



Universidad
Señor de Sipán

**FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y
URBANISMO**

**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA
ELÉCTRICA**

TESIS

**IMPLEMENTACIÓN DEL DISEÑO DE ÓRTESIS DE
RODILLA EMPLEANDO EL ÁCIDO POLILÁCTICO
PARA LA REHABILITACIÓN DEL LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
MECÁNICO ELECTRICISTA**

Autor:

Bach. Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9222-8058>

Asesor:

Mtro. Vives Garnique Juan Carlos

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0988-9881>

Línea de Investigación

Infraestructura, tecnología y medio ambiente

Pimentel-Perú

2023

**IMPLEMENTACIÓN DEL DISEÑO DE ÓRTESIS DE RODILLA EMPLEANDO EL
ÁCIDO POLILÁCTICO PARA LA REHABILITACIÓN DEL LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR**

Aprobación Del Jurado

Dra. GASTIABURU MORALES SILVIA YVONE
Presidente del Jurado de Tesis

MSc. ROJAS CORONEL ANGEL MARCELO
Secretario del Jurado de Tesis

Mtro. VIVES GARNIQUE JUAN CARLOS
Vocal del Jurado de Tesis




DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD

Quien suscribe la **DECLARACIÓN JURADA**, soy egresado del Programa de Estudios de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Señor de Sipán S.A.C, declaro bajo juramento que soy autor del trabajo titulado:

IMPLEMENTACIÓN DEL DISEÑO DE ÓRTESIS DE RODILLA EMPLEANDO EL ÁCIDO POLILÁCTICO PARA LA REHABILITACIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

El texto de mi trabajo de investigación responde y respeta lo indicado en el Código de Ética del Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Señor de Sipán (CIEI USS) conforme a los principios y lineamientos detallados en dicho documento, en relación a las citas y referencias bibliográficas, respetando al derecho de propiedad intelectual, por lo cual informo que la investigación cumple con ser inédito, original y autentico.

En virtud de lo antes mencionado, firman:

Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo	DNI: 75578102	
----------------------------------	---------------	---

Pimentel, 01 de setiembre de 2023.

Dedicatoria

Esta tesis va dedicada a:

A mi madre Giovanna Rocío Saucedo Saavedra por todo el apoyo durante todos estos años, hasta hoy en día sigues alentándome y dándome las fuerzas suficientes para poder seguir adelante y no darme por vencido.

A mi padre Adolfo Chancafe Espinoza quien siempre ha estado pendiente de mí y sigue cuidándome y alentándome a salir adelante.

A mi abuela Olga Piedad Espinoza Casusol, quien me ha criado desde pequeño y ha sabido educarme de la mejor manera posible, a pesar de que ya no estés presente, sé que desde el cielo estás orgullosa de mí.

A mi tía María Isabel Chancafe Espinoza, quien me ha criado desde pequeño y hasta el día de hoy sigue pendiente de mí, eres como una segunda madre y espero te sientas orgullosa de mí.

Agradecimiento

Agradezco esta tesis a mi madre y a mi padre que me han ayudado en todo lo posible para que yo pueda salir adelante.

A todas las personas que me ayudaron con sus conocimientos en lo posible durante el proceso y que se han dado el tiempo suficiente para ayudarme.

A mis docentes que con sus conocimientos me han ayudado a realizar este trabajo de la mejor manera posible.

Índice

Dedicatoria	4
Agradecimiento	5
Resumen	10
Abstract	11
I. INTRODUCCIÓN	12
1.1. Realidad problemática	12
1.2. Formulación del Problema	15
1.3. Hipótesis	15
1.4. Objetivos	15
1.5. Teorías Relacionadas al tema	16
II. MATERIALES Y MÉTODO	23
2.1. Tipo y diseño de investigación	23
2.2. Variables, operacionalización	24
2.3. Población de estudio, muestra, muestreo y criterios de selección	37
2.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad.	38
2.5. Procedimientos de análisis de datos	40
2.6. Criterios éticos	42
III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	43
3.1 Resultados	43
3.2. Discusión	97
IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	99
4.1. Conclusiones	99
4.2. Recomendaciones	100
REFERENCIAS	101
ANEXOS	104

Índice de tablas

Tabla 1 - Propiedades del PLA	19
Tabla 2 - Variables de operacionalización	24
Tabla 3 - Variables de operacionalización	25
Tabla 4 - Ficha de control de impresión de diseño.....	39
Tabla 5 - Diseños establecidos.....	43
Tabla 6 - Lista de exigencias.....	46
Tabla 7 - Matriz morfológica.....	48
Tabla 8 - Criterios de selección	52
Tabla 9 - Evaluación del concepto solución	55
Tabla 10 - Tipo de malla -parte superior	72
Tabla 11 - Análisis de tensiones.....	73
Tabla 12 - Análisis de desplazamiento.....	74
Tabla 13 - Análisis de deformaciones unitarias	75
Tabla 14 - Análisis del factor de seguridad.....	76
Tabla 15 - Análisis de daño	77
Tabla 16 - Análisis de esfuerzo vida	78
Tabla 17 - Tipo de malla - parte inferior	79
Tabla 18 - Análisis de tensiones.....	80
Tabla 19 - Análisis de desplazamiento.....	81
Tabla 20 - Análisis de deformaciones unitarias	82
Tabla 21 - Análisis del factor de seguridad.....	83
Tabla 22 - Análisis de daño	84
Tabla 23 - Análisis de esfuerzo vida	85
Tabla 24 - Presupuesto - Subtotal.....	93
Tabla 25 - Presupuesto total	95
Tabla 26 - Presupuesto promedio de modelos establecidos.....	95
Tabla 27 - Prueba 1	122
Tabla 28 - Prueba 2	124
Tabla 29 - Prueba 3	126
Tabla 30 - Prueba 4.....	128
Tabla 31 - Prueba 5.....	130

Índice de figuras

Figura 1. Articulación de la rodilla	16
Figura 2. Flexión - Extensión.....	18
Figura 3 - Esquema de impresión 3D por FDM	21
Figura 4. Solución 1.....	50
Figura 5. Solución 2.....	50
Figura 6. Solución 3.....	51
Figura 7. Solución 4.....	51
Figura 8. Diseño definitivo	57
Figura 9. Diagrama del arco.....	58
Figura 10. Diagrama de cuerpo libre	58
Figura 11. Ensamble.....	71
Figura 12. Análisis de tensiones.....	73
Figura 13. Análisis de desplazamiento.....	74
Figura 14. Análisis de deformaciones unitarias	75
Figura 15. Análisis del factor de seguridad.....	76
Figura 16. Análisis de daño	77
Figura 17. Análisis de esfuerzo vida	78
Figura 18. Análisis de tensiones.....	80
Figura 19. Análisis de desplazamiento.....	81
Figura 20. Análisis de deformaciones unitarias	82
Figura 21. Análisis del factor de seguridad.....	83
Figura 22. Análisis de daño	84
Figura 23. Análisis de esfuerzo vida	85
Figura 24. Órtesis en impresora 3D.....	86
Figura 25. Órtesis impresa 3D - lado anterior	86
Figura 26. Órtesis impresa - lado posterior.....	86
Figura 27. Barra lateral impresa en 3D - lado frontal	87
Figura 28. Barra lateral impresa en 3D - lado lateral	87
Figura 29. Almohadilla.....	87
Figura 30. Acolchado - lado interno del arco.....	88
Figura 31. Acolchado - circunferencia de la barra	88
Figura 32. Ensamble - lado frontal	88
Figura 33. Ensamble - lado lateral	88

Figura 34. Longitud corta	89
Figura 35. Longitud mediana.....	89
Figura 36. Longitud máxima	89
Figura 37. Ancho del muslo	90
Figura 38. Ancho de la pantorrilla.....	90
Figura 39. Ancho de la rodilla	90
Figura 40. Diámetro del arco superior	91
Figura 41. Diámetro del arco inferior	91
Figura 42. Ancho del ajuste de rodilla	92
Figura 43. Validación - lado frontal.....	92
Figura 44. Validación - lado lateral.....	92
Figura 45. Flexión	93
Figura 46. Duración de prueba de la órtesis.....	132

Resumen

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo el diseño de una ortesis de rodilla empleando el ácido poliláctico (PLA) para la rehabilitación del ligamento cruzado anterior, a través de la impresión 3D mediante el método de deposición fundida que se realizará en la impresora de la universidad. Este diseño nace a partir de la necesidad que tienen las ortesis actuales de ser regulables, optimas, económicas y de fácil acceso para las personas que estén pasando por este proceso de rehabilitación. En el estudio se empleó la recolección de información sobre los dispositivos convencionales, la encuesta a expertos del tema y el uso de la norma alemana VDI 2221 que nos ayudó a llegar al diseño definitivo a partir de los diseños existentes, teniendo en cuenta los criterios para el dispositivo. En el análisis realizado se observó que el PLA es un material muy frágil, a pesar de su bajo costo y que es un material que se puede imprimir, se debe tener precaución y mucho criterio a la hora de implementarlo para dispositivos que estén en constante movimiento. La propuesta de la investigación es realizar un dispositivo con el PLA, desarrollándolo como un material óptimo para el uso en dispositivos ortopédicos. Mediante el análisis de la propuesta se pudo verificar que se puede usar este material debido a que presenta factores de seguridad de 2.3 y 1.3 para los dispositivos superior e inferior de una órtesis de rodilla, los cuales son aceptables según los criterios de falla.

Palabras clave: Análisis, seguridad, flexión, resistencia, ajuste.

Abstract

The present research work aims to design a knee orthosis using polylactic acid (PLA) for the rehabilitation of the anterior cruciate ligament, through 3D printing by the fused deposition method to be performed in the university printer. This design was born from the need of current orthoses to be adjustable, optimal, economical and easily accessible for people who are going through this rehabilitation process. The study used the collection of information on conventional devices, the survey to experts on the subject and the use of the German standard VDI 2221 that helped us to reach the final design from existing designs, taking into account the criteria for the device. In the analysis it was observed that PLA is a very fragile material, despite its low cost and that it is a material that can be printed, caution and a lot of criteria must be taken when implementing it for devices that are in constant movement. The research proposal is to make a device with PLA, developing it as an optimal material for use in orthopedic devices. Through the analysis of the proposal it was possible to verify that this material can be used because it presents safety factors of 2.3 and 1.3 for the upper and lower devices of a knee orthosis, which are acceptable according to the failure criteria.

Keywords: Analysis, security, bending, strength, fit.

I. INTRODUCCIÓN

1.1. Realidad problemática

Las lesiones que suelen darse en las extremidades inferiores, pueden ocurrir por muchas razones, una de ellas es la actividad física, ocasionando desgarros musculares, esguinces de rodilla, huesos fracturados, o ligamentos lesionados. Con mayor frecuencia se presentan lesiones en los ligamentos de la rodilla, específicamente en el ligamento anterior cruzado (LCA) que suele ser el más dañado.

Las lesiones o desgarros del LCA afectan en gran medida a varias personas, en especial a varios deportistas que practican juegos de contacto físico, estadísticamente representan el 30% de personas por mil habitantes, anualmente. Se evidencia mayormente en deportistas jóvenes que practican deportes de contacto que exponen consecutivamente a la rodilla, varios casos son por causa de la práctica del fútbol y el baloncesto. [1]

En el Perú, existen pacientes lesionados del LCA causados por accidentes de tránsito, en la práctica de deportes a nivel profesional y recreativo y también vemos accidentes laborales entre otros; que requieren tratamiento quirúrgico, y una posterior rehabilitación para poder reintegrarse a la sociedad. [2]

A nivel regional se evidenció que también existen casos de lesiones en el LCA tomando como referencia el promedio de estudios de resonancia de rodilla que realiza el servicio de radiología de Clínica Delgado que son 100 semanales, hacen un total aproximado de 14,400 casos en tres años (2019-2021). [3]

Dentro de las tecnologías existentes tenemos a las ortesis cuya finalidad es que los miembros inferiores lesionados puedan conseguir estabilidad, la cual ayude al paciente a poder caminar sin algún tipo de molestia o dificultad ya sea para flexionar o avanzar paso a paso.

A nivel mundial se tiene que es muy común que se presente en la rodilla una lesión del LCA. Se calcula que anualmente se presentan de 4 a 10 casos por cada mil personas. [4]

A nivel nacional se está realizando el desarrollo de varias prótesis y órtesis elaboradas por el Instituto Nacional de Rehabilitación "Dra. Adriana Rebaza Flores" Amistad Perú - Japón del Ministerio de Salud, sin embargo, son realizados a mano y además no se logran enfocar en la mejora que estos podrían tener para el diseño mediante la impresión 3D.

Con respecto a la creación de estos dispositivos que se realizaba antiguamente de forma artesanal, tenemos ahora una tecnología denominada impresión 3D que se usa en gran medida para desarrollar piezas, moldear esculturas o crear prototipos, como por ejemplo el desarrollo de estructuras óseas u órganos en tamaño real, siendo empleadas para orientar a los estudiantes médicos de los procedimientos que puedan desarrollarse dentro de una operación o tratamiento.

Actualmente, la impresión 3D se emplea en las ortesis. La finalidad es analizar en que se difiere las órtesis impresas en 3D con las comunes. Se hallaron respectivamente que las impresas permiten mejorar de forma segura los parámetros biomecánicos y cinemáticos, y su eficiencia tiene semejanzas con los modelos comunes. Los pacientes del análisis estuvieron plácidos empleando ortesis impresas en 3D. En ciertas investigaciones, la efectividad de las ortesis impresas en 3D y la comodidad al utilizarlas fueron mejores que las usuales. [5]

Las impresoras 3D, emplean un filamento de diámetro variable (en función de la impresora), siendo el más habitual de 1,75 mm, con el que se pueden generar objetos con prácticamente cualquier morfología. [6]

Si bien la impresión 3D por deposición fundida produce piezas de gran calidad, el material que se emplea es un factor importante ya que se debe tener en consideración las características del material y que tan resistente puede ser durante el uso que le dará el paciente.

El PLA es el polímero líder utilizado para FDM y que puede ser una buena opción en la fabricación de órtesis debido a su bajo costo, biocompatibilidad, y biodegradabilidad. [7]

Además, se puede imprimir fácilmente con impresoras 3D. Este material presenta aditivos plastificantes, que extienden la vida útil del instrumento y perfeccionan la impresión 3D. [8]

Este polímero presenta buenas propiedades mecánicas y una resistencia a la compresión parecida a la del hueso (230 MPa), siendo utilizado principalmente en la ingeniería de tejidos musculoesqueléticos, [9]

Si bien existen otros materiales plásticos como el PET (polietilentereftalato), PETG (poliéster de glicol), ABS (Acronitrilo Butadieno Estireno), MABS (metacrilato de metil-acronitrilo-butadieno-estireno) o el PP (polipropileno) que pueden ser utilizados mediante la impresión 3D, se realizaron estudios mediante los MCDMs (Multi Criteria Decision Making) que tuvieron en cuenta la resistencia, precio, adaptabilidad y biocompatibilidad con la tecnología de impresión FDM indicando finalmente que el PLA es el material idóneo para la fabricación de una órtesis. [10]

Por estos motivos es que se ha propuesto realizar un diseño e implementación de órtesis de miembro inferior usando el ácido poliláctico para la rehabilitación post quirúrgica del ligamento cruzado anterior, teniendo en consideración las propiedades del material, las cuales serán necesarias para conseguir un diseño óptimo.

Esta investigación se centra en encontrar un diseño óptimo de órtesis de rodilla a partir de un nuevo material que en este caso es el PLA y que no suele ser usado como soporte para la rehabilitación post quirúrgica de ligamentos cruzados. Si bien existen soportes con otro tipo de materiales estos suelen ser muy costosos en el mercado, es por ello que se busca saber si mediante el modelo diseñado a partir de este trabajo, logra ser económicamente rentable, teniendo en cuenta que se han considerado como principal factor la resistencia del material, pues es un material biodegradable y no puede ser usado en cantidades mínimas ya que puede quebrarse con facilidad, sino que debe emplearse al 100%

de su relleno o capacidad. La finalidad de este trabajo será verificar que, si logra ser un modelo óptimo tanto en resistencia como ergonomía, y además sea un producto económicamente rentable, pueda ser un instrumento que esté al alcance de personas con escasos recursos económicos.

1.2. Formulación del Problema

Teniendo en cuenta los aspectos antes mencionados se realiza la definición del problema que se busca solucionar mediante la siguiente pregunta: ¿Cuál será la mejor configuración geométrica de la ortesis, que sea de buena calidad y regulable, optimizando el material utilizado, para reducir los tiempos de producción mejorando el costo y que sea accesible a las personas de bajos recursos?

1.3. Hipótesis

No presenta hipótesis debido a que es una investigación exploratoria.

1.4. Objetivos

Objetivo General

Diseñar e implementar un prototipo de órtesis de rodilla para la rehabilitación del ligamento cruzado anterior empleando como material el ácido poliláctico.

Objetivos Específicos

- Seleccionar el mejor diseño conceptual aplicando la norma VDI 2221.
- Dimensionar mediante cálculos bajo el criterio de esfuerzos máximos y rigidez para los soportes laterales.
- Verificar mediante las simulaciones las zonas críticas utilizando un programa CAE.
- Manufacturar la órtesis de rodilla mediante la impresión 3d por el método de deposición fundida.
- Validar la funcionalidad del prototipo de órtesis de rodilla.
- Evaluar económicamente la fabricación de la órtesis de rodilla.

1.5. Teorías Relacionadas al tema

Lesión del Ligamento Cruzado Anterior.

La lesión del LCA se puede presentar por traumatismo directo de alta energía, aunque mayormente se produce en un movimiento de baja energía donde se realiza un máximo estiramiento del tendón, este mecanismo se relaciona comúnmente con cambios de dirección, freno brusco y saltos, en general se dan por la practicar deporte, teniendo de ejemplo: baloncesto, fútbol, tenis, esquí, rugby, etc.

Reduce el desplazamiento especialmente de la tibia encima del fémur, impidiendo que la articulación tenga una hiperextensión. El LCA cambia de 25 a 35 mm de largo y 4 a 10 mm de ancho. Las consecuencias que puede traer la lesión son las siguientes: imposibilidad para el apoyo de la extremidad lesionada, impotencia funcional, sensación de crujido de la rodilla, inflamación articular de rápida aparición, dolor que le ocasiona al paciente la falta de actividad física. El LCA se lesiona parcial o completamente cuando la rodilla se flexiona con la tibia girando simultáneamente en una dirección lateral. El LCA se estira durante la flexión y torquedo durante la rotación medial/lateral. [11]

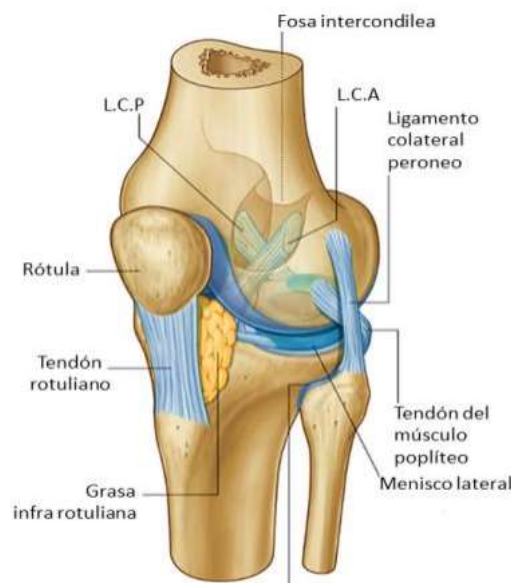


Figura 1. Articulación de la rodilla

Fuente: [1]

Funciones del LCA.

La función principal del LCA es impedir la traslación anterior de la tibia. Trabaja como estabilizador secundario contra la rotación interna de la tibia y la angulación en valgo de la rodilla. En extensión completa, absorbe el 75% de la carga de traslación anterior y el 85% entre 30 y 90 grados de flexión. La pérdida del LCA produce una reducción de la magnitud de esta rotación adaptada durante la flexión y una rodilla inestable. De la literatura sobre estudios de cadáveres, la fuerza de tracción final del LCA varía entre 600 y 2300 N. La fluencia, la relajación del estrés y la histéresis con dependencia de la velocidad de deformación, lo que indica la viscoelasticidad de los ligamentos también son características de los ligamentos.

Diversos estudios han señalado que el haz anterior presenta una tensión y tensión máximas más altas que el haz posterior. La resistencia a la tracción del LCA es ~2200 N aunque cambia debido a la edad y las cargas repetitivas. Cada que incrementa la magnitud de la fuerza del cajón anterior, lo hace también la fuerza in situ del LCA. [12]

Efectos biomecánicos de la lesión del LCA

En el análisis cinemático se encuentran los siguientes efectos: Un ángulo máximo de flexión de la rodilla más pequeño y un ángulo máximo de aducción de la rodilla mayor durante la marcha, un mayor ángulo de aducción de la rodilla durante las actividades con carga de peso para pacientes con lesión del LCA, una velocidad más lenta y una longitud de zancada más pequeña al caminar para pacientes con lesión del LCA. En el análisis cinético se encuentran los siguientes efectos: Un incremento del 430 % y 475 % en la fuerza de contacto entre la rótula y el fémur durante la subida y la bajada, respectivamente, un mayor momento de aducción máxima de la rodilla durante las actividades con carga de peso, una mayor adsorción de energía en la rodilla. [13]

Flexión y extensión

Son los movimientos principales de la rodilla:

Extensión: Acción donde la pierna se aleja del muslo, obteniendo una extensión completa de la posición de inicio.

Flexión: Acción contraria a la extensión donde la pierna se acerca a la parte posterior del muslo.



Figura 2. Flexión - Extensión

Fuente: [14]

Material PLA (Ácido Poliláctico).

El ácido poliláctico (PLA) se consigue del ácido láctico, que es un ácido orgánico natural originado por la fermentación de azúcares elaborados de recursos renovables como residuos de la caña de azúcar, yuca, almidón de maíz o mandioca. Actualmente se presenta una disposición que aumenta con el empleo de polímeros biodegradables como suplente de los de origen petroquímico. [15]

Es un material biodegradable con emanaciones mínimas con respecto a los gases de efecto invernadero (GEI). Se elabora empleando materias primas renovables como el almidón de maíz y puede extruirse fácilmente entre 190 y 230 °C (temperatura de fusión 175 °C) aún si se complica la manipulación a causa de la alta velocidad de enfriamiento y solidificación. [9] Está desarrollado con base en los recursos naturales con características químicas y mecánicas apropiadas, por esta razón, se emplea considerablemente en las

producciones de envasado, biomédica y agricultura. Los artículos de este material generalmente acaban en basureros o abono. [16]

Propiedades del PLA

El PLA es un material prometedor en virtud de su alta rigidez, alta resistencia mecánica, facilidad de empleo, y porque es un biopolímero, lo que significa que es biodegradable. También es orgánico; por lo tanto, responde a las preocupaciones del público sobre la sustentabilidad de los productos de consumo y cumple con las regulaciones de las autoridades sobre el uso de termoplásticos no degradables. En algunas regiones, el uso de PLA todavía está limitado debido a sus bajas propiedades térmicas, resistencia al impacto y baja temperatura de transición vítrea (55 y 60 °C). [17]

Las propiedades del PLA, son las siguientes:

Tabla 1 - Propiedades del PLA

Propiedades	PLA
Módulo Elástico (N/m ²)	2600000000
Coefficiente de Poisson	0.4
Módulo cortante	929000000
Densidad del polímero (kg/m ³)	1250
Límite de tracción (N/m ²)	68000000
Límite de compresión (N/m ²)	86000000
Límite elástico	2600000000
Coefficiente de expansión térmica (1/°k)	0.000145
Conductividad térmica W/(m.°k)	0.16

Calor específico (J7(kg.°k)	1210
Deformación última (%)	2–10
Resistencia específica a la tracción (Nm/g)	16,8–66,8
Módulo específico de tracción (kNm/g)	0,28–3,85
Temperatura de transición vítrea (°C)	60–65
Temperatura de fusión (°C)	130–180

Fuente: [18]

Análisis de elementos finitos (FEA)

FEA es una herramienta empleada en la academia y la industria que puede resolver cualquier modelo estructural, de condición de contorno y material de forma compleja. Es una herramienta en la que se realizan pruebas virtuales; Por lo tanto, los gráficos resultantes son fáciles de leer y analizar. Se pueden lograr resultados altamente precisos y optimizados en múltiples iteraciones, lo que reduce el tiempo de inactividad durante el desarrollo del producto y prolonga la vida útil del producto. [19]

Impresión 3D.

Se conoce también como fabricación aditiva, es un método en el que se desarrolla una pieza tridimensional por medio de depósitos continuos de un material específico (polvo, sólido, líquido o células vivas), se desarrolla cuando un instrumento de impresión procesa información en una computadora en un programa de diseño asistido (CAD). Por medio de este procedimiento, cada capa es equivalente a una sección transversal del modelo CAD permitiendo su fusión para elaborar la forma final. En el campo de la medicina, se ha realizado en especialidades quirúrgicas o técnicas mínimamente invasivos. En las aplicaciones se ubica el proyecto prequirúrgico o por medio de prótesis ortopédicas impresas. Además, la impresión 3D posibilita el crecimiento y la creación de órganos y tejidos, elaboración de prótesis específicas, etc. [20]

Modelado por deposición fundida (FDM).

Es una de las tecnologías más comunes, asequibles y rentables para una amplia gama de materiales, impresiones multicolores que funcionan mediante el uso de filamentos de material extruido de un troquel caliente, depositados en capas y solidificados después del enfriamiento, es principalmente popular para aplicaciones de impresión 3D de escritorio debido a los bajos costos operativos y de mantenimiento. [21]

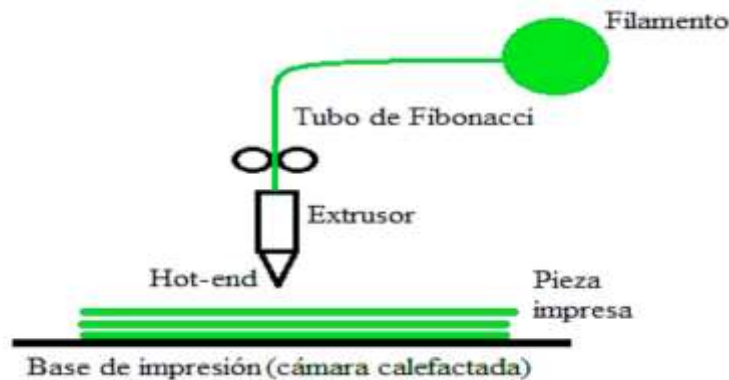


Figura 3 - Esquema de impresión 3D por FDM

Fuente: [22]

Norma Alemana VDI 2221.

