistas trabajan sinérgicamente para movilizar la pierna hacia adelante. [18]

4.3.1. Ciclo de la marcha:

El ciclo de la marcha es la serie completa de todas las funciones de la extremidad al caminar, desde el primer contacto hasta el contacto inicial siguiente. Las etapas o fases del ciclo de la marcha comúnmente se expresan en porcentaje, desde el contacto inicial (0%) hasta la fase final de oscilación (100%).

El ciclo de una marcha comprende de dos periodos:

Apoyo: periodo en el que el pie está en contacto con el suelo. Esta etapa comprende alrededor del 60% en la marcha.

Oscilación: periodo en el cual el pie esta fuera del suelo y la pierna se moviliza hacia adelante. Este periodo comprende el otro 40% del ciclo de la marcha.

4.3.2. Posiciones características de la articulación para cada fase de la marcha

Contacto inicial: Este contacto es producido cuando parte del talón choca contra la superficie, posteriormente la cadera se flexionará produciendo que la rodilla logre una postura de forma extendida y esto va a generar que el tobillo quede en una posición

neutral por todo el proceso de la flexión de forma dorsal. También se conoce que los músculos extensores del cuerpo se van a contraer para lograr que la cadera se estabilice, esto sucede porque el centro de gravedad del cuerpo se encuentra en la parte posterior de las articulaciones presentes en la cadera.

Respuesta de carga: Esta respuesta comienza al generarse el primer balanceo que ocasiona el talón, en esta fase la pierna sirve de apoyo y soporta todo el peso del cuerpo, la rodilla genera una flexión de 15° y en el tobillo también existe una flexión que servirá para limitar todas las fuerzas descendentes que se generen.

Al iniciarse esta respuesta de carga también se activarán los músculos flexores de la parte de la planta del tobillo, lo que producirá que se genere un alargamiento de dicho musculo para lograr el control al realizar la flexión planar.

Al iniciarse la flexión en la rodilla el peso de todo el cuerpo va dirigido hacia la pierna de apoyo, generando que los cuádriceps se mantengan de forma activa al provocarse la flexión y así la rodilla se logre estabilizar. [17]

Apoyo medio: También conocido como apoyo unipodal, este apoyo inicia cuando la otra pierna logra elevarse, generando que el peso de todo el cuerpo recaiga en el pie de apoyo.

Al iniciar la flexión dorsal del tobillo, la cadera y la rodilla, generara que la pierna de apoyo logre posicionarse sobre el pie de apoyo para iniciar así el proceso de caminar. Posteriormente el balanceo del tobillo se genera al tener una secuencia de movimiento y desigualdad del peso del cuerpo. Durante la fase del balanceo del tobillo, tanto la cadera como los cuádriceps se acortan, y cuando la masa del cuerpo va por la parte anterior de la articulación del tobillo, los músculos posicionados en la pantorrilla y alrededor de ella se logran estabilizar generando que tanto la tibia como el tobillo también se estabilicen, permitiendo un movimiento ligero del tobillo que produce que este se levante de la superficie.


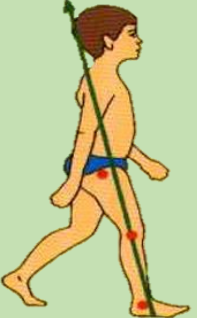

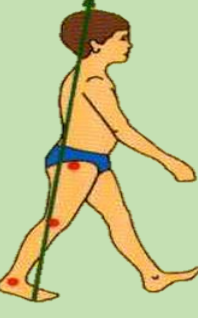

Apoyo final: Comienza al generarse la elevación del tobillo posicionado en la superficie y culmina cuando el talón del pie contrario choca contra la superficie. Posterior a este movimiento el peso de todo el cuerpo recaerá sobre el pie de apoyo conforme se genere la extensión de la cadera llevando al pie hacia atrás del cuerpo.

Al momento de que el talón se levanta y deja de tocar la superficie, la rodilla se dobla generando un gran impulso sobre la parte delantera del cuerpo, en esta etapa el cuerpo lograra un avance que será generado por el antepié, lo que ocasionará la flexión de los dedos sobre la articulación del balanceo del pie, logrando que los músculos flexores de los dedos se encuentren de forma más estable y activos.

Preoscilación: Es la siguiente fase del apoyo bipodal al iniciar a caminar, el inicio de esta fase comenzara con el contacto en la superficie de la extremidad que se movió en la anterior fase, y termina con lo que antes era el apoyo (la separación de los dedos del pie), generando que la rodilla quede en la parte posterior del cuerpo con una posición de 35° y el tobillo con un 20° .

Al posicionar el peso de todo el cuerpo en la otra pierna, el musculo de los cuádriceps se mantiene inactivo para que la rodilla pueda realizar un movimiento de flexión para generar fuerza en la extremidad, al igual que los flexores de la cadera transmiten fuerza a las extremidades para iniciar un movimiento hacia adelante, lo que proporcionara una fuerza activa durante $2/3$ de esta fase, este movimiento va a generar que se mantenga una fuerza inerte y que la rodilla pueda flexionarse.. [19]

Tabla 8: Fases en el ciclo de una marcha normal

FASES EN EL CICLO DE MARCHA				
				
CONTACTO INICIAL	RESPUESTA DE CARGA	APOYO MEDIO	APOYO FINAL	PREOSCILACIÓN

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 8, se puede apreciar que debido a las cargas que se aplican en la marcha, la fase de apoyo medio es la más crítica, en la pierna que se encuentra en contacto con el suelo es la que soporta el mayor esfuerzo, mientras que la otra se encuentra en periodo de Preoscilación.

4.4. GRADOS DE LIBERTAD:

Los grados de libertad son generados por cuerpos rígidos o estructuras fijas, que no cuentan con la capacidad de moverse a menos que sean unidas por nodos o juntas. Los grados de libertad se entienden como el mínimo movimiento que poseen estos cuerpos para lograr un estado cinemático de un sistema mecánico.

4.4.1. Cuerpo rígido

Conjunto infinito de puntos unidos entre sí para conformar un cuerpo, estos están unidos unos a otros, bajo total restricción de movimiento.

4.4.2. ¿Cómo se calcula el grado de libertad?

Normalmente los sistemas mecánicos, suelen determinarse los grados de libertad por medio del criterio de Kutzbach el cual se expresa de la siguiente manera:

$$GDL = 3(n - 1) - 2J_1 - J_2$$

Donde:

GDL = Grado de libertad

n = numero de eslabones

J₁ = juntas completas con 1GDL

J₂ = juntas con 2 o mas GDL

De la expresión algebraica expresada anteriormente, se puede realizar una clasificación del sistema mecánico:

- Estructuras hiperestáticas, cuando $GDL < 0$.
- Estructuras isostáticas, cuando $GDL = 0$.

- Mecanismos, cuando $GDL > 0$.

Para el proyecto se considerarán los siguientes parámetros iniciales:

$$n = 2$$

$$J_1 = 2$$

$$J_2 = 0$$

Calculando los grados de libertad de la rodilla

$$GDL = 3(2 - 1) - 2(1) - 0$$

$$GDL = 3 - 2 = 1$$

La rodilla posee un solo grado de libertad en su movimiento (flexión y extensión). Este movimiento hace posible que la rodilla ajuste la distancia entre el cuerpo y el suelo, esto lo consigue aproximando o alejando el glúteo.

4.5. FUERZAS ACTUANTES

4.5.1. Cálculo de índice corporal

Se le denomina Índice de masa corporal (IMC), al peso de la persona(kg) fraccionado entre el cuadrado de la talla o estatura del individuo. El IMC se relaciona con la medición directa de la grasa corporal.

Para calcular el IMC se emplea siguiente formula

$$IMC = \frac{m(kg)}{(h(m))^2}$$

Donde:

IMC = índice de masa corporal

m = masa

h = altura o estatura

Existen categorías según el rango del valor del IMC, los cuales servirán como escenarios de análisis en el diseño.

Tabla 9: Escenarios por rango de valor de IMC

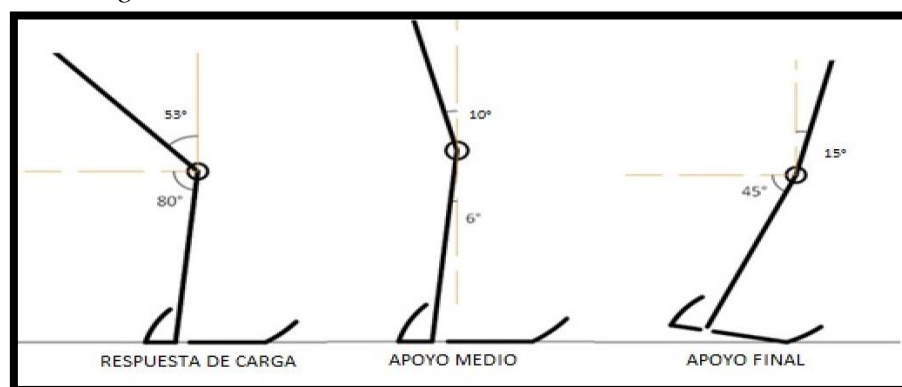
IMC	Estado
< 18.5	Bajo peso
18.5 – 24.9	Normal o Adecuado
25.0 – 29.9	Sobrepeso
$30 \leq$	obesidad

Fuente: ELAN (Archivos latinoamericanos de nutrición)

4.5.2. Análisis de fases críticas:

De las cargas que se aplican en la marcha, podemos distinguir tres fases críticas, las cuales se van a considerar para el análisis de fuerza aplicadas en la articulación, debido a que en estas tres fases se realiza el apoyo en una sola pierna.

Figura 22: *Fases críticas en el momento de la marcha*



Fuente: Elaboración Propia

Para estas tres fases se considerarán tres escenarios de acuerdo con el índice de masa corporal

Tabla 10: Escenarios críticos según su IMC

IMC	Escenarios
21.7	Adecuado
27.5	Sobrepeso
32.5	obesidad

Fuente: Elaboración propia

Según Dr. Heinner Guío medico investigador del INS (Instituto Nacional de Salud), estima que la talla promedio de los peruanos en hombres es de 1.62 metros y para mujeres 1.52 metros. Entonces se considerará un promedio para este estudio de:

$$talla = \frac{1.52 + 1.62}{2} = 1.57m$$

Escenarios:

De acuerdo al IMC, se hacen los respectivos cálculos para hallar el peso por escenario a considerar:

Formula:

$$IMC \left(\frac{kg}{m^2} \right) * (h (m))^2 * g(m/s^2) = W(N)$$

Donde:

IMC = Indice de masa corporal

m = Masa

h = Altura o estatura

W = Peso

I. Adecuado

$$W = 21.7 \left(\frac{kg}{m^2} \right) * (1.57 m)^2 * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$W = 524.72 N$$

II. Sobrepeso

$$W = 27.5 \left(\frac{kg}{m^2} \right) * (1.57 m)^2 * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$W = 664.97 N$$

III. Obesidad

$$W = 32.5 \left(\frac{kg}{m^2} \right) * (1.57 m)^2 * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

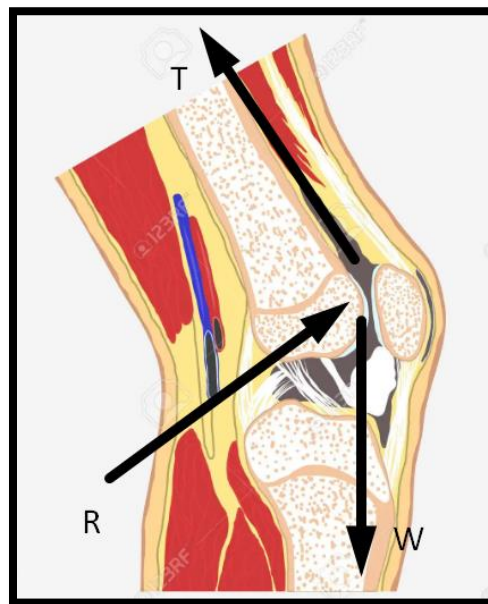
$$W = 785.87 \text{ N}$$

4.5.3. Análisis de cuerpo libre

Es esencial usar un análisis de cuerpo libre para las fuerzas coplanares que se originan en la rodilla, en este se evalúa la magnitud de la fuerza de reacción que realiza la rodilla sobre la articulación tibio-femoral. Adicionalmente, se reconocen tres principales fuerzas coplanares: la fuerza de reacción con el suelo (W), la fuerza ejercida a lo largo del tendón rotuliano (T) y la fuerza de reacción articular (R).

Para hallar las fuerzas T, W y R se emplea un triángulo de fuerzas en el cual se realizan cálculos vectoriales para su determinación.

Figura 23: DCL de fuerzas coplanares de rodilla

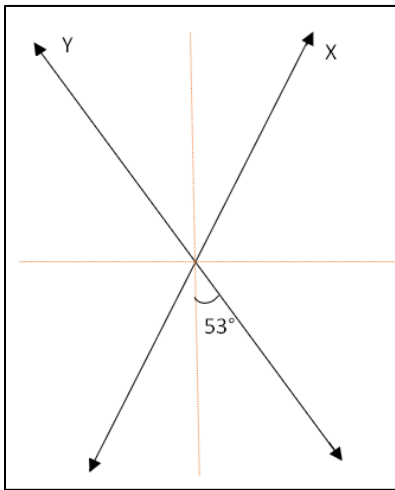


Fuente: Elaboración Propia

ESCENARIOS A EVALUAR:

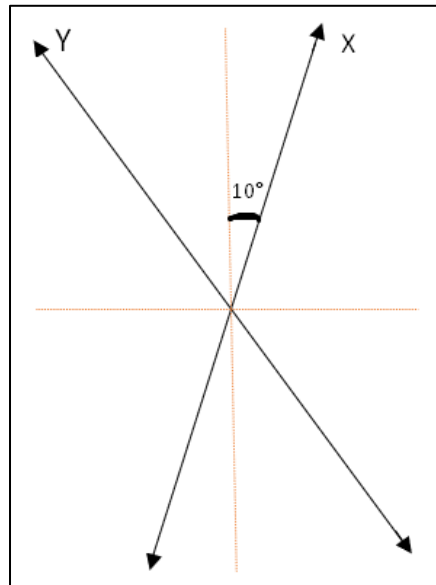
Tomar en cuenta que el posicionamiento del eje de coordenadas es oblicuo.

Figura 24: eje de coordenadas X, Y, para fase RESPUESTA DE CARGA



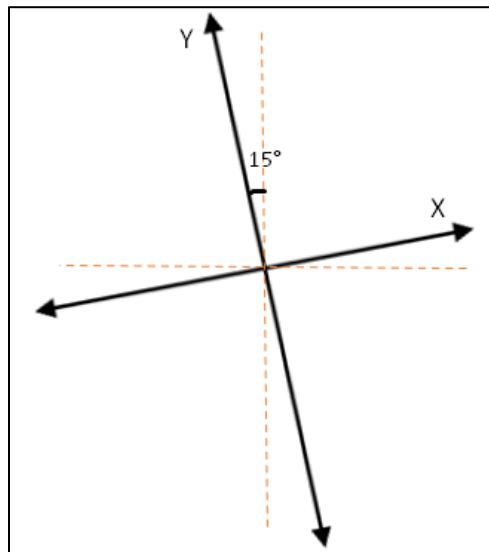
Fuente: elaboración propia

Figura 25: Eje de coordenadas X, Y, para fase APOYO MEDIO



Fuente: Elaboración propia

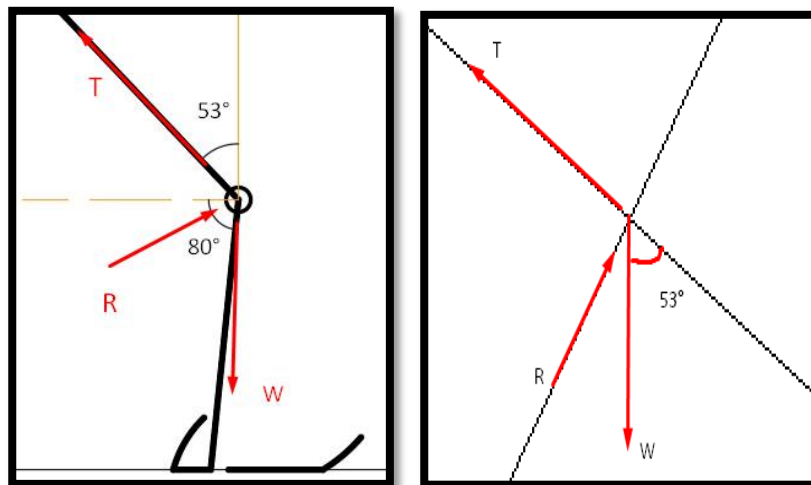
Figura 26: Eje de coordenadas X, Y, para fase APOYO FINAL