Es un procedimiento elaborado por la Asociación Alemana de Ingenieros, donde se indica que el diseño considerará ciertos criterios por ejemplo la seguridad, la comodidad, la facilidad de uso, la practicidad, la facilidad de reparación y la facilidad de mantenimiento. Según su función, un diseño tendrá en cuenta la fiabilidad, la viabilidad, las especificaciones de los materiales y la estructura de uso o el sistema de alimentación. Esta norma será de pensamiento sistemático, solucionando obstáculos que evitan conseguir óptimos resultados deseados en las tareas iniciales de una serie de actividades en el proceso de producción. La elaboración de un producto sigue una cadena de etapas convirtiendo un grupo de entradas en un grupo de resultados, que una empresa organiza, diseña y comercializa. [23]

Estudio del Mercado.

Es el procedimiento que reúne y estudia la información empleada para el reconocimiento y aspectos del mercado. Es fundamental para estar informados diariamente con las expectativas, tendencias y necesidades del cliente. [24]

II. MATERIALES Y MÉTODO

2.1. Tipo y diseño de investigación

Tipo de Investigación

Este trabajo presenta una investigación aplicada debido a que busca de manera específica brindar una solución que en este caso es realizar una órtesis económica mediante la impresión 3D empleando PLA, y así ayudar a las personas en el proceso de recuperación post quirúrgico de la lesión del ligamento cruzado anterior, que viene a ser un problema recurrente cuando se realizan actividades físicas.

Diseño de Investigación

- Según la manipulación de variables este trabajo se considera una investigación experimental de tipo experimental puro debido a que se tiene un control completo de las variables y se pueden manipular las medidas del diseño, los esfuerzos en el elemento y el factor de seguridad, las cuales son variables independientes que deben modificarse para el correcto desarrollo del diseño.
- Según el número de veces que se mide una variable para esta investigación será del tipo transversal debido a que solo se necesita experimentar en un tiempo y un momento dado, si bien se requiere realizar múltiples mediciones, estas no deben cambiar cada cierto tiempo, ya que después de que la órtesis presente las dimensiones adecuadas se encontrará un factor de seguridad que garantice que el prototipo funcione de forma correcta, esto se puede realizar en lapsos de tiempo cortos y no necesitan de un tiempo prolongado para obtener resultados y volver a realizar una experimentación.
- Según el tiempo de recolección de datos para este trabajo será una investigación de tipo prospectiva pues se están recopilando datos nuevos para el desarrollo del prototipo, en este caso nos referimos a las mediciones del diseño que deben ser modificadas debido a que se está usando PLA como un nuevo material, y deben

hallarse las dimensiones correctas y así poder conseguir un factor de seguridad adecuado.

- Según el número de variables de interés esta investigación sería de carácter analítica pues involucra la manipulación de varias variables como el tipo de impresión, las medidas del diseño, además se busca que el prototipo sea funcional y para ello será necesario realizar pruebas para evaluar el material y posteriormente probarlo en un paciente.

2.2. Variables, operacionalización

Tabla 2 - Variables de operacionalización

Variables Independientes	Material
	Tipo de órtesis
	Dimensiones
	Tipo de rehabilitación
Variables Dependientes	Resistencia
	Modelo

Fuente: Propia

Tabla 3 - Variables de operacionalización

Variabl e de estudi o	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensione s	Indicadores	Ítems	Instrument o	Valores finales	Tipo de variable	Escala de medición
Materia l	Se refiere al tipo de material utilizado en el proceso de impresión 3D para fabricar una ortesis de rodilla destinada a la recuperación del ligamento. Este material puede ser un nuevo compuesto o una	La variable de estudio se operacionaliza mediante la selección y uso de un material específico en el proceso de impresión 3D para fabricar la ortesis de rodilla. El material	Incluye propiedades físicas del material, como resistencia a la tracción, elasticidad, dureza, densidad,. También se	Estos indicadores pueden incluir pruebas mecánicas para evaluar la resistencia y flexibilidad del material, y pruebas de fabricación para	Por ejemplo, en el caso de las pruebas mecánicas, los ítems pueden incluir la resistencia a la tracción, la resistencia al impacto y la	Se utilizarán herramientas de diseño asistido por computador a (CAD) y software de simulación para evaluar las	Los valores finales se refieren a los resultados obtenidos después de evaluar cada indicador e ítem. Estos valores	La variable de estudio es una variable independiente continua, ya que el material	Escala de intervalo.

	combinación de materiales existentes que ofrecen propiedades específicas para mejorar la eficacia y comodidad de la ortesis.	debe cumplir con ciertas características, como resistencia, flexibilidad, durabilidad y biocompatibilidad, para garantizar su eficacia en la recuperación del ligamento.	pueden considerar aspectos relacionados con la fabricación, como la temperatura de fusión, velocidad de deposición y precisión dimensional.	evaluar su capacidad de ser procesado mediante deposición fundida.	flexibilidad del material.	propiedades del material antes de su fabricación.	pueden ser numéricos, como resistencia en Newtons.	utilizado en la impresión 3D puede variar en términos de sus propiedades físicas y químicas.	
--	--	--	---	--	----------------------------	---	--	--	--

<p>Tipo de órtesis</p>	<p>La variable de estudio se refiere al tipo específico de órtesis utilizado en el diseño de una ortesis de rodilla mediante la impresión 3D, con el objetivo de recuperar el ligamento.</p>	<p>La variable se operacionaliza mediante la identificación y clasificación de los diferentes tipos de órtesis utilizados en el diseño de la ortesis de rodilla. Se consideran las características físicas y funcionales de cada tipo de órtesis, así como su capacidad para facilitar la</p>	<p>Las dimensiones que se pueden considerar en relación con el tipo de órtesis incluyen su forma, tamaño, material utilizado, diseño estructural y característica</p>	<p>Los indicadores pueden incluir aspectos como la estabilidad proporcionada por la órtesis, la capacidad para limitar el movimiento no deseado, la comodidad del paciente, la facilidad de ajuste y personalización, y la durabilidad</p>	<p>Los ítems pueden ser los diferentes tipos de órtesis utilizados en el diseño de la ortesis de rodilla, como las órtesis rígidas, semirrígidas o flexibles.</p>	<p>El instrumento utilizado para recopilar datos sobre el tipo de órtesis puede ser una lista o tabla donde se registren las características físicas y funcionales de cada</p>	<p>Los valores finales representan los diferentes tipos de órtesis identificados y clasificados en función de sus características físicas y funcionales.</p>	<p>La variable de estudio es una variable categórica, ya que se refiere a diferentes tipos de órtesis se clasifican en categorías sin un orden específico.</p>	<p>La escala de medición utilizada puede ser nominal, ya que los diferentes tipos de órtesis se clasifican en categorías sin un orden específico.</p>
-------------------------------	--	---	---	--	---	--	--	--	---

		recuperación del ligamento.	s funcionales.	del material utilizado.		tipo de órtesis.		de la ortesis de rodilla.	
Dimensiones	La variable de estudio se refiere a las dimensiones de la ortesis de rodilla impresa en 3D con un nuevo material para la recuperación del ligamento.	Se obtendrán mediante el uso del software SolidWorks, que permitirá la creación de modelos 3D precisos y detallados. Se tomarán en cuenta las dimensiones anatómicas del paciente, así como las características	Longitud, anchura, altura y grosor.	Serán las medidas exactas de cada dimensión de la ortesis impresa en 3D.	Longitud, anchura, altura y grosor.	Se utilizará SolidWorks para medir las dimensiones de la ortesis impresa en 3D.	Las medidas exactas obtenidas (centímetros, milímetros) mediante el uso del software.	Numérica.	De intervalo.

		específicas del material utilizado para la ortesis.							
Tipo de rehabilitación	La variable de estudio se refiere al tipo de rehabilitación utilizado en el diseño de una ortesis de rodilla mediante la técnica de deposición fundida con impresión 3D, utilizando un nuevo material para la recuperación del	La variable se operacionaliza mediante la clasificación y descripción detallada de los diferentes tipos de rehabilitación utilizados en el diseño de una ortesis de rodilla mediante la técnica de deposición fundida con	Se incluyen: 1. Tipo de rehabilitación : Se refiere a los diferentes enfoques y métodos utilizados para la rehabilitación del ligamento, como ejercicios	Se considera 1. Tipo de rehabilitación: - Ejercicios terapéuticos: intensidad, duración, frecuencia. - Terapia física: técnicas utilizadas (masaje, electroterapia,	1. Tipo de rehabilitación: - Ejercicios terapéuticos: número total de repeticiones, tipo de ejercicios realizados. 2. Proceso de fabricación: - Preparación del modelo	El instrumento utilizado para recopilar los datos relacionados con esta variable puede ser un cuestionario estructurado o una lista	Los valores finales dependerán de los resultados obtenidos en cada ítem del instrumento utilizado. Estos valores pueden ser numéricos	Es una variable categórica nominal, ya que se clasifica y describe diferentes tipos de rehabilita	Escala nominal

<p>ligamento. Esta variable busca identificar y clasificar los diferentes enfoques y métodos utilizados para la rehabilitación de pacientes con lesiones en el ligamento de la rodilla, aplicados específicamente en el contexto del diseño y fabricación de</p>	<p>impresión 3D. Se identifican y registran los diferentes enfoques, protocolos y técnicas utilizadas para la rehabilitación del ligamento, así como las características específicas del proceso de fabricación y diseño de la ortesis utilizando tecnología de impresión 3D.</p>	<p>terapéuticos, terapia física, terapia ocupacional, entre otros.</p> <p>2. Proceso de fabricación: Se refiere a las etapas y pasos involucrados en el diseño y fabricación de la ortesis utilizando tecnología de</p>	<p>ultrasonido), duración de las sesiones.</p> <p>- Terapia ocupacional: actividades realizadas, duración de las sesiones.</p> <p>2. Proceso de fabricación: - Preparación del modelo digital: software utilizado, tiempo requerido.</p>	<p>digital: tiempo requerido para la segmentación del modelo, software utilizado.</p> <p>- Selección de parámetros de impresión: temperatura de extrusión en grados Celsius, velocidad de impresión en mm/s.</p>	<p>de verificación diseñada específicamente para este estudio. El instrumento debe incluir preguntas o ítems que permitan recopilar información sobre cada indicador y dimensión</p>	<p>(por ejemplo, tiempo en minutos, resistencia en Newtons) o categóricos (por ejemplo, tipo de ejercicios terapéuticos realizados).</p>	<p>ción utilizado s en el diseño de una ortesis de rodilla.</p>	
--	---	---	--	--	--	--	---	--

	<p>ortesis utilizando tecnología de impresión 3D.</p>		<p>impresión 3D, como la preparación del modelo digital, la selección de parámetros de impresión, la impresión propiamente dicha y el acabado final.</p> <p>3. Características del material: Se</p>	<p>- Selección de parámetros de impresión: temperatura de extrusión, velocidad de impresión.</p> <p>- Impresión 3D: tiempo requerido, calidad de la impresión.</p> <p>- Acabado final: técnicas utilizadas (lijado, pulido),</p>	<p>- Impresión 3D: tiempo requerido para imprimir la ortesis, calidad de la impresión (alta, media, baja).</p> <p>- Acabado final: tiempo requerido para el lijado y pulido, técnicas utilizadas.</p>	<p>mencionados anteriormente.</p>			
--	---	--	---	--	---	-----------------------------------	--	--	--

			<p>refiere a las propiedades físicas y mecánicas del nuevo material utilizado en la ortesis, como resistencia, flexibilidad, durabilidad, entre otros.</p>	<p>tiempo requerido.</p> <p>3.</p> <p>Características del material:</p> <p>- Resistencia: pruebas de resistencia a la tracción, compresión.</p> <p>- Durabilidad: pruebas de desgaste y fatiga.</p>	<p>3.</p> <p>Características del material:</p> <p>- Resistencia: valor máximo de resistencia a la tracción en Newtons.</p>				
--	--	--	--	---	--	--	--	--	--

<p>Resistencia</p>	<p>La resistencia se refiere a la capacidad del material utilizado en la ortesis de rodilla impresa en 3D para soportar cargas y fuerzas aplicadas sin deformarse o romperse.</p>	<p>La resistencia se medirá mediante pruebas mecánicas específicas, como ensayos de tracción o compresión, que evaluarán la capacidad del material para soportar diferentes niveles de carga y fuerza sin sufrir deformaciones o fallas.</p>	<p>Incluye el tamaño y forma de la órtesis, así como las propiedades mecánicas del nuevo material utilizado.</p>	<p>Los indicadores pueden incluir la carga máxima soportada por la ortesis antes de sufrir deformaciones o fracturas, así como cualquier cambio en las propiedades mecánicas del material después de las pruebas.</p>	<p>Los ítems pueden incluir el diseño geométrico de la ortesis, el tipo y composición del nuevo material utilizado, así como los parámetros de impresión 3D utilizados para fabricar la ortesis.</p>	<p>Se pueden utilizar técnicas de análisis por elementos finitos para evaluar el comportamiento estructural de la ortesis bajo diferentes condiciones de carga.</p>	<p>Los valores finales serán los resultados obtenidos después de realizar las pruebas mecánicas correspondientes. Estos valores indicarán la resistencia del material utilizado en la ortesis de</p>	<p>Variable cuantitativa continua, ya que se mide en términos numéricos y puede tomar cualquier valor dentro de un rango</p>	<p>La escala de medición utilizada para la variable de resistencia puede ser una escala de intervalo, ya que los valores numéricos representan</p>
---------------------------	---	--	--	---	--	---	--	--	--

							rodilla impresa en 3D mediante el método de deposición fundida.	determin ado.	diferencia s iguales en términos de resistencia .
Modelo	El modelo de ortesis de rodilla mediante la impresión 3D empleando un nuevo material para la recuperación del ligamento se refiere a un diseño	El modelo de ortesis de rodilla se operacionaliza como un prototipo físico impreso en 3D que cumple con las características y especificaciones definidas por el diseño propuesto.	1. Estabilidad: Capacidad de mantener la articulación de la rodilla en una posición	Pueden incluir aspectos como la resistencia estructural, la comodidad para el paciente, la facilidad de uso, la durabilidad y cualquier otro factor relevante	Estos pueden incluir características como el grosor de las capas impresas, el tipo y propiedades del material utilizado, el	Será un cuestionario o una escala de evaluación diseñada específicamente para medir los indicadores	Los valores finales se refieren a los resultados obtenidos al evaluar el modelo de ortesis Estos valores	La variable de estudio es una variable cuantitativa continua, ya que	De intervalo

<p>específico de una prótesis o dispositivo médico utilizado para estabilizar y apoyar la articulación de la rodilla, fabricado utilizando tecnología de impresión 3D y utilizando un material novedoso que favorece la recuperación del ligamento dañado.</p>	<p>Este prototipo debe ser capaz de proporcionar estabilidad y soporte adecuados a la articulación de la rodilla, así como favorecer la recuperación del ligamento dañado.</p>	<p>estable y segura.</p> <p>2. Soporte: Capacidad del modelo para brindar apoyo adecuado a la articulación de la rodilla durante el movimiento.</p> <p>3. Recuperación del ligamento:</p>	<p>para determinar la calidad y eficacia del diseño.</p>	<p>diseño de las articulaciones o mecanismos de ajuste, y cualquier otro detalle relevante para el funcionamiento y rendimiento de la ortesis.</p>	<p>mencionados anteriormente. Este instrumento puede incluir preguntas cerradas con respuestas de sí o no, así como escalas de calificación para evaluar</p>	<p>pueden indicar el grado de estabilidad, soporte y capacidad de recuperación del ligamento que ofrece el diseño propuesto.</p>	<p>se pueden asignar valores numéricos a los indicadores y dimensiones evaluados en el diseño de la ortesis de rodilla.</p>	
--	--	---	--	--	--	--	---	--

			Capacidad del modelo y el material utilizado para favorecer el proceso de recuperación.			diferentes aspectos de la ortesis.			
--	--	--	---	--	--	------------------------------------	--	--	--

Fuente: Propia

2.3. Población de estudio, muestra, muestreo y criterios de selección

Población.

La investigación será aplicada para personas que practiquen deporte.

Muestra.

La investigación se enfocará en personas que se encuentren en rehabilitación de un proceso postquirúrgico debido a la rotura del LCA.

Muestreo.

Método probabilístico como el muestreo aleatorio simple o estratificado, con el fin de garantizar que los pacientes seleccionados sean representativos de la población objetivo.

Criterios de selección.

Estará dentro del grupo de criterios de exclusión: debido a que solo se enfocará un grupo de pacientes con una lesión y un rango de edad y peso específico. Los criterios serán los siguientes:

- ✓ Evaluación médica del paciente para determinar si es un candidato adecuado para este tipo de tratamiento.
- ✓ Diseño personalizado: La ortesis de rodilla impresa en 3D debe ser diseñada específicamente para la recuperación de la lesión en el ligamento cruzado anterior.
- ✓ Materiales adecuados: El ácido poliláctico es un material biodegradable y biocompatible que se utilizará en la impresión 3D de ortesis. Es importante seleccionar materiales adecuados que sean seguros para su uso en el cuerpo humano y que proporcionen la resistencia y rigidez necesarias para apoyar la rodilla lesionada.
- ✓ Calidad de impresión: Se deben utilizar impresoras 3D de alta calidad con ajustes precisos para garantizar que la ortesis se imprima con la forma y el tamaño correctos.
- ✓ Seguimiento y ajuste: Después de la implementación de la ortesis de rodilla impresa en 3D, es importante realizar un seguimiento regular del paciente para evaluar su progreso

y realizar ajustes en la ortesis según sea necesario. Esto puede incluir cambios en el diseño o los materiales utilizados para mejorar su eficacia.

2.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad.

Las variables se medirán para luego procesarlas para el diseño. Por lo tanto, se clasifican en variables recolectadas y las que son variables elegidas. A continuación, presentamos las siguientes:

Tipo de lesión

Esta clasificación está enfocada según la condición en la que se encuentra la lesión, recopilando información por medio de sondeos desarrollados en torno a los pacientes. Este análisis tendrá en cuenta para el desarrollo del diseño un trauma en la zona de la rodilla, específicamente en este caso nos enfocaremos en la lesión o rotura del ligamento cruzado anterior.

Zona de trauma

Lugar dañado por la lesión. Por medio de esta investigación solo se considerarán lesiones del ligamento cruzado anterior desarrolladas en las rodillas

Grados de Libertad, clasificación de Juntas y Eslabones

La etapa principal de este estudio, se considerará el criterio de mecanismos que posea la persona que ha diseñado el equipo, con relación a la clase de desplazamiento que se quiere conseguir, empleando fórmulas del tema.

Mecánica de Materiales

Según la información de los eslabones se realizará el cálculo de la Geometría.

Impresión 3D

Tabla 4 - Ficha de control de impresión de diseño

FICHA DE CONTROL DE IMPRESIÓN DE DISEÑO	
DATOS GENERALES	
Nombre del alumno	CHANCAFE SAUCEDO JOAQUIN RONALDO
Nombre de la máquina	IMPRESORA 3DWOX 1/Sindoh
CONDICIONES DE OPERACIÓN	
Duración	30 horas
Temperatura de la boquilla	200 °C
Temperatura de la cama	59 °C
CARACTERÍSTICAS DEL DISEÑO	
Altura	16
Ancho	3
Grosor	1
Material	PLA

Fuente: Propia

Costos de Inversión de datos

Este proceso se realizará teniendo en cuenta el costo de cada material, y cuanto ha costado realizar el dispositivo teniendo en consideración el peso resultante.

Encuesta

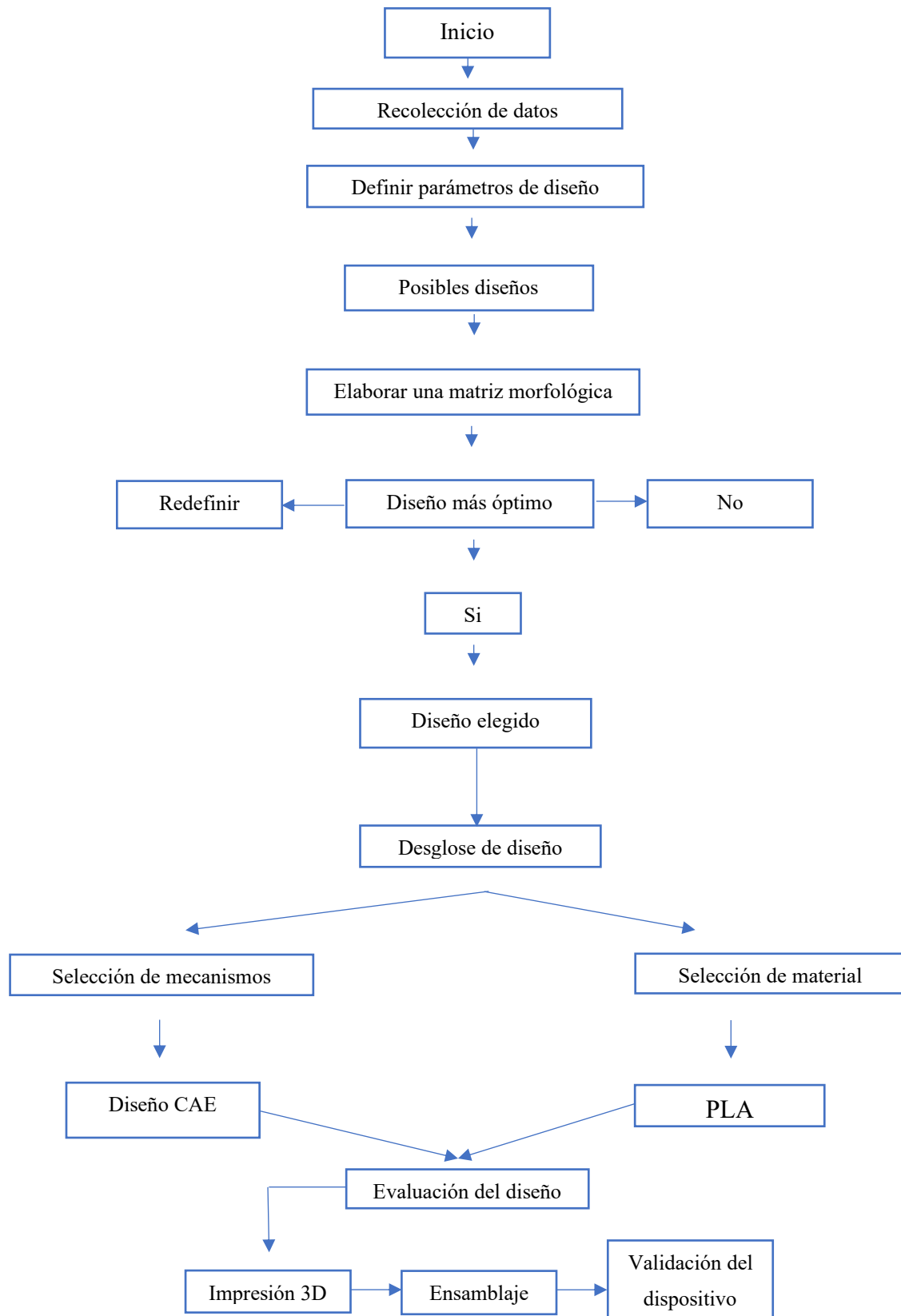
Se realizará la recolección de información por medio de una encuesta a un especialista en ortopedia.

Prueba de prototipo

Se realizará el ensayo en una persona que se haya probado el instrumento para poder verificar la funcionalidad del prototipo de diseño.

2.5. Procedimientos de análisis de datos

Se recopiló información por medio de páginas de internet, libros o información que los hospitales nos puedan brindar. Aplicando el método generalizado de procedimiento en el proceso del diseño; este método se caracteriza por que logra altas eficiencias en cada una de sus etapas con criterios que conducen a la optimización del diseño las cuales son evaluadas permanentemente. Aplicando los fundamentos del diseño mecánico, las leyes de la mecánica, la ciencia de los materiales y las matemáticas correspondientes. Así mismo, este método almacena y sistematiza la información acumulada durante el desarrollo de la tesis permitiendo su retroalimentación. Después de haber elegido la combinación del diseño más óptimo se procederá con el análisis de los esfuerzos admisibles para las medidas de los elementos y elección del material. Con la información sobre las dimensiones y materiales de diseño podrá realizarse una simulación en SolidWorks confirmando su rendimiento relacionado a la función del mecanismo.



2.6. Criterios éticos

Se considerarán los rasgos éticos profesionales del Colegio de Ingenieros del Perú (CIP) y además el código de ética de indagación de la Universidad Señor de Sipán.

- Código de Ética de la Universidad Señor de Sipán realizado por la dirección de investigación, observado por el equipo de desarrollo y planificación institucional – supervisión legal. Certificado por el acuerdo de consejo universitario con resolución rectoral N°0851 – 2017/USS.
- Código de Ética del Colegio de Ingenieros del Perú (CIP) aceptado en la tercera sesión del congreso nacional de consejos departamentales en el lapso de 1998 – 1999 en Tacna 22, 23 y 24 del mes de abril del año 1999.

III.RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Resultados

Requerimientos del diseño según la Norma VDI 2221

Para la realización del diseño es necesario tener en cuenta modelos previos que puedan servir de orientación y que sean de ayuda en el desarrollo de un diseño óptimo para la correcta rehabilitación del paciente.

a. Estado de la Tecnología

Se resumen los mejores alcances logrados para tratar la lesión LCA, mencionando una breve descripción, ventajas y desventajas.

Tabla 5 - Diseños establecidos

<p>Órtesis Inmovilizadora de Rodilla de Tres Paneles a 0°</p>  <p>ORLIMAN (2021) http://www.laortopedia.es/TRES-PANELES-A-0</p>	<ul style="list-style-type: none">• Características: Órtesis de sujeción fija, de doble capa, y cuatro sujetadores. Permite brindar la fijación completa de la extremidad. Altura: IR-4000 (40cm), IR-5000 (50cm), IR-6000 (60cm), IR-7000 (70cm).• Ventajas: Sujeción fija, alto ajuste en la zona de la lesión para la extremidad inferior• Desventajas: Se necesita de una talla específica, por lo que no es de fácil adaptación. No tiene movilidad solo es fija resultando incomodo para el paciente.
<p>Órtesis de rodilla Contender™</p>	<ul style="list-style-type: none">• Características: Órtesis de recuperación, de característica elástica. Longitud ajustable de 45,7 cm a 66 cm. La



[Grupo más empujado - Rodillera postoperatoria universal contendiente™ \(steepergroup.com\)](#)

bisagra cuenta con un Drop-Lock de seis posiciones que fija la órtesis de -10° a 40° en incrementos de 10° . La amplitud de movimiento controlada está disponible de -10° a 110° y se ajusta fácilmente mediante los botones táctiles de flexión y extensión

- **Ventajas:** Es de uso adaptable, debido a su material elástico, puede incorporarse rápidamente y además adaptarse a tallas. Se puede conseguir a un precio más accesible y permite retirarse de manera sencilla además es de fácil mantenimiento y lavado.

- **Desventajas:** Es de corta durabilidad, ya que esta en función de la duración de la resistencia elástica.

Férula para rodilla O7-001



- **Característica:** Cuenta con seis seguros

- de soporte de seguridad una articulación en la rótula, para permitir movilidad. 0 a 120 grados de flexion y de 0 a 90 grados de extension en incrementos de 15 grados. La longitud de las barras de la bisagra lateral es ajustable, la maxima es de 72,5 cm y la minima de 41,5 cm.

- **Ventajas:** Permite movilidad física para el día a día del paciente con

<https://www.medicalexpo.es/prod/rehan-international/product-77130-1048286.html>

normalidad, además permite que el peso de la persona se distribuya en los seis soportes

- **Desventajas:** No tiene capacidad de mayor adaptación por tallas, ya que la altura es única lo que encarece el producto no haciéndola accesible para las personas de bajos recursos. Otra desventaja es que es móvil y no fija.

Ortesis Funcional De Rodilla Con Control De Flexo-Extensión Ocr100



- **Característica:** De aluminio de perfil bajo, ligero, esta provista de articulaciones policéntricas dinámicas con control y limitación de la flexo-extensión.

- **Ventajas:** Con capacidad de ser fija y móvil, posee una resistencia al impacto y confort interno, mayor durabilidad, resistencia a la rayadura, lo que permite realizar actividades físicas con la misma, posee un tamaño menor, lo que permite mejor movilidad y traslado, además es de rápido ajuste para el paciente.

https://www.orliman.com/producto/ortesis-funcional-de-rodilla-con-control-de-flexo-extension-ocr100/	<ul style="list-style-type: none"> • Desventajas: No se puede regular la altura de sujeción, lo que limita la talla para uso.
---	---

Fuente: Propia

b. Lista de exigencias

La información necesaria para el diseño se resume en la siguiente tabla, teniendo en cuenta lo que se desea realizar y lo que será necesario para realizar el proyecto.

Tabla 6 - Lista de exigencias

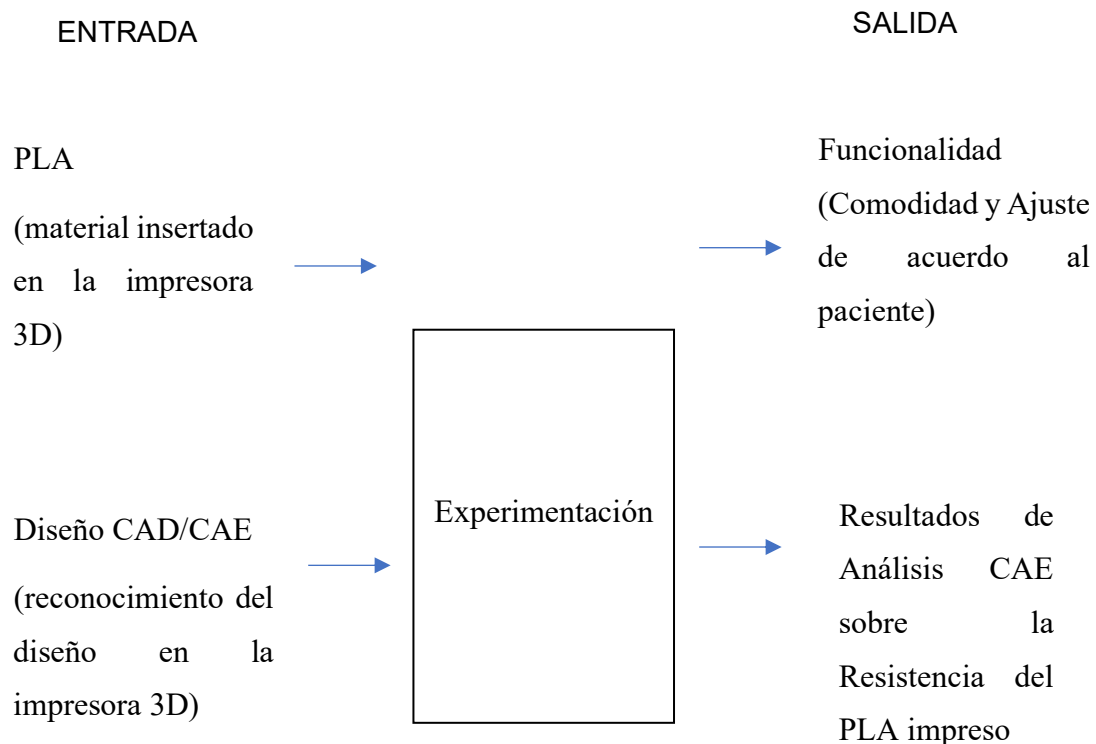
LISTA DE EXIGENCIAS		
Proyecto	Implementación del Diseño de Ortesis de rodilla empleando el ácido poliláctico para la rehabilitación del Ligamento Cruzado Anterior	Fecha: 29/10/2022
Cliente	Universidad Señor de Sipán	
Prioridad	Deseo o Exigencia	Descripción
1	E	Fabricar Prototipo de Ortesis de rodilla para la rehabilitación del ligamento cruzado anterior a partir de ácido poliláctico.
2	E	La Ortesis se fabricará en una impresora 3D convencional.
3	D	La fabricación de la estructura de la órtesis tomara 1 día.
4	E	La Ortesis debe de ser de fácil montaje y movable.
5	E	La Ortesis deberá ser económicamente accesible.
6	E	Sus componentes serán hechos de materiales nacionales.

7	E	Debe ser regulable para que pueda ajustarse a las medidas de la pierna de cada paciente.
8	D	Debe ser cómodo para que el cliente pueda usarlo el tiempo que desee, sin molestia alguna ni cause alergias
9	E	La Ortesis deberá ser resistente y duradera
10	E	Que tenga el tamaño y peso adecuado
11	E	Debe ser ergonómico.

Fuente: Propia

c. Caja negra

En la caja negra identificaremos las siguientes variables de entrada y salida, que a continuación se muestran en la figura.



d. Estructura de Funciones

En este punto se definen todas las operaciones que la Ortesis debe cumplir para lograr y alcanzar la función principal. Para el presente proyecto, la función principal consiste en: Diseño de Ortesis de rodilla para la rehabilitación del Ligamento Cruzado Anterior. A

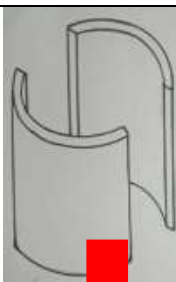
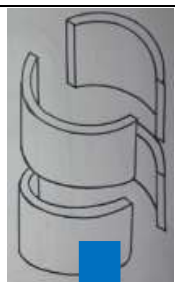












continuación, detallamos las funciones del proceso completo y resaltaremos las que aplican directamente en la Ortesis:

- Estabilidad superior, entre el fémur y la rotula
- Adaptación regulable a la parte superior
- Estabilidad anterior, entre la rodilla y la zona medial
- Adaptación regulable a la parte inferior
- Estabilidad inferior, entre la rodilla y la tibia.

e. Matriz Morfológica

A continuación, se obtuvo la matriz morfológica óptima con cuatro soluciones, en la etapa de Adaptación regulable en la parte superior y en la parte inferior es el valor conceptual que no cuentan las Ortesis del mercado solo en la solución 4 es la única que la presenta en la siguiente figura.

Tabla 7 - Matriz morfológica

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4
Estructura Superior				
Lateral Regulable				
			  	

Goniómetro rotular				
Número de Correas		 8 correas	 6 correas	 6 correas
Flexión				
Extensión				
Estructura Inferior				
	S1	S2	S3	S4

Fuente: Propia

f. Diseños Preliminares

En esta etapa se obtuvo una disposición aproximada de los principales componentes, tal como se muestra en las figuras, cumpliendo la lista de exigencia y funciones requeridas hasta tratar de llegar al proyecto definitivo.

Solución 1

Aquí se presenta un diseño sencillo, que cuenta con una gran cantidad de PLA a la medida de una extremidad inferior, específicamente para el muslo y pantorrilla, además tiene una barra que solo regula angularmente la rótula.



Figura 4. Solución 1

Fuente: Propia

Solución 2

En este diseño se utiliza cuatro circunferencias hechas a base de PLA, dos barras para sujetar el muslo y dos barras para sujetar la pantorrilla, además tiene barras regulables tanto angular como longitudinalmente



Figura 5. Solución 2

Fuente: Propia

Solución 3

En este diseño se emplea gran cantidad de PLA que solo sujeta al muslo y a la pantorrilla de forma parcial, y es sujetado del lado posterior por tres correas elásticas, además presenta barras regulables tanto angular como longitudinalmente adheridas a las férulas hechas de PLA.



Figura 6. Solución 3

Fuente: Propia

Solución 4

Aquí se presenta un diseño con dos férulas hechas de PLA que presentan internamente dos barras ajustables tanto angular como longitudinalmente, además presenta 4 correas, 2 correas que ajustan de forma total y 2 correas que ajustan parcialmente debido a que están al mismo nivel que el arco de las férulas tanto superior como inferior.

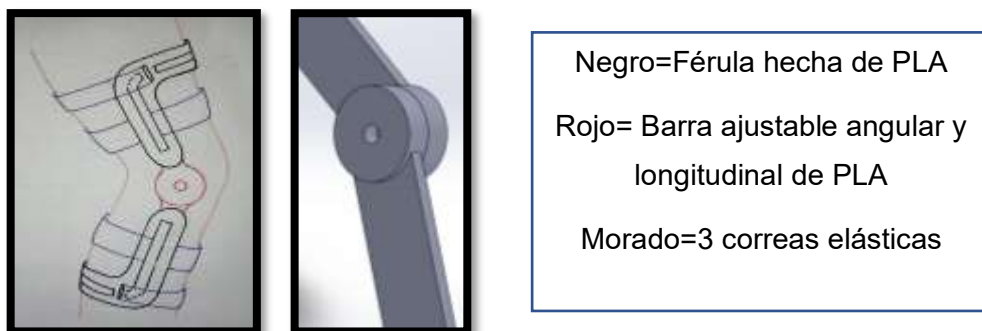


Figura 7. Solución 4

Fuente: Propia

g. Criterios de selección

Tabla 8 - Criterios de selección

La siguiente tabla nos ayudará a comparar y evaluar diferentes opciones de diseño para así tener en consideración el que presente mejores y más características con la finalidad de encontrar el mejor modelo para el desarrollo del diseño de órtesis de rodilla.

Criterios de selección	Calificación			
	1	2	3	4
Funciones	-Estabiliza la rodilla -Regulación angular para flexión.	-Estabiliza la rodilla -Regulación angular para flexión. -Bisagra lateral regulable	-Estabiliza la rodilla -Regulación angular para flexión. -Bisagra lateral regulable	-Estabiliza la rodilla -Regulación angular para flexión. -Bisagra lateral regulable
Facilidad de manejo	- Seguridad en las maniobras de regulación.	- Diseño de peso menor.	- Seguridad en las maniobras de regulación.	- Diseño de peso menor.

		- Seguridad en las maniobras de regulación.		- Seguridad en las maniobras de regulación.
Facilidad de mantenimiento	-Corregible -Limpiable	- Corregible -Limpiable	- Corregible -Limpiable	-Corregible -Limpiable
Capacidad de Ajuste	- Preciso - Arco sujetador (muslo-pantorrilla)	- Preciso -Arco sujetador (muslo-pantorrilla)	-Preciso -Arco sujetador (muslo-pantorrilla) - Correas gruesas elásticas.	-Preciso -Arco sujetador (muslo-pantorrilla) - Correas gruesas elásticas.
Durabilidad	-No se desgasta con facilidad	-No se desgasta con facilidad	- Alta resistencia. -No se desgasta con facilidad	- Alta resistencia. -No se desgasta con facilidad

Facilidad de manufactura	<ul style="list-style-type: none"> - Material accesible - Mínimo uso de accesorios 	<ul style="list-style-type: none"> - Material accesible -Poco uso de material - Menor tiempo de impresión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Material accesible - Mínimo uso de accesorios 	<ul style="list-style-type: none"> - Material accesible -Poco uso del material - Mínimo uso de accesorios - Menor tiempo de impresión.
Facilidad de ensamblaje	<ul style="list-style-type: none"> - Menor número de piezas. -Menor tiempo de ensamblaje 	<ul style="list-style-type: none"> - Menor número piezas. - Mínima utilización de herramientas. 	<ul style="list-style-type: none"> -Mínima utilización de herramientas. 	<ul style="list-style-type: none"> - Menor número piezas. - Utilización mínima de herramientas. - Menor tiempo de ensamblaje
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> -Diseño acolchado 	<ul style="list-style-type: none"> -Diseño acolchado 	<ul style="list-style-type: none"> -Diseño acolchado 	<ul style="list-style-type: none"> - Diseño acolchado

Fuente: Propia

h. Evaluación del Concepto Solución

A continuación, se muestra la evaluación económica y técnica desarrollada con especialistas de la medicina y con especialistas en la impresión en 3D con ácido poliláctico. 1=Malo (1ventaja); 2=Regular (2 ventajas); 3=Bueno (3 ventajas); 4=Muy bueno (4 ventajas a más).

Tabla 9 - Evaluación del concepto solución

Criterios de selección	Peso	Conceptos							
		1		2		3		4	
		Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Funciones	20%	2	0.4	3	0.6	3	0.6	3	0.6
Facilidad de manejo	10%	1	0.1	2	0.2	1	0.1	2	0.2
Facilidad de mantenimiento	5%	2	0.1	2	0.1	2	0.1	2	0.1

Capacidad de ajuste	30%	2	0.6	2	0.6	3	0.9	3	0.9
Durabilidad	10%	1	0.1	1	0.1	2	0.2	2	0.2
Facilidad de manufactura	15%	2	0.3	3	0.45	2	0.3	4	0.6
Facilidad de ensamblaje	5%	2	0.1	2	0.1	1	0.05	3	0.15
Seguridad	5%	1	0.05	1	0.05	1	0.05	1	0.05
	Total, de puntos		1.75		2.2		2.3		2.80
	Lugar		4		3		2		1
	¿Continuar ?		No		No		No		Sí

Fuente: Propia

De los resultados, obtenemos esta gráfica, en donde la solución cuatro (S4) sobresale sobre las otras tres.

i. Diseño Definitivo

Se observó antes de la etapa del proceso de diseño de las investigaciones revisadas, que la que mejor opción sería la solución 4, a la cual se le evaluara el ahorro del PLA y que sea regulable, reduciendo tiempo y costos para hacer accesible a pacientes de bajos recursos; conceptos que aplicaríamos en nuestro diseño y posterior proceso experimental para obtener las muestras a diseñar para su posterior impresión en 3D.

Las ventajas de este diseño es que cuenta con las siguientes opciones: como es la regulación angular de la parte superior con la inferior, el ajuste de altura de la parte superior e inferior, y la fijación de rotación de rotula, estos elementos cuentan con un diseño optimizado para la manufactura, como también un ensamblaje fácil y rápido optimizando el tiempo lo cual juega un papel importante en el desarrolla de las actividades del paciente.

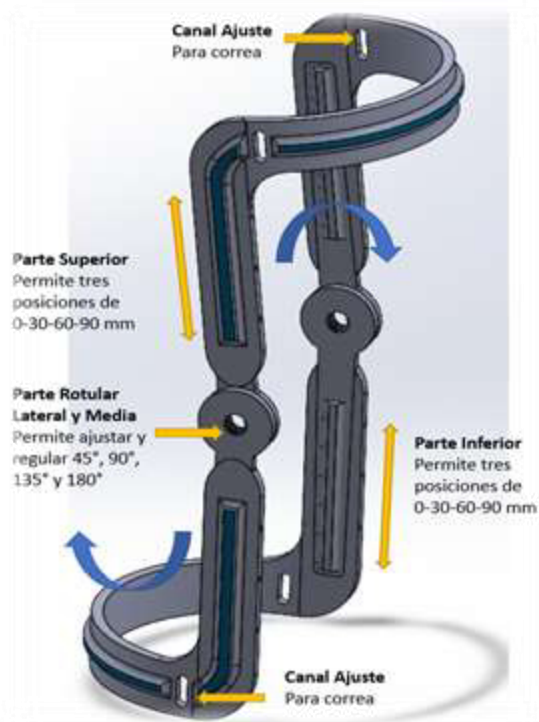


Figura 8. Diseño definitivo

Fuente: Propia

Cálculo de esfuerzos

a. Diagrama De Cuerpo Libre

Se realiza un Diagrama de cuerpo Libre del dispositivo, en este caso se va realizar el dibujo teniendo en cuenta los momentos y esfuerzos que requiere este análisis.

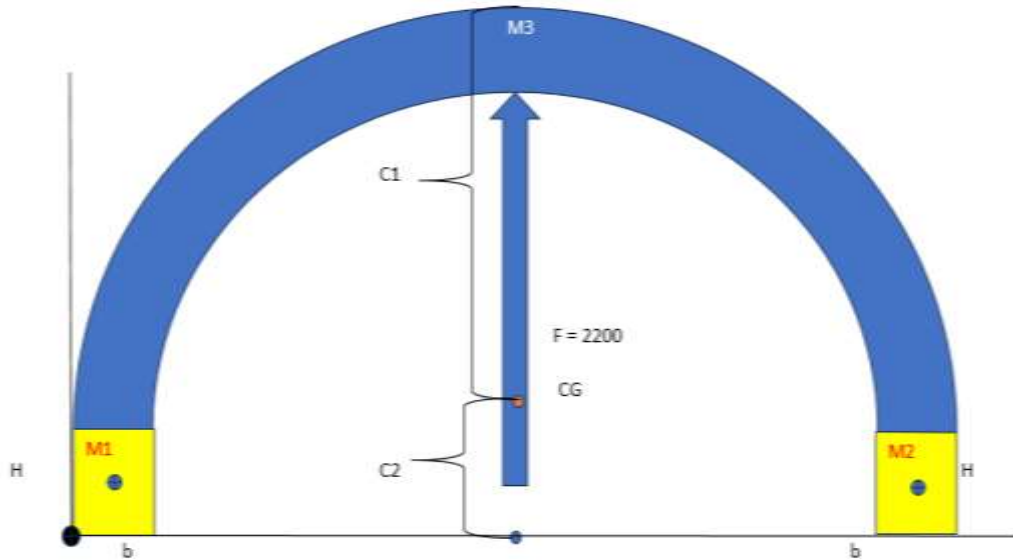


Figura 9. Diagrama del arco

Fuente: Propia

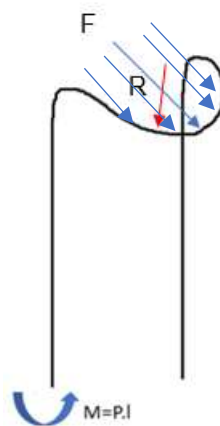


Figura 10. Diagrama de cuerpo libre

Fuente: Propia

b. Esfuerzos para el diseño de órtesis de la parte superior:

Punto M1:

Datos:

Distancia del punto M1 sobre el eje x = $dx_1 = 5\text{mm} = 0.005\text{m}$
Distancia del punto M1 sobre el eje y = $dy_1 = 15\text{mm} = 0.015\text{m}$ } Según coordenadas

Base del punto M1 = $b_1 = 10\text{ mm} = 0.01\text{ m}$

Altura del punto M1 = $H_1 = 30\text{ mm} = 0.03\text{ m}$

Hallamos el área del cuerpo 1 con los datos que se tienen:

$$\text{Área del cuerpo}_1 = b_1 \times H_1 = 10 \times 30 = 300\text{mm}^2 = 0.0003\text{m}^2$$

Hallamos el momento de inercia del cuerpo 1:

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_1 = \frac{b_1 \times H_1^3}{12}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_1 = \frac{b_1 \times H_1^3}{12} = \frac{0.01 \times 0.03^3}{12}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_1 = 2.25 \times 10^{-8}\text{m}^4$$

Punto M2:

Datos:

Distancia del punto M2 sobre el eje x = $dx_2 = 165\text{mm} = 0.165\text{m}$
Distancia del punto M2 sobre el eje y = $dy_2 = 15\text{mm} = 0.015\text{m}$ } Según coordenadas

Base del punto M2 = $b_2 = 10\text{ mm} = 0.01\text{ m}$

Altura del punto M2 = $H_2 = 30\text{ mm} = 0.03\text{ m}$

Hallamos el área del cuerpo 2 con los datos que se tienen:

$$\text{Área del cuerpo}_2 = b_2 \times H_2 = 10 \times 30 = 300\text{mm}^2 = 0.0003\text{m}^2$$

Hallamos el momento de inercia del cuerpo 2:

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_2 = \frac{b_2 \times H_2^3}{12} = \frac{0.01\text{m} \times (0.03\text{m})^3}{12}$$

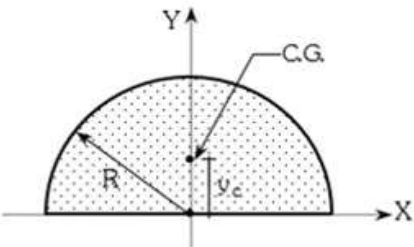
$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_2 = 2.25 \times 10^{-8}\text{m}^4$$

Punto M3:

Datos:

Distancia del punto M3 sobre el eje x = $dx_3 = 85\text{mm} = 0.085\text{m}$ } Según coordenadas

Distancia del punto M3 sobre el eje y = $dy_3 = 46.68545\text{mm} = 0.04668545\text{m}$

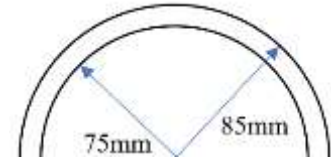
Representación	x_c	y_c
	0	$\frac{4R}{3\pi}$

$$d_{y3} = \frac{4R}{3\pi} = \frac{4 \times (30 + 75 + 5)}{3 \times 3.1416} = 46.68545\text{mm} = 0.04668545\text{m}$$

Hallar la longitud del radio interno y externo del arco superior:

$$\text{longitud de radio}_{int} = \pi \times R_1 = \pi \times 0.075 = 0.235619449m$$

$$\text{longitud de radio}_{ext} = \pi \times R_2 = \pi \times 0.085 = 0.267035376m$$



Hallamos el área del cuerpo 3 con los datos que se tienen:

$$\text{Área del cuerpo}_3 = b_3 \times \left(\frac{L_1 + L_2}{2} \right) = 0.01m \times \left(\frac{0.2356m + 0.2670m}{2} \right) = 0.00251327m^2$$

Hallamos el momento de inercia del cuerpo 3:

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_3 = \frac{\pi \times D_2^4}{64} - \frac{\pi \times D_1^4}{64}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_3 = \frac{\pi \times (2 \times 0.085m)^4}{64} - \frac{\pi \times (2 \times 0.075m)^4}{64}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_3 = 1.61478 \times 10^{-5}m^4$$

Hallamos el centro de masa y gravedad

Se calcula el área total del plano transversal mediante la suma de las 3 áreas encontradas anteriormente:

$$\text{Área total} = \text{Área del cuerpo}_1 + \text{Área del cuerpo}_2 + \text{Área del cuerpo}_3$$

$$\text{Área total} = 0.0003m^2 + 0.0003m^2 + 0.00251327m^2$$

$$\text{Área total} = 0.00311327m^2$$

Se halla solamente dos coordenadas debido a que estamos trabajando con el plano transversal:

$$x_{cmg} = \frac{A_1 \times x_1 + A_2 \times x_2 + A_3 \times x_3}{A_{total}}$$

$$x_{cmg} = \frac{0.0003m^2 \times 0.005m + 0.0003m^2 \times 0.165m + 0.00251327m^2 \times 0.085m}{0.00311327m^2}$$

$$x_{cmg} = 0.085m$$

$$y_{cmg} = \frac{A_1 \times y_1 + A_2 \times y_2 + A_3 \times y_3}{A_{total}}$$

$$y_{cmg} = \frac{0.0003m^2 \times 0.015m + 0.0003m^2 \times 0.015m + 0.00251327m^2 \times 0.04668545m}{0.00311327m^2}$$

$$y_{cmg} = 0.04057893m$$

Encontramos los centros de gravedad:

Se calcula los centros de gravedad mediante la diferencia de la altura total y la variable Y del centro de masa y gravedad.

$$c_1 = h_{total} - y_{cmg}$$

$$c_1 = 0.115m - 0.04057893m$$

$$c_1 = \mathbf{0.07442107m}$$

$$c_2 = h_{total} - c_1$$

$$c_2 = 0.115m - 0.07442107m$$

$$c_2 = \mathbf{0.04057893m}$$

Hallamos el momento del cuerpo 1

Fuerza que ejerce del Ligamento cruzado anterior:

Según [12] "Estudios biomecánicos muestran un valor promedio del LCA (Última Fuerza: 2200N)". (p.8)

Distancia: 0.145

Para ello necesitaremos averiguar el momento flector que está dado por la siguiente fórmula:

$$M_f = P \times l$$

$$M_f = 2200N \times 0.145m$$

$$M_f = 319 N.m$$

Hallamos los esfuerzos de los cuerpos 1, 2 y 3

$$\sigma = \frac{M \times C}{I}$$

$$\sigma_1 = \frac{M_1 \times C_2}{I_1} = \frac{319 N.m \times 0.04057893m}{2.25 \times 10^{-8} m^4} = 575.32 MPa$$

$$\sigma_2 = \frac{M_1 \times C_2}{I_2} = \frac{319 N.m \times 0.04057893m}{2.25 \times 10^{-8} m^4} = 575.32 MPa$$

$$\sigma_3 = \frac{M_1 \times C_2}{I_3} = \frac{319 N.m \times 0.04057893m}{1.61478 \times 10^{-5}} = 0.801 MPa$$

El esfuerzo de flexión total será la suma de los tres esfuerzos de cada cuerpo:

$$\sigma_f = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 = 575.32 MPa + 575.32 MPa + 0.801 MPa$$

$$\sigma_f = 1151.44 MPa$$

Hallamos el esfuerzo cortante:

El esfuerzo cortante viene a ser la fuerza que se ejerce sobre el arco de la órtesis sobre el área.

$$\tau_c = \frac{F}{A}$$

$$\tau_c = \frac{2200N}{0.00311327m^2}$$

$$\tau_c = 0.706 MPa$$

El esfuerzo equivalente según Von Misses será:

Para ello es necesario tener los valores hallados anteriormente, los cuales son el esfuerzo de flexión y el esfuerzo cortante.