Fuente: Elaboración propia

I. ESCENARIO ADECUADO

FASE RESPUESTA DE CARGA



$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 53^\circ$$

$$R = 524.72 \operatorname{sen} 53^\circ$$

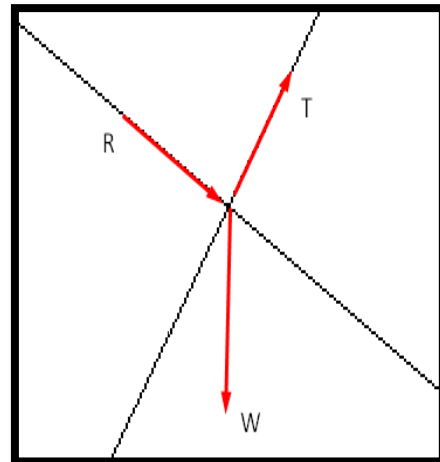
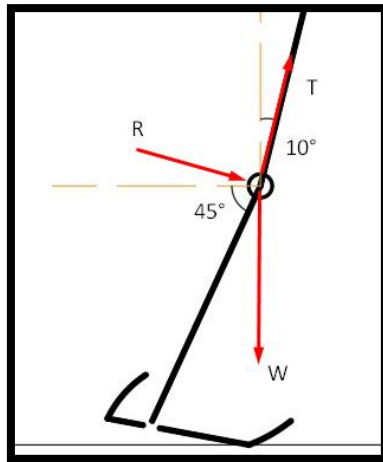
$$R = 419.06 \text{ N}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 53^\circ$$

$$T = 524.72 \operatorname{cos} 53^\circ$$

$$T = 315.78 \text{ N}$$

FASE APOYO MEDIO

$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 10^\circ$$

$$R = 524.72 \operatorname{sen} 10^\circ$$

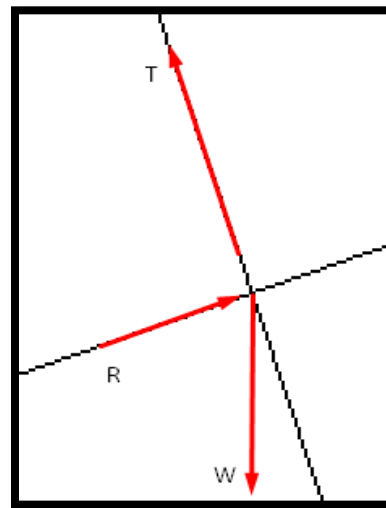
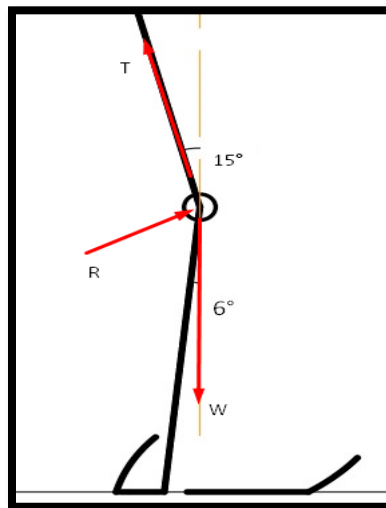
$$R = 91.12 \text{ N}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 10^\circ$$

$$T = 524.72 \operatorname{cos} 10^\circ$$

$$T = 516.75 \text{ N}$$

APOYO FINAL

$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 15^\circ$$

$$R = 524.72 \operatorname{sen} 15^\circ$$

$$R = 135.81 \text{ N}$$

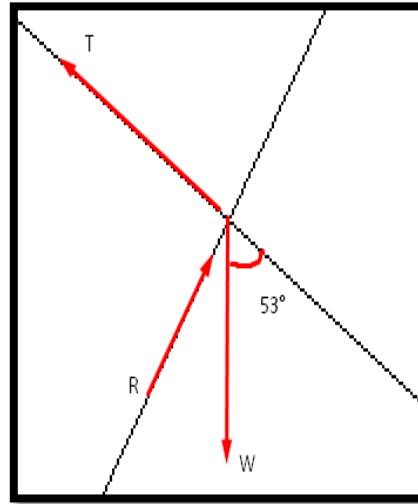
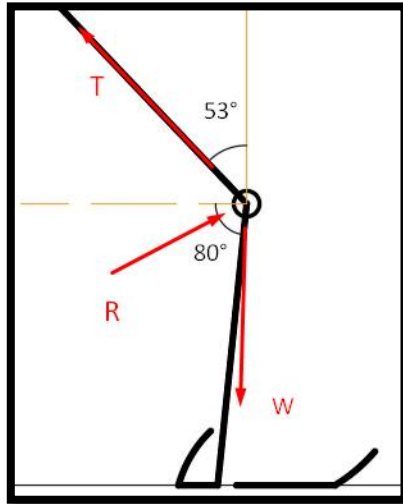
$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 15^\circ$$

$$T = 524.72 \operatorname{cos} 15^\circ$$

$$T = 506.84 \text{ N}$$

II. SOBREPESO

FASE RESPUESTA DE CARGA

$$\sum F_X = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 53^\circ$$

$$R = 664.97 \operatorname{sen} 53^\circ$$

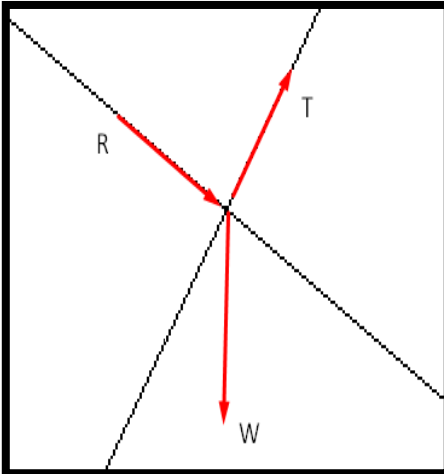
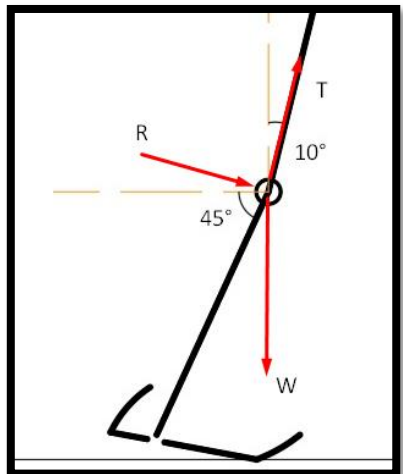
$$R = 531.07 \text{ N}$$

$$\sum F_Y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 53^\circ$$

$$T = 664.97 \operatorname{cos} 53^\circ$$

$$T = 400.19 \text{ N}$$

FASE APOYO MEDIO

$$\sum F_X = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 10^\circ$$

$$R = 664.97 \operatorname{sen} 10^\circ$$

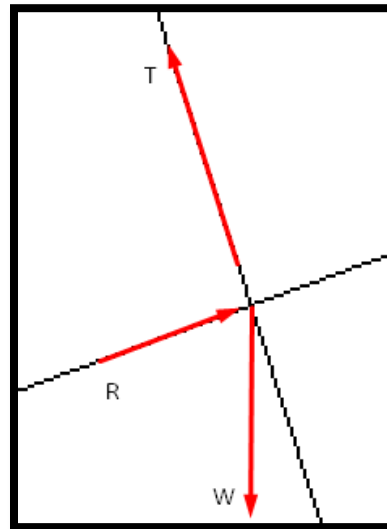
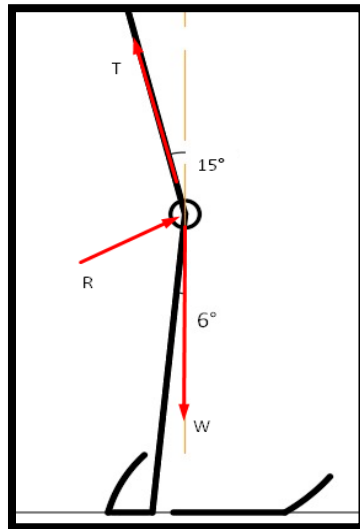
$$R = 115.47 \text{ N}$$

$$\sum F_Y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 10^\circ$$

$$T = 664.97 \operatorname{cos} 10^\circ$$

$$T = 654.87 \text{ N}$$

APOYO FINAL

$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 15^\circ$$

$$R = 664.97 \operatorname{sen} 15^\circ$$

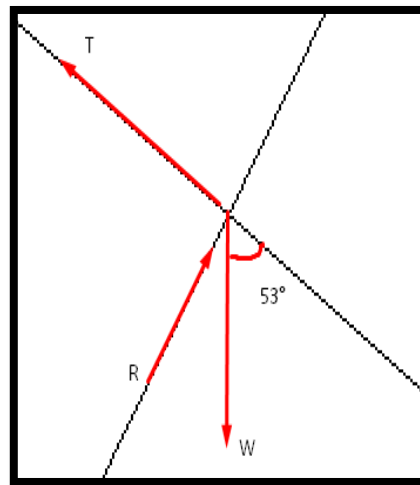
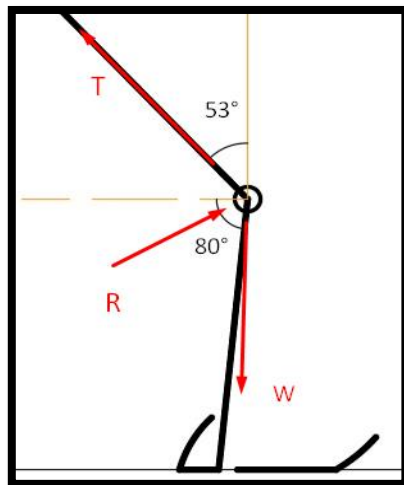
$$R = 172.11 \text{ N}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 15^\circ$$

$$T = 664.97 \operatorname{cos} 15^\circ$$

$$T = 642.31 \text{ N}$$

III. **OBESIDAD**FASE RESPUESTA DE CARGA

$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 53^\circ$$

$$R = 785.9 \operatorname{sen} 53^\circ$$

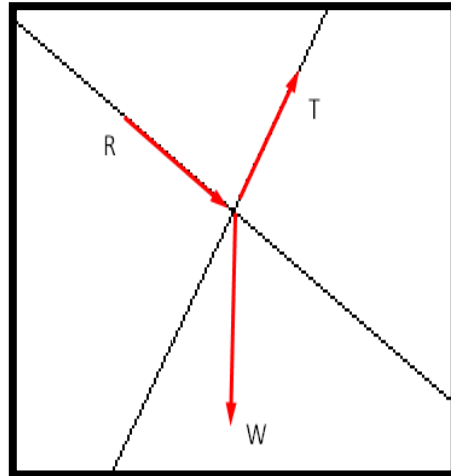
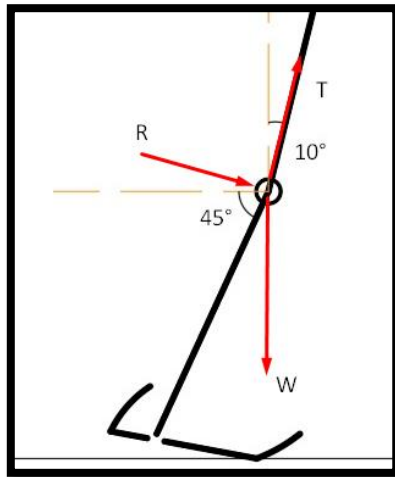
$$R = 627.62 \text{ N}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 53^\circ$$

$$T = 785.9 \operatorname{cos} 53^\circ$$

$$T = 472.95 \text{ N}$$

FASE APOYO MEDIO

$$\sum F_X = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 10^\circ$$

$$R = 785.9 \operatorname{sen} 10^\circ$$

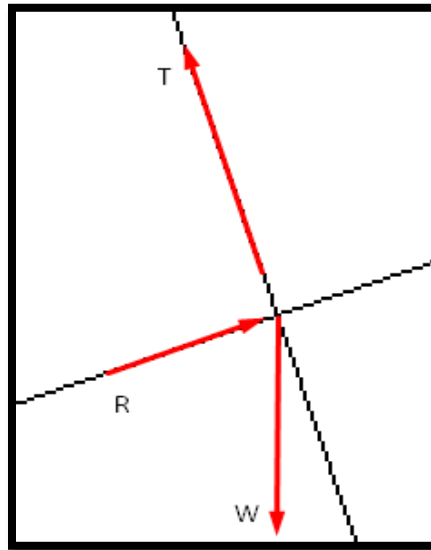
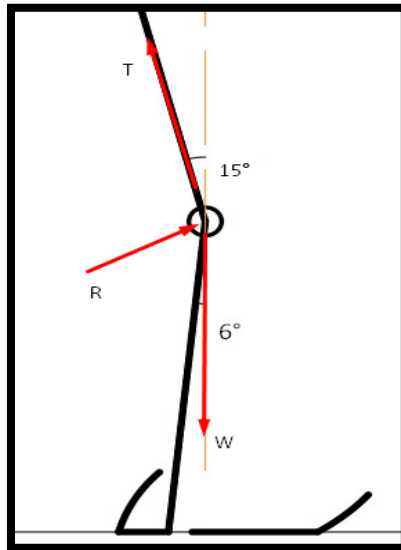
$$R = 136.46 \text{ N}$$

$$\sum F_Y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 10^\circ$$

$$T = 785.9 \operatorname{cos} 10^\circ$$

$$T = 773.93 \text{ N}$$

APOYO FINAL

$$\sum F_X = 0$$

$$R = W \operatorname{sen} 15^\circ$$

$$R = 785.9 \operatorname{sen} 15^\circ$$

$$R = 203.9 \text{ N}$$

$$\sum F_Y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos} 15^\circ$$

$$T = 785.9 \operatorname{cos} 15^\circ$$

$$T = 759.09 \text{ N}$$

Tabla 11: Resumen de esfuerzos

FASES	ESCENARIOS								
	ADECUADO			SOBREPESO			OBESIDAD		
	W	R	T	W	R	T	W	R	T
RESPUESTA DE CARGA	524,72	419,06	315,78	664,97	531,07	400,19	785,9	627,62	472,95
APOYO MEDIO	524,72	91,12	516,75	664,97	115,47	654,87	785,9	136,46	773,93
APOYO FINAL	524,72	135,81	506,84	664,97	172,11	642,31	785,9	203,4	759,09

Fuente: Elaboración propia

De esta tabla se aprecia que en el escenario “OBESIDAD”, existen cargas más grandes sobre la rodilla al realizar la flexión; la fase APOYO MEDIO será considerado para el análisis de esfuerzos, ya que la carga T es la de mayor valor y la que se quiere atenuar. (todas las cargas están expresadas en newton).

4.6. ESCENARIO DE SOPORTE MAXIMO DE UNA RODILLA:

En realidad, el peso de una persona considerando el sobrepeso no representa toda la carga que soporta una rodilla, de hecho, las fuerzas que puede soportar esta articulación son mayores al peso corporal, según estudios puede las rodillas soportar de 3 a 4 veces la presión ejercida del peso del cuerpo durante la marcha o el ascenso de escaleras. [6]

Análogamente se realizaron los cálculos para cada escenario considerando un aumento de 4 veces la carga hallada de cada IMC por escenario:

FASE RESPUESTA DE CARGA

$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen}53^\circ$$

$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos}53^\circ$$

FASE APOYO MEDIO

$$\sum F_x = 0$$

$$R = W \operatorname{sen}10^\circ$$

$$\sum F_y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos}10^\circ$$

FASE APOYO FINAL

$$\sum F_X = 0$$

$$R = W \operatorname{sen}10^\circ$$

$$\sum F_Y = 0$$

$$T = W \operatorname{cos}10^\circ$$

Tabla 12: Esfuerzos máximos que soporta una rodilla

FASES	ESCENARIOS CON AUMENTO DE 4 VECES								
	ADECUADO			SOBREPESO			OBESIDAD		
	W	R	T	W	R	T	W	R	T
RESPUESTA DE CARGA	2098.88	1676.24	1263.14	2659.88	2124.27	1600.76	3143.60	2510.59	1891.87
APOYO MEDIO	2098.88	364.47	2066.99	2659.88	461.88	2619.47	3143.60	545.88	3095.84
APOYO FINAL	2098.88	543.23	2027.36	2659.88	688.43	2569.25	3143.60	813.62	3036.48

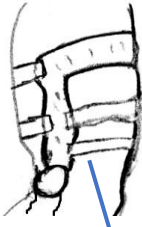
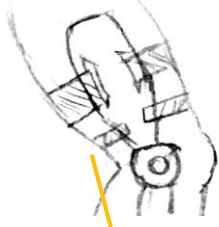




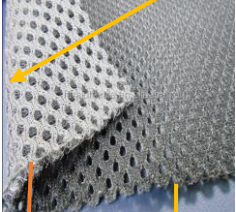
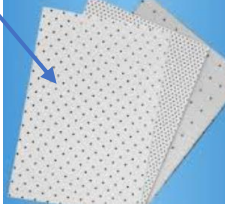
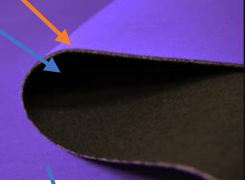

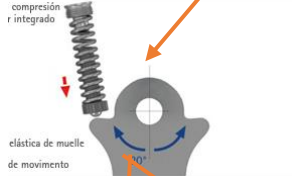
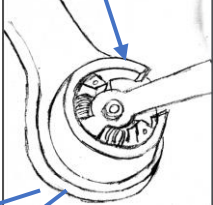

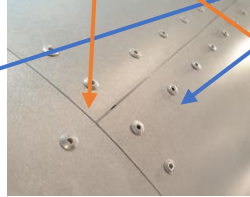

Fuente: Elaboración propia

Esta tabla muestra el incremento de esfuerzos por escenario, la cual luego servirá de comparación para estimar el porcentaje de reducción de tensiones en la articulación en estudio.

4.7. APLICACIÓN DE MATRIZ MORFOLÓGICA




De acuerdo con la metodología de Ulrich (Ulrich & Eppinger, 2013), la matriz morfológica constará de subfunciones que debe desempeñar la órtesis final y con opciones de solución para cada una de las subfunciones.[22]

Tabla 13: Matriz de posibles soluciones

Función	solución 1	solución 2	solución 3
Posicionar el miembro superior en la ortesis			
Sujeciones de órtesis	 velcro	 correas	 Broches
Recubrir	 tela respirable	 Material termoplástico	 Neopreno
Actuador de ortesis			
Unión			

Fuente: Elaboración propia

Tabla 14: Leyenda de soluciones

LEYENDA	
SOLUCIÓN	FLECHA
1	
2	
3	

Fuente: Elaboración propia

Tabla 15: Descripción se soluciones

SOLUCIÓN	COMPONENTES
1	Posicionador de miembro superior frontal Sujeción por correas Recubrimiento de neopreno Actuador amortiguación en movimiento circular Unión con tornillos y remaches
2	Posicionador de miembro superior lateral Sujeción por correas Recubrimiento de tela respirable Actuador mediante pistón Unión con tornillos
3	Posicionador de miembro superior frontal ligero Sujeción por correas y/o broches Recubrimiento de Neopreno Actuador mediante sistema de resortes Unión con remaches y/o uniones mecánicas

Fuente: Elaboración propia

4.8. EVALUACIONES DE SOLUCIÓN

Se realizará una evaluación de las soluciones propuestas, para obtener así la solución más adecuada del problema a resolver. Esta servirá para reducir la subjetividad a la hora de determinar cuál de las soluciones ofrecidas cumple mejor con los criterios predeterminados. En una tabla será hará la evaluación donde: Las filas contienen las decisiones que hemos planeado y las columnas contienen los criterios sobre los que queremos como: velocidad, confiabilidad, simplicidad, costo, eficiencia, etc.

Tabla 16: Criterios de selección

CRITERIO DE SELECCIÓN	JUSTIFICACIÓN	VALOR
Proceso de maquinado	Duración de procesos de manufactura	1-5
Seguridad en el ajuste	Sujeciones no deben permitir desplazamientos	1-5
Acoplamiento y desacoplamiento rápido	Reducir el tiempo de liberación en caso se necesario	1-5
Flexibilidad	Debe permitir a la articulación moderar la flexión	1-5
Bajo peso	Debe ser liviano	1-5
Durabilidad	De difícil desgaste en el tiempo	1-5
Comodidad	Indicador de aceptación del prototipo	1-5
Originalidad	Diseño ergonómico	1-5
FEA	Análisis de esfuerzos y desplazamientos	1-5

Fuente: Elaboración propia

Tabla 17: Matriz ponderada de evaluación de soluciones

Ítem	Criterios	soluciones			
		1	2	3	Óptimo
1	Proceso de maquinado	3	4	2	5
2	Seguridad en el ajuste	5	3	4	5
3	Acoplamiento y desacoplamiento rápido	4	3	4	5
4	Flexibilidad	4	4	4	5
5	Bajo peso	4	3	3	5
6	Durabilidad	4	3	3	5
7	Comodidad	5	3	4	5
8	Originalidad	4	4	4	5
9	FEA	-	-	-	-
	Suma total	33	27	28	40

Fuente: Elaboración propia

Del criterio de evaluación, se puede concluir que la opción de solución más óptima para el diseño es la opción 1.