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_f^2 + 3 (\mathcal{J}_f^2 + \mathcal{J}_c^2)}$$

Para obtener el esfuerzo equivalente se debe hallar la raíz del esfuerzo de flexión al cuadrado más tres veces la suma del esfuerzo de torsión al cuadrado y el esfuerzo de corte al cuadrado.

$$\sigma_{eq} = \sqrt{1151.44 MPa^2 + 3 (0 + 0.706MPa^2)}$$

$$\sigma_{eq} = 1151.44MPa$$

Factor de seguridad $\sigma_{eq} \leq \sigma_F/FS$

El factor de seguridad se halla dividiendo el esfuerzo de tracción del material entre el esfuerzo equivalente.

$$FS = \frac{\sigma_t}{\sigma_{eq}}$$

$$FS = \frac{2600 MPa}{1151.44 MPa}$$

$$FS = 2.3$$

c. Esfuerzos para el diseño de órtesis de la parte inferior:

Punto M1:

Datos:

Distancia del punto M1 sobre el eje x = $dx_1 = 5\text{mm} = 0.005\text{m}$

Distancia del punto M1 sobre el eje y = $dy_1 = 15\text{mm} = 0.015\text{m}$

} Según coordenadas

Base del punto M1 = $b_1 = 10\text{ mm} = 0.01\text{ m}$

Altura del punto M1 = $H_1 = 30\text{ mm} = 0.03\text{ m}$

Hallamos el área del cuerpo 1 con los datos que se tienen:

$$\text{Área del cuerpo}_1 = b_1 \times H_1 = 10 \times 30 = 300\text{mm}^2 = 0.0003\text{m}^2$$

Hallamos el momento de inercia del cuerpo 1:

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_1 = \frac{b_1 \times H_1^3}{12}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_1 = \frac{b_1 \times H_1^3}{12} = \frac{0.01 \times 0.03^3}{12} = 2.25 \times 10^{-8}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_1 = 2.25 \times 10^{-8}\text{m}^4$$

Punto M2:

Datos:

Distancia del punto M2 sobre el eje x = $dx_2 = 147\text{mm} = 0.147\text{m}$

Distancia del punto M2 sobre el eje y = $dy_2 = 15\text{mm} = 0.015\text{m}$

} Según coordenadas

Base del punto M2 = $b_2 = 10\text{ mm} = 0.01\text{ m}$

Altura del punto M2 = $H_2 = 30\text{ mm} = 0.03\text{ m}$

Hallamos el área del cuerpo 2 con los datos que se tienen:

$$\text{Área del cuerpo}_2 = b_2 \times H_2 = 10 \times 30 = 300\text{mm}^2 = 0.0003\text{m}^2$$

Hallamos el momento de inercia del cuerpo 2:

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_2 = \frac{b_2 \times H_2^3}{12} = \frac{0.01\text{m} \times (0.03\text{m})^3}{12}$$

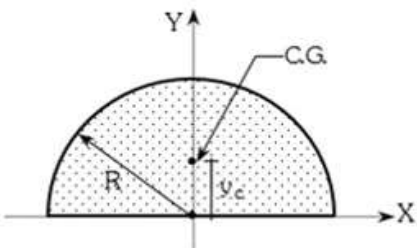
$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_2 = 2.25 \times 10^{-8}\text{m}^4$$

Punto M3:

Datos:

Distancia del punto M3 sobre el eje x = dx3 = 76 mm = 0.076 m } Según coordenadas

Distancia del punto M3 sobre el eje y = dy3 = 42.8657313 mm = 0.04286573 m

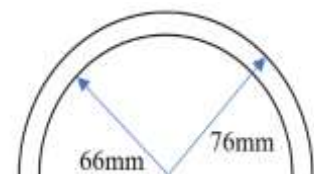
Representación	x_c	y_c
	0	$\frac{4R}{3\pi}$

$$d_{y3} = \frac{4R}{3\pi} = \frac{4 \times (30 + 66 + 5)}{3 \times 3.1416} = 42.8657313\text{mm} = 0.04286573\text{ m}$$

Hallar la longitud del radio interno y externo del arco inferior:

$$\text{longitud de radio}_{int} = \pi \times R_1 = \pi \times 0.066 = 0.2073451\text{m}$$

$$\text{longitud de radio}_{ext} = \pi \times R_2 = \pi \times 0.076 = 0.238761\text{m}$$



Hallamos el área del cuerpo 3 con los datos que se tienen:

$$\text{Área del cuerpo}_3 = b_3 \times \left(\frac{L_1 + L_2}{2} \right) = 0.01m \times \left(\frac{0.2073451m + 0.238761m}{2} \right)$$

$$\text{Área del cuerpo}_3 = 0.002230531m^2$$

Hallamos el momento de inercia del cuerpo 3:

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_3 = \frac{\pi \times D_2^4}{64} - \frac{\pi \times D_1^4}{64}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_3 = \frac{\pi \times (2 \times 0.076m)^4}{64} - \frac{\pi \times (2 \times 0.066m)^4}{64}$$

$$\text{Momento de inercia del cuerpo}_3 = 1.12999 \times 10^{-5}m^4$$

Hallamos el centro de masa y gravedad

Se calcula el área total del plano transversal mediante la suma de las 3 áreas encontradas anteriormente:

$$\text{Área total} = \text{Área del cuerpo}_1 + \text{Área del cuerpo}_2 + \text{Área del cuerpo}_3$$

$$\text{Área total} = 0.0003m^2 + 0.0003m^2 + 0.002230531m^2$$

$$\text{Área total} = 0.00283053m^2$$

Se halla solamente dos coordenadas debido a que estamos trabajando con el plano transversal:

$$x_{cmg} = \frac{A_1 \times x_1 + A_2 \times x_2 + A_3 \times x_3}{A_{total}}$$

$$x_{cmg} = \frac{0.0003m^2 \times 0.005m + 0.0003m^2 \times 0.147m + 0.002230531m^2 \times 0.076m}{0.00283053m^2}$$

$$x_{cmg} = 0.076m$$

$$y_{cmg} = \frac{A_1 \times y_1 + A_2 \times y_2 + A_3 \times y_3}{A_{total}}$$

$$y_{cmg} = \frac{0.0003m^2 \times 0.015m + 0.0003m^2 \times 0.015m + 0.002230531m^2 \times 0.04286573m}{0.00283053m^2}$$

$$y_{cmg} = 0.03695891m$$

Encontramos los centros de gravedad:

Se calcula los centros de gravedad mediante la diferencia de la altura total y la variable Y del centro de masa y gravedad.

$$c_1 = h_{total} - y_{cmg}$$

$$c_1 = 0.106m - 0.03695891m$$

$$c_1 = \mathbf{0.06904109m}$$

$$c_2 = h_{total} - c_1$$

$$c_2 = 0.106m - 0.06904109m$$

$$c_2 = \mathbf{0.03695891m}$$

Hallamos el momento del cuerpo 1

Fuerza que ejerce del Ligamento cruzado anterior:

Según [12] "Estudios biomecánicos muestran un valor promedio del LCA (Última Fuerza: 2200N)". (p.8)

Distancia: 0.145

Para ello necesitaremos averiguar el momento flector que está dado por la siguiente fórmula:

$$M_f = P \times l$$

$$M_f = 2200N \times 0.145m$$

$$M_f = 319 N.m$$

Hallamos los esfuerzos de los cuerpos 1, 2 y 3

$$\sigma = \frac{M \times C}{I}$$

$$\sigma_1 = \frac{M_1 \times C_1}{I_1} = \frac{319 N.m \times 0.06904109m}{2.25 \times 10^{-8} m^4} = 978.849 MPa$$

$$\sigma_2 = \frac{M_1 \times C_1}{I_2} = \frac{319 N.m \times 0.06904109m}{2.25 \times 10^{-8} m^4} = 978.849 MPa$$

$$\sigma_3 = \frac{M_1 \times C_1}{I_3} = \frac{319 N.m \times 0.06904109m}{1.12999 \times 10^{-5} m^4} = 1.949 MPa$$

El esfuerzo de flexión total será la suma de los tres esfuerzos de cada cuerpo:

$$\sigma_f = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 = 978.849 MPa + 978.849 MPa + 1.949 MPa$$

$$\sigma_f = 1959.65 MPa$$

Hallamos el esfuerzo cortante:

El esfuerzo cortante viene a ser la fuerza que se ejerce sobre el arco de la órtesis sobre el área.

$$\tau_c = \frac{F}{A}$$

$$\tau_c = \frac{2200N}{0.00283053m^2}$$

$$\tau_c = 0.77 MPa$$

El esfuerzo equivalente según Von Misses será:

Para ello es necesario tener los valores hallados anteriormente, los cuales son el esfuerzo de flexión y el esfuerzo cortante.

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_f^2 + 3(\tau_f^2 + \tau_c^2)}$$

Para obtener el esfuerzo equivalente se debe hallar la raíz del esfuerzo de flexión al cuadrado más tres veces la suma del esfuerzo de torsión al cuadrado y el esfuerzo de corte al cuadrado.

$$\sigma_{eq} = \sqrt{1959.65 MPa^2 + 3(0 + 0.77MPa^2)}$$

$$\sigma_{eq} = 1959.65MPa$$

Factor de seguridad $\sigma_{eq} \leq \sigma_F/FS$

El factor de seguridad se halla dividiendo el esfuerzo de tracción del material entre el esfuerzo equivalente.

$$FS = \frac{\sigma_t}{\sigma_{eq}}$$

$$FS = \frac{2600 MPa}{1959.65 MPa}$$

$$FS = 1.3$$

Simulación De Zonas Críticas

En este punto se modelarán las piezas mecánicas mostradas, de acuerdo al criterio dimensional, buscando la reducción de peso de las piezas, utilizando nervios, respetando la distribución de las líneas de fuerza y se verificará las interferencias en el ensamble y la simulación previa en la opción Simulation, en un software especializado basado en el Método de los Elementos Finitos "FEM". Teniendo como principal criterio de diseño por rigidez con una deformación menor a 1 mm.

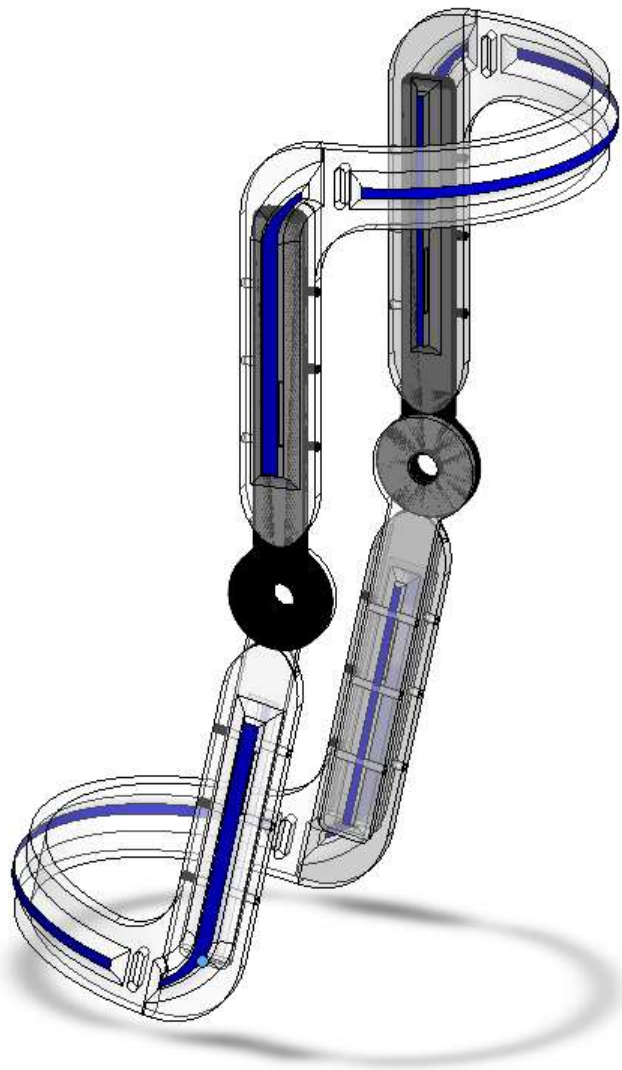


Figura 11. Ensamble

Fuente: Propia

Información de la malla de la parte superior del diseño

Se presenta el detalle de la malla del dispositivo superior, aquí se puede observar a detalle las características que arroja la simulación de la órtesis.

Tabla 10 - Tipo de malla -parte superior

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura de combinado
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 Puntos
Tamaño máximo de elemento	10,773 mm
Tamaño mínimo del elemento	2,1546 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	30931
Número total de elementos	17318
Cociente máximo de aspecto	58,594
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	61,7
El porcentaje de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	10,5
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Tiempo para completar la malla (hh; mm; ss):	00:00:09

Fuente: Propia

a. Análisis de tensiones

En el análisis de tensiones se puede apreciar el esfuerzo de von Mises, hallando un valor mínimo de $7,469e+00\text{N/m}^2$ y un valor máximo de $1,752e+07\text{N/m}^2$ como se puede resumir a continuación:

Tabla 11 - Análisis de tensiones

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	$7,469e+00\text{N/m}^2$ Nodo: 17436	$1,752e+07\text{N/m}^2$ Nodo: 8342
DISEÑO DE ÓRTESIS – PARTE SUPERIOR-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1			

Fuente: Propia

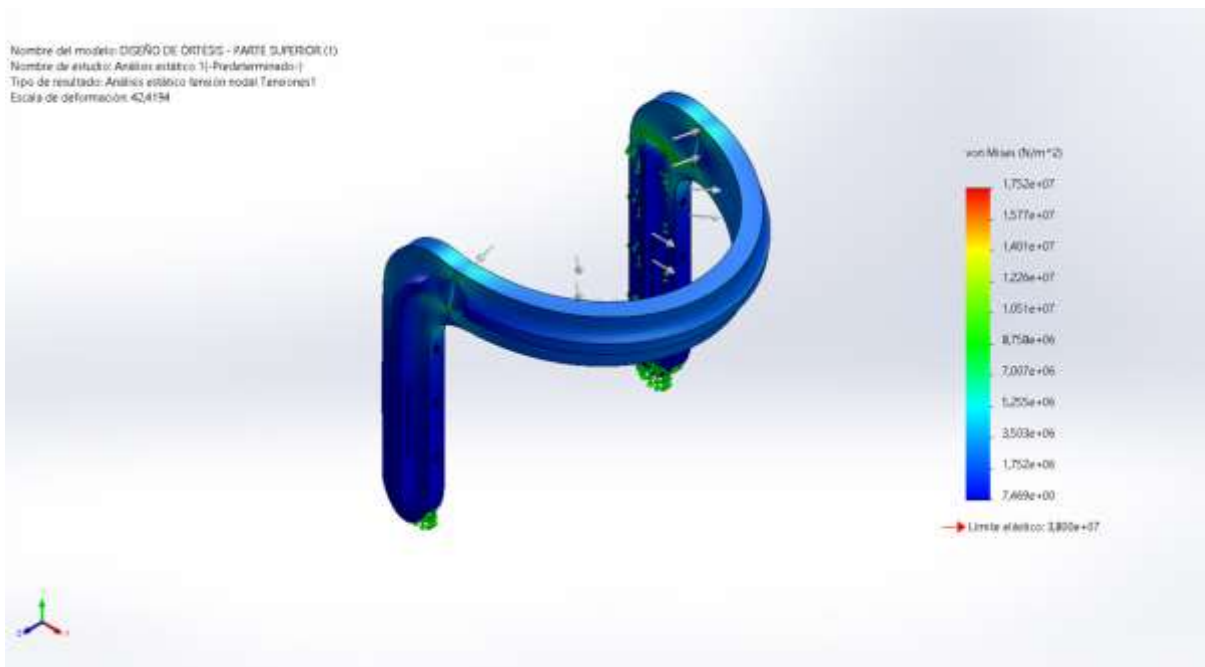


Figura 12. Análisis de tensiones

Fuente: Propia

b. Análisis de desplazamiento

En el análisis de desplazamiento se identificó el desplazamiento mínimo con un valor de 0,000e+00mm y el desplazamiento máximo con un valor de 5,183e-01mm, como se puede observar a continuación:

Tabla 12 - Análisis de desplazamiento

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0,000e+00mm Nodo: 50	5,183e-01mm Nodo: 30888
DISEÑO DE ÓRTESIS – PARTE SUPERIOR-Análisis estático 1- Desplazamientos-Desplazamientos1			

Fuente: Propia

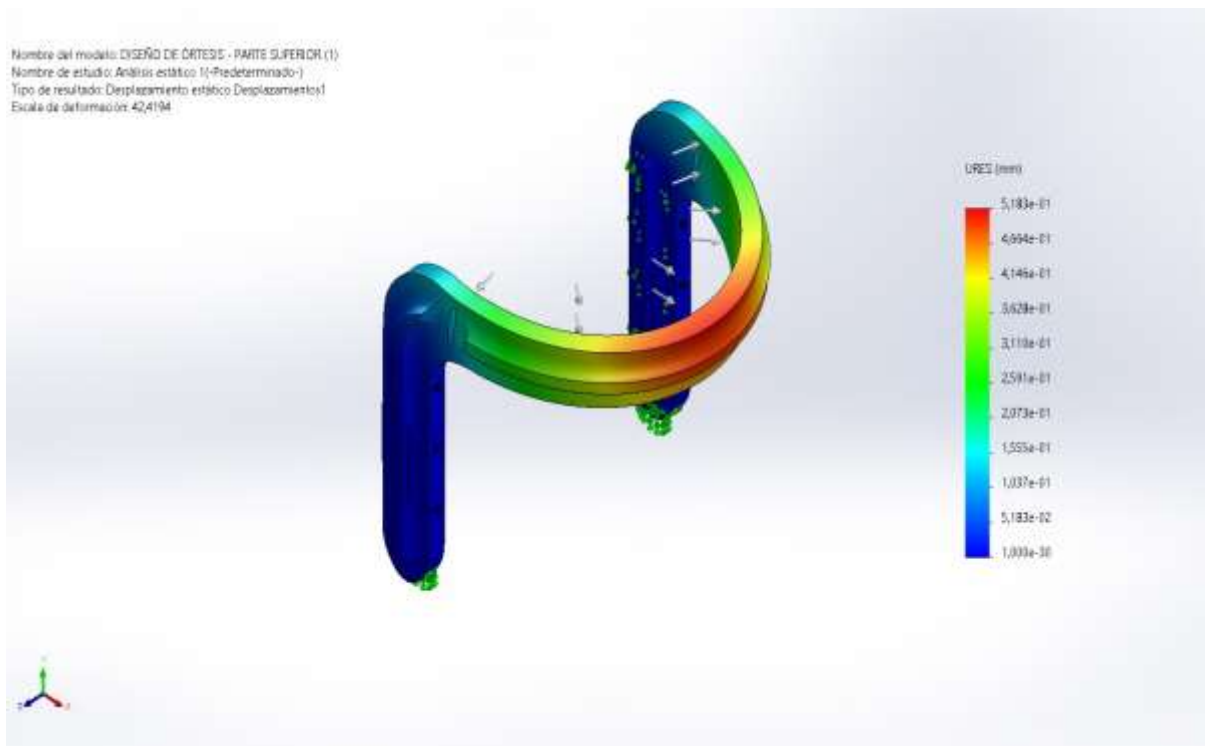


Figura 13. Análisis de desplazamiento

Fuente: Propia

c. Análisis de deformaciones unitarias

En el análisis de deformaciones unitarias se puede hallar la deformación mínima con un valor de $2,136e-9$ y una deformación máxima con un valor de $6,141e-03$, como se puede apreciar a continuación:

Tabla 13 - Análisis de deformaciones unitarias

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	2,136e-09 Elemento: 16762	6,141e-03 Elemento: 4522
DISEÑO DE ÓRTESES – PARTE SUPERIOR-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1			

Fuente: Propia

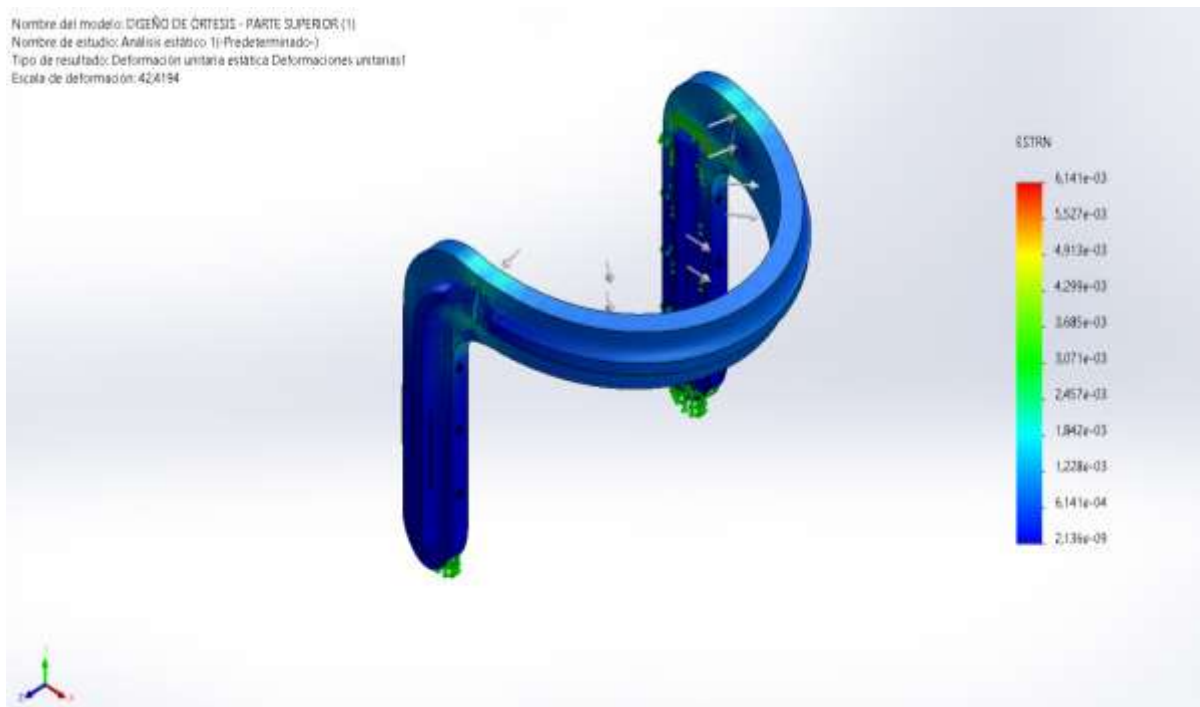


Figura 14. Análisis de deformaciones unitarias

Fuente: Propia

d. Análisis del factor de seguridad

En el análisis del factor de seguridad, se pueden hallar las áreas más críticas en este caso se pudo obtener el factor de seguridad mínimo con un valor de 2,169e+00 y el factor de seguridad máximo con un valor de 5,088e+06, como se puede visualizar a continuación:

Tabla 14 - Análisis del factor de seguridad

Nombre	Tipo	Mín.	Máy.
Factor de seguridad1	Automático	2,169e+00 Nodo: 8342	5,088e+06 Nodo: 17436
DISEÑO DE ÓRTESIS – PARTE SUPERIOR-Análisis estático 1-Factor de seguridad-Factor de seguridad1			

Fuente: Propia

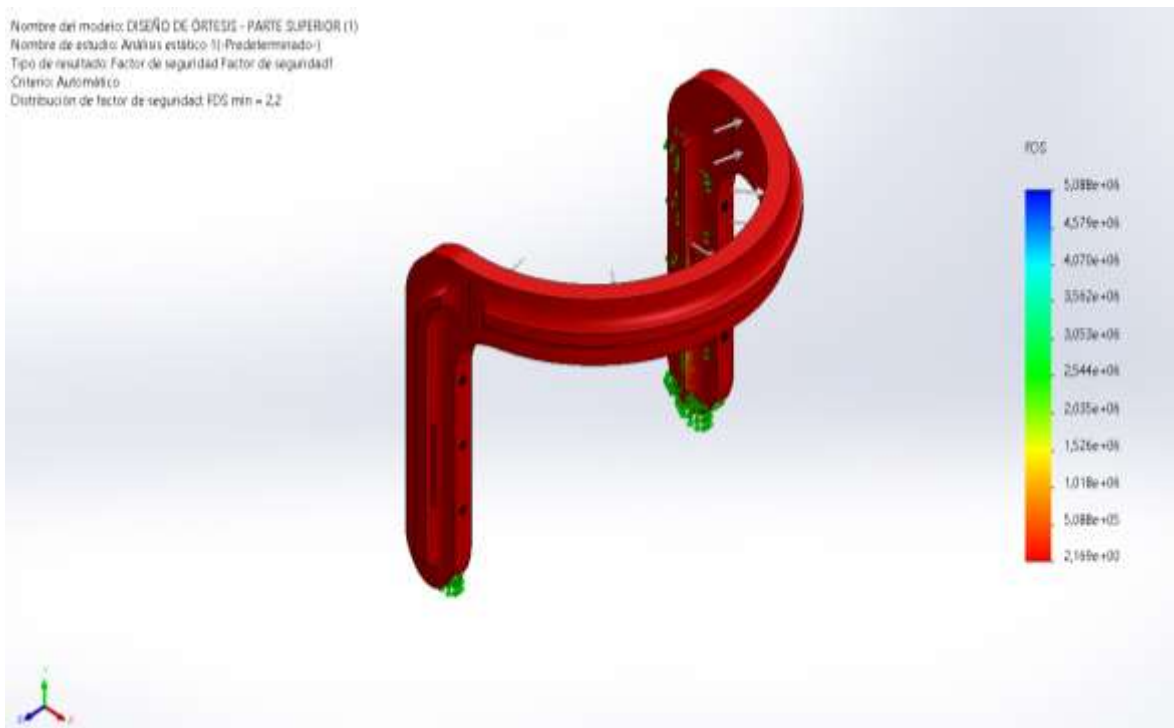


Figura 15. Análisis del factor de seguridad

Fuente: Propia

e. Análisis de daño

En la simulación de daño, se puede hallar el porcentaje de daño mínimo con un valor de 0,1 y máximo de 568, como se puede visualizar a continuación:

Tabla 15 - Análisis de daño

Nombre	Tipo	Mín.	Máy.
Resultados1	Daño acumulado	0,1	568
		Nodo: 1	Nodo: 25524
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE SUPERIOR-Fatiga 1-Resultados-Resultados1			

Fuente: Propia

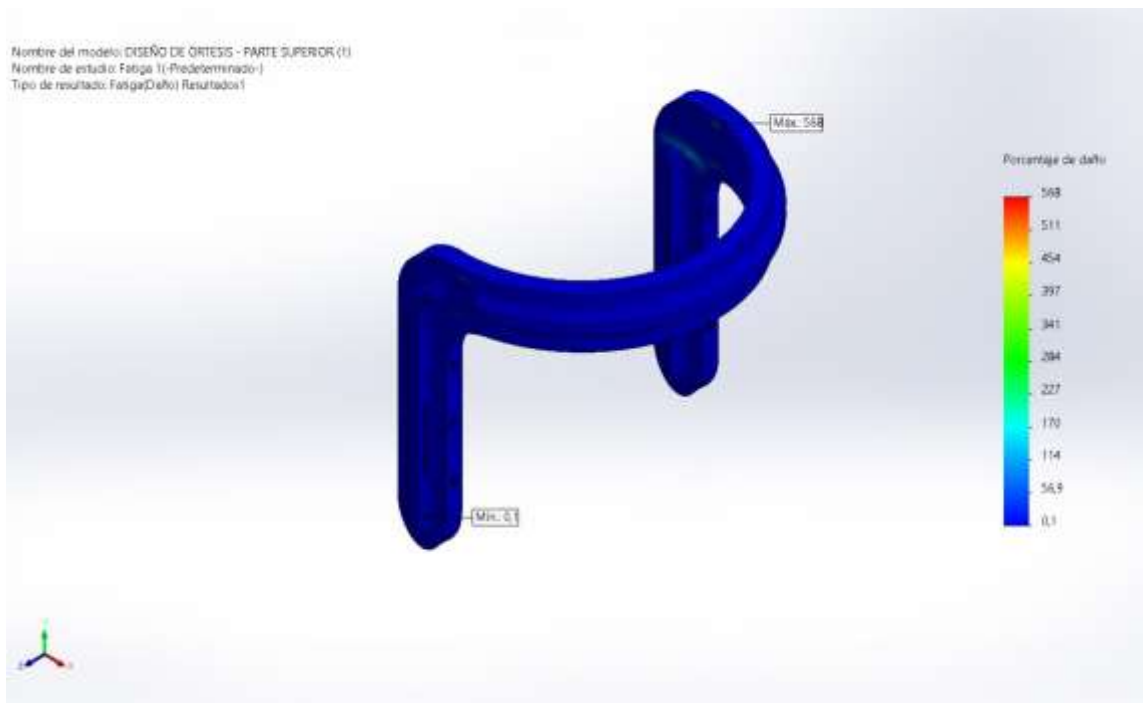


Figura 16. Análisis de daño

Fuente: Propia

f. Análisis de Esfuerzo Vida

En la simulación del análisis de esfuerzo vida se puede hallar los valores en ciclos, teniendo un valor mínimo de $1,761e+02$ ciclos, y un valor máximo de $1,000e+06$ ciclos, como se puede visualizar a continuación:

Tabla 16 - Análisis de esfuerzo vida

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Resultados2	Vida total	$1,761e+02$ ciclos Nodo: 25524	$1,000e+06$ ciclos Nodo: 1
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE SUPERIOR-Fatiga 1-Resultados-Resultados2			

Fuente: Propia

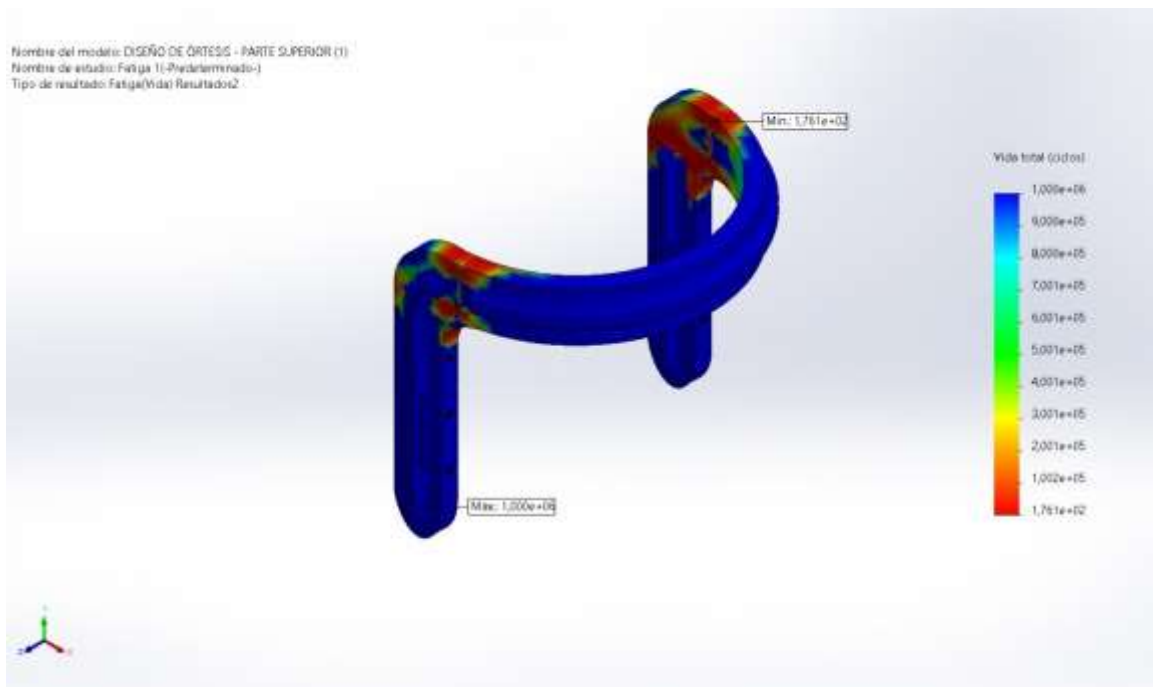


Figura 17. Análisis de esfuerzo vida

Fuente: Propia

Información de la malla de la parte inferior del diseño

Se presenta el detalle de la malla del dispositivo inferior, aquí se puede observar a detalle las características que arroja la simulación de la órtesis.

Tabla 17 - Tipo de malla - parte inferior

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura de combinado
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máximo de elemento	10,5465 mm
Tamaño mínimo del elemento	2,1093 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Mallar de nuevo las piezas fallidas de forma independiente	Desactivar
Número total de nodos	30196
Número total de elementos	16868
Cociente máximo de aspecto	43,636
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	61,3
El porcentaje de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	10,7
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Tiempo para completar la malla (hh; mm; ss):	00:00:10

Fuente: Propia

a. Análisis de tensiones

En el análisis de tensiones se puede apreciar el esfuerzo de von Mises, hallando un valor mínimo de $7,932e-01\text{N/m}^2$ y un valor máximo de $2,858e+07\text{N/m}^2$ como se puede resumir a continuación:

Tabla 18 - Análisis de tensiones

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	$7,932e+00\text{N/m}^2$ Nodo: 11401	$2,858e+07\text{N/m}^2$ Nodo: 29265

DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE INFERIOR-Análisis estático 1-Tensiones-
Tensiones1

Fuente: Propia

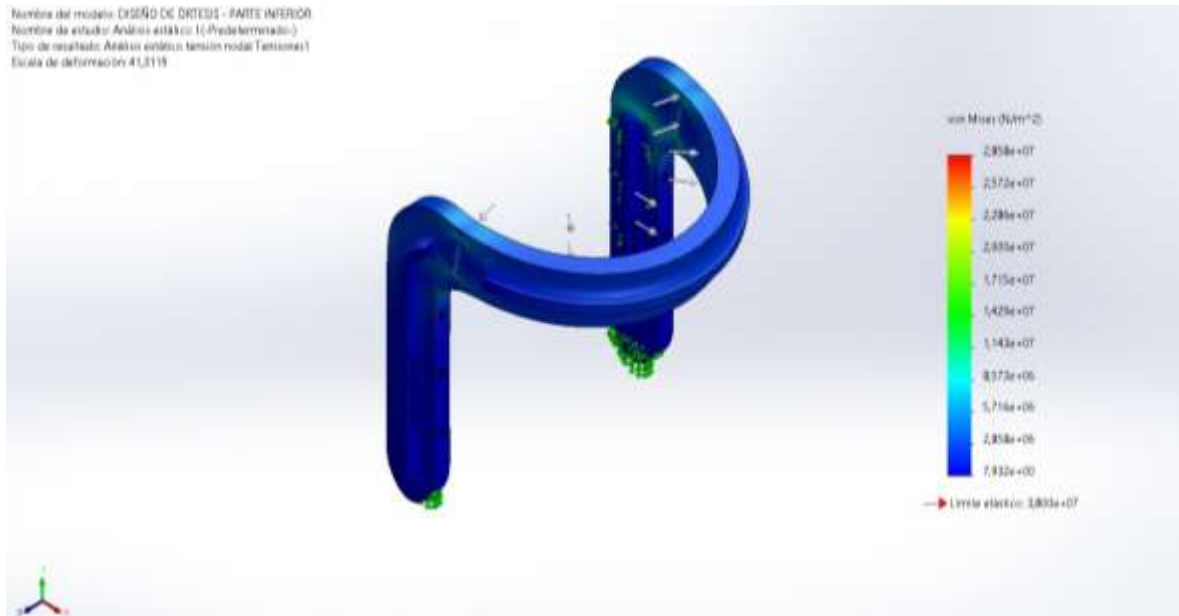


Figura 18. Análisis de tensiones

Fuente: Propia

b. Análisis de desplazamiento

En el análisis de desplazamiento se identificó el desplazamiento mínimo con un valor de 0,000e+00mm y el desplazamiento máximo con un valor de 4,770e-01mm, como se puede observar a continuación:

Tabla 19 - Análisis de desplazamiento

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0,000e+00mm Nodo: 50	4,770e-01mm Nodo: 21827
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE INFERIOR-Análisis estático 1- Desplazamientos-Desplazamientos1			

Fuente: Propia

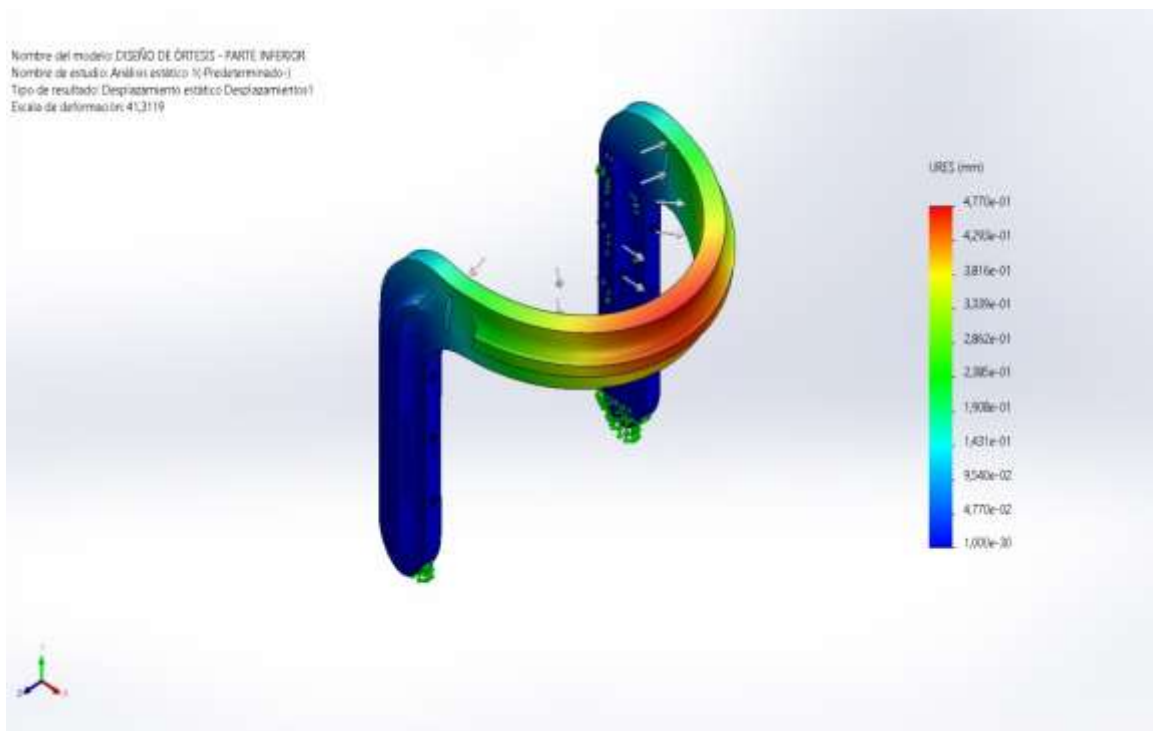


Figura 19. Análisis de desplazamiento

Fuente: Propia

c. Análisis de deformaciones unitarias

En el análisis de deformaciones unitarias se puede hallar la deformación mínima con un valor de $1,743e-9$ y una deformación máxima con un valor de $5,646e-03$, como se puede apreciar a continuación:

Tabla 20 - Análisis de deformaciones unitarias

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	$1,743e-09$ Elemento: 9316	$5,646e-03$ Elemento: 12065
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE INFERIOR-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1			

Fuente: Propia

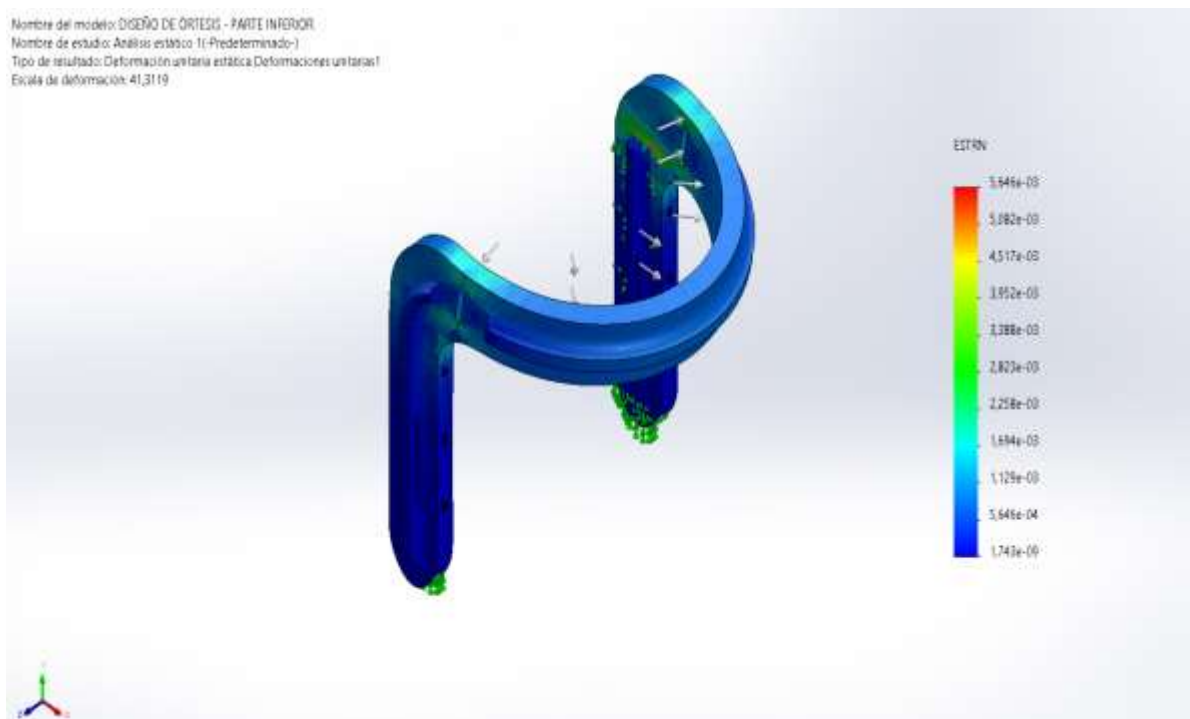


Figura 20. Análisis de deformaciones unitarias

Fuente: Propia

d. Análisis del factor de seguridad

En el análisis del factor de seguridad, se pueden hallar las áreas más críticas en este caso se pudo obtener el factor de seguridad mínimo con un valor de 1,33e+00 y el factor de seguridad máximo con un valor de 4,791e+06, como se puede visualizar a continuación:

Tabla 21 - Análisis del factor de seguridad

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Factor de seguridad1	Automático	1,330e+00 Nodo: 29265	4,791e+06 Nodo: 11401
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE INFERIOR-Análisis estático 1-Factor de seguridad-Factor de seguridad1			

Fuente: Propia

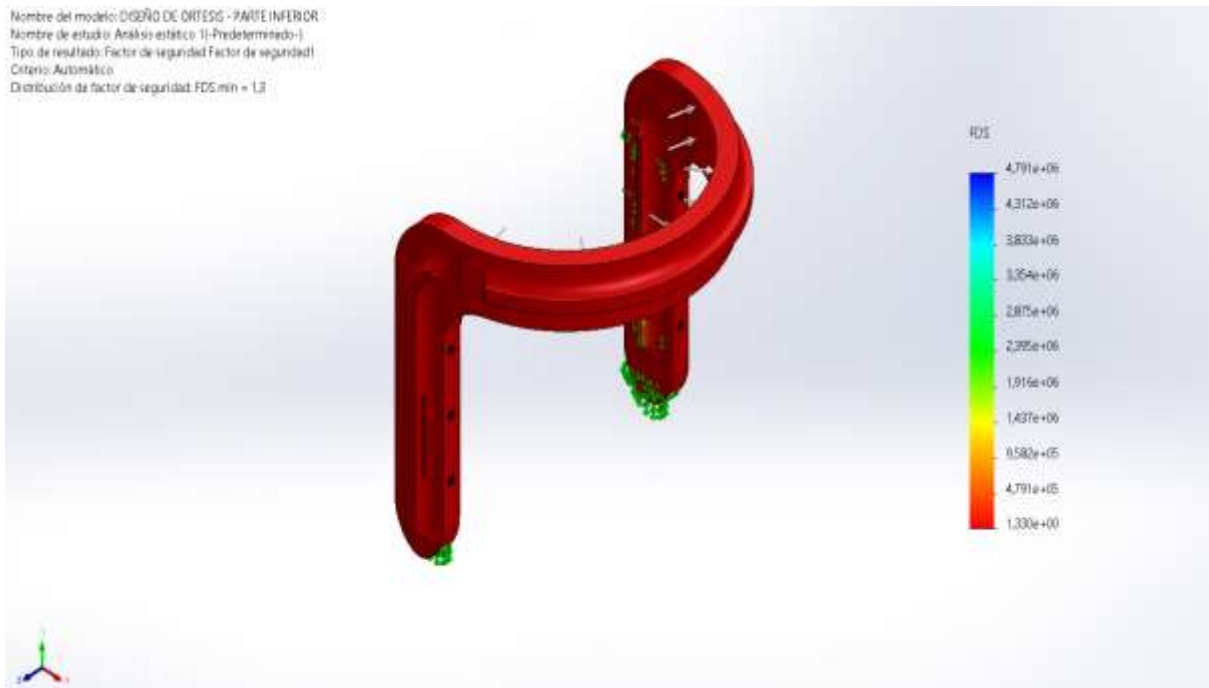


Figura 21. Análisis del factor de seguridad

Fuente: Propia

e. Análisis de daño

En la simulación de daño, se puede hallar el porcentaje de daño mínimo con un valor de 0,1 y máximo de 1e+03, como se puede visualizar a continuación:

Tabla 22 - Análisis de daño

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Resultados1	Daño acumulado	0,1 Nodo: 1	1e+03 Nodo: 29265
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE INFERIOR-Fatiga 1-Resultados-Resultados1			

Fuente: Propia

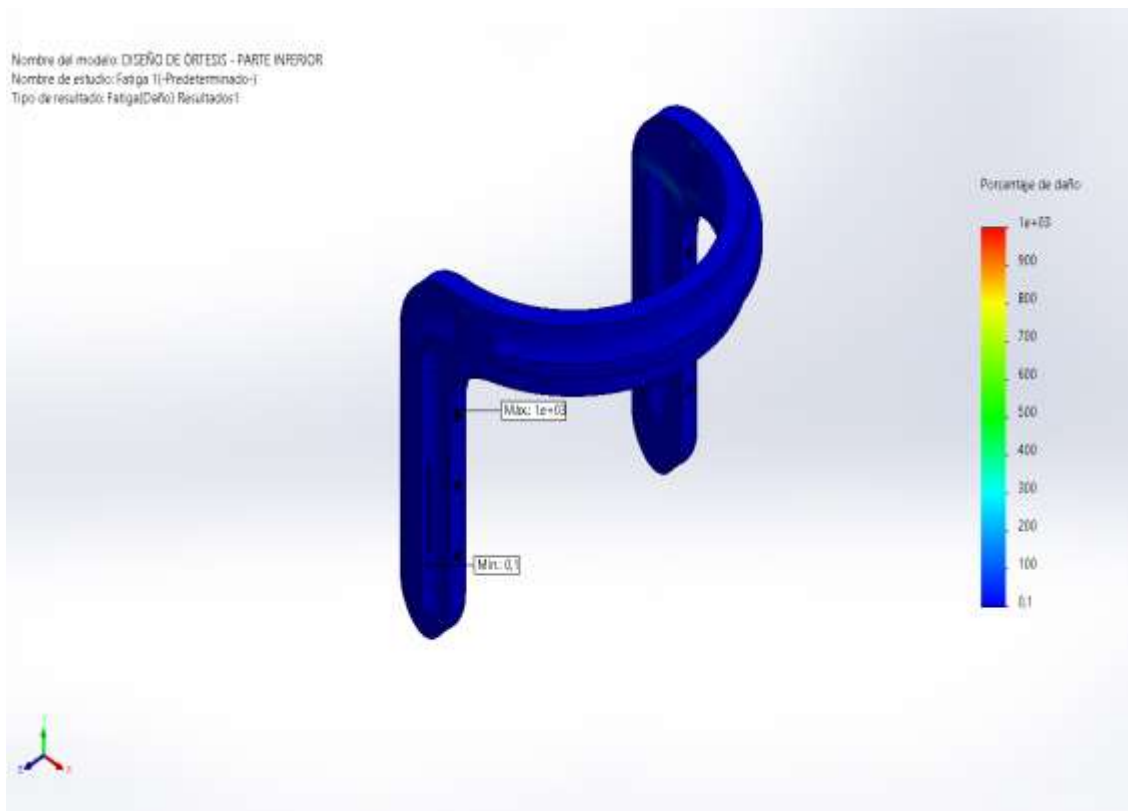


Figura 22. Análisis de daño

Fuente: Propia

f. Análisis de Esfuerzo Vida

En la simulación del análisis de esfuerzo vida se puede hallar los valores en ciclos, teniendo un valor mínimo de $1,000e+02$ ciclos, y un valor máximo de $1,000e+06$ ciclos, como se puede visualizar a continuación:

Tabla 23 - Análisis de esfuerzo vida

Nombre	Tipo	Mín.	Máy.
Resultados2	Vida total	$1,000e+02$ ciclos Nodo: 29265	$1,000e+06$ ciclos Nodo: 1
DISEÑO DE ÓRTESIS - PARTE INFERIOR-Fatiga 1-Resultados-Resultados2			

Fuente: Propia

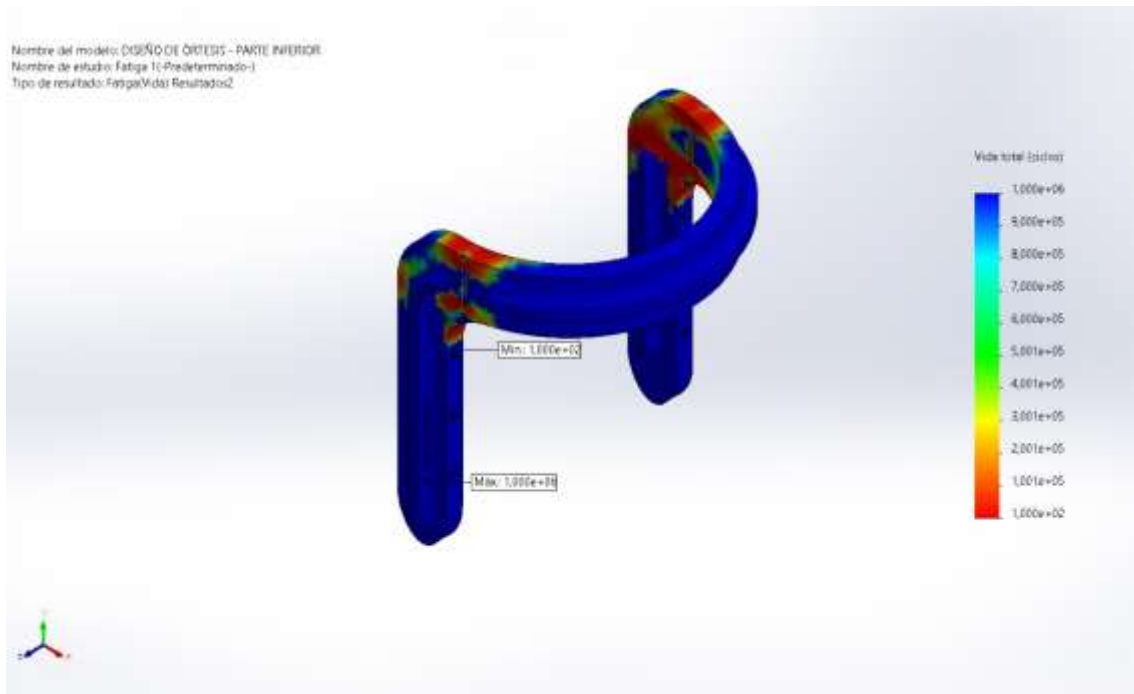


Figura 23. Análisis de esfuerzo vida

Fuente: Propia

Manufactura De Órtesis De Rodilla Mediante Impresión 3d

Para la fabricación del dispositivo se realiza la compra del material PLA, se introduce en la impresora 3D, y después se procede a imprimir el diseño CAE establecido.