4.9. SELECCIÓN DE MATERIAL

4.9.1. Herramienta de selección

Para la investigación se hará uso de la base de datos del software CES EduPack, la cual será usada en la evaluación y comparación de las propiedades de materiales principales usados en aplicaciones médicas. Generalmente los materiales más usados son a base de polipropileno debido equilibrio entre peso, precio, y absorción de esfuerzos.

Tabla 18: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Polipropileno (Copolímero, clarificado/nucleado)

Polipropileno (Copolímero, clarificado/nucleado)			
Nombres comerciales			
A. Schulman PP; Accpro; Amoco PP; aburrido; capileno; Certene; cosmopleno; domolén; Polipropileno Dow; El-Pro; EltexPAGS; Exxonmobil PP; Fhr Polipropileno; formoleno; globalene			
Usos típicos			
Juguetes, termoformados, láminas, tapas, recipientes, piezas exteriores e interiores de automóviles, componentes médicos, piezas mecánicas en general			
Precio			
Precio	5,85	5,95	PEN/kg
Precio por unidad de volumen	5,26E+03	5,39E+03	PEN/m ³
Propiedades físicas			
Densidad	897	906	kg/m ³
Propiedades mecánicas			
módulo de Young	1,18	1,41	GPa
Rigidez específica	1,31	1,57	MN.m/kg
Límite elástico (límite elástico)	24,6	30	MPa
Resistencia a la tracción	18,4	19,8	Mpa
Fuerza específica	27,2	33,2	kN.m/kg
Elongación	62	524	% strain
Elongación en el rendimiento	5,41	9,52	% strain
módulo de compresión	1,18	1,41	GPa
Fuerza compresiva	31,8	33,4	MPa
Módulo de flexión	1,12	1,36	Gpa
Resistencia a la flexión (módulo de ruptura)	32,3	35,9	MPa
Módulo de corte	0,454	0,465	Gpa
Módulo de volumen	2,27	2,32	Gpa
coeficiente de Poisson	0,402	0,41	

Factor de forma	5,2	
Dureza - Vickers	8	HV
Energía elástica almacenada (muelles)	232	350 kJ/m ³
Resistencia a la fatiga a 10 ⁷ ciclos	7,45	7,82 MPa
Propiedades de impacto y fractura		
Tenacidad a la fractura	1,26	1,33 MPa.m ^{0.5}
Dureza (G)	1,17	1,44 kJ/m ²
Resistencia al impacto, con muescas 23 °C	5,02	9,09 kJ/m ²
Resistencia al impacto, sin muescas 23 °C	102	123 kJ/m ²
Propiedades térmicas		
Punto de fusión	151	167 °C
punto de reblandecimiento Vicat	131	151 °C
Temperatura máxima de servicio	69,4	86,8 °C
Temperatura mínima de servicio	-25	-10 °C
Conductividad térmica	0,225	0,234 W/m.°C
Capacidad calorífica específica	1,88E+03	1,92E+03 J/kg.°C
Coeficiente de expansión térmica	58,2	59,7 μ strain/°C
Resistencia al choque térmico	312	406 °C
Resistencia a la distorsión térmica	0,0038	0,00398 MW/m
Propiedades eléctricas		
Resistividad eléctrica	9,90E+22	1,01E+23 μ ohm.cm
Conductividad eléctrica	1,71E-21	1,74E-21 %IACS
Constante dieléctrica (permisividad relativa)	2,06	2,14
Factor de disipación (tangente de pérdidas dieléctricas)	2,94E-04	3,06E-04
Rigidez dieléctrica (ruptura dieléctrica)	21,3	22,1 MV/m

Fuente: elaboración propia

Tabla 19: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Epoxi/fibra de carbono HS

Epoxi/fibra de carbono HS, tela no ondulada con infusión de resina, laminado UD
Nombres comerciales
CICOM; Voraforce 5300; Araldite XB3585/XB345B; Cytec XM TR750; EPIKOTE™ TRAC 06170; Darón 120

Usos típicos			
Componentes automotrices livianos			
Precio			
Precio	63,7	73,9	PEN/kg
Precio por unidad de volumen	9,87E+04	1,17E+05	PEN/m ³
Propiedades físicas			
Densidad	1,55E+03	1,58E+03	kg/m ³
Propiedades mecánicas			
módulo de Young	110	131	GPa
Rigidez específica	70	83,7	MN.m/kg
Límite elástico (límite elástico)	1,48E+03	1,84E+03	MPa
Resistencia a la tracción	1,48E+03	1,84E+03	Mpa
Fuerza específica	947	1,18E+03	kN.m/kg
Elongación	1,38	1,60E+00	% strain
módulo de compresión	105	1,11E+02	GPa
Fuerza compresiva	1,20E+03	1,44E+03	MPa
Módulo de flexión	97	9,90E+01	Gpa
Resistencia a la flexión (módulo de ruptura)	1,27E+03	1,37E+03	MPa
Módulo de corte	3,2	5,4	Gpa
Módulo de volumen	7,7	10,3	Gpa
coeficiente de Poisson	0,32	0,34	
Factor de forma	7,05		
Dureza - Vickers	10,8	21,5	HV
Energía elástica almacenada (muelles)	9,13E+03	4,20E+03	kJ/m ³
Resistencia a la fatiga a 10 ⁷ ciclos	815	1,20E+03	MPa

Propiedades de impacto y fractura			
Tenacidad a la fractura	60,2	73,5	MPa.m ^{0.5}
Dureza (G)	30	45,4	kJ/m ²
Resistencia al impacto, con muescas 23 °C	131	160	kJ/m ²
Propiedades térmicas			
Punto de fusión	100	140	°C
punto de reblandecimiento Vicat	140	220	°C
Temperatura máxima de servicio	-123	-73	°C
Temperatura mínima de servicio	3,9	6,6	W/m.°C
Conductividad térmica	902	1,04E+03	J/kg.°C
Coefficiente de expansión térmica	-0,44	0,16	µstrain/°C
Resistencia al choque térmico	-3,10E+05	-3,13E+04	°C
Propiedades eléctricas			
Resistividad eléctrica	9,71E+04	2,87E+05	µohm.cm
Conductividad eléctrica	6,01E-04	1,78E-03	% IACS
Potencial galvánico	1,40E-01	0,22	V

Fuente: elaboración propia

Tabla 20: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material ABS (20% carbon fiber, EMI shielding, conductive, flame retarded)

ABS (20% carbon fiber, EMI shielding, conductive, flame retarded)
Nombres comerciales
Electrafil, RTP

Usos típicos			
Aplicaciones aeroespaciales, automotrices bajo el capó, equipos comerciales, aplicaciones eléctricas/electrónicas, carcasas (dispositivos eléctricos, médicos), piezas de impresora.			
precio			
Precio	25,4	30,2	PEN/kg
Precio por unidad de volumen	3,15E+04	3,89E+04	PEN/m ³
Propiedades físicas			
Densidad	1,24E+03	1,29E+03	kg/m ³
Propiedades mecánicas			
módulo de Young	11,2	12,9	GPa
Rigidez específica	8,83	10,2	MN.m/kg
Límite elástico (límite elástico)	86,2		MPa
Resistencia a la tracción	96,5	117	Mpa
Fuerza específica	66,8	69,5	kN.m/kg
Elongación	2		% strain
Elongación en el rendimiento	1,5		% strain
módulo de compresión	6,87	7,57	GPa
Fuerza compresiva	96,5		MPa
Módulo de flexión	9,93	12,1	Gpa
Resistencia a la flexión (módulo de ruptura)	138	152	MPa
Módulo de corte	4,25	4,68	Gpa
Módulo de volumen	22,2	12,9	Gpa
coeficiente de Poisson	0,331	0,365	
Factor de forma	10,3		
Dureza - Vickers	25	27	HV
Energía elástica almacenada (muelles)	288	332	kJ/m ³
Resistencia a la fatiga a 10 ⁷ ciclos	38,6	46,8	MPa

Propiedades de impacto y fractura			
Tenacidad a la fractura	2,14	2,59	MPa.m ^{0.5}
Dureza (G)	0,38	0,559	kJ/m ²
Resistencia al impacto, con muescas 23 °C	5,3	8	kJ/m ²
Resistencia al impacto, sin muescas 23 °C	27	53	kJ/m ²
Propiedades termicas			
Punto de fusión	107	118	°C
punto de reblandecimiento Vicat	67	87	°C
Temperatura máxima de servicio	-45	-35	°C
Temperatura mínima de servicio	0,36		°C
Conductividad térmica	1,48E+03	1,54E+03	W/m.°C
Coefficiente de expansión térmica	31	36	µstrain/°C
Resistencia al choque térmico	194	238	°C
Resistencia a la distorsión térmica	0,01	0,0116	MW/m
Propiedades eléctricas			
Resistividad eléctrica	4,14E+08	2,41E+09	µohm.cm
Conductividad eléctrica	7,15E-08	4,16E-07	%IACS
Potencial galvánico	0,01	0,0116	V

Fuente: elaboración propia

Tabla 21: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Polypropylene (10% carbon fiber)

Polypropylene (10% carbon fiber)			
Nombres comerciales			
A. Schulman PP; Accpro; Amoco PP; aburrido; capileno; Certene; cosmopleno; domolén; Polipropileno Dow; El-Pro; EltexPAGS; Exxonmobil PP; Fhr Polipropileno; formoleno; globalene			
Usos típicos			
Juguetes, termoformados, láminas, tapas, recipientes, piezas exteriores e interiores de automóviles, componentes médicos, piezas mecánicas en general			
precio			
Precio	14,1	15,9	PEN/kg
Precio por unidad de volumen	1,31E+04	1,50E+04	PEN/m ³
Propiedades físicas			
Densidad	932	947	kg/m ³
Propiedades mecánicas			
módulo de Young	2,92	3,95	GPa
Rigidez específica	3,11	4,21	MN.m/kg
Límite elástico (límite elástico)	21,7	23,3	MPa
Resistencia a la tracción	15,5	16,3	Mpa
Fuerza específica	23	24,8	kN.m/kg
Elongación	8,06	10,7	% strain
Elongación en el rendimiento	5,01	6,43	% strain
módulo de compresión	2,92	3,95	GPa
Fuerza compresiva	26,3	27,6	MPa
Módulo de flexión	2,68	3,07	Gpa
Resistencia a la flexión (módulo de ruptura)	32,7	34,3	MPa
Módulo de corte	1,22	1,25	Gpa
Módulo de volumen	4,52	4,63	Gpa

coeficiente de Poisson	0,372	0,38	
Factor de forma	10,9		
Dureza - Vickers	7		HV
Energía elástica almacenada (muelles)	62,9	87,3	kJ/m ³
Resistencia a la fatiga a 10 ⁷ ciclos	6,2	6,51	MPa
Propiedades de impacto y fractura			
Tenacidad a la fractura	1,1	1,16	MPa.m ^{0.5}
Dureza (G)	0,32	0,438	kJ/m ²
Resistencia al impacto, con muescas 23 °C	9,28	16,7	kJ/m ²
Resistencia al impacto, sin muescas 23 °C	23,3	33,2	kJ/m ²
Propiedades térmicas			
Punto de fusión	167	176	°C
punto de reblandecimiento Vicat	143	164	°C
Temperatura máxima de servicio	95	114	°C
Temperatura mínima de servicio	-17	-3	°C
Conductividad térmica	0,264	0,274	W/m.°C
Capacidad calorífica específica	1,83E+03	1,86E+03	J/kg.°C
Coefficiente de expansión térmica	42,4	43,5	µstrain/°C
Resistencia al choque térmico	132	179	°C
Resistencia a la distorsión térmica	0,00612	0,00641	MW/m
Propiedades eléctricas			
Resistividad eléctrica	3.16e10	3.16e12	µohm.cm
Conductividad eléctrica	5.45e-11	5.45e-9	%IACS
Potencial galvánico	0,14	0,22	V

Fuente: elaboración propia

Tabla 22: Propiedades físicas, mecánicas, térmicas, eléctricas, de impacto y fractura del material Polycarbonate (40% PAN Carbon Fiber, Conductive - EMI Shielding)

Polycarbonate (40% PAN Carbon Fiber, Conductive - EMI Shielding)
Nombres comerciales

Edgetek, Karlex, Latilon, Ramtough			
Usos típicos			
Carcasas de máquinas comerciales, carcasas de instrumentos, cascos de seguridad, aparata eléctrica, utensilios de cocina y vajilla, componentes médicos (esterilizables).			
precio			
Precio	39,9	45,1	PEN/kg
Precio por unidad de volumen	5,43E+04	6,21E+04	PEN/m ³
Propiedades físicas			
Densidad	1,36E+03	1,38E+03	kg/m ³
Propiedades mecánicas			
módulo de Young	20,7	21,4	GPa
Rigidez específica	15,1	15,6	MN.m/kg
Límite elástico (límite elástico)	127	132	MPa
Resistencia a la tracción	159	165	Mpa
Fuerza específica	92,7	96,5	kN.m/kg
Elongación	1	2	% strain
módulo de compresión	20,7	21,4	GPa
Fuerza compresiva	144	159	MPa
Módulo de flexión	19,3	19,9	Gpa
Resistencia a la flexión (módulo de ruptura)	234	241	MPa
Módulo de corte	7,81	8,08	Gpa
Módulo de volumen	19,5	20,5	Gpa
coeficiente de Poisson	0,318	0,331	
Factor de forma	11,4		
Dureza - Vickers	38	40	HV
Energía elástica almacenada (muelles)	383	415	kJ/m ³

Resistencia a la fatiga a 10 ⁷ ciclos	56,8	73,9	MPa
Propiedades de impacto y fractura			
Tenacidad a la fractura	4,78	6,68	MPa.m ^{0.5}
Dureza (G)	1,11	2,07	kJ/m ²
Resistencia al impacto, sin muescas 23 °C	7,9	11	kJ/m ²
Propiedades térmicas			
Punto de fusión	142	158	°C
Temperatura máxima de servicio	111	126	°C
Temperatura mínima de servicio	-47	-37	°C
Conductividad térmica	0,696	0,753	W/m.°C
Capacidad calorífica específica	1,40E+03	1,45E+03	J/kg.°C
Coefficiente de expansión térmica	19,8	25,9	µstrain/°C
Resistencia al choque térmico	237	312	°C
Resistencia a la distorsión térmica	0,0278	0,0367	MW/m
Propiedades eléctricas			
Resistividad eléctrica	1,00E+07	1,00E+08	µohm.cm
Conductividad eléctrica	1.72e-6	1.72e-5	%IACS
Potencial galvánico	0,14	0,22	V

Fuente: elaboración propia

Usando las propiedades de las tablas 18, 19, 20, 21 y 22; se realiza la selección del material que se adapta mejor a las necesidades para el diseño de la órtesis. Los parámetros principales para la selección son: módulo de Young, coeficiente de Poisson, módulo de tracción, densidad y precio.

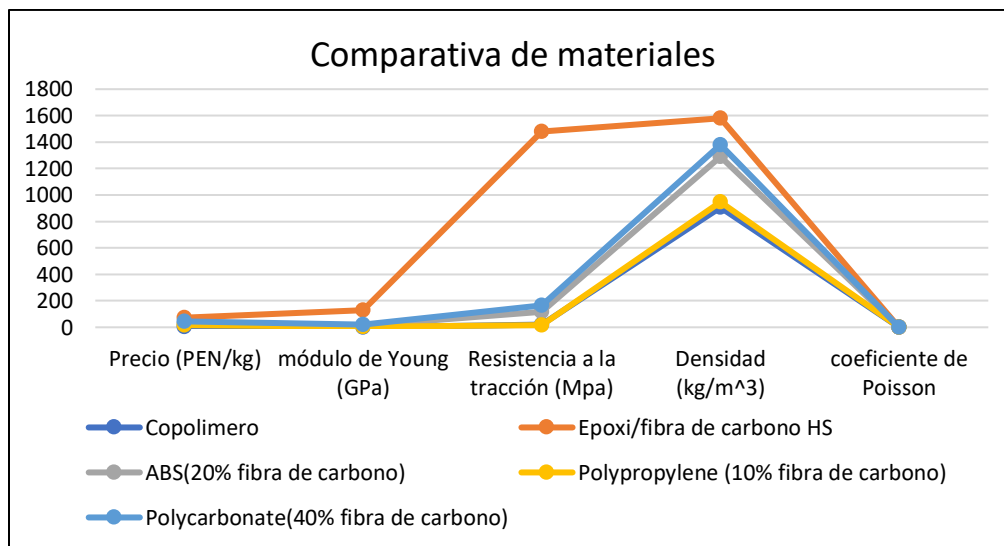
4.9.2. Comparativa de materiales de diseño

Tabla 23: Evaluación de propiedades según material

Materiales	Propiedades				
	Precio (PEN/kg)	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a la tracción (Mpa)	Densidad (kg/m ³)	Coefficiente de Poisson
Copolímero	5,95	1,41	19,8	906	0,41
Epoxi/fibra de carbono HS	73,9	131	1,48E+03	1,58E+03	0,34
ABS (20% fibra de carbono)	30,2	12,9	117	1,29E+03	0,365
Polypropylene (10% fibra de carbono)	15,9	3,95	16,3	947	0,38
Polycarbonate (40% fibra de carbono)	45,1	21,4	165	1,38E+03	0,331

Fuente: Elaboración propia

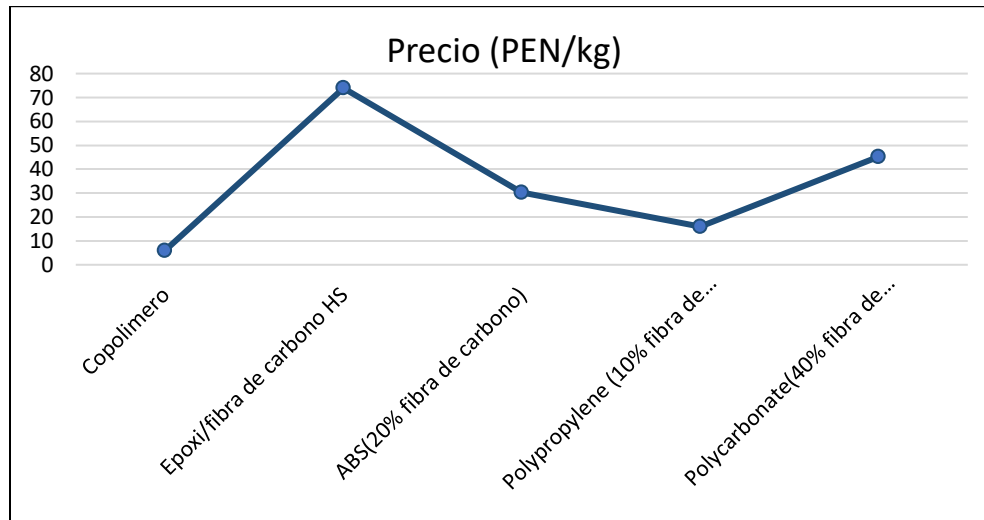
Figura 27: Comparativa de propiedades según material



Fuente: Elaboración propia

La figura 27, muestra cómo se comportan las propiedades de los cinco materiales evaluados, donde se puede apreciar que los materiales menor densidad están entre Copolímero y Polypropylene (10% carbon fiber); también se puede apreciar que los materiales con mejor módulo de Young y resistencia a tracción son el Epoxi/fibra de carbono HS y el Polycarbonate (40% PAN Carbon Fiber, Conductive - EMI Shielding)

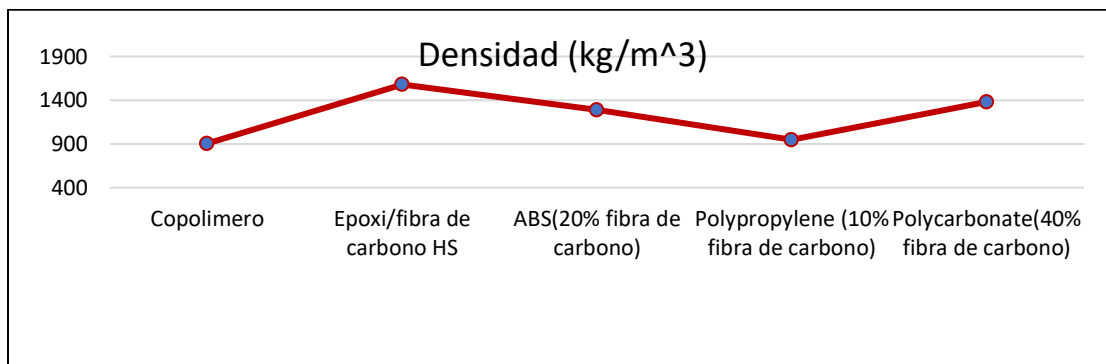
Figura 28: Gráfica de precios según material



Fuente: Elaboración propia

De la figura 28, se pueden destacar los materiales: Copolimero, polypropilene (10% fibra de carbono) ya que, son los más económicos para la elaboración del diseño.

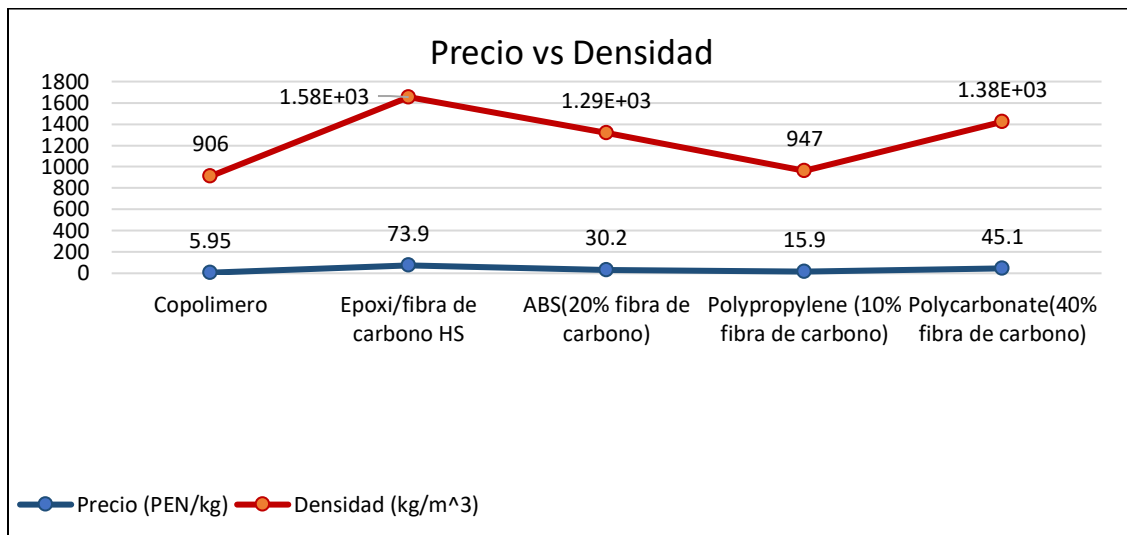
Figura 29: Gráfica de densidades según material



Fuente: Elaboración propia

Si se desea un menor precio para la elaboración de la ortesis, se tiene que tener en cuenta la densidad de cada material, de la figura 29 sobresalen dos materiales con menor densidad a comparación con los demás materiales (Copolimero y polypropylene(10% fibra de carbono)).

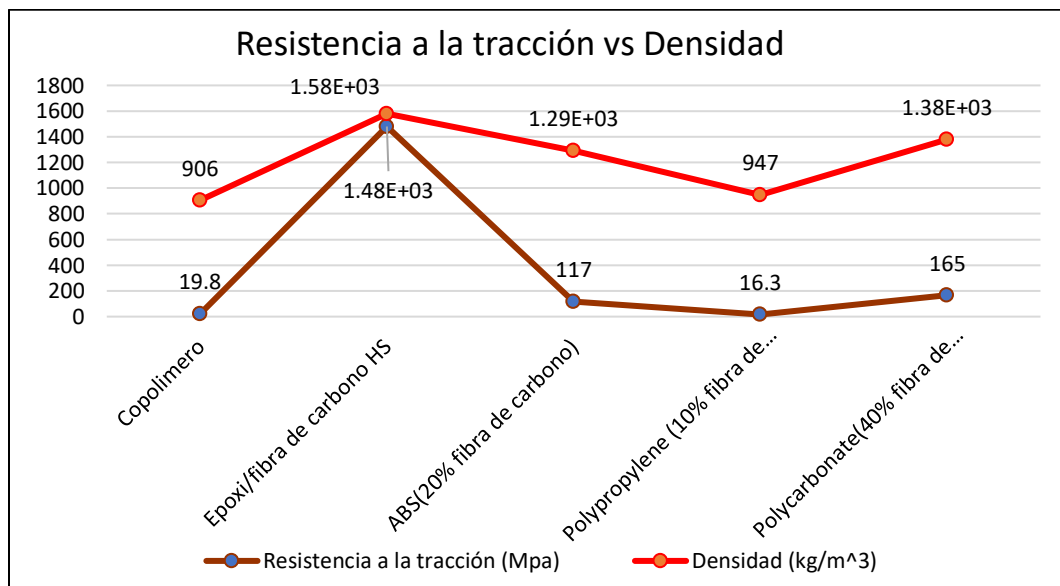
Figura 30: Gráfica evaluación de precio vs densidad según material



Fuente: Elaboración propia

En la figura 30, los materiales copolímero y polypropylene (10% fibra de carbon) cuentan con la menor densidad y costo.

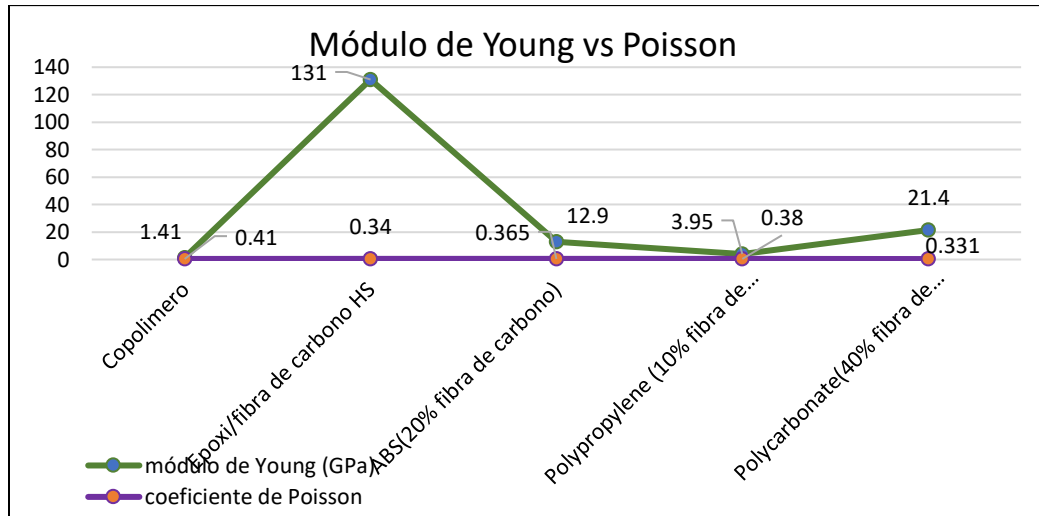
Figura 31: Evaluación de materiales según su resistencia a la tracción vs densidad



Fuente Elaboración propia

En la figura 31, debido a su densidad y alto costo se descarta el material Epoxi/Fibra de carbono; y se destacan tres materiales: ABS (20% fibra de carbono), polypropylene (10% fibra de carbono), copolímero. En ese mismo orden.

Figura 32: Evaluación de materiales según módulo de Young vs Coeficiente de poisson



Fuente: elaboración propia

Ya que se descartó inicialmente al material Epoxi/fibra de carbono HS, de la Figura 32, sobresalen 2 material en el siguiente orden: ABS (20% fibra de carbono), Polypropylene (10% fibra de carbono).

Tabla 24: Categorización de materiales con respecto al orden de aceptación para la selección del diseño

Resumen de gráficas		
Precio vs Densidad	Módulo de Young vs poisson	Módulo de tracción vs Densidad
Copolimero	ABS (20% fibra de carbono)	ABS (20% fibra de carbono)
Polypropylene (10% fibra de carbono)	Polypropylene (10% fibra de carbono)	Polypropylene (10% fibra de carbono)
ABS (20% fibra de carbono)	Polycarbonate (40% fibra de carbono)	Copolimero

Fuente: Elaboración propia

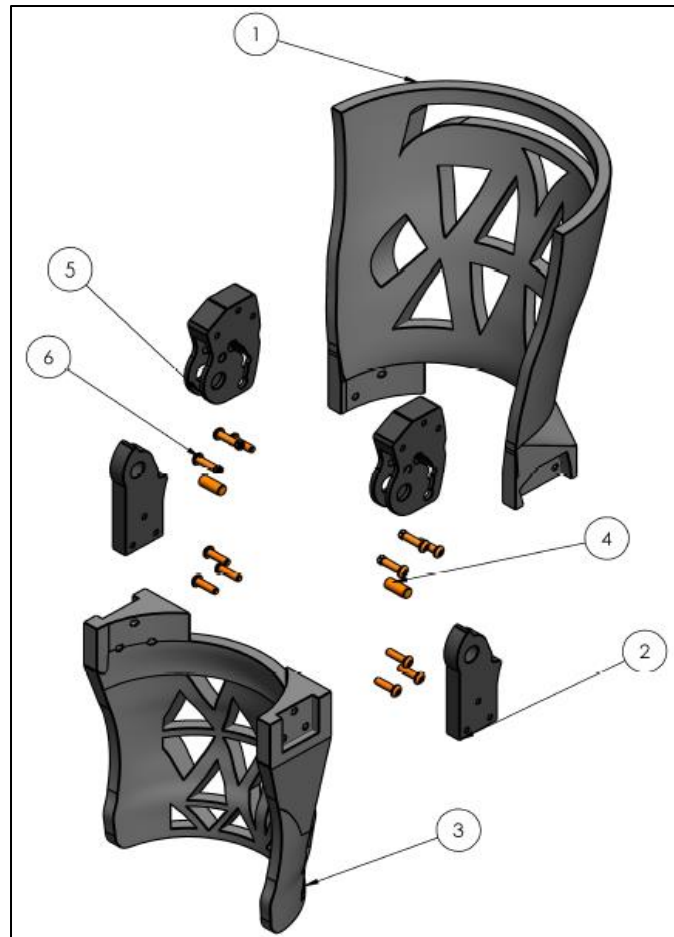
Por último, de la Tabla 24, se puede afirmar que el material más adecuado para las necesidades del diseño es el material Polypropylene (10% fibra de carbono), debido a que es el material más estable en cuanto a las propiedades evaluadas en los gráficos anteriores.

4.10. DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADORA DE ÓRTESIS

Se hizo uso del software SolidWorks por su tecnología, documentación técnica y automatizada para la realización de diseños 2D y 3D, además cuenta con opciones de análisis y simulación para el diseño creado.

El presente diseño consta de seis elementos para el ensamble:

Figura 33: Vista explosionada de elementos de órtesis



Fuente: Elaboración propia

Tabla 25: Elementos de órtesis

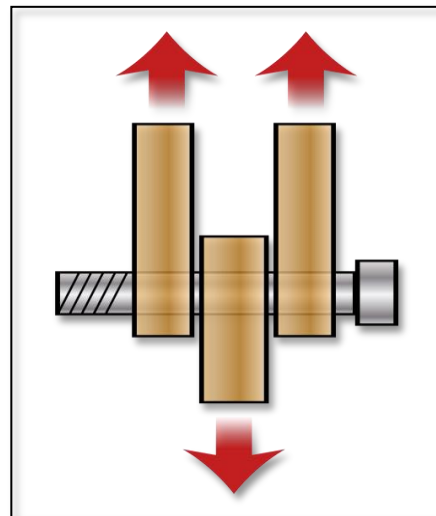
nro	Elemento	Cantidad
1	Valva de ortesis superior	1
2	Articulación fija	2
3	Valva de ortesis inferior	1
4	Pasador fijo	2
5	Articulación flotante	2
6	Tornillo hexagonal	12

Fuente: Elaboración propia

4.10.1. Diseño en pasadores:

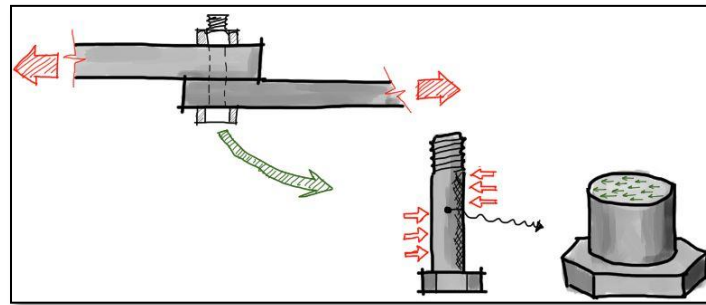
Para la selección de el diámetro del pasador fijo, se tendrá en cuentas los esfuerzos cortantes que se generan, se tomaron las cargas máximas de los componentes que interactúan con el pasador.

Figura 34: Fuerzas que actúan en un pasador



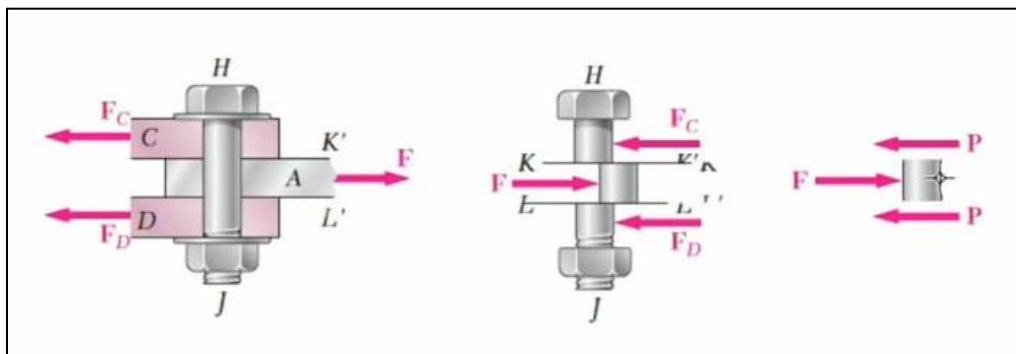
Fuente: <https://www.freepng.es/>

Figura 35: Efectos del esfuerzo cortante simple



Fuente: <https://marcelopardo.com/>

Figura 36: Esfuerzo doble



Fuente: [20]

Se observa en la Figura 36, que el cortante P en cada una de las secciones $P=F/2$, entonces se procede al cálculo del esfuerzo cortante promedio, que se obtiene de la división del cortante entre su área transversal del pasador.

$$\tau_{prom} = \frac{P}{A}$$

Donde:

τ_{prom} : Esfuerzo cortante promedio (N/m^2)

P : Carga aplicada sobre el sistema (N)

A : Área de la sección del pasador (m^2)

4.10.2. Factor de seguridad

Es una medida de seguridad mínima de un elemento que se encuentra sometida a una carga. Pasando al proceso de verificación del factor de seguridad. Debemos tener en cuenta la carga máxima que puede soportar el pasador en condiciones normales. Para establecer el factor de seguridad se utiliza: [20]

$$F.S = \frac{\textit{esfuerzo último}}{\textit{esfuerzo permisible}}$$

Un factor de seguridad es indispensable para la solución de las siguientes incertidumbres:

- Incertidumbre en el análisis del diseño
- Incertidumbre en la selección del material
- Incertidumbre en tolerancias de manufactura.

No existen pautas generales publicadas, por lo cual los diseñadores deben evaluar el factor de seguridad de acuerdo a las condiciones de cada aplicación, es obvio que se debe seleccionar un valor moderado del factor de seguridad, superior a 1. [20]

Lineamientos de factor de seguridad para el diseño:

Tabla 26: Lineamientos de factor de seguridad para materiales dúctiles

N= 1,25 a 2,0	El diseño de estructuras bajo cargas estáticas, para las que haya un alto grado de confianza en todos los datos del diseño.
N= 2,0 a 2,5	Diseño de elementos de máquina bajo cargas dinámicas con una confianza promedio en todos los datos de diseño.
N= 2,5 a 4	Diseño de estructuras estáticas o elementos de máquina bajo cargas dinámicas con incertidumbre acerca de las cargas, propiedades de los materiales, análisis de esfuerzos o el ambiente.
N= 4 a más	Diseño de estructuras estáticas o elementos de máquinas bajo cargas dinámicas, con incertidumbre en cuanto a alguna combinación de cargas, propiedades del material, análisis de esfuerzos o el ambiente. El deseo de dar una seguridad adicional a componentes críticos puede justificar también el empleo de estos valores.