El proceso de impresión de la parte superior e inferior duró 20 horas, y para la impresión de las barras laterales tuvo una duración total de 10 horas, dando un resultado total de 30 horas, este proceso se hizo con una temperatura establecida de 200° C para la boquilla que derrite el material, y 59° C para la cama de impresión.

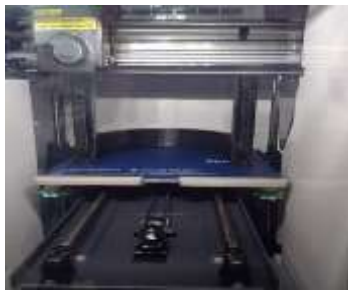


Figura 24. Órtesis en impresora 3D

Fuente: Propia

Se obtiene como resultado la impresión del Diseño de la parte superior e inferior de la ortesis de rodilla.



Figura 25. Órtesis impresa 3D - lado anterior

Fuente: Propia



Figura 26. Órtesis impresa - lado posterior

Fuente: Propia

También se realizó la impresión del diseño de las barras regulables para las zonas laterales



Figura 27. Barra lateral impresa en 3D - lado frontal

Fuente: Propia



Figura 28. Barra lateral impresa en 3D - lado lateral

Fuente: Propia

Después de haber completado el proceso de impresión, se procede a realizar el acolchado de las partes que tendrán contacto con la piel, en este caso se acolcha solamente la parte interna del dispositivo. Primero se le pega espuma gruesa para que sea más suave el contacto.



Figura 29. Almohadilla

Fuente: Propia

A continuación se le pega cuerina de color negro encima de la espuma para que al contacto con la piel sea más cómoda. Este material es lavable así que no habrá inconvenientes a la hora de limpiar el dispositivo.



Figura 30. Acolchado - lado interno del arco

Fuente: Propia



Figura 31. Acolchado - circunferencia de la barra

Fuente: Propia

Posteriormente, se realiza el ensamblaje del diseño de ortesis de rodilla, para el cual se emplearon pernos de 2 mm. de diámetro para la regulación longitudinal y pernos de 7mm. de diámetro para la regulación angular.



Figura 32. Ensamble - lado frontal

Fuente: Propia



Figura 33. Ensamble - lado lateral

Fuente: Propia

Por último, se puede verificar que también se puede regular de forma longitudinal, siendo un dispositivo apto para personas de cualquier estatura. En la siguiente imagen se puede visualizar que se puede ajustar hasta en tres dimensiones.



Figura 34. Longitud corta

Fuente: Propia



Figura 35. Longitud mediana

Fuente: Propia



Figura 36. Longitud máxima

Fuente: Propia

Validar la funcionalidad del prototipo de órtesis de rodilla.

Se presentan las medidas del ancho del muslo, pantorrilla y rodilla, que se usaron para realizar el diseño de la órtesis y así poner en evidencia la veracidad del estudio.



Figura 37. Ancho del muslo

Fuente: Propia



Figura 38. Ancho de la pantorrilla

Fuente: Propia



Figura 39. Ancho de la rodilla

Fuente: Propia

Se procede a medir las dimensiones de la órtesis de rodilla impresa:

El arco superior presenta un diámetro de 15 cm, si bien el muslo presenta un ancho de 14 cm se procedió a agregarle un 1cm adicional para poder brindarle un acolchado en la parte interna del arco, siendo necesaria para la comodidad del paciente.



Figura 40. Diámetro del arco superior

Fuente: Propia

El arco inferior presenta un diámetro de 13.2 cm, esta parte irá en la zona de la pantorrilla que presenta un ancho de 12.2 cm se procedió a agregarle un 1cm adicional para el acolchado en la parte interna del arco.



Figura 41. Diámetro del arco inferior

Fuente: Propia

En la zona de la rodilla se procedió a brindarle un mayor acolchado para su ajuste teniendo en cuenta que la rodilla tiene un ancho de 10 cm.



Figura 42. Ancho del ajuste de rodilla

Fuente: Propia

Se comprueba que el dispositivo se puede ajustar según el ancho de la pierna, manteniendo sujeta la extremidad para el proceso de recuperación, evidenciando que sí cumple con las necesidades básicas que debe tener una órtesis de rodilla.



Figura 43. Validación - lado frontal

Fuente: Propia



Figura 44. Validación - lado lateral

Fuente: Propia

Se verifica además que, por medio del perno en la parte media, donde se ubica la rótula, se puede ajustar para poder regular el dispositivo de forma angular.



Figura 45. Flexión

Fuente: Propia

Análisis Económico

El análisis económico se hará en base al peso del material, y cuanto equivale el peso de la pieza final, terminada la simulación se obtuvo que la parte superior e inferior presentaban un peso total de 400 gr.

Tabla 24 - Presupuesto - Subtotal

Presupuesto De Prototipo De Órtesis De Rodilla-Estructura			
Estructura	Cantidad	Costo Unitario	Subtotal (S/.)
PLA 1.75mm, 1Kg	1	80.00	
PLA Utilizado 1.75mm 400Kg	1	32.00	32.00

SUB-TOTAL			32.00
Presupuesto De Prototipo De Órtesis De Rodilla-Accesorios			
Accesorios	Cantidad	Costo Unitario	Subtotal (S/.)
Almohadilla	1	10.00	10.00
Cuerina	1	14.00	14.00
Pernos M7	2	1.00	2.00
Pernos M2	2	0.50	1.00
Correas elásticas (20 mm)	1	3.00	3.00
Correas elásticas (37 mm)	1	4.00	4.00
SUB-TOTAL			34.00

Fuente: Propia

Presupuesto De Prototipo De Órtesis De Rodilla-Equipos

La impresora 3D Sindoh 3DWOX1 con un extremo caliente a 200 °C y una cama calentada a 59 °C, tiene un voltaje de 220V y un amperaje de 4A, por lo tanto, consume una potencia de 880 vatios. Con un total de 30 horas se calcula el consumo total de la impresión. Con esto tenemos que:

Datos:

Potencia de consumo promedio = 880W

Horas = 30 h.

Consumo por cada 1kWh = 7.9 cent. (\$) = 30 cent. (soles)=0.3 soles

$$\frac{880 \text{ vatios}}{1000} = 0.88 \text{ kW} \times 30 \text{ horas} = 26.4 \text{ kWh}$$

1kWh → 0.3 soles

26.4 kWh → x

x = S/. 7.92

Tabla 25 - Presupuesto total

PRESUPUESTO DE PROTOTIPO DE ÓRTESIS DE RODILLA	
	MONTO (S/.)
ESTRUCTURA	32.00
ACCESORIOS	34.00
EQUIPOS	7.92
TOTAL	73.92

Fuente: Propia

A continuación, se presenta una lista de los modelos de órtesis de rodilla que más se emplea, según [25] nos dice que son 19 los modelos según expertos que se enfocan en el área de ortopedia.

Tabla 26 - Presupuesto promedio de modelos establecidos

Modelo	Precio (\$)
Ortesis de rodilla con bisagra, ajustable para lesiones deportivas	78,36
Ortesis de rodilla con bisagra con mandril	87,75
Fitfitaly rodillera ortopédica para ligamentos	29,95
rodillera ajustable, agptek rodilla protector	14,99
Ofun deporte rodilleras, con estabilizadores laterales y almohadillas de rótula en gel, para ligamento	23,99
Ortesis de rodilla regulable con bisagras (sls311)	94,9

Neenca rodillera deportivas, rodillera menisco ligamento con estabilizadores laterales y almohadillas de gel de rótula	24,99
Aweskmod Rodillera Menisco Y Ligamentos, Crashproof	7,99
Reaqer ortesis de rodilla regulable con bisagras estabilización, lesiones ligamentosas	69,99
Correa de la rodilla de saltador, negro, 1 tamaño	18,5
Willq ortesis rodilla regulable para lesiones deportivas de rótula estabilizador órtesis lesiones ligamentosas	107,59
Ortesis de rodilla lesiones y dolor de rodilla	13,9
Ortesis de rodilla regulable con bisagras (sls311s)	87,9
Ortesis rodilla bloqueo 94250.	116,55
Xbsxp ortesis de rodilla estabilizador de la articulación de apoyo,	171,04
Xbsxp ortesis telescópica de rodilla con bisagras ortesis de rodilla, estabilizador de pierna	116,55
Ortesis inmovilizadora de rodilla, ajustable con bisagras	116,55
Nachen ortesis soporte rodilla con bisagras, protector inmovilizador ortesis soporte rodilla ajustable.	116,55
Solomi rodilla booster - rodilla brace, transpirable elevación de la rodilla	15,69
PROMEDIO	69.14

Fuente: Propia

El precio promedio según los 19 modelos más solicitados tiene un valor de 69.14 dólares, lo que en soles viene a ser un valor de 268.27 nuevos soles, lo cual representa un valor superior al obtenido en esta investigación, teniendo un valor unitario de 73.92 nuevos soles. Comprobando que la órtesis desarrollada en este estudio presenta un precio accesible para que cualquier persona pueda adquirirlo. Teniendo en cuenta que los

modelos que presentan un costo muy económico, solo son diseños simples, sin embargo, los modelos más caros presentados los mismos beneficios que una de las órtesis más caras que se presenta en el mercado.

3.2. Discusión

Esta investigación tuvo como finalidad diseñar e implementar una órtesis de rodilla empleando el ácido poliláctico para la rehabilitación del ligamento cruzado anterior, a continuación, se discutirán los principales hallazgos de este estudio:

Se realizó un proceso de selección para poder elegir el diseño más óptimo tanto en la parte mecánica como en la parte económica, se tuvo en consideración cuatro diseños preliminares, que se evaluaron según la norma alemana VDI 2221, y según este método se procedió a elegir el diseño final. Como resultado de esta discusión se pudo conseguir un diseño en base a los criterios de selección.

Se hizo los cálculos de las fuerzas, momentos y esfuerzos, obteniendo las fuerzas de un artículo de investigación, que según [12] el valor promedio de la fuerza que produce el ligamento cruzado anterior tiene un valor de 2200 N., el cual se utiliza para poder hallar las fuerzas y momentos de la parte superior, el momento flector que tiene un valor de 319 N.m., el esfuerzo de flexión que tiene un valor de 1151.44 MPa, el esfuerzo de corte un valor de 0.706 MPa, obteniendo como resultado final el esfuerzo equivalente en von misses con un valor de 1151.44 MPa, luego se divide la resistencia a la fluencia del material (2600 MPa) entre el esfuerzo equivalente en von misses y se halla el factor de seguridad que en este caso es igual a 2.3 lo cual es aceptable debido a que el valor mínimo de seguridad que puede ser aceptado es 1. Lo mismo será para la parte inferior del dispositivo, que tendrá un momento flector de 319 N.m., un esfuerzo flector de 1959.65 MPa, un esfuerzo de corte igual a 0.77 MPa, teniendo como resultado un esfuerzo equivalente igual a 1959.65 MPa, obteniendo un factor de seguridad igual a 1.3, lo cual también es válido en base a los criterios de selección.

La simulación de la pieza se realiza en un análisis estático, debido a que es un dispositivo que solo presentará movimiento en los arcos tanto inferior como superior, las partes laterales serán puestas en modo de suspensión fija, por medio de estas simulaciones se pudo hallar una simulación de tensiones, desplazamiento, deformación unitaria y por último el factor de seguridad, que en el propio programa CAE se muestra el mismo resultado que el de los cálculos.

La implementación del dispositivo de órtesis, se pudo realizar sin ningún problema, siendo 6 piezas impresas que se ensamblaron por una persona inexperta. Sobre la validación del prototipo, se verificó su funcionalidad en la extremidad inferior, además se pudo comprobar que las correas generan mayor fuerza de la esperada para lo cual se debe de reforzar las zonas huecas por donde ingresan las correas, para evitar roturas en las partes más frágiles.

Se calculó en un análisis económico el precio de la pieza finalizada, obteniendo un valor de 73.92 nuevos soles.

IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones

- El uso de la norma alemana VDI 2221 permitió que se pueda alcanzar el diseño conceptual más óptimo teniendo como material el PLA para el uso de una órtesis de rodilla.
- Para el dimensionamiento del dispositivo fue necesario tener en cuenta la fuerza promedio que presenta el LCA, para poder verificar que dimensiones son correctas, teniendo en cuenta que existen zonas que deben ser reforzadas debido a las propiedades frágiles del material, finalmente se pudo conseguir factores de seguridad aceptables tanto para la parte superior e inferior, teniendo valores de 2.3 y 1.3 respectivamente.
- La implementación del dispositivo logró tener las dimensiones correctas, permitiendo un ajuste perfecto a la hora de utilizarlo, además durante el pasar de las horas de uso se pudo identificar que el prototipo es cómodo para el paciente.
- El desarrollo de este dispositivo resultó ser factible económicamente, obteniendo un costo unitario de 73.92 nuevos soles, el precio promedio según los 19 modelos más solicitados tiene un valor de 69.14 dólares, lo que en soles viene a ser un valor de 268.27 nuevos soles, representando un valor superior al obtenido en esta investigación, lo que hace al diseño propuesto rentable en comparación a los altos precios que se presentan en la actualidad. Teniendo en cuenta que este dispositivo brinda los mismos beneficios que una de las órtesis más caras que se presentan en el mercado.

4.2. Recomendaciones

- El PLA presenta mucha rigidez, por lo que, si se desea realizar diseños a base de este material, será necesario tener en cuenta las dimensiones exactas de la extremidad a rehabilitar.
- El diseño de dispositivos ortopédicos con PLA en donde se aplique alguna fuerza, no deberá tener dimensiones mínimas, será necesario trabajar con dimensiones de gran espesor para que así el factor de seguridad sea idóneo y además se consiga un producto de gran resistencia.

REFERENCIAS

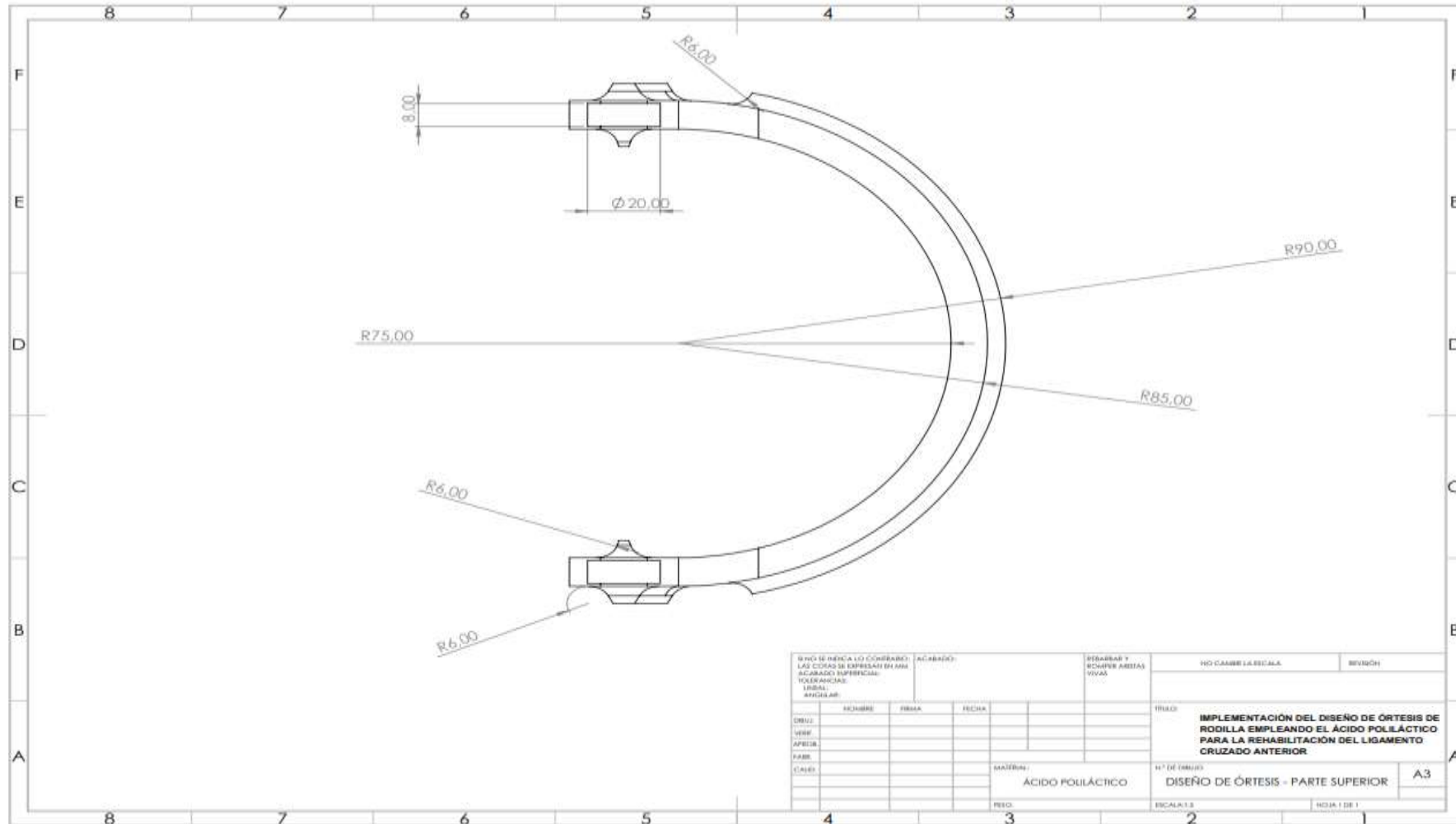
- [1] R. Ramos, «TRATAMIENTO FISIOTERAPÉUTICO POST-RECONSTRUCCIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA),» Lima, 2022.
- [2] R. Mosquera, «COSTO-BENEFICIO DE CUATRO SISTEMAS DE FIJACIÓN EN LA REPARACIÓN QUIRÚRGICA DE RUPTURA DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR CON INJERTOS AUTOLOGOS ISQUIOTIBIALES EN PACIENTES EN LA CLINICA CEMTRO, MADRID-ESPAÑA,» Madrid, 2021.
- [3] L. Arela, «PREVALENCIA DEL LIGAMENTO ACCESORIO MENISCO-BANDA ILIOTIBIAL EN POBLACIÓN PERUANA EVALUADOS CON RESONANCIA MAGNÉTICA DE RODILLA EN EL SERVICIO DE RADIOLOGIA DE CLINICA DELGADO EN EL PERIODO 2019-2021,» Lima, 2022.
- [4] E. Bustillo y E. Medina, «Reconstrucción del Ligamento Antero Lateral en inestabilidad rotacional de rodilla asociada a ruptura del ligamento cruzado anterior.,» *Revista Científica CMDLT*, vol. 15, nº 1, p. 1, 2022.
- [5] Y. Jin, M. Boudier y M. Cheol, «Tecnología de impresión 3d aplicada a la fabricación de órtesis: revisión narrativa,» *Annals of Palliative Medicine.*, vol. 9, nº 6, p. 1, 2020.
- [6] A. Ortega, J. Ferràs, C. de la Calva, J. Baeza, M. Angulo, I. Baixauli, F. Arguelles, J. Amaya, F. Baixauli y P. Medina, «Resistencia mecánica de matrices óseas de ácido poliláctico desarrolladas por impresión 3D para la reconstrucción de defectos óseos,» *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, p. 1, 2023.
- [7] A. Valerga, M. Batista, S. Fernández y A. Gámez, «Impacto del procesamiento posterior químico en el modelado por deposición fundida (FDM) en la calidad y estructura de la superficie del ácido poliláctico (PLA),» *Polymers*, p. 1, 2019.
- [8] J. Vásquez, F. Orozco, A. Arango, S. Reyes y M. Oregán, «Manufactura de una estructura de órtesis dinámica para la dorsiflexión de la mano mediante modelado por deposición fundida,» *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, vol. 5, nº 6, p. 14, 2021.

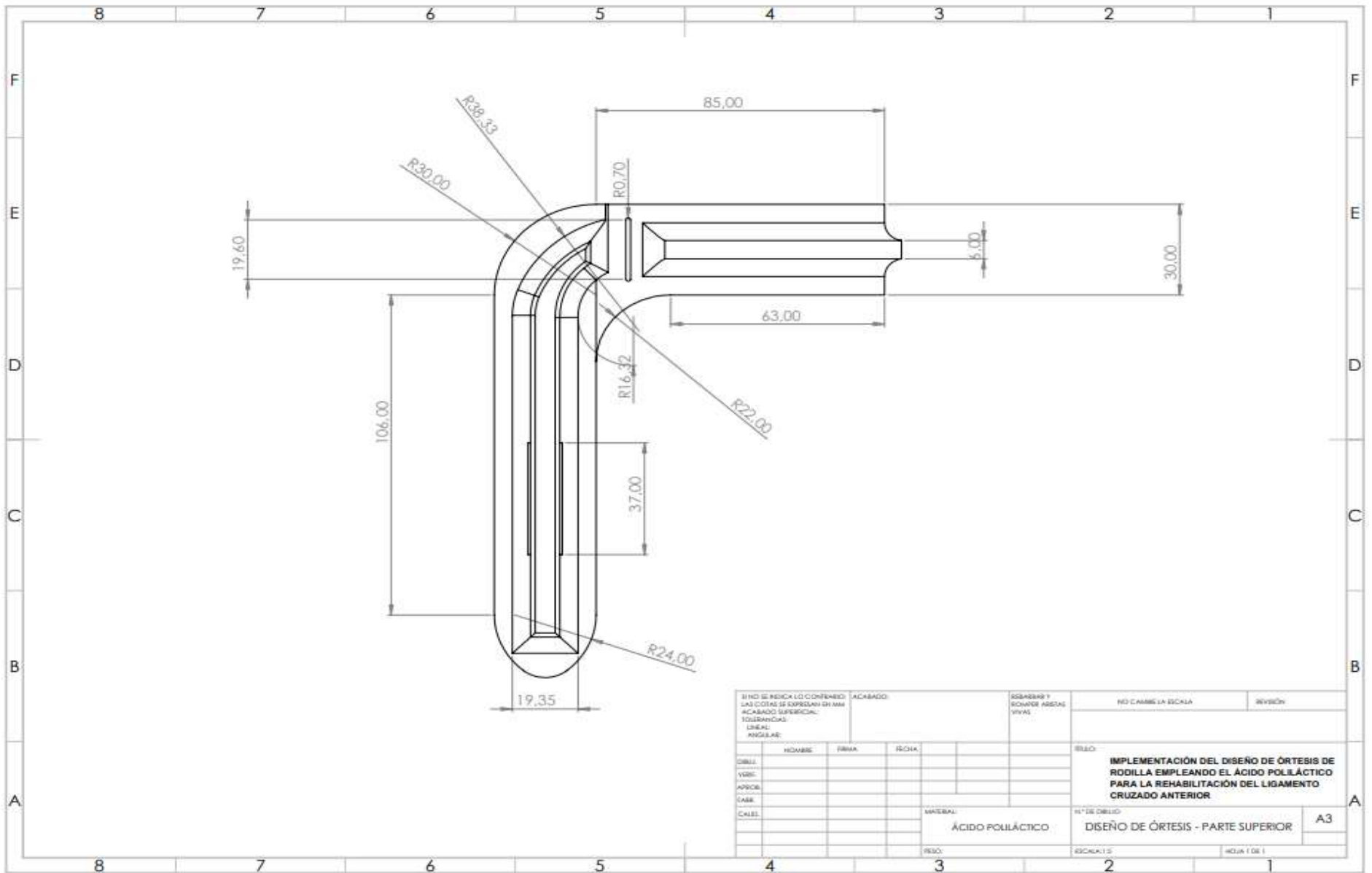
- [9] R. Pugliese, B. Beltrami, S. Regondi y C. Lunetta, «Biomateriales poliméricos para impresión 3D en medicina: una visión general,» *Annals of 3D Printed Medicine*, vol. 2, p. 2, 2021.
- [10] J. Sarmiento y R. Salazar, «Selección de materiales para el diseño de ortesis,» *Revista de Ciencias de la Ingeniería de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo*, vol. 5, n° 2, pp. 4-12, 2022.
- [11] D. Orozco , S. Rosero y P. Flores , «Tratamiento funcional de la lesión de ligamento cruzado anterior de la rodilla: una revisión,» *Ciencia al Servicio de la Salud y la Nutrición*, vol. 10, n° 2, p. 2, 2019.
- [12] J. Hassebrock, M. Gulbrandsen, W. Asprey, J. Makovicka y A. Chhabra, «Anatomía y biomecánica de los ligamentos de la rodilla,» *Sports Med Arthrosc*, vol. 28, n° 3, p. 4, septiembre 2020.
- [13] L. Zhang, G. Liu, B. Han, Z. Wang, Y. Yan, J. Ma y P. Wei , «Biomecánica de la articulación de la rodilla en condiciones fisiológicas y cómo las patologías pueden afectarla: una revisión sistemática,» *Biónica aplicada y biomecánica*, vol. 2020, p. 13, 2020.
- [14] F. Rivera, «Biomecánica, principio fundamental de la ergonomía.,» 2020.
- [15] I. Campozano y M. Riera, «Ácido poliláctico: una revisión de los métodos de producción y sus aplicaciones,» *PUBLICACIONES EN CIENCIAS Y TECNOLOGÍA*, vol. 16, n° 1, p. 2, 2022.
- [16] E. Rezvani, F. Khosravi, A. Saedi, Y. Dai, R. Esmaeely, F. Foroughi, M. Wu, O. Das y S. Ramakrishna, «La evaluación del ciclo de vida del ácido poliláctico (PLA) para hacerlo un material con bajas emisiones de carbono,» *Polymers*, p. 2, 2021.
- [17] J. Camargo, A. Machado, E. Almeida1 y E. Sousa, «Propiedades mecánicas del filamento PLA-grafeno para impresión,» *Revista internacional de tecnología de fabricación avanzada*, p. 4, 2019.
- [18] Ansys, «Ansys Granta EduPack,» 2023.