Fuente: [20]

Para el pasador fijo 1:

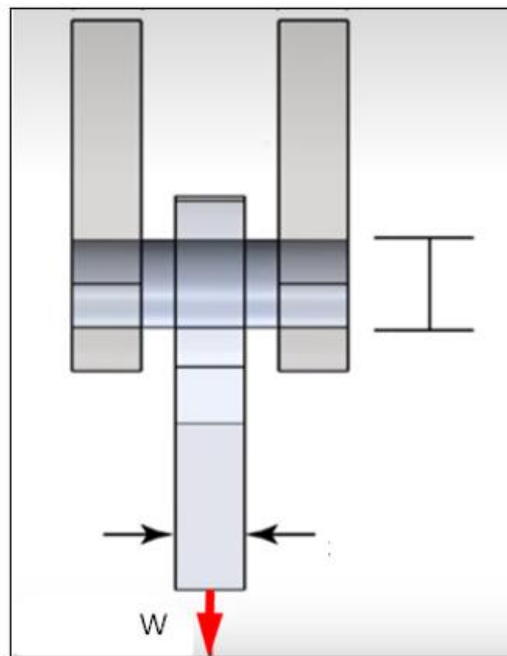
Partiremos según la tabla 26 con un factor de seguridad de 2 para asegurar su óptimo desempeño. El esfuerzo último del acero AISI 304 a usar tiene un valor de 206,8 MPa.

$$2 = \frac{206,8 \text{ MPa}}{\text{esfuerzo permisible}}$$

$$\text{esfuerzo permisible} = 103,4 \text{ MPa}$$

De esto se puede concluir que el pasador puede soportar un esfuerzo menor o igual a 103,4 MPa

Figura 37: Representación de esfuerzos cortantes en el pasador fijo



Fuente: Elaboración propia

Esfuerzo cortante promedio:

Para el diseño se considera $w = 785,9$, este dato es extraídos de la Tabla 11.

$$\tau_{prom} = \frac{P}{A}$$

$$103,4 \text{ MPa} = \frac{785,9}{2} \frac{N}{A \text{ m}^2}$$

$$A = 1.869 \times 10^{-5} \text{ m}^2$$

Entonces el Diámetro mínimo necesario para el pasador será:

$$D = \sqrt{\frac{4A}{\pi}}$$

$$D = \sqrt{\frac{4(1.869 \times 10^{-5} \text{ m}^2)}{\pi}}$$

$$D = 4.88 \text{ mm} = 0.19 \text{ pulg}$$

Figura 38: Diámetros comerciales para pasadores fijos

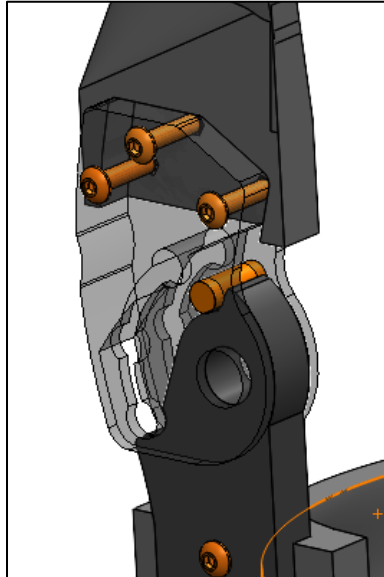
		ESPECIFICACIONES EN PULGADAS					
Diámetro nominal		5/64 0,078	3/32 0,094	1/8 0,125	5/32 0,156	3/16 0,187	1/4 0,250
Diámetro "D"	Mín.	0,0761	0,0917	0,1230	0,1542	0,1855	0,2480
	Máx.	0,0781	0,0937	0,1250	0,1562	0,1875	0,2500
Bisel "C"	Mín.	0,005	0,008	0,008	0,010	0,015	0,015
Longitud "L"	0,250						
	0,312						
	0,375						
	0,437						
	0,500						
	0,562	Tolerancia de longitud					
	0,625	± 0,010					
	0,750						
	0,875						
	1,000						
	1,250						
	1,500						
	1,750						
2,000							

Fuete: SPIROL catálogo pasadores lisos [21]

Tomando en cuenta la figura anterior, la selección adecuada de acuerdo con el diámetro hallado (0.19 pulg) es un pasador de diámetro nominal de ¼ de pulgada.

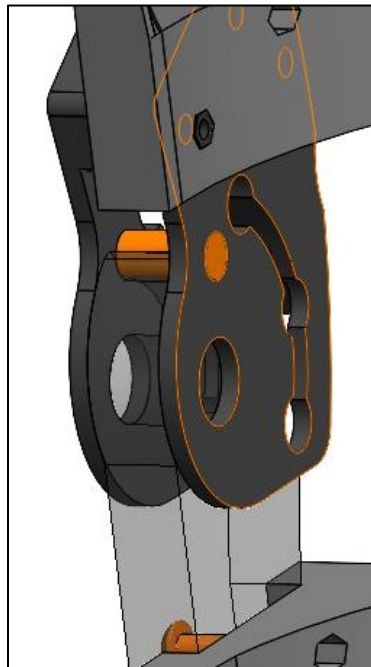
Para el pasador fijo n°2:

Figura 39: Pasador fijo-vista isométrica externa



Fuente: Elaboración propia

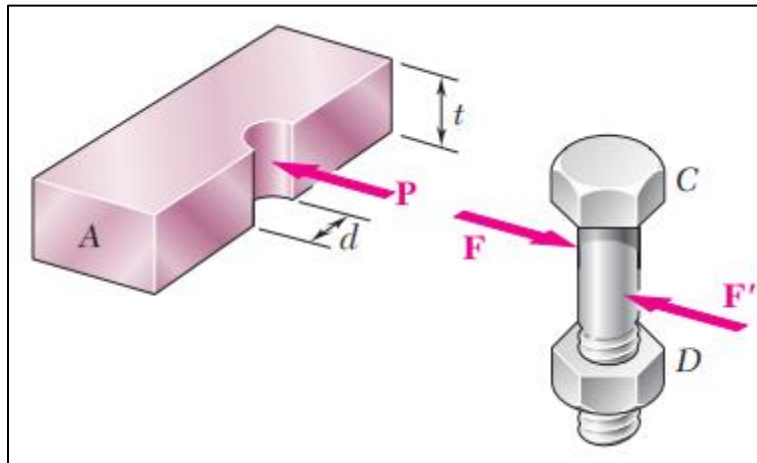
Figura 40: Pasador fijo 2 - vista isométrica interna



Fuente: Elaboración propia

En este elemento se crean esfuerzos en la superficie de contacto de los elementos que se conectan, se produce el fenómeno conocido como esfuerzo de aplastamiento.

Figura 41: Esfuerzo por aplastamiento

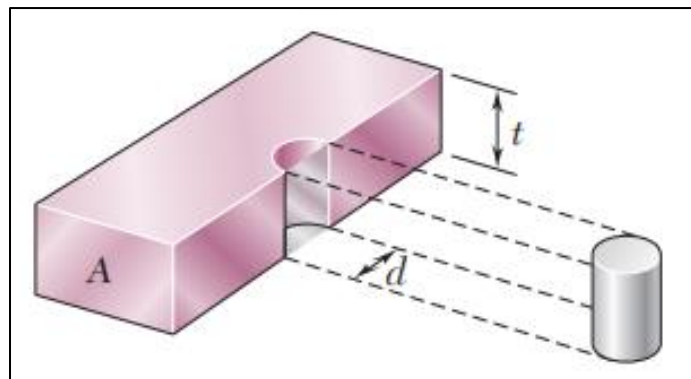


Fuente: [22]

De la imagen se puede apreciar que en el pasador la fuerza P que se aplica sobre la placa A es igual y opuesta a la fuerza F que ejerce la placa sobre el pasador. Entonces:

$$P = F$$

Figura 42: Área de contacto por esfuerzo cortante



Fuente: [22]

Teniendo en cuenta que ahora el área de contacto a considerar es el área proyecta $t \times d$, se procede al cálculo del esfuerzo promedio de apoyo:

$$\sigma_b = \frac{P}{A} = \frac{P}{t \times d}$$

De igual manera que el pasador fijo1, se halla el esfuerzo permisible con el Factor de seguridad considerado, tener en cuenta que se usó el mismo material (AISI 304):

$$2 = \frac{206.8 \text{ MPa}}{\text{esfuerzo permisible}}$$

$$\text{esfuerzo permisible} = 103,4 \text{ MPa}$$

Por lo que se puede concluir que el pasador fijo 2 cumple con las expectativas requeridas para el diseño.

El área de contacto en el pasador es $t \times d \text{ mm}^2$, donde $t = 8 \text{ mm}$.

Remplazando:

$$\sigma_b = \frac{P}{A}$$

$$103,4 \text{ MPa} = \frac{785,9 \text{ N}}{8 \times 10^{-3} \text{ m} \times D}$$

$$D = 4.67 \text{ mm} = 0.18 \text{ pulg}$$

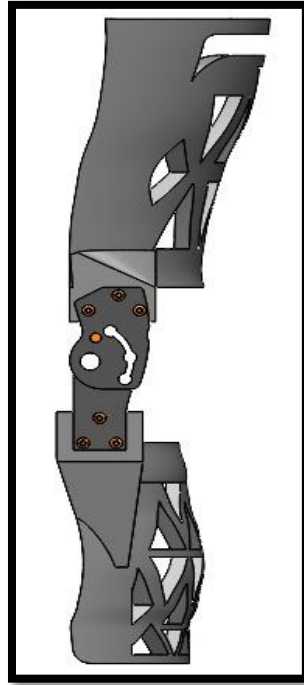
Sabiendo el diámetro mínimo del pasador, de la Figura 35 se seleccionó un diámetro de 3/16 de pulg.

4.10.3. Ensamble de órtesis:

El ensamble de los componentes mencionados en la Tabla 25, se realizó de manera directa sin subensambles. Para logra un correcto ensamble se hizo uso de relaciones de posición que brinda el software SolidWorks.

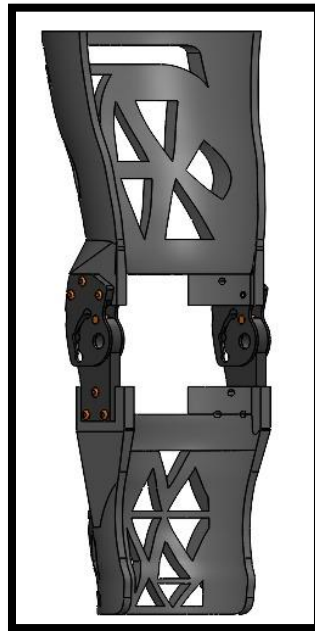
Las relaciones de posición se resuelven como un sistema. Por lo que el orden de las relaciones de posición no importa, ya que todas se resuelven simultáneamente.

Figura 43: Diseño de ortesis activa estabilizadora de rodilla en vista lateral



Fuente: Elaboración propia

Figura 44: Vista isométrica de órtesis



Fuente: Elaboración propia

4.11. SIMULACIÓN ESTÁTICO LINEAL DEL DISEÑO

El análisis estática aplicada en la fase APOYO MEDIO de la marcha, en el escenario OBESIDAD, cuenta con una aplicación de la fuerza W ocasionada por el peso del individuo, equivalente a 785.9 N, y esta estará aplicada sobre la superficie de pasador en forma vertical con dirección vertical hacia la vista planta.

La órtesis se posiciona de forma vertical con una pequeña inclinación de 10° de la valva superior para simular la fase de marcha seleccionada. Las valvas tanto inferior como superior estarán sujetadas por correas por lo que se les considera sujeciones de geometría fija en su parte interior.

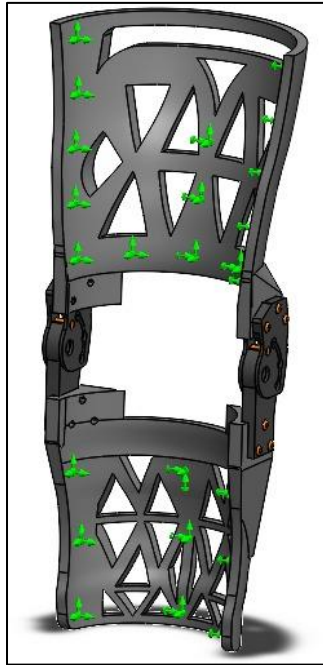
Los materiales usados son Polipropileno (10% fibra de carbono) para las valvas y acero AISI 304 para los demás componentes.

Tabla 27: Parámetros de diseño por elemento

Elemento	Cantidad (Und)	Fuerzas actuantes	Material	Límite elástico (MPa)
Valva superior	1	-	polipropileno(10% fibra de carbono)	23,3
Valva inferior	1	-	polipropileno(10% fibra de carbono)	23,3
Articulación fija	2	-	AISI 304	206,8
Articulación flotante	2	-	AISI 304	206,8
Pasador fijo	2	785,9	AISI 304	206,8
Pernos	12	-	AISI 304	206,8

Fuente: Elaboración propia

Figura 45: Sujeciones de geometría fija



Fuente: Elaboración propia

Análisis de la órtesis por el método de elementos finitos (MEF)

Se hizo el análisis de las cargas por el método de elementos finitos a fin de comprender el comportamiento del diseño, ya al realiza una flexión de rodilla la ortesis esta encargada de atenuar los esfuerzos que produce esta acción.

Tensión de Von Mises:

Se realizo un análisis de Von Mises utilizando el MEF con intención de visualizar las deformaciones y parámetros de los esfuerzos a los que está sometido el diseño.

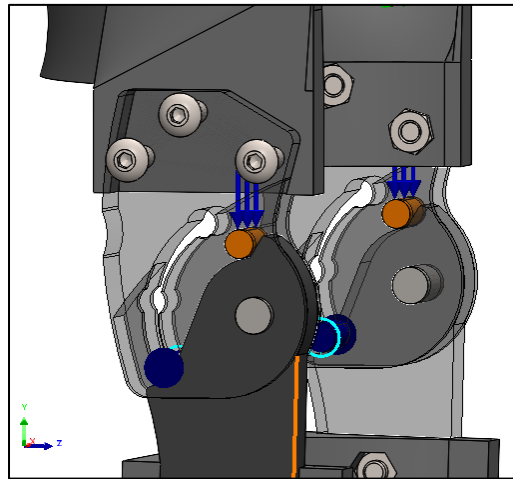
Desplazamiento estático:

Representa al producto final del movimiento, es un vector que especifica la distancia entre una posición inicial y final de un componente o eslabón.

Deformación unitaria:

Es una cantidad adimensional, es la proporción del cambio de longitud con respecto a la longitud original.

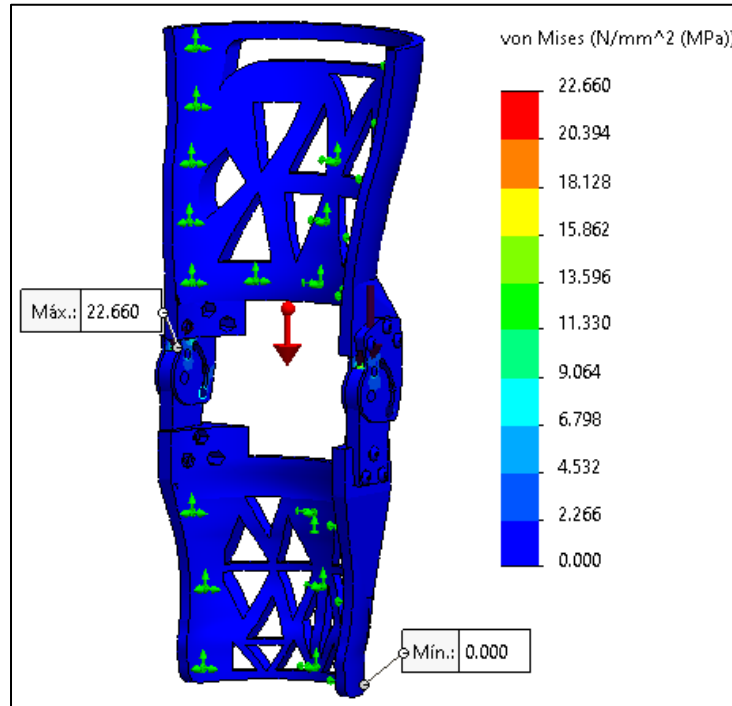
Figura 46: Aplicación de fuerza W



Fuente: Elaboración propia

Se aplicó la fuerza de 785,9 N en dirección vertical hacia abajo dividida entre ambos pasadores, se consideró la gravedad $9,81 \text{ m/s}^2$

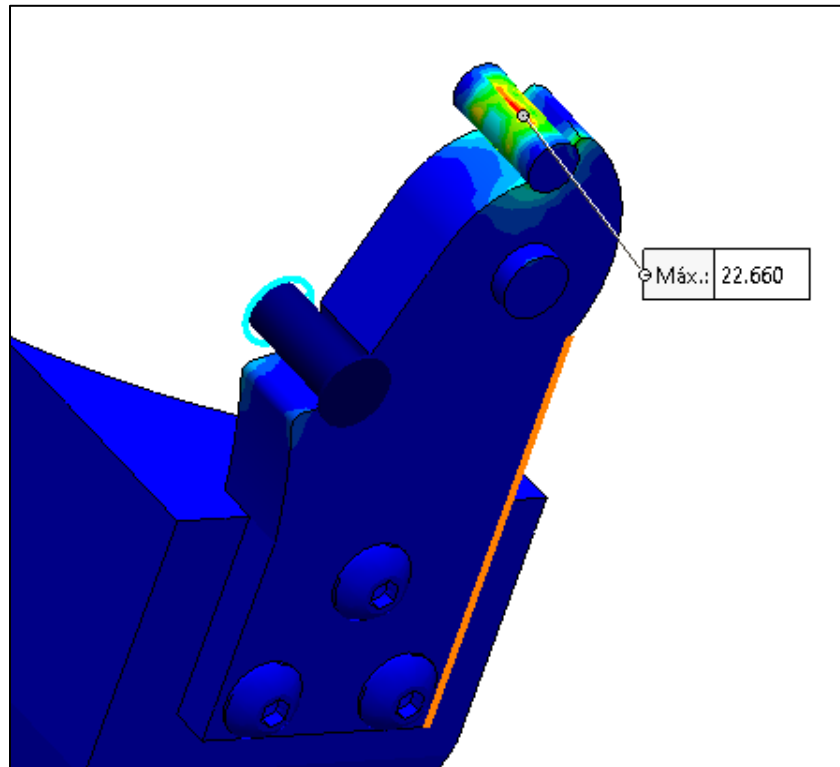
Figura 47: Tensión de Von Mises



Fuente: Elaboración propia

Al observar la distribución de esfuerzos en el diseño simulado bajo una carga de 785,9 N. Se obtuvo un esfuerzo máximo de 22.66 MPa en la parte posterior del pasador fijo, que se encuentra conectado a la articulación mecánica del diseño.

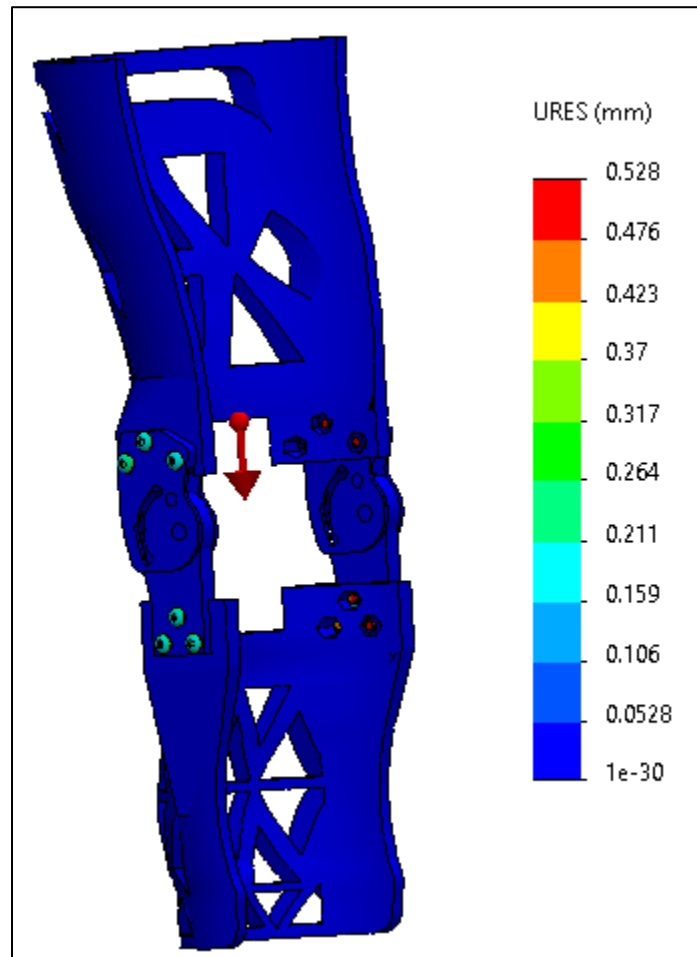
Figura 48: Zona afectada en análisis estático de tensión nodal



Fuente: Elaboración propia

El esfuerzo máximo de 22.66 MPa no supera el límite elástico del material usado (AISI 306) el cual es de 206,8 MPa, por lo que se concluye que no afecta al diseño en lo absoluto.

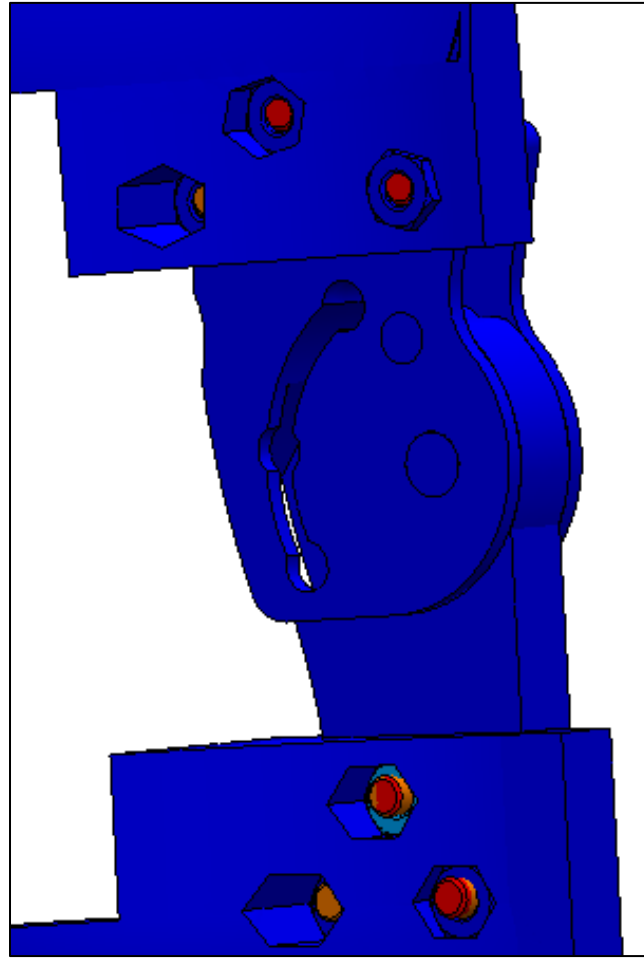
Figura 49: Desplazamiento estático



Fuente: Elaboración propia

En esta figura 49, se muestra la variación de los desplazamientos resultantes con un valor de 0.528 mm, el cual tiene un valor muy bajo y el desplazamiento ligeramente notable ocurre en los tornillos que unen la articulación mecánica con las valvas de la órtesis.

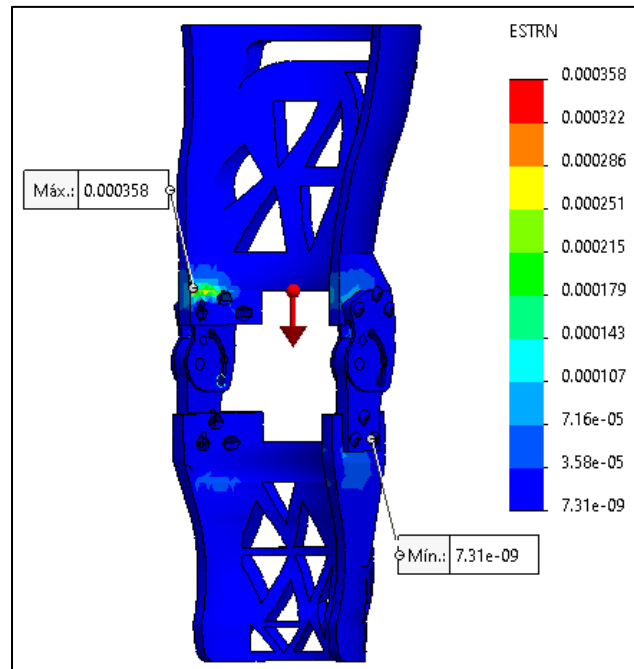
Figura 50: Zona afectada en el desplazamiento estático



Fuente: Elaboración propia

En la figura 51, se muestra las zonas donde se genera los mayores desplazamientos estáticos

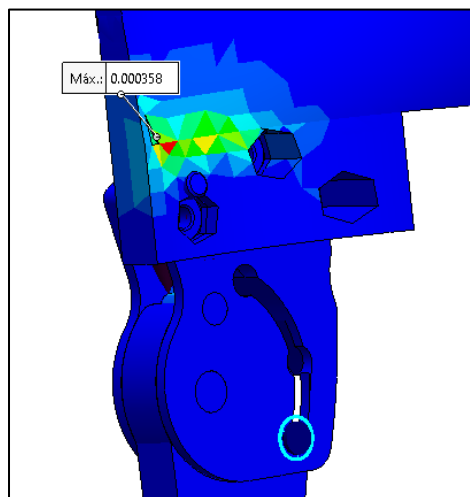
Figura 51: Deformación unitaria estática



Fuente: Elaboración propia

De la figura 51, presenta la deformación unitaria que sufre el diseño cuando se le aplicó la fuerza del peso del individuo. La deformación unitaria máxima alcanza un 0.000358, un valor muy bajo, por lo que se puede concluir que el diseño realizado no se deformará.

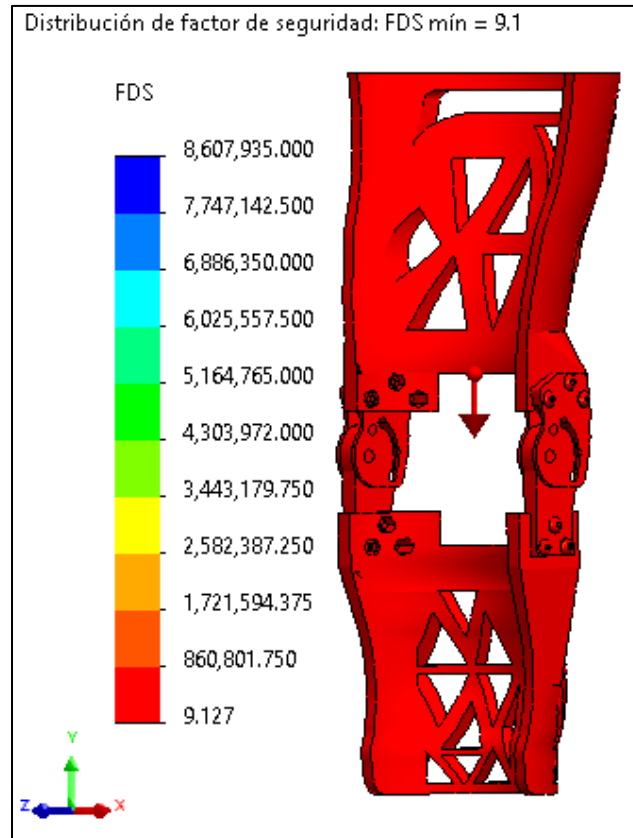
Figura 52: Zona afectada por deformación unitaria



Fuente: Elaboración propia

La figura 52 muestra las zonas que podría ser la más afectada en cuanto a la deformación unitaria.

Figura 53: Factor de seguridad mínimo



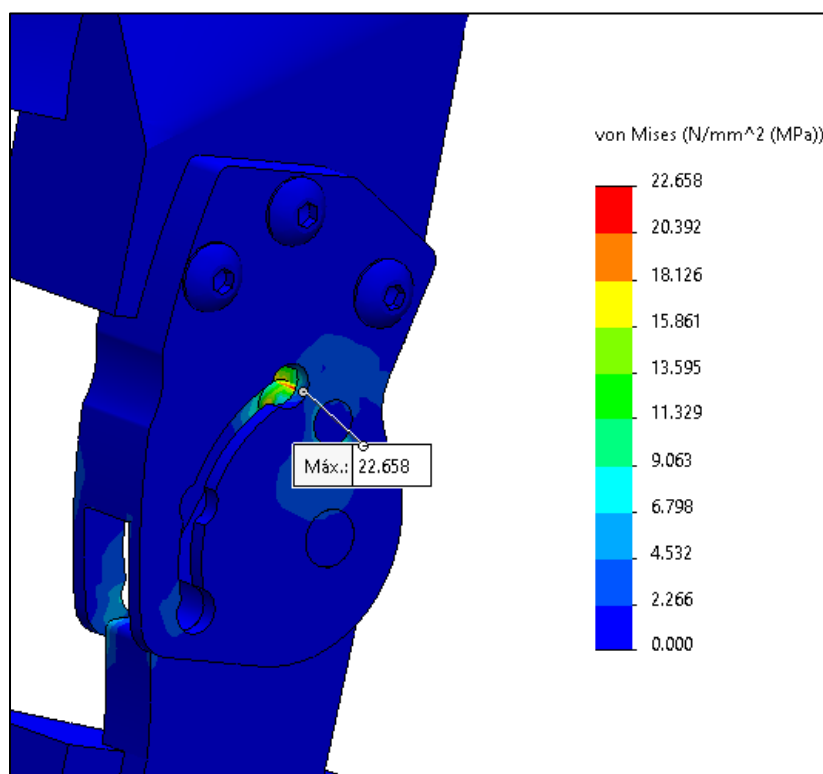
Fuente: Elaboración propia

Se muestra en la figura 53, que el factor de seguridad general que genera los resultados de SolidWorks tiene un valor de 9,1, esto indica que el diseño de la órtesis será muy capaz de soportar una carga de 785,9 N sin problemas.

4.12. COMPARATIVA DE ATENUACION DE ORTESIS:

En este proceso de realizaran una secuencia de cálculos usando los resultados obtenidos de la simulación estática lineal de la órtesis diseñada. Primero se identifica cada pieza del ensamble, se registran sus áreas y las tensiones de Von Mises correspondientes usando la escala de colores generada en SolidWorks, las cuales están plasmadas en la tabla 27.

Figura 54: Escala de colores de tensión de Von Mises



Fuente: Elaboración propia

La figura 54 muestra una escala de colores que representa el comportamiento del material de cada pieza de la ortesis en función de las tensiones efectivas aplicadas. Esta escala nos permitirá identificar las tensiones de Von Mises en cada componente del ensamblaje.

Tabla 28: Datos preliminares para el porcentaje de la atenuación

Piezas	Área (mm ²)	Mpa(N/mm ²)	Fuerzas puntuales(N)	% de atenuación
art_superior	6756.25	2.266	15309.66	487%
art_inferior	4086.33	2.266	9259.62	295%
pasador_art	302.73	4.532	1371.97	44%
pasador_tope	227.77	22.658	5160.81	164%
perno (6)	311.62	2.266	706.13	22%

Fuente: Elaboración propia

Para calcular las fuerzas halladas en la Tabla 28 se realizó la multiplicación de la tensión de von Mises respectiva en cada elemento de la ortesis con su área correspondiente. Según esta tabla, el componente que experimenta las mayores tensiones de Von Mises es el pasador tope fijo (pasador_tope), con un valor de 22.658 MPa (N/mm²). Dado que este elemento soporta la mayor presión, se llevarán a cabo pruebas para ver el comportamiento de la atenuación.

Tabla 29: Comportamiento de atenuación en componente crítico

PASADOR TOPE FIJO			
Área (mm ²)	Mpa(N/mm ²)	Fuerzas puntuales(N)	% de atenuación
227.77	22.658	5160.81	164.17%
227.77	18.126	4128.56	131.33%
227.77	11.329	2580.41	82.08%
227.77	6.798	1548.38	49.26%

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 29 usaremos el mismo procedimiento que la tabla 27 con exclusividad en el análisis del PASADOR TOPE FIJO, para el valor de las tensiones de Von Mises se usó la escala de colores de la figura 55, se seleccionaron 4 valores limites con respecto a sus colores, así como se muestra en la tabla, a fin de garantizar que el elemento en estudio logre disminuir las tensiones generadas por la osteocondritis usaremos el valor más bajo (valor de color azul en escala de colores) lo cual produce un valor de 49.26% de atenuación.

$$\% \text{ atenuación} = \frac{\text{Fuerzas puntuales(N)}}{4 * \text{peso corporal}}$$

$$\% \text{ atenuación} = \frac{\text{Fuerzas puntuales(N)}}{3143.60}$$

5. ESTIMACIÓN DE MANUFACTURA DE ÓRTESIS:

Se realizó una estimación de costos que intenta brindar una descripción general del presupuesto para llevar a cabo el desarrollo y producción de la ortesis activa de rodilla

para pacientes con osteocondritis. Los costos de fabricación de la órtesis son calculados en base a costos de la materia prima, fabricación y mano de obra.

5.1. DESCRIPCIÓN DE COSTOS DE MATERIA PRIMA

Tabla 30: Costos de materia prima preliminares

Descripción	Unidad	Cantidad	Precio (S/.)
Polypropylene (10% carbon fiber)	kg	0.2475	15.9
Acero	kg	0.16704	17.22
Neopreno	lamina	1	29.42

Fuente: Elaboración propia

Para la elaboración de la ortesis es necesario considerar un adicional en el material Polypropylene (10% carbon fiber) debido a que se harán recortes, moldeo y acabados finales. Paro lo cual se consideró o 50% extra. De la misma manera para el acero.

Tabla 31: Costos de materias primas empleadas

costos por	Descripción	unidad	cantidad	precio (S/.)	costo (S/.)
Material	Polypropylene (10% carbon fiber)	kg	0,37125	15,9	5,90
	Acero	kg	0,25056	17,22	4,31
	Neopreno	lamina	1	29,42	29,42
				Total	S/. 39,64

Fuente: Elaboración propia

5.2. DESCRIPCIÓN DE COSTOS DE PRODUCCIÓN

Tabla 32: Costos de producción y herramientas a fin

costos por	Descripción	unidad	cantidad	precio (S/.)	costo (S/.)
Proceso de acabado	Pieza superior de órtesis	und	1	65	65,00
	Pieza inferior de órtesis	und	1	65	65,00
Accesorios (uniones y/o sujeciones)	Pernos button	und	6	4,9	29,40
	Tuerca hexagonal	und	6	2,5	15,00
Accesorios de acabados	Lijas	Pliego	1	2,5	2,50
	Aditivos	Galón	1	24	24,00
				Total	S/. 200,90

Fuente: Elaboración propia

5.3. DESCRIPCIÓN DE COSTOS PARA LA MANO DE OBRA

Tabla 33: Estimación de costo de mano de obra

Técnico de taller ortopédico	Salario al mes	1873,90
	Horas laboradas al mes	176,00
	Horas efectivas en la fabricación	22,00
	Costo por hora laborada	10,64
	Costo de mano de obra	S/. 234,24

Fuente: Elaboración propia

Nota: el costo de mano de obra resulta del producto del costo por hora laborada entre las horas efectivas de fabricación.

Costo Total = COSTOS DE MATERIA PRIMA + COSTOS DE PRODUCCIÓN + COSTOS DE MANO DE OBRA

$$\text{Costo Total} = \text{S/} . 39,64 + \text{S/} . 200,90 + \text{S/} . 234,24 = \text{S/} . 474,78$$

6. DISCUSIÓN

Se seleccionó el material compuesto Polypropylene (10% fibra de carbono), por ser el más estable en relación con aspectos evaluados: precio, densidad, módulo de young, poisson y módulo de tracción, obteniendo resultados satisfactorios con un costo de manufactura S/.474.78. sin embargo, Eli cieza (2021) considera que el polipropileno moldeado es el material más adecuado para la fabricación de su ortesis, basándose únicamente en el coeficiente de elasticidad como comparativa respecto a sus alternativas, por lo que discuto el precio excesivo de S/.3221.40 para su fabricación.

Ayad M. Takhakh y Saif M. Abbas (2018), en su investigación realiza un análisis comparativo entre el Polipropileno y la fibra de carbono con resina de laminación C-orthocryl para la fabricación de su ortesis. Obteniendo como resultado un aumento del límite de resistencia en un 162%. Usando fibra de carbono, esta razón se atribuyó gracias a sus altas propiedades mecánicas. Por lo que refuerza lo al material empleado en la presente tesis Polypropylene (10% fibra de carbono)

Como resultado del análisis estático lineal del diseño de la órtesis, realizado en SolidWorks bajo una carga de 785,9 N, arrojó como resultados tensiones máximas equivalentes a 22,6 Mpa valor que está por debajo de la Resistencia a la flexión de material usado (32,7 Mpa). Según J. M. Hodgkinson (2000) la resistencia a la flexión es la máxima tensión que un material puede resistir antes de romperse.

De manera similar José Segnini, Daniel Vaca y Mary Vergara (2019) reportaron que los resultados obtenidos con una carga de 50 N fueron de 10 Mpa mientras que la resistencia a la fluencia de su material compuesto fue de 20 Mpa. En ambos casos se puede afirmar que no habrá deformaciones permanentes, ya que los valores están por debajo del límite de rotura del material.

7. CONCLUSIONES

- A través de la recopilación de información biomecánica, se identificaron los componentes óseos que conforman la rodilla, se distinguieron cinco fases en el ciclo de la marcha (tabla 8), para el estudio se consideró la fase de apoyo medio, debido a que en esta fase se realiza el apoyo en una sola pierna y los grados de aplicación de la carga es la más crítica, así mismo se realizaron cálculos para determinar el grado de libertad de la ortesis utilizando el criterio de Kutzbach, resultando en un grado de libertad.
- Se realizó un estudio cinemático, el que permitió limitar los grados de la posición en las fases de la marcha (Figura 22), la fase de apoyo medio contó con 10° para la parte superior de la rodilla y para la parte inferior los ángulos 6° . Y en el estudio cinético se identificó 3 fuerzas coplanares para tres escenarios de acuerdo con el índice de masa corporal de una persona descritos en la Tabla 10; considerando la fuerza en función al peso corporal de 785.9 N; de cual se obtuvo para la fuerza del tendón 773.93 N; y para la fuerza de reacción articular 136.46 N (Tabla 11).
- Realizando una matriz morfológica utilizando el modelo de Fritz Zwicky, se diseñó un prototipo de la órtesis, considerando medidas promedio de la extremidad inferior (Tabla 7), en personas con edades de 9 a 19 años, debido a que la osteocondritis ocurre con gran frecuencia en pacientes con estas edades. Se obtuvieron 3 prototipos de soluciones, de la cual se seleccionó por medio de una matriz ponderada la opción de diseño 1 (Tabla 17), este diseño tiene como componentes: Posicionador de miembro superior frontal, sujeción por correas, recubrimiento de neopreno, actuador amortiguación en movimiento circular y para las uniones se usaron tornillos.
- El análisis estático lineal del diseño de la órtesis realizado en SolidWorks con la aplicación de una carga de 785,9 N, se obtuvieron, como resultados: tensiones máximas equivalentes a 22,6 MPa, un desplazamiento resultante de 0.5 mm, deformaciones unitarias insignificantes como un 0,000358 ESTRN y como ultimo un factor de seguridad de 9,1. De lo que se concluye que estos valores no afectan en lo absoluto al diseño de órtesis de rodilla realizado. Al realizar una comparativa de cargas (Tabla 29) se obtuvo como resultado que la ortesis diseñada es capaz de

atenuar en un 49.26% las fuerzas que se apliquen en la marca de una persona que presenta osteocondritis.