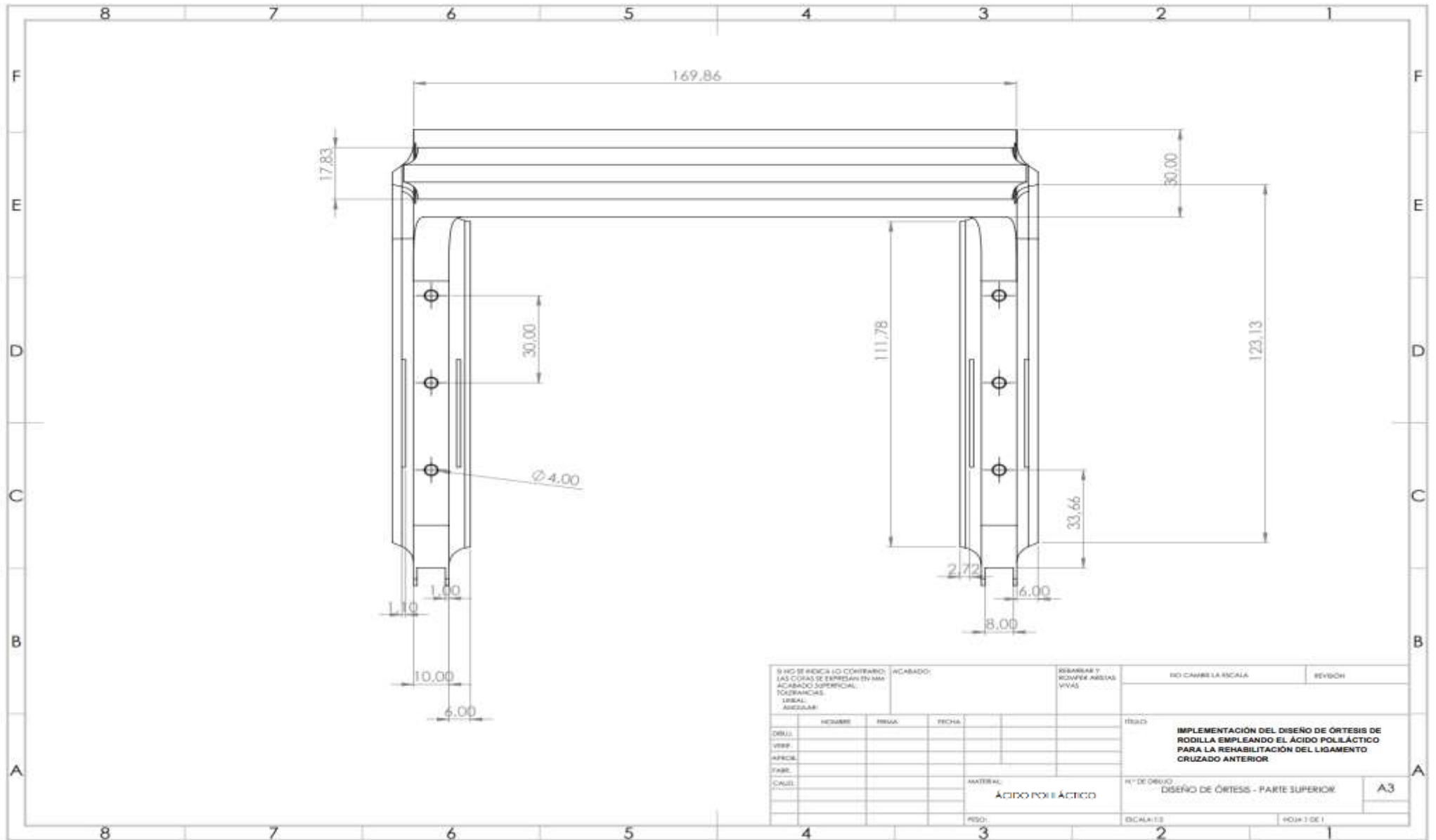
- [19] M. Alhijazi, Q. Zeeshan, Z. Qin, B. Safaei y M. Asmael, «Análisis de elementos finitos de compuestos de fibras naturales: una revisión,» *Nanotechnology Reviews*, p. 3, 2020.
- [20] S. Gando, G. Labarca, A. Majid, E. Folch, H. Mehta, M. Jantz y S. Fernandez, «Aplicaciones de la impresión 3D en la vía aérea central,» *Revista médica de Chile*, vol. 147, nº 10, p. 1, 2019.
- [21] N. Meszaros , I. Cortés , Ú. Zelada y F. Cardemil , «Biomateriales y tecnologías de impresión 3D en entrenamiento quirúrgico en otorrinolaringología: una revisión,» *Rev. Otorrinolaringol. Cir. Cabeza Cuello vol.83 no.1 Santiago mar. 2023*, vol. 83, nº 1, p. 1, 2023.
- [22] ,. A. Vicent y A. Serrano, «Impresión 3D por modelado por deposición fundida: Manejo, funcionamiento,» *Revista Iberoamericana Interdisciplinar de Métodos, Modelización y Simulación*, pp. 1-9, 2021.
- [23] F. Daywin, C. Doaly, L. Gozali, W. Kosasih y G. Taek, «Mejora de la calidad de la cafetería en la zona de Jabodetabek mediante la aplicación y modificación de la máquina tostadora de café con capacidad para 400-600 gramos de café utilizando el método de ingeniería inversa y diseño de ingeniería.,» *Jurnal*, 2020.
- [24] N. González, «Estudio de mercado para la creación de una boutique en el cantón La Libertad, año 2022.,» *La Libertad*, 2022.
- [25] A. Rodriguez, «TOP 19 ORTESIS RODILLAS PRECIOS A LA VENTA.,» 2022.

ANEXOS

Anexo 1 - Planos del Diseño Superior

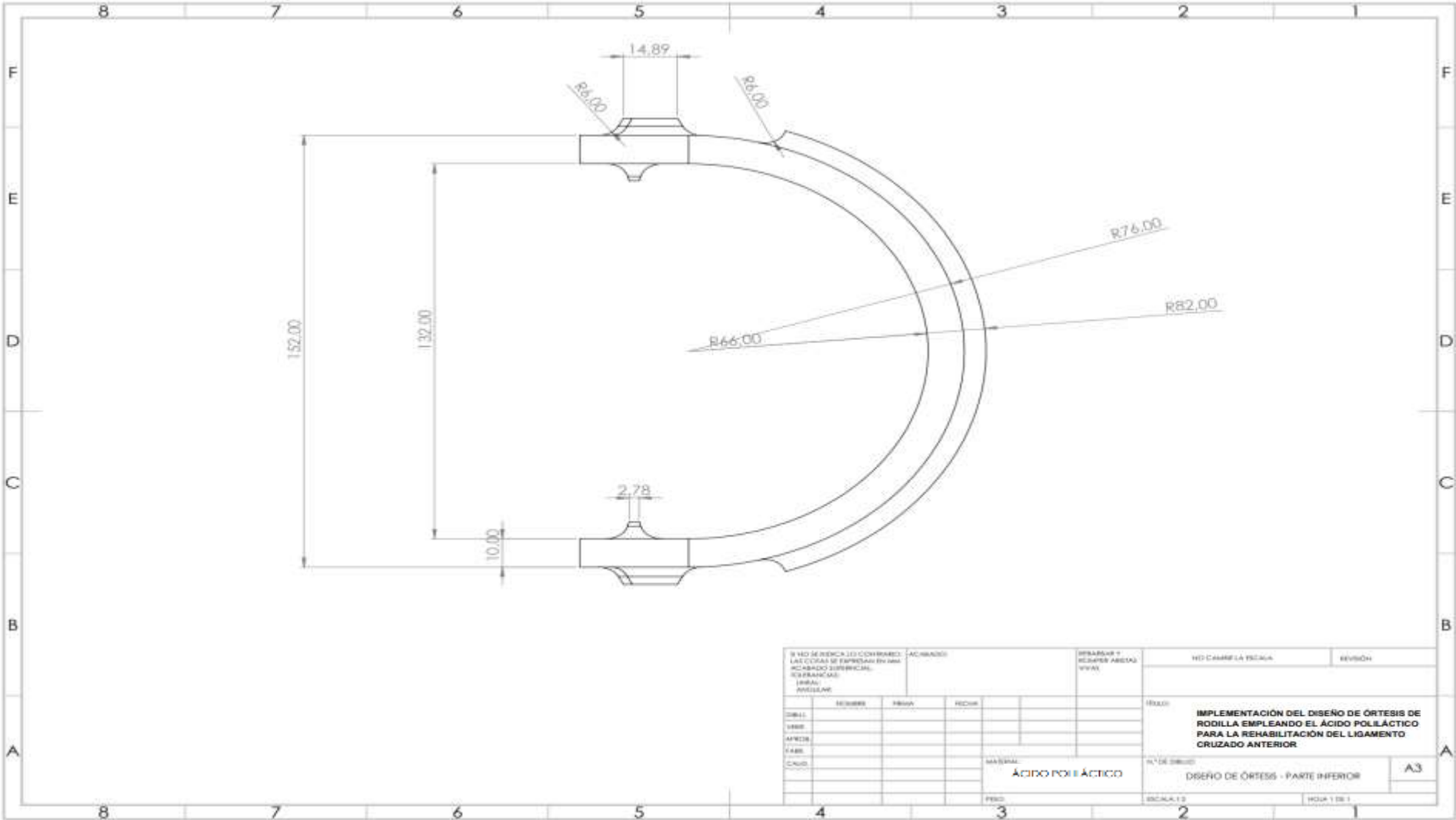


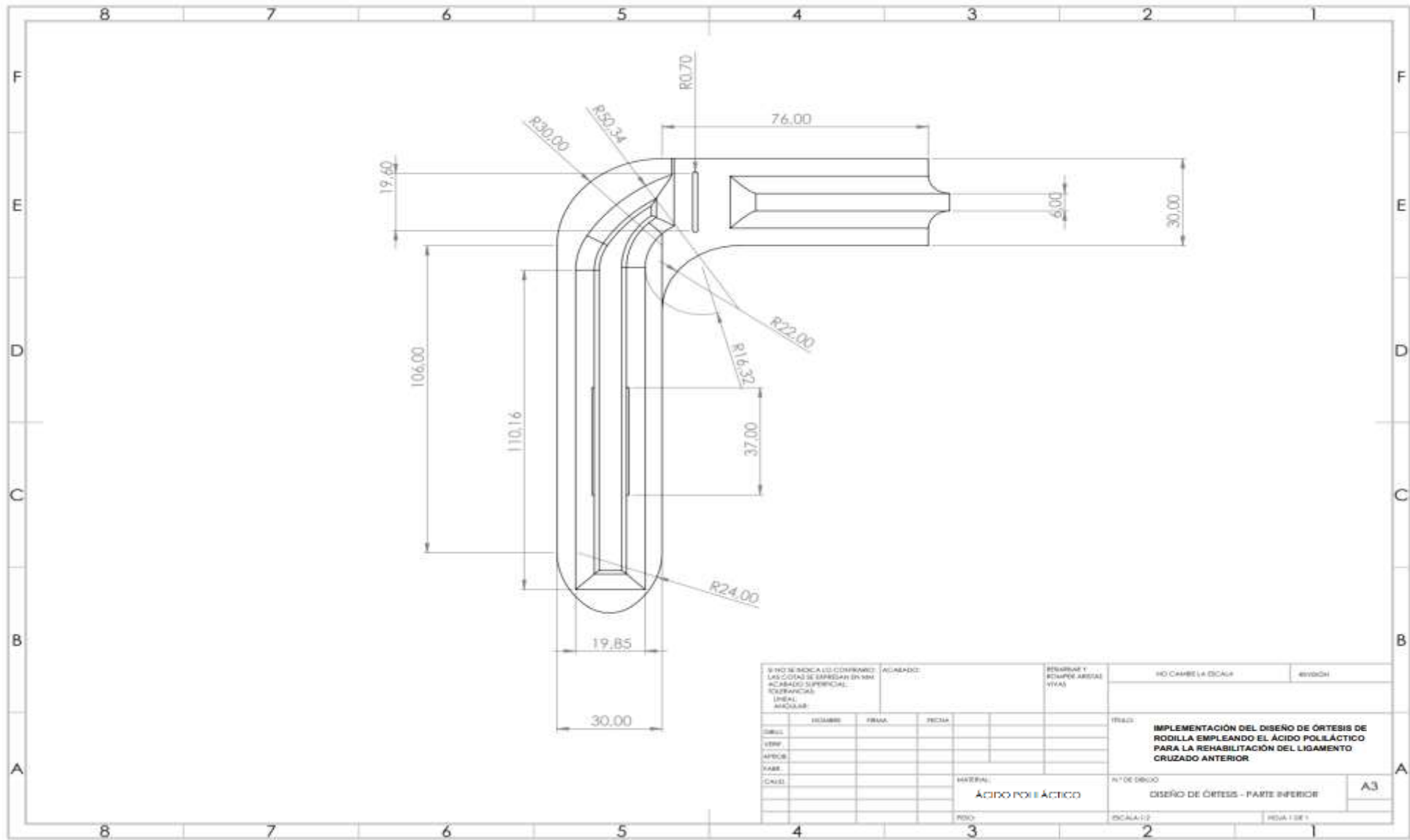


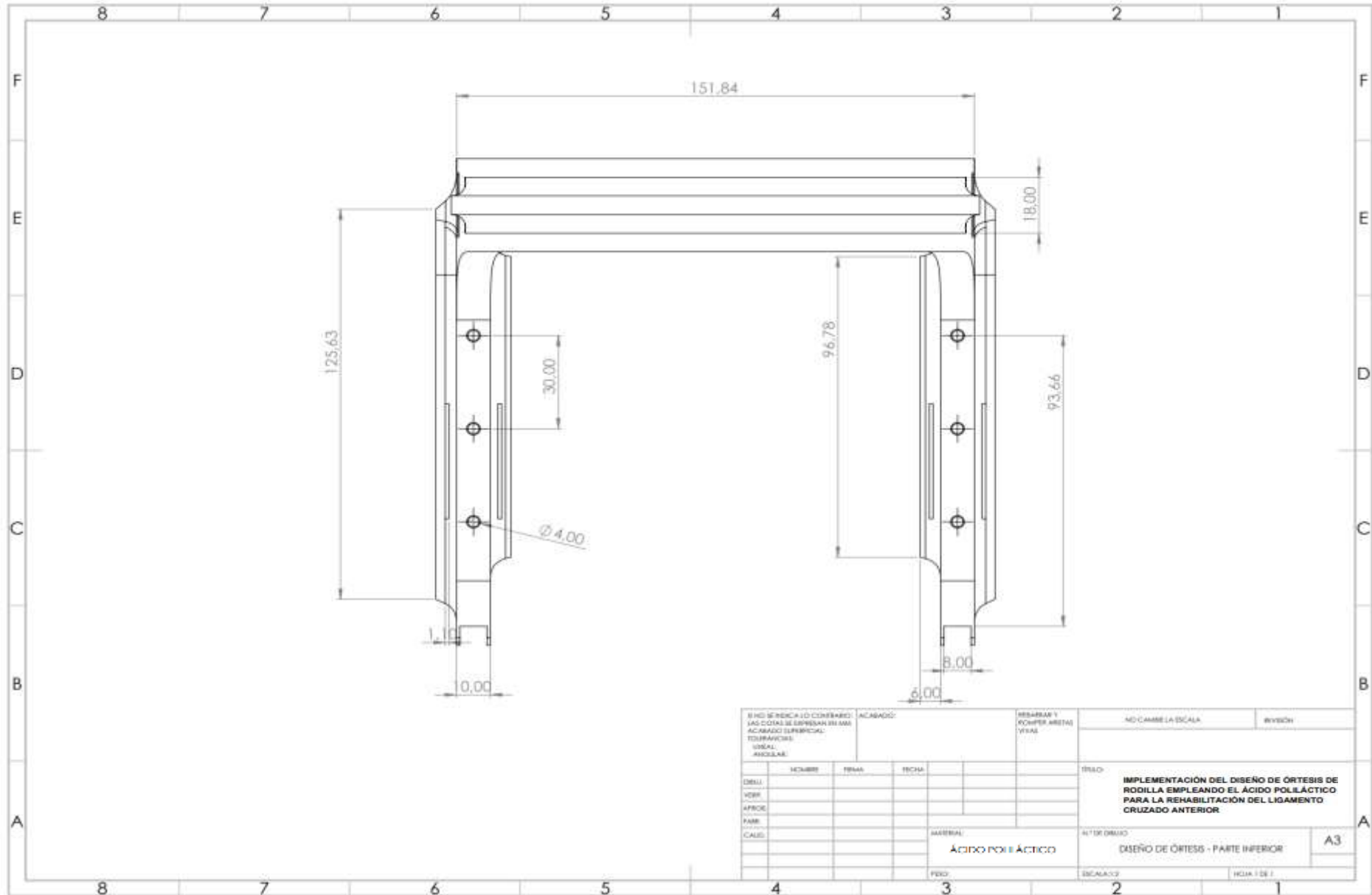


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE ENTENDEN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: SERIAL: ASESORAR:				ACABADO:	REBARBAS Y ROMPES ARISTAS VIVAS	NO CAMBIA LA ESCALA	REVISOR:
DIBUJ.: VERIF.: APROB.: FABR.: CALIF.:	NOMBRE:	FIRMA:	FECHA:	MATERIAL: ACIDO POLILACTICO	TITULO: IMPLEMENTACION DEL DISEÑO DE ORTESIS DE RODILLA EMPLEANDO EL ACIDO POLILACTICO PARA LA REHABILITACION DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	N° DE DIBUJO: DISEÑO DE ORTESIS - PARTE SUPERIOR	A3
				DISEÑO:	LOCALIDAD:	HOJA 1 DE 1	

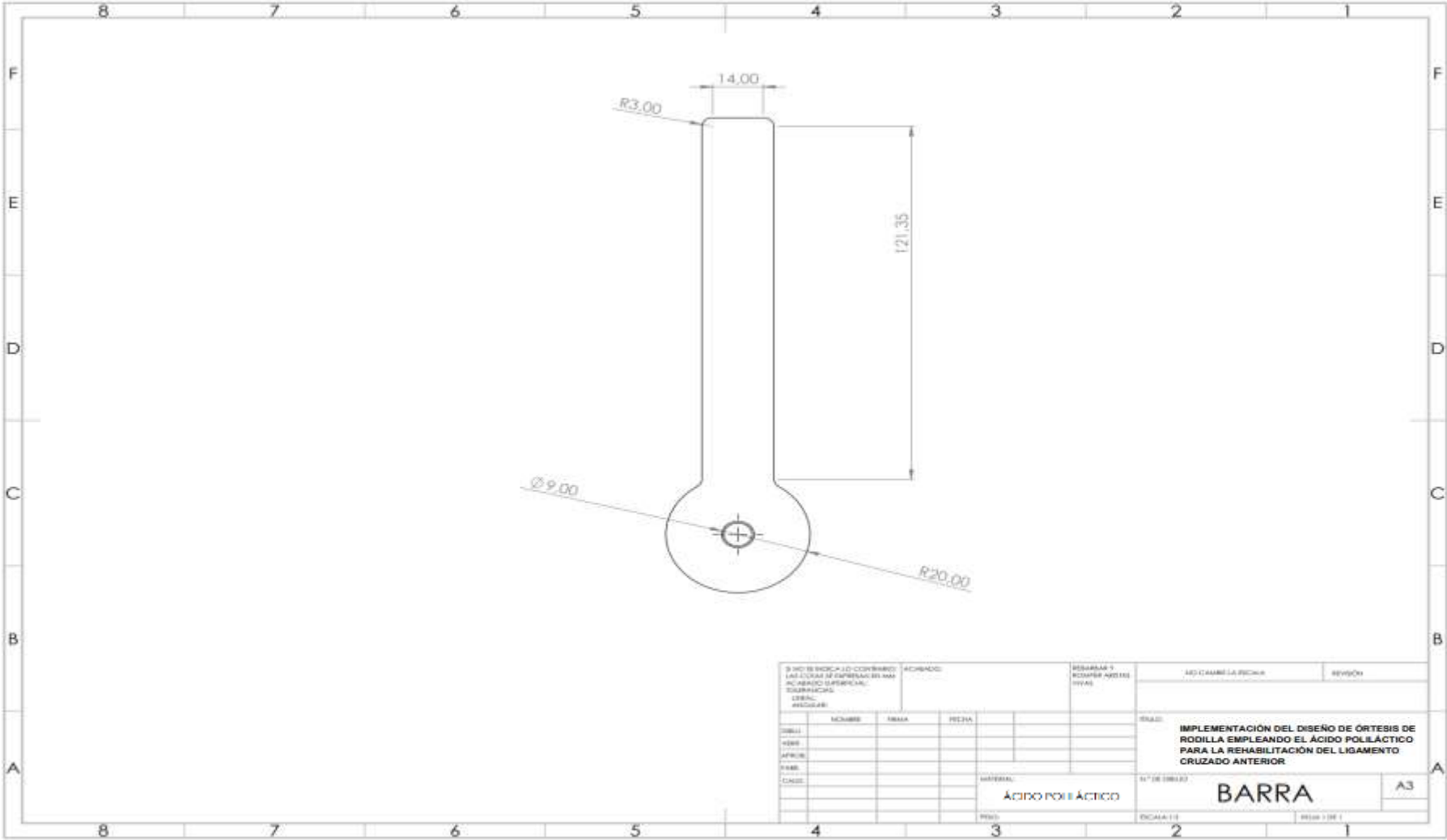
Anexo 2 - Planos del Diseño Inferior

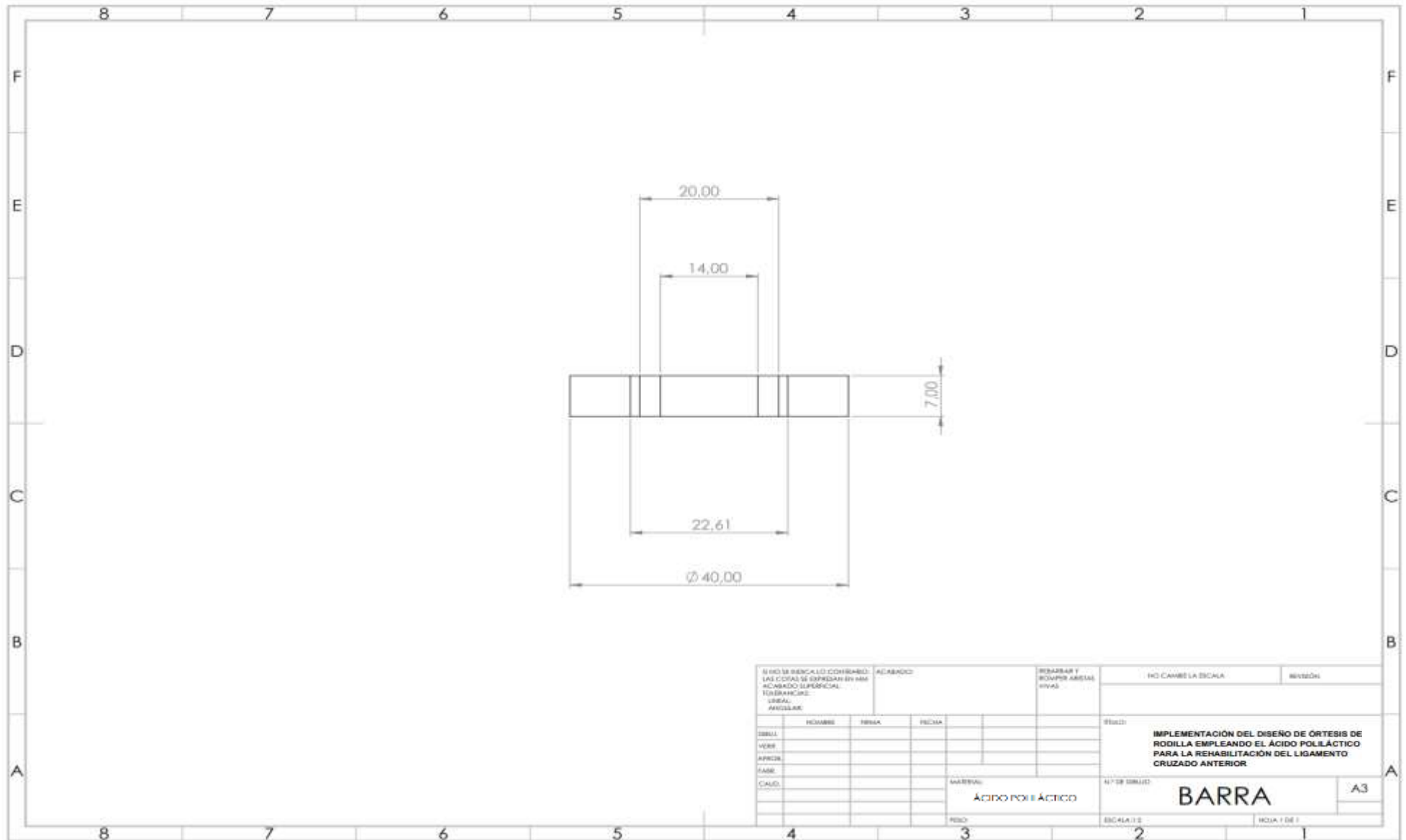




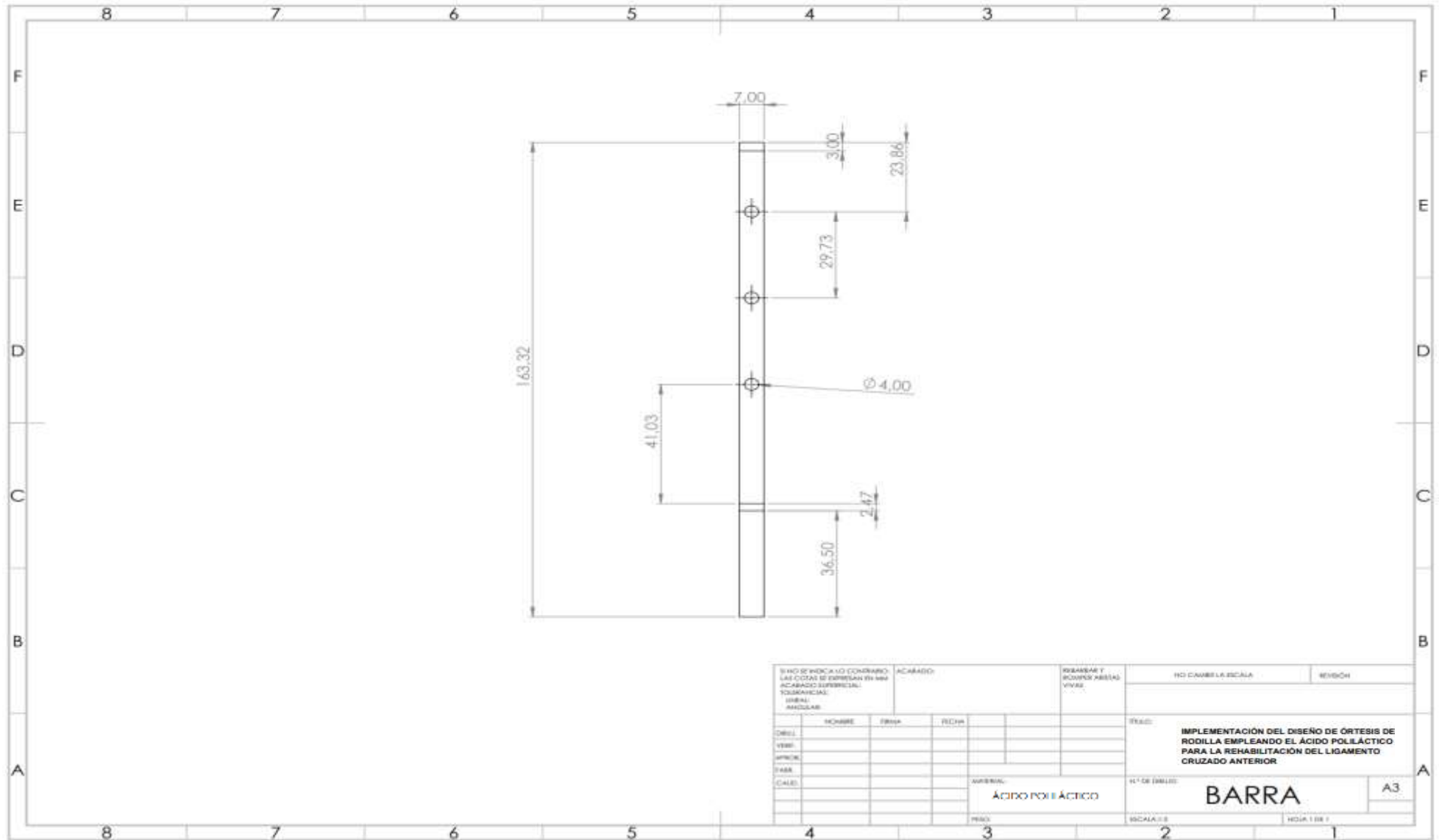


Anexo 3 - Planos de la Barra Lateral





SI NO SE INDICÓ CONTRA- LAS CORTES DE QUEDAR EN NEGRO ACABADO SUPERFICIAL TERMINACIÓN: SERIAL: ANGULAR				ACABADO:	REBARBAR Y COMER ANEJAS SIVAS	NO CAMBIA ESCALA	ENTON:
DESIGN.	NOMBRE	FECHA	FECHA			TÍTULO:	
USAR						IMPLEMENTACIÓN DEL DISEÑO DE ORTESIS DE RODILLA EMPLEANDO EL ÁCIDO POLILÁCTICO PARA LA REHABILITACIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	
APROB.						AL TÍTULO:	
TRAB.					MATERIAL:	BARRA	
CAUD.					ACIDO POLILACTICO	A3	
					RISO:	ESCALA 1:2	
						HOJA 1 DE 1	



Anexo 4 - Ficha técnica de las Propiedades del PLA



PLA (high impact)

Page 1 of 4

General information

Designation

Poly lactide / Polylactic acid (High impact)

Tradenames

RTP; Terez Naturegran; Transmare

Typical uses

Biodegradable packing and disposables, food packaging, plastic bags, plant pots, diapers, bottles, cold drink cups, sheet and film products, electronic cases, home textiles, clothing, medical implants, homeware, personal care products.