- Se estimó un presupuesto de costo de materia prima de S/. 39,64, el costo de producción de S/. 200,90 y mano de obra de S/. 234,24, concluyendo con un costo total del proyecto de S/. 474,78. Esto muestra que el valor económico es extremadamente bajo en relación con las órtesis existentes.

8. RECOMENDACIONES

- Podría adecuarse la ortesis con funciones eléctricas con el fin de mayor comodidad en los movimientos y facilidad de uso para los pacientes.
- Recomendaría es uso de un sistema neumático, para el amortiguamiento en el momento de realizar flexiones, reduciría los esfuerzos que se generan al realizar dicha acción.
- Si bien es cierto, que el material empleado para el diseño de la ortesis cumplió con las expectativas deseadas, se puede plantear nuevos materiales a usar, ya que existen infinitudes de materiales compuestos y cada vez se va innovando para la creación de nuevas opciones.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS


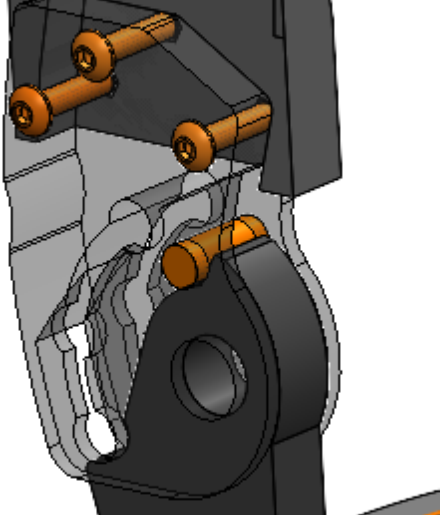
- [1] K. Galli y S. Pelozo, *Órtesis y prótesis*, 2017.
- [2] M. Korell, «RPG Latinoamérica,» 2016. [En línea]. Available: <https://rpgl.org/articulos/las-compensaciones-en-el-sistema-neuro-musculo-esqueletico-su-necesidad-su-complejidad-2#:~:text=El%20sistema%20neuro%2Dm%C3%BAsculo%2Desquel%C3%A9tico%20o%20sistema%20locomotor%2C%20encargado,realicen%20con%20efectividad%20y%20>
- [3] S. Mora Garcia, Artist, *Desarrollo de Habilidades en las Tecnologías de la información y la comunicación*. [Art]. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2014.

- [4] E. Escuder Milián, Artist, *DISEÑO DE ÓRTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR APLICABLE A REHABILITACIONES Y COMO EXOESQUELETO*. [Art]. UPM, 2017.
- [5] S. Litin, «Mayo Clinic,» 27 Octubre 2022. [En línea]. Available: <https://mcpress.mayoclinic.org/>.
- [6] M. C. Panesso, M. C. Trillos y I. T. Guzmán, Artists, *Biomecánica clínica de la rodilla*. [Art]. Universidad del Rosario, 2008.
- [7] R. S. Behnke, *KINETIC ANATOMY*, United States of America: Human Kinetics, 20012.
- [8] C. Cook, *ORTHOPEDIC MANUAL THERAPY*, New Jersey: Nicole Ragonese, 2007.
- [9] R. Sánchez Polo, «Pie y Salud,» 03 03 2021. [En línea]. Available: <https://pieysalud.es/>.
- [10] M. L. Voight, B. J. Hoogenboom y W. E. Prentice, *Musculoskeletal interventions: techniques for therapeutic exercise*, McGraw-Hill, 2007.
- [11] M. Nordin, *BIOMECÁNICA BÁSICA DEL SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO*, Madrid, 2001.
- [12] SOLIDWORKS, «SOLIDWORKS,» 2017. [En línea]. Available: <https://help.solidworks.com/>.
- [13] F. d. E. d. C. d. Andalucía, «TIPOS DE ESFUERZOS FÍSICOS,» 2011.
- [14] M. J. N. V. Andrioly y C. A. P. Palencia, Artists, *Diseño de una órtesis activa de rodilla para la primera etapa de la rehabilitación*. [Art]. Universidad Santo Tomás, 2018.
- [15] R. Zambudio Periago, Artist, *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*. [Art]. Elsevier Masson, 2009.

- [16] F. Espinel corral, C. Duarte Duarte y H. Villamizar Sarmiento, Artists, *DISEÑO DE UNA ORTESIS PARA LA REHABILITACIÓN DE TOBILLO CON ESGUINCE TIPO III POR INVERSIÓN*. [Art]. Universidad Industrial de Santander, 2006.
- [17] R. Ávila Chaurand, E. L. González Muñoz y L. R. Prado León, Artists, *Dimensiones antropométricas de la población*. [Art]. Universidad de Guadalajara, 2007.
- [18] A. Fenández del rincón y P. García Fernández, Artists, *Máquinas y Mecanismos*. [Art]. Universidad de Cantabria.
- [19] P. U. C. d. Chile, «Recursos docentes del departamento de Ortopedia y Traumatología,» [En línea]. Available: <http://www.docenciatraumatologia.uc.cl>.
- [20] R. L. Mott, *Diseño de elementos de máquinas*, Mexico, 2006.
- [21] SPIROL, *Catálogo de pasadores sólidos*.
- [22] F. Beer y J. Russ, *MECÁNICA DE MATERIALES*, México: McGRAW-HILL, 2010.

10. ANEXOS

Tabla 34: Esfuerzo permisible de elemento critico

VISTA INTERIOR	VISTA EXTERIOR	ESFUERZO PERMISIBLE
		103,4 MPa

Fuente: Elaboración propia

Tabla 35: Resumen de análisis estático en SolidWorks

NOMBRE	UNIDAD	MIN.	MAX.
Tensión de Von Mises	Mpa	0	22.660
Desplazamiento estático	mm	1.00E-30	0.528
Deformación unitaria estática	ESTRN	7.31E-09	0.000358
Factor de seguridad	Adimensional	9.127	9.127

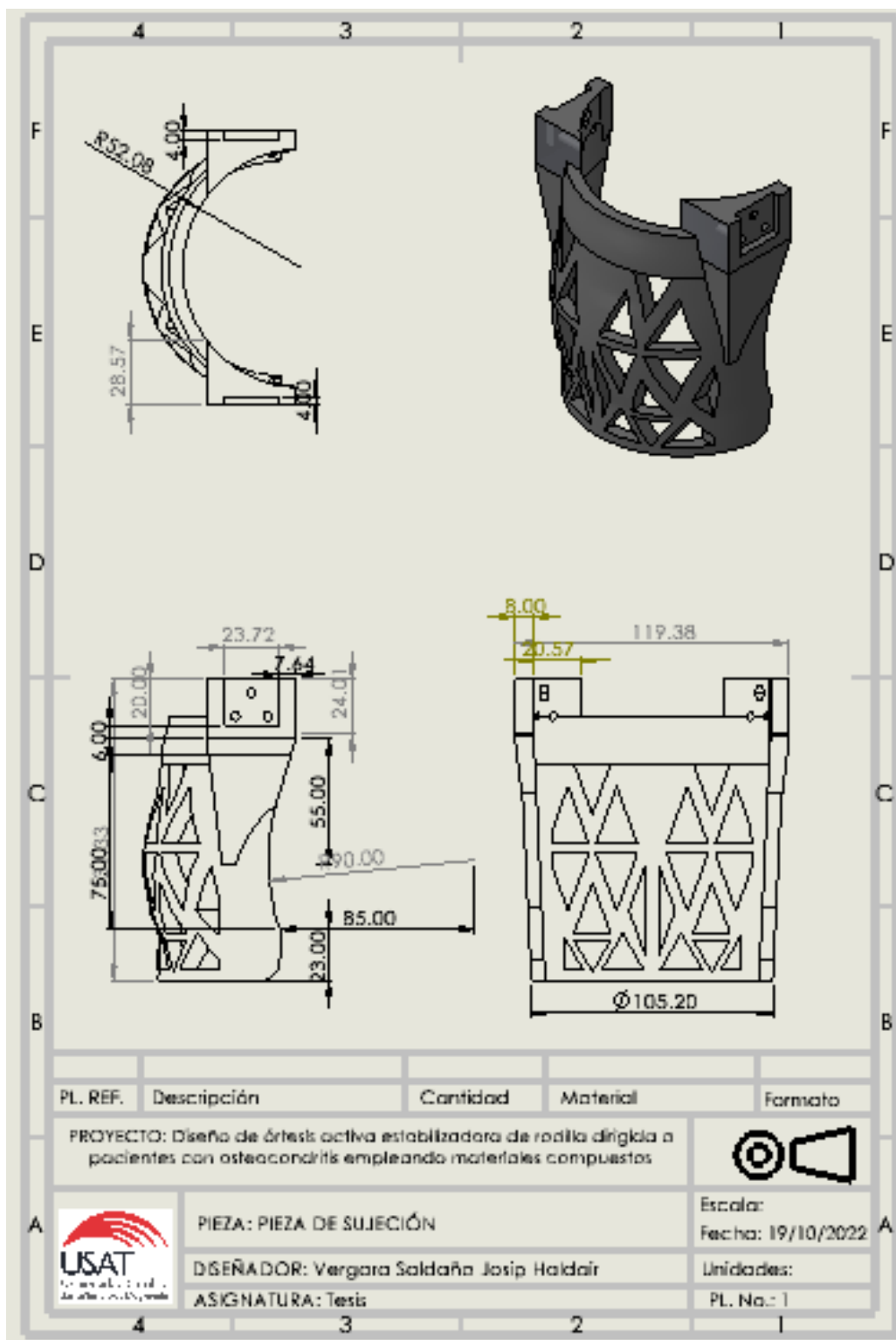
Fuente: Elaboración propia

Figura 55: Prototipos previos al diseño de órtesis



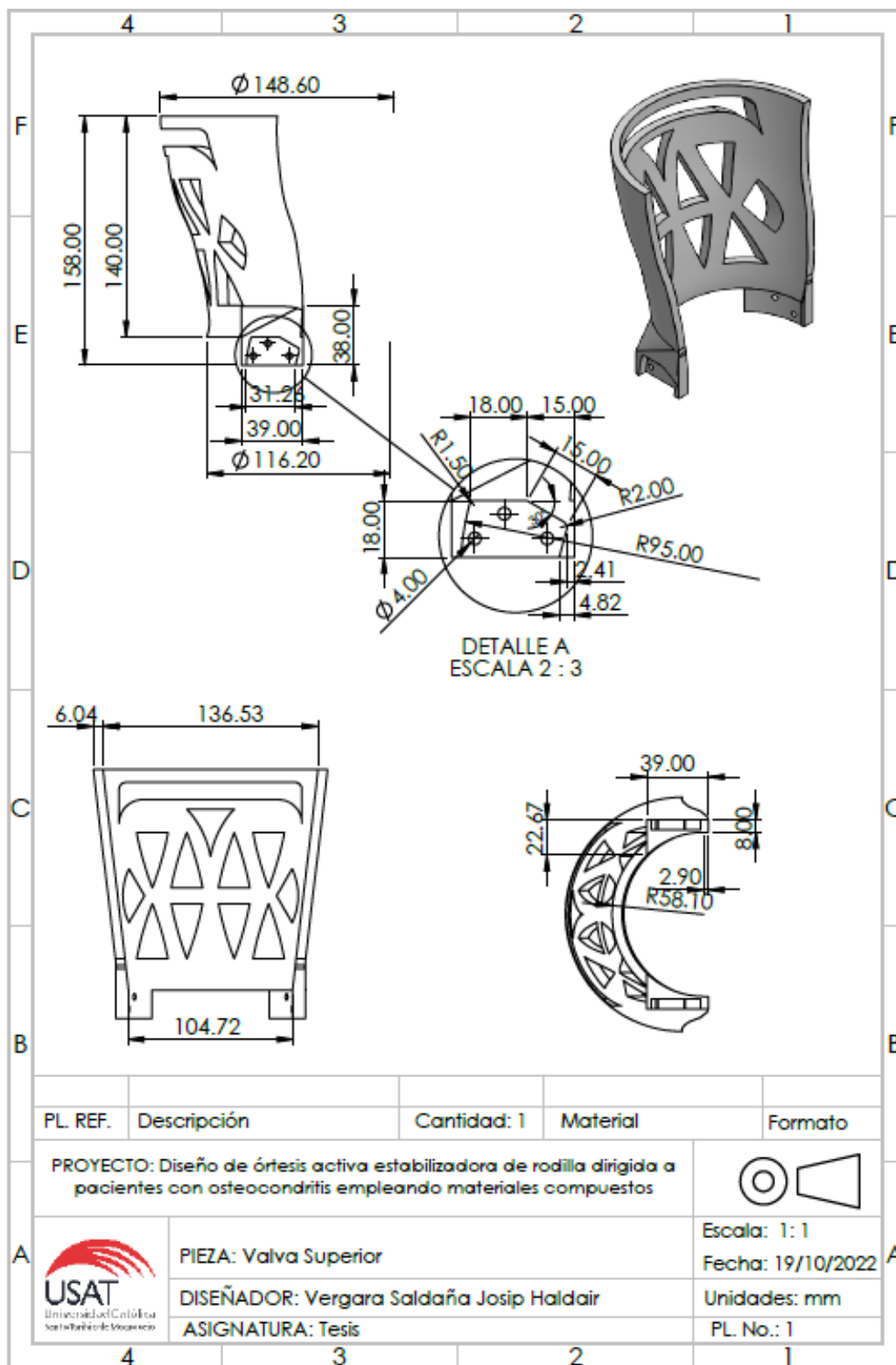
Fuente: elaboración propia

Figura 56: Plano CAD - Valva Inferior



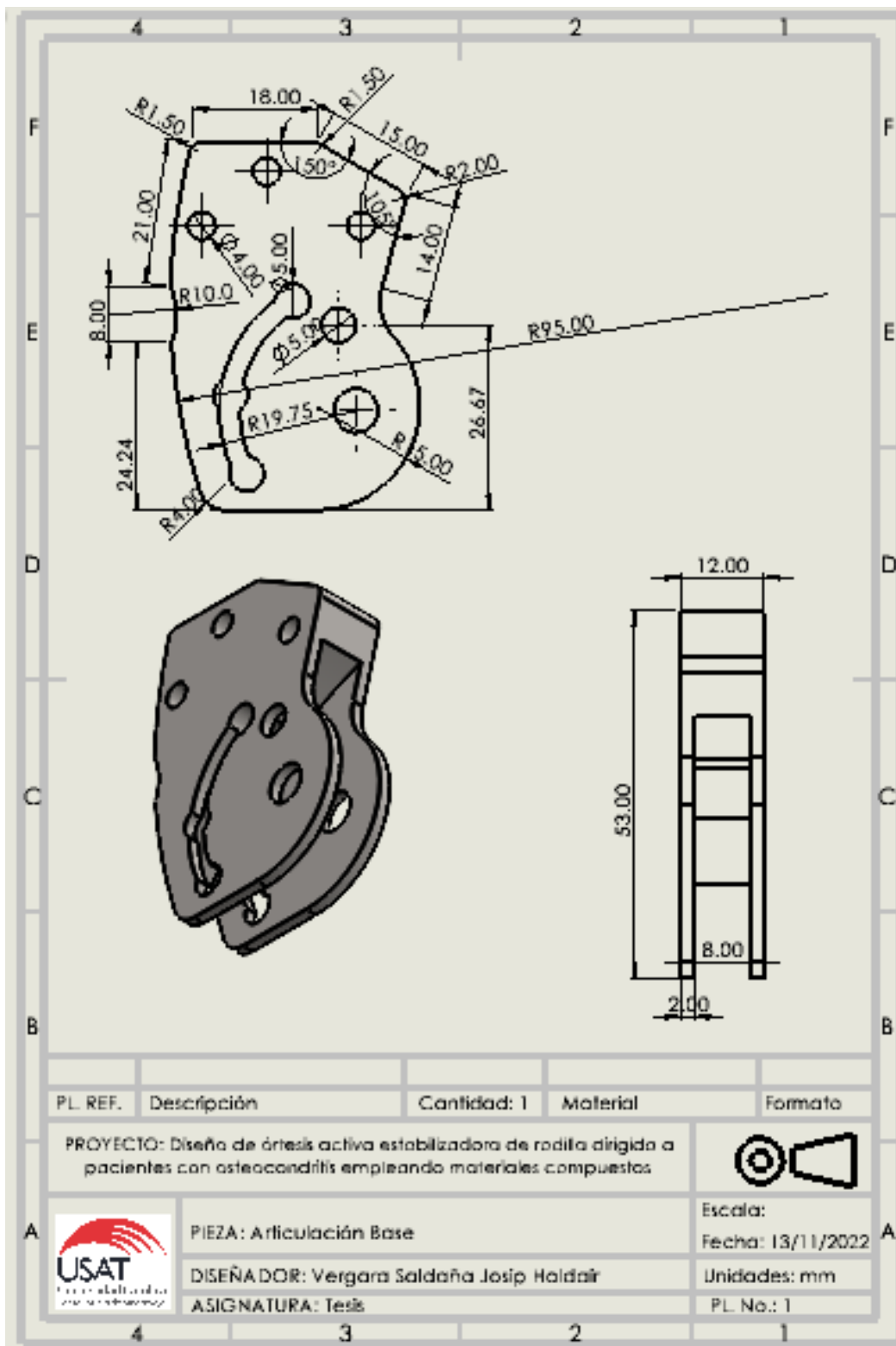
Fuente: elaboración propia

Figura 57: Plano CAD - Valva Superior



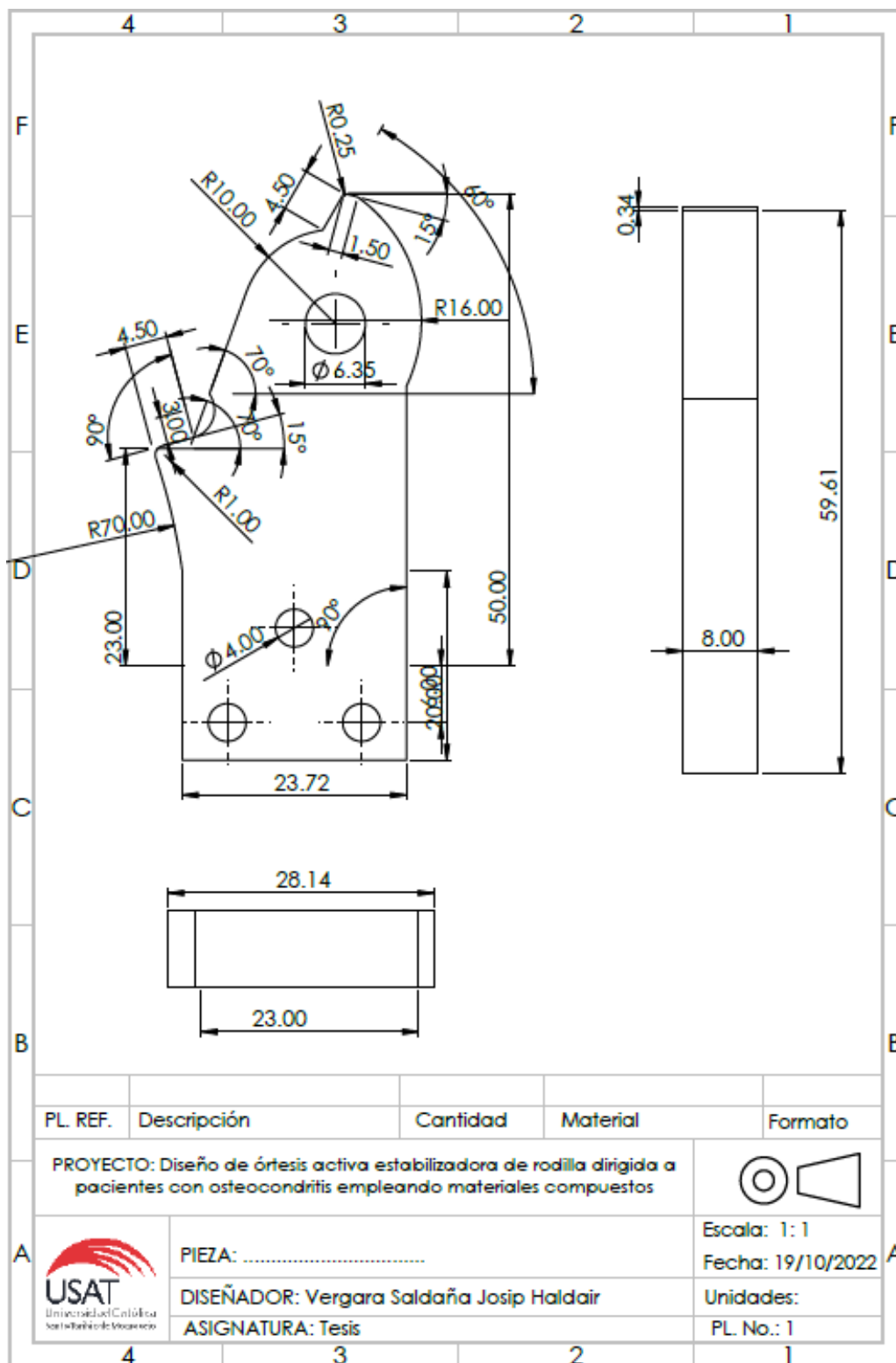
Fuente: elaboración propia

Figura 58: Plano CAD - Articulación superior de ortesis



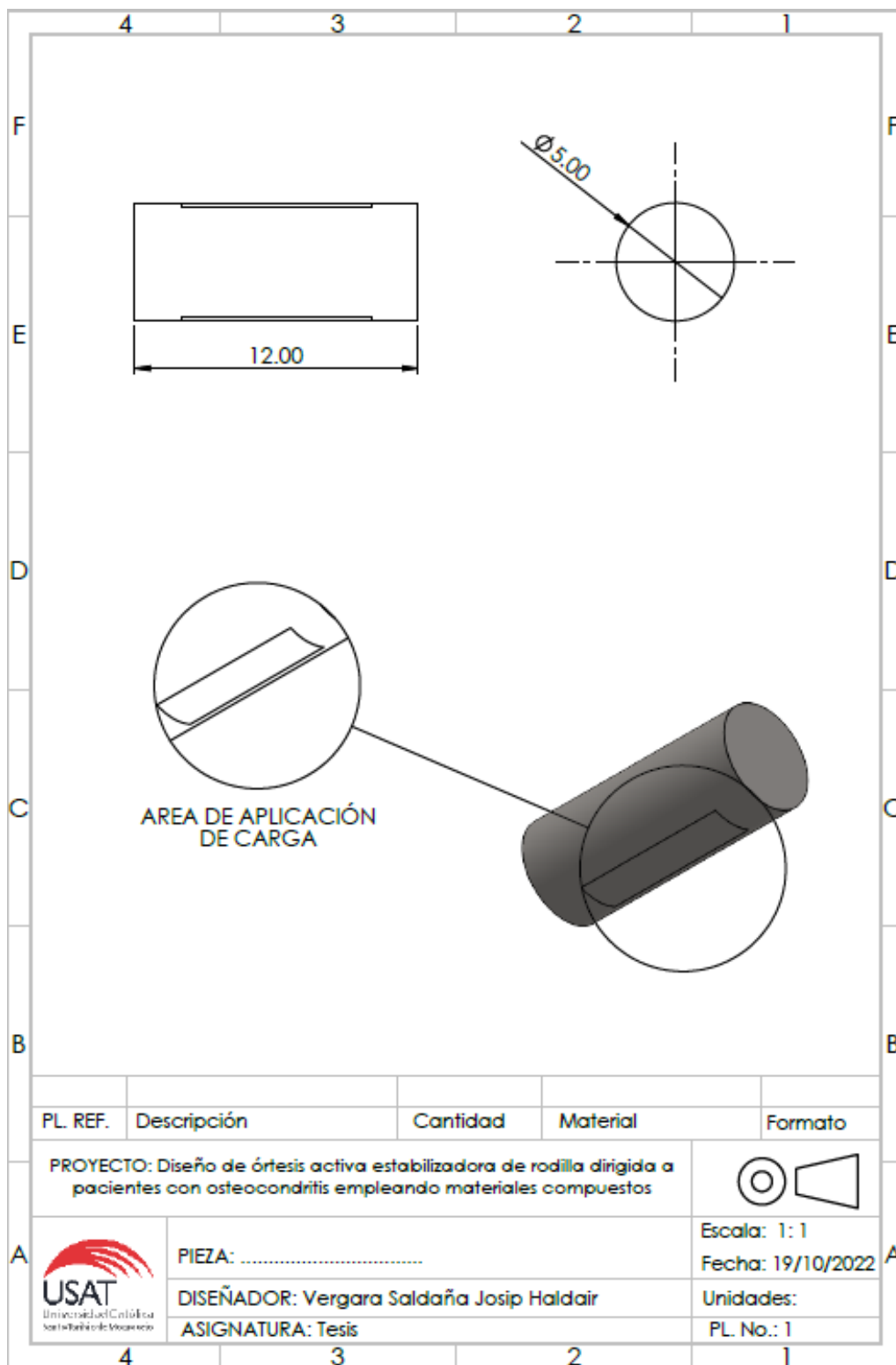
Fuente: elaboración propia

Figura 59: Plano CAD - Articulación inferior



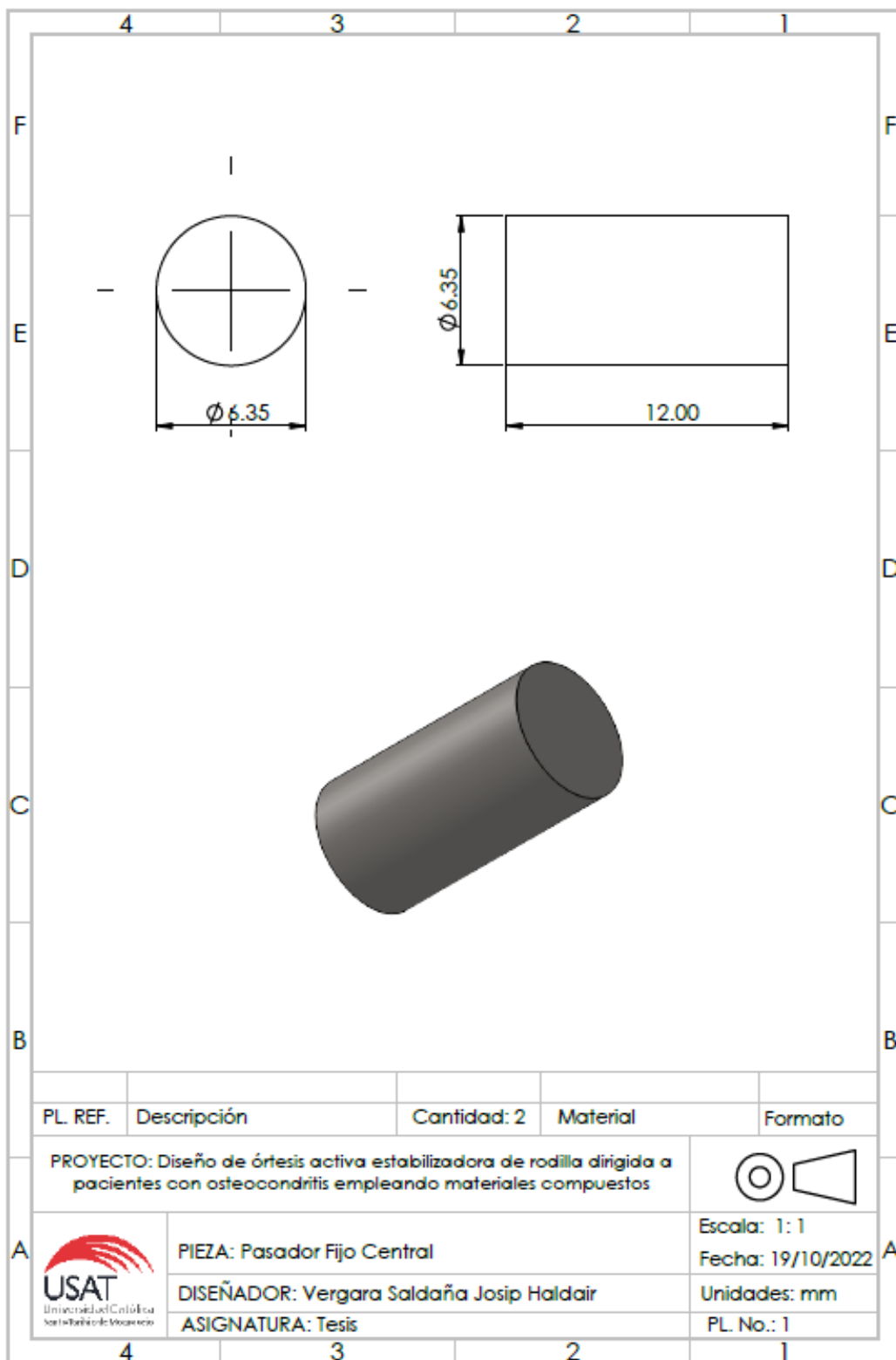
Fuente: Elaboración propia

Figura 60: Plano CAD - Pasador limitador de movimiento



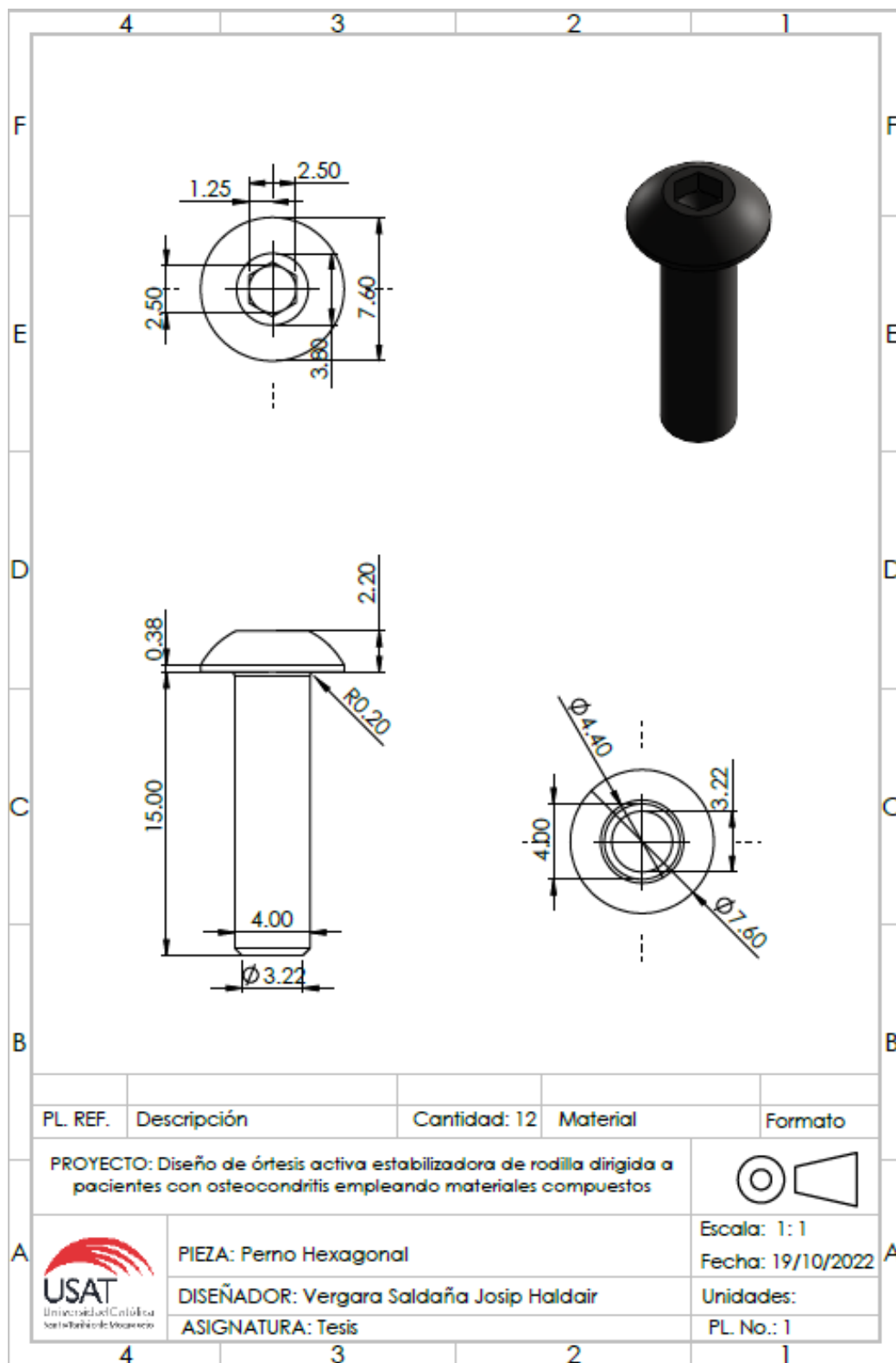
Fuente: Elaboración propia

Figura 61: Plano CAD - Pasador fijo unión



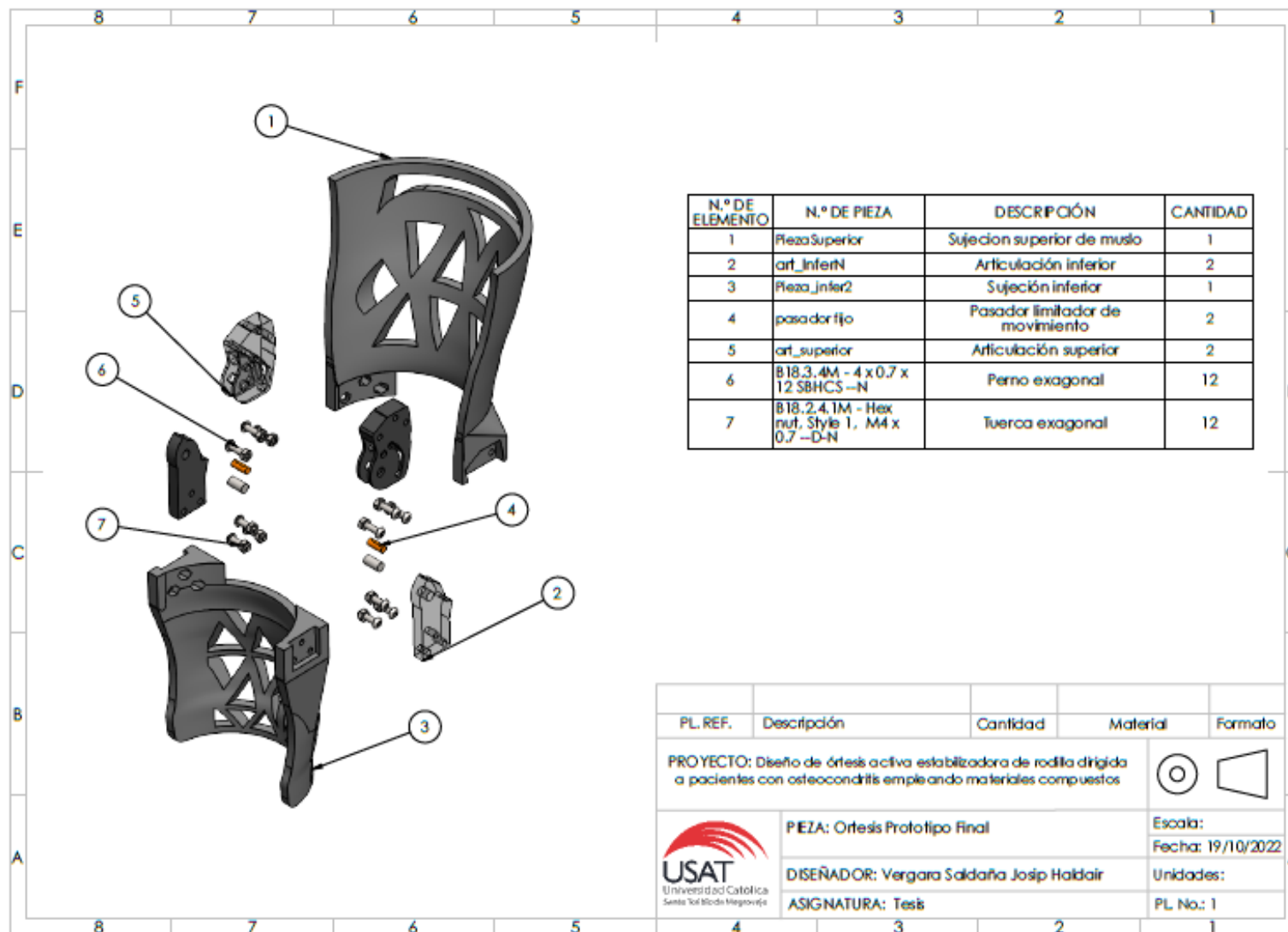
Fuente: Elaboración propia

Figura 62: Plano CAD - Perno estándar



Fuente: Elaboración propia

Figura 63: CAD vista explosionada de diseño de órtesis



Fuente: Elaboración propia