Included in Materials Data for Simulation



Composition overview

Compositional summary

$(CH(CH_3)CO_2)_n$ + impact modifier. The lactic acid is produced from sugar (dextrose) with plant starch origins e.g. corn, wheat, sugar beets and sugar cane.

Material family	Plastic (thermoplastic, semi-crystalline)		
Base material	PLA (Polylactic acid / polylactide)		
Additive	Impact modifier		
Renewable content	90	-	100 %
Polymer code	PLA-I		

Composition detail (polymers and natural materials)

Polymer	80	-	85 %
Impact modifier	15	-	20 %

Price

Price	* 9.83	-	14.4 PEN/kg
Price per unit volume	* 1.09e4	-	1.74e4 PEN/m ³

Physical properties

Density	1.11e3	-	1.21e3 kg/m ³
---------	--------	---	--------------------------

Mechanical properties

Young's modulus	2.3	-	2.6 GPa
Specific stiffness	1.96	-	2.27 MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	2.3	-	2.6 GPa
Tensile strength	38	-	68 MPa
Specific strength	32.7	-	58.8 kN.m/kg
Elongation	* 10	-	20 % strain
Elongation at yield	* 5	-	10 % strain
Compressive modulus	* 2.3	-	2.6 GPa
Compressive strength	45.6	-	81.6 MPa
Flexural modulus	2.2	-	2.7 GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	60	-	70 MPa
Shear modulus	* 0.833	-	0.929 GPa
Bulk modulus	* 3.52	-	3.89 GPa
Poisson's ratio	* 0.38	-	0.4

Values marked * are estimates.
ANSYS Grantia provides no warranty for this data.

Shape factor	5.2		
Hardness - Vickers	* 15	- 16	HV
Hardness - Rockwell M	* 48	- 49	
Hardness - Rockwell R	* 31	- 32	
Hardness - Shore D	* 79	- 83	
Elastic stored energy (springs)	315	- 887	kJ/m ³
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	* 17.8	- 23.4	MPa

Impact & fracture properties

Fracture toughness	* 2.3	- 5.17	MPa.m ^{0.5}
Toughness (G)	2.43	- 9.73	kJ/m ²
Impact strength, notched 23 °C	19	- 64	kJ/m ²
Impact strength, unnotched 23 °C	590	- 600	kJ/m ²

Thermal properties

Melting point	145	- 175	°C
Glass temperature	52	- 82.6	°C
Heat deflection temperature 0.45MPa	51	- 81	°C
Heat deflection temperature 1.8MPa	* 49.7	- 79	°C
Vicat softening point	* 51	- 81	°C
Maximum service temperature	* 45	- 60	°C
Minimum service temperature	-20	- -12	°C
Thermal conductivity	0.13	- 0.16	W/m.°C
Specific heat capacity	1.18e3	- 1.21e3	J/kg.°C
Thermal expansion coefficient	* 126	- 145	µstrain/°C
Thermal shock resistance	* 114	- 208	°C
Thermal distortion resistance	* 9.43e-4	- 0.00121	MW/m

Electrical properties

Electrical resistivity	3.07e17	- 6.02e17	µohm.cm
Electrical conductivity	2.86e-16	- 5.62e-16	%ACS
Dielectric constant (relative permittivity)	3.04	- 3.16	
Dissipation factor (dielectric loss tangent)	0.00909	- 0.011	
Dielectric strength (dielectric breakdown)	* 16.4	- 17	MV/m

Magnetic properties

Magnetic type	Non-magnetic
---------------	--------------

Optical, aesthetic and acoustic properties

Refractive index	1.44	- 1.46	
Transparency	Translucent		
Acoustic velocity	1.4e3	- 1.51e3	m/s
Mechanical loss coefficient (tan delta)	* 0.0582	- 0.0634	

Restricted substances risk indicators

SIN List indicator (D-1, 1 = high risk)	0
---	---

Critical materials risk

Contains >5wt% critical elements?	No
-----------------------------------	----

Absorption & permeability

Water absorption @ 24 hrs	* 0.12	- 0.13	%
Water absorption @ sat	* 0.48	- 0.53	%
Humidity absorption @ sat	* 0.14	- 0.16	%
Water vapor transmission	7.1	- 9.1	g.mm/m ² .day
Permeability (O2)	11	- 53	cm ³ .mm/m ² .day.atm

Processing properties

Polymer injection molding	Acceptable		
Polymer extrusion	Acceptable		
Polymer thermoforming	Limited use		
Linear mold shrinkage	0.3	- 0.4	%
Melt temperature	170	- 190	°C
Mold temperature	10	- 25	°C
Molding pressure range	55	- 103	MPa

Durability

Water (fresh)	Acceptable		
Water (salt)	Acceptable		
Weak acids	Acceptable		
Strong acids	Unacceptable		
Weak alkalis	Acceptable		
Strong alkalis	Unacceptable		
Organic solvents	Limited use		
UV radiation (sunlight)	Good		
Flammability	Highly flammable		
Oxygen index	* 19	- 21	%

Primary production energy, CO2 and water

Embodied energy, primary production	* 64.1	- 70.6	MJ/kg
CO2 footprint, primary production	* 3.1	- 3.42	kg/kg
Water usage	* 1.25e3	- 1.38e3	l/kg

Processing energy, CO2 footprint & water

Polymer extrusion energy	* 5.79	- 6.09	MJ/kg
Polymer extrusion CO2	* 0.434	- 0.456	kg/kg
Polymer extrusion water	* 4.75	- 7.13	l/kg
Polymer molding energy	* 14	- 14.7	MJ/kg
Polymer molding CO2	* 1.05	- 1.1	kg/kg
Polymer molding water	* 10.5	- 15.7	l/kg
Coarse machining energy (per unit wt removed)	0.52	- 0.547	MJ/kg
Coarse machining CO2 (per unit wt removed)	0.039	- 0.041	kg/kg
Fine machining energy (per unit wt removed)	0.815	- 0.841	MJ/kg
Fine machining CO2 (per unit wt removed)	0.0606	- 0.0637	kg/kg
Grinding energy (per unit wt removed)	1.14	- 1.2	MJ/kg
Grinding CO2 (per unit wt removed)	0.086	- 0.09	kg/kg

Recycling and end of life

Values marked * are estimates.
ANSYS Granta provides no warranty for this data.

Recycle	✓			
Embodied energy, recycling	* 20.7	-	22.9	MJ/kg
CO2 footprint, recycling	* 1.04	-	1.15	kg/kg
Recycle fraction in current supply	0.1	-	1.1	%
Downcycle	✓			
Combust for energy recovery	✓			
Heat of combustion (net)	* 25.9	-	28	MJ/kg
Combustion CO2	* 1.8	-	1.9	kg/kg
Landfill	✓			
Biodegrade	✓			

Notes

Other notes

PLA is a renewable thermoplastic polyester manufactured from plants such as sugarcane, corn and tapioca. PLA can be amorphous or semi-crystalline. Various blends of D and L enantiomers are available, making available a broader range of properties. PLA products are considered environmentally friendly as their production uses approximately 50% less energy and produces 60% less CO2 than petroleum based products e.g. PET, PC, PS and nylon.

Links

[ProcessUniverse](#)

[Producers](#)

[Prospector Plastics](#)

[Reference](#)

[Shape](#)

Anexo 5 - Ficha Técnica de los Diseños Establecidos

ESPAÑOL | ENGLISH

Ortesis/Inmovilizadores



Ref.: IR-4000 40cm
Ref.: IR-5000 50cm
Ref.: IR-6000 60cm
Ref.: IR-7000 70cm



ORTESIS INMOVILIZADORA DE RODILLA DE TRES PANELES A 0°

Características:

Inmovilizador de rodilla con tejido de velour exterior y forro de algodón interior con pletinas laterales y posteriores conformables. El sistema de ajuste de tres paneles le permite adaptarse a las diferentes anatomías. Con cinchas de cierre en el panel interior para evitar deslizamientos.

Efectos:

Inmovilización de la pierna en su longitud y manteniendo permanente de la posición.

Indicaciones:

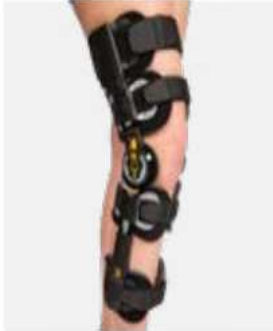
- Tratamiento pre y post-quirúrgico de la rodilla.
- Después de lesiones o fracturas.

Color:

- Beige.

TALLAS		UNIVERSAL	
			

Contender Universal Post-op Knee Brace



Features and Benefits

The Contender™ Post-op Knee Brace features a simple adjustment system to minimise fit time after surgery, and at 765g, it is one of the lightest braces on the market.

- The X-Flex™ Cuff System flexes to hug the leg, significantly reducing brace migration. QuikZip™ buckles allow for easy application and micro adjustment of the strap for a secure fit
- The ZipTrak Telescoping System adjusts brace length from 45.7cm - 66cm, in 3mm increments and also allows adjustment of intermediate cuffs to help avoid incision sites
- The hinge features a six position Drop-Lock that fixes the brace from -10° to 40° in 10° increments. Controlled range of motion is available from -10° to 110° and is easily set using flexion and extension finger touch buttons
- Offers the latest in knee brace technology such as multi-telescoping cuffs, user friendly buckles and critical suspension systems
- Length adjustable 45.7cm - 66cm. Fits up to 86.4cm high circumference. Measurement taken from leg circumference 15.2cm above mid patella



Indications for Use

- ACL, PCL, MCL and LCL surgeries
- Meniscal repairs
- Patella realignment
- Regenerative chondroplasty
- Stable femoral fractures
- Total knee replacements
- Tibial plateau fractures

Size	Product Code
Universal	75-7500

To order contact orthotickenquiries@steepergroup.com

45



DESCRIPCIÓN

Estabiliza la rodilla inestable después de un postoperatorio o de la retirada de la escayola. El ajuste Pull-Lock ROM permite la rodilla en rango normal de movimiento. Dos bisagras laterales Pull-Lock ROM pueden bloquear el ángulo de forma rápida y sencilla. El rango de movimiento se ajusta entre 0 y 120 grados de flexión y 0 y 90 grados de extensión. La longitud de la barra de la bisagra es ajustable.

Descripción

Es ideal para estabilizar la inestabilidad de la rodilla después de un postoperatorio o de la retirada de la escayola para un proceso de rehabilitación a largo plazo. El ajuste de la bisagra Pull-Lock ROM puede controlar la rodilla en un rango de movimiento protegido, y su diseño es muy rápido y fácil de manejar. Los ajustes del rango de movimiento van de 0 a 120 grados de flexión y de 0 a 90 grados de extensión en incrementos de 15 grados. La longitud de las barras de la bisagra lateral es ajustable, la máxima es de 72,5 cm y la mínima de 41,5 cm. Se puede acortar mientras la recuperación es mejor. El cojín de espuma de alta densidad con cierre de gancho y bucle puede proporcionar una compresión adecuada y comodidad.

Composición:

Espuma de PU 35%
Nylon 25%
Poliéster 20%
Algodón 20%

Traducción automática (ver el original en inglés)

OCRRef.: **OCR100D** DCHARef.: **OCR100I** IZDA**ORTESIS FUNCIONAL DE RODILLA CON CONTROL DE FLEXO-EXTENSIÓN- OCR100****Características:**

Fabricada en aluminio de perfil bajo, ligera, esta provista de articulaciones poli-céntricas dinámicas con control y limitación de la flexo-extensión. Forro interior antideslizante que proporcionan confort y protección. Las articulaciones incorporan almohadillas condilares con cámara de aire. Para la regulación de la flexo-extensión dispone de cuñas de acero cincado (previenen la corrosión) y de distinta graduación. Rango de limitación:

Extensión: 0°, 10°, 20°, 30°, 40°.

Flexión: 45°, 60°, 75°, 90°.

Incorpora una cuña de bloqueo 0°.

Las pletinas medio laterales permiten una pequeña adaptación individualizada. Sistema de regulación y sujección mediante cinchas regulables que incorporan almohadillas de protección antideslizante para un mejor ajuste.

Indicaciones:

- Lesiones de grado I y II de ligamentos LCA, LCP, LCM y LCL y tratamiento pos-quirúrgico de lesiones de grado III de los mismos ligamentos, así como casos de lesiones combinadas de ligamentos cruzados, ligamentos colaterales y meniscos-triada.
- Tratamiento conservador de las inestabilidades resultantes de lesiones de rodilla.
- Tratamiento post-quirúrgico de lesiones de los meniscos.
- Genu recurvatum (hiper-extensión) ligero.

Color:

- Negro.

TALLAS	PERIMETRO CM
1	54-61
2	61-68
3	68-55
4	55-62
5	62-69

Anexo 6 - Entrevista realizada a especialista traumatólogo Dr. Chirinos

Para poder realizar un óptimo diseño es necesario tener en cuenta la opinión de un experto en este caso un traumatólogo, quien nos indicará cuales son las partes más importantes para la rehabilitación. Para esta investigación se realizó la encuesta al Doctor Willy Chirinos Hoyos, que es un médico traumatólogo, especialista en las lesiones de rodilla. Las preguntas fueron las siguientes:

¿Cuál es el tiempo de uso de una órtesis de rodilla?

Generalmente el tiempo de duración va a depender mucho de qué tan grave pueda ser la lesión, pero el tiempo aproximado suele ser de dos a tres meses de recuperación.

¿Cuál es la parte más incómoda de la ortesis de rodilla?

La parte más incómoda que puede presentar una órtesis suele ser la parte superior e inferior, pues puede que no todas cuenten con almohadillas para mayor comodidad, debido que el precio aumenta según la ergonomía y calidad.

¿Qué le gustaría agregar en una órtesis de rodilla?

Uno como doctor lo que busca es la pronta rehabilitación del paciente, y existen casos en los cuales no pueden adquirir estos dispositivos debido al precio elevado que presentan, es por ello que uno busca recomendar un diseño sencillo y fácil de conseguir, sin que pierda las funciones tanto de flexión y extensión.

¿Cómo se limpia este dispositivo?

Nosotros recomendamos órtesis de rodilla que tengan un material fácil de quitar o en todo caso que se pueda lavar, como el neopreno o la cuerina.

¿Cuál es el modelo que más recomienda?

El modelo que más se recomienda usar es aquel que tenga la función de flexionar y extender la rodilla, y que además se pueda ajustar al ángulo requerido.

¿Cuántos ángulos debe tener un goniómetro regulable?

Por lo general se pide que tenga los suficientes para flexionar y extender, los ángulos que debe tener son los de 0°, 45° y 90°.

¿Cómo es el proceso de rehabilitación del ligamento cruzado anterior?

El proceso de rehabilitación es una serie de pasos, primero se debe mantener la pierna en completa extensión, posterior a ello se debe flexionar la rodilla al ángulo de 45°, y finalmente se procede a regular a 90°, para que así el paciente pueda ir recuperando la flexión completa de la rodilla.



Dr. Willy Charinos Hoyos
MÉDICO TRAUMATÓLOGO
CMP. 62878 - RNE. 37069

Posterior a la entrevista realizada al traumatólogo se procede a realizar los diseños preliminares para poder hallar el diseño más óptimo según criterios técnicos y económicos.

Anexo 7 - Prueba realizada al prototipo

Tabla 27 - Prueba 1

Prueba N°	Alumno: Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo		Universidad Señor de Sipán		
	Tema: Validación de órtesis de rodilla		Duración: 1 horas		
	Descripción		Sí	No	Observaciones
1	Estabilidad	Resistencia a movimientos laterales excesivos	x		
2		Capacidad para prevenir hiperextensión o hiperflexión de la rodilla	x		
3		Capacidad para mantener la alineación adecuada de la articulación	x		
4	Soporte	Capacidad para absorber	x		

		impactos y reducir la carga en la articulación			
5		Ajustabilidad para adaptarse a diferentes tamaños y formas de rodilla	x		
6		Distribución uniforme de la presión sobre la superficie de apoyo	x		
7		Promoción de la circulación sanguínea en el área afectada	x		
8	Confort	Molestias o irritación al contacto con el material		x	
9		Comodidad con respecto al peso del material		x	
Resultados			7	2	

Fuente: Propia

Tabla 28 - Prueba 2

Prueba N°	Alumno: Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo		Universidad Señor de Sipán		
	Tema: Validación de órtesis de rodilla		Duración: 2 horas		
	Descripción		Sí	No	Observaciones
1	Estabilidad	Resistencia a movimientos laterales excesivos	x		
2		Capacidad para prevenir hiperextensión o hiperflexión de la rodilla	x		
3		Capacidad para mantener la alineación adecuada de la articulación	x		
4	Soporte	Capacidad para absorber impactos y	x		

		reducir la carga en la articulación			
5		Ajustabilidad para adaptarse a diferentes tamaños y formas de rodilla	x		
6		Distribución uniforme de la presión sobre la superficie de apoyo	x		
7		Promoción de la circulación sanguínea en el área afectada	x		
8	Confort	Molestias o irritación al contacto con el material		x	
9		Comodidad con respecto al peso del material		x	
Resultados			7	2	

Fuente: Propia

Tabla 29 - Prueba 3

Prueba N°	Alumno: Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo		Universidad Señor de Sipán		
	Tema: Validación de órtesis de rodilla		Duración: 3 horas		
	Descripción		SÍ	No	Observaciones
1	Estabilidad	Resistencia a movimientos laterales excesivos	x		
2		Capacidad para prevenir hiperextensión o hiperflexión de la rodilla	x		
3		Capacidad para mantener la alineación adecuada de la articulación	x		
4	Soporte	Capacidad para absorber impactos y	x		

		reducir la carga en la articulación			
5		Ajustabilidad para adaptarse a diferentes tamaños y formas de rodilla	x		
6		Distribución uniforme de la presión sobre la superficie de apoyo	x		
7		Promoción de la circulación sanguínea en el área afectada	x		
8	Confort	Molestias o irritación al contacto con el material		x	
9		Comodidad con respecto al peso del material	x		
Resultados			8	1	

Fuente: Propia

Tabla 30 - Prueba 4

Prueba N°	Alumno: Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo		Universidad Señor de Sipán		
	Tema: Validación de órtesis de rodilla		Duración: 5 horas		
	Descripción		SÍ	No	Observaciones
1	Estabilidad	Resistencia a movimientos laterales excesivos	x		
2		Capacidad para prevenir hiperextensión o hiperflexión de la rodilla	x		
3		Capacidad para mantener la alineación adecuada de la articulación	x		
4	Soporte	Capacidad para absorber impactos y	x		

		reducir la carga en la articulación			
5		Ajustabilidad para adaptarse a diferentes tamaños y formas de rodilla	x		
6		Distribución uniforme de la presión sobre la superficie de apoyo	x		
7		Promoción de la circulación sanguínea en el área afectada	x		
8	Confort	Molestias o irritación al contacto con el material	x		
9		Comodidad con respecto al peso del material	x		
Resultados			9	0	

Fuente: Propia

Tabla 31 - Prueba 5

Prueba N°	Alumno: Chancafe Saucedo Joaquin Ronaldo		Universidad Señor de Sipán		
	Tema: Validación de órtesis de rodilla		Duración: 8 horas		
	Descripción		SÍ	No	Observaciones
1	Estabilidad	Resistencia a movimientos laterales excesivos	x		
2		Capacidad para prevenir hiperextensión o hiperflexión de la rodilla	x		
3		Capacidad para mantener la alineación adecuada de la articulación	x		
4	Soporte	Capacidad para absorber impactos y	x		

		reducir la carga en la articulación			
5		Ajustabilidad para adaptarse a diferentes tamaños y formas de rodilla	x		
6		Distribución uniforme de la presión sobre la superficie de apoyo	x		
7		Promoción de la circulación sanguínea en el área afectada	x		
8	Confort	Molestias o irritación al contacto con el material	x		
9		Comodidad con respecto al peso del material	x		
Resultados			9	0	

Fuente: Propia

Se verificó que al pasar un laxo de tiempo aproximado de 8 horas, la órtesis de rodilla impresa 3D pudo acoplarse y mostrar comodidad para el paciente.

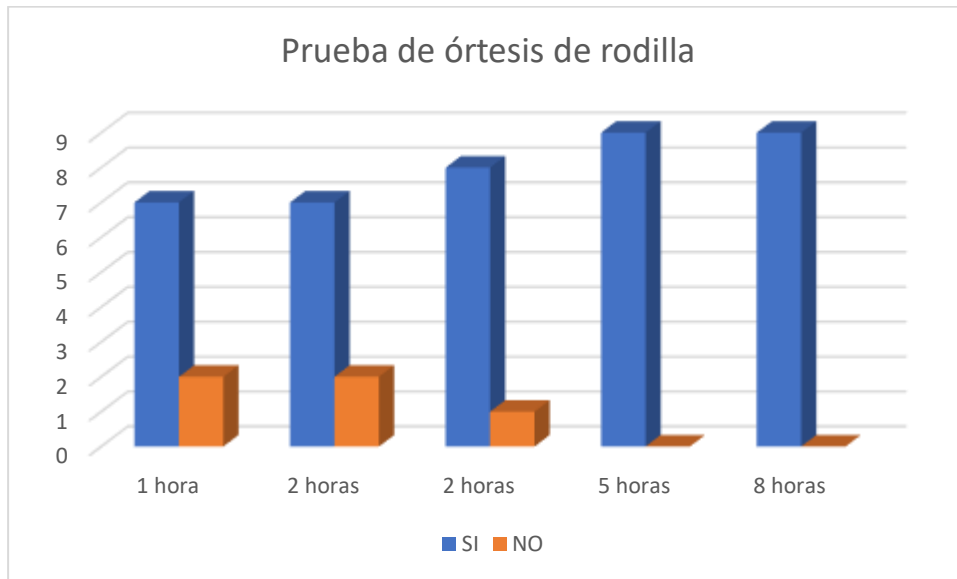


Figura 46. Duración de prueba de la órtesis

Fuente: Propia

NOMBRE DEL TRABAJO

IMPLEMENTACIÓN DEL DISEÑO DE ÓRTESIS DE RODILLA EMPLEANDO EL ÁCIDO POLILÁCTICO PARA LA REHABILITACIÓN

AUTOR

joaquin ronaldo Chancafe Saucedo

RECUENTO DE PALABRAS

11755 Words

RECUENTO DE CARACTERES

62993 Characters

RECUENTO DE PÁGINAS

89 Pages

TAMAÑO DEL ARCHIVO

10.2MB

FECHA DE ENTREGA

Sep 26, 2023 11:54 AM GMT-5

FECHA DEL INFORME

Sep 26, 2023 11:56 AM GMT-5

● **14% de similitud general**

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada base de datos

- 10% Base de datos de Internet
- Base de datos de Crossref
- 9% Base de datos de trabajos entregados
- 1% Base de datos de publicaciones
- Base de datos de contenido publicado de Crossref

● **Excluir del Reporte de Similitud**

- Material bibliográfico
- Coincidencia baja (menos de 8 palabras)
- Material citado