

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



**DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON SISTEMA DE
ACTUADORES PARA ASISTIR LA ARTICULACIÓN EN
PACIENTES CON ARTROSIS**

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

AUTOR

FABRIZIO ADRIAN CHANAME LEON

ASESOR

HERNAN HENRY SANTISTEBAN CHAPOÑAN

<https://orcid.org/0000-0002-8103-862X>

Chiclayo, 2022

**DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON SISTEMA
DE ACTUADORES PARA ASISTIR LA ARTICULACIÓN
EN PACIENTES CON ARTROSIS**

PRESENTADA POR

FABRIZIO ADRIAN CHANAME LEON

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
Para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Alejandro Segundo Vera Lazaro
PRESIDENTE

Juan Carlos Vives Garnique
SECRETARIO

Hernan Henry Santisteban Chapoñan
VOCAL

Dedicatoria

A mi madre y a mi abuela que han estado presente siempre apoyándome y dándome ánimos para seguir adelante, también al resto de mi familia que me han brindado su cariño todo este tiempo.

Agradecimientos

A mi familia, ingenieros, asesor y compañeros que
estuvieron apoyándome en todo este tiempo

Índice

Resumen.....	9
Abstract	10
1. Introducción.....	11
1.1 Situación Problemática.....	11
1.2 Objetivos	12
1.2.1 Objetivo general.....	12
1.2.2 Objetivos específicos	12
2. Marco teórico.....	13
2.1 Antecedentes Empíricos	13
2.2 Bases Teóricas-Científicas	15
2.2.1 Diagrama de Cuerpo Libre	15
2.2.2 Magnitudes Angulares	16
2.2.3 Actuadores	17
2.2.4 Ortesis	18
2.2.5 Biomecánica de la rodilla	20
2.2.9 Polímeros	23
2.2.10.3 PETG (Polietileno Terephthalato de Glicol	24
2.2.10 Definición de términos básicos	25
2.2.10.2 Soporte ortopédico de las rodillas para la artrosis.....	25
3. Diseño metodológico	27
3.1 Operacionalización de las variables	27
3.2 Población y muestra	28
4. Resultados.....	28
4.1 Características técnicas de la ortesis de rodilla	28
4.2 Diseño de la ortesis de rodilla con actuadores	30
4.3 Selección del sistema de actuadores.....	67
4.4 Simulación de la Articulación de la ortesis	75
5 Conclusiones.....	82
6 Recomendaciones	83
7 Referencias bibliográficas	84
8 Anexos.....	86

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Planos y ejes.....	21
Tabla 2 Variable independiente	27
Tabla 3 Variable dependiente.....	27
Tabla 4 Requerimientos para el diseño de una ortesis	28
Tabla 5 Requerimientos de la estructura de la ortesis.....	29
Tabla 6 Requerimientos de los actuadores para la ortesis.....	29
Tabla 7 Requerimientos de la union para la ortesis	29
Tabla 8 Matriz Morfológica.....	31
Tabla 9 Matriz de Evaluación	33
Tabla 10 Propiedades del material aluminio 6061	35
Tabla 11 Propiedades del material fibra de carbono	35
Tabla 12 Matriz de evaluación de los materiales	36
Tabla 13 Costos de los materiales.....	37
Tabla 14 Medidas del contorno de la rodilla.....	38
Tabla 15 Anchura del muslo	38
Tabla 16 Magnitudes Angulares	42
Tabla 17 Resultados del análisis de deflexión	50
Tabla 18 Resultados del análisis estático de la estructura femoral tibial superior	52
Tabla 19 Resultados del análisis estático de la estructura femoral tibial inferior	54
Tabla 20 Propiedades de polímero PLA	56
Tabla 21 Propiedades del polímero ABS	57
Tabla 22 Propiedades del polímero PETG.....	58
Tabla 23 Matriz de evaluación de los materiales para la articulación	59
Tabla 24 Resultados del análisis estático de la articulación inferior.....	61
Tabla 25 Resultados del análisis estático de la articulación superior	64
Tabla 26 Piezas de la ortesis	66
Tabla 27 Matriz de evaluación de tipos de actuadores	69
Tabla 28 Características del actuador NKLA 62	70
Tabla 29 Características del actuador NKLA 43	71
Tabla 30 Características del actuador NKLA 45	71
Tabla 31 Matriz de evaluación de tipos de actuadores	72
Tabla 32 Resultados del análisis estático de la articulación.....	78
Tabla 33 Resultados máximos y mínimo del pandeo.....	81

LISTA DE IMÁGENES

Ilustración 1 Diagrama de cuerpo libre de un exoesqueleto de rodilla	15
Ilustración 2 Exoesqueleto xnovers	18
Ilustración 3 Soporte ortopédico	19
Ilustración 4 ligamentos de la rodilla	20
Ilustración 5 Planos y ejes.....	21
Ilustración 6 flexión y extensión	22
Ilustración 7 unidad estructural del PLA	23
Ilustración 8 Piezas echas con ABS	23
Ilustración 9 Material ABS	24
Ilustración 10 Ortesis de rodilla	26
Ilustración 11 Bocetos de la ortesis.....	34
Ilustración 12 Diagrama de la ortesis.....	39
Ilustración 13 Movimientos y ángulos del movimiento de sentarse	40
Ilustración 14 Grafico del desarrollo del movimiento	41
Ilustración 15 Grafico de velocidad-desplazamiento.....	42
Ilustración 16 CAD de la estructura femoral tibial superior	51
Ilustración 17 Tensión de la estructura femoral tibial superior.....	51
Ilustración 18 Deformaciones unitarias de la estructura femoral tibial superior ortesis de rodilla	52
Ilustración 19 Desplazamientos de la estructura femoral tibial superior de la ortesis rodilla	52
Ilustración 20 CAD de la estructura femoral tibial inferior	53
Ilustración 21 Tensiones de la estructura femoral tibial inferior	53
Ilustración 22 Desplazamientos de la estructura femoral tibial inferior	54
Ilustración 23 Deformaciones de la estructura femoral tibial inferior	54
Ilustración 24 CAD de la articulación inferior.....	60
Ilustración 25 Tensiones de la articulación inferior.....	60
Ilustración 26 Desplazamientos de la articulación inferior.....	61
Ilustración 27 Deformaciones unitarias de la articulación inferior	61
Ilustración 28 CAD de la articulación superior.....	62
Ilustración 29 Tensiones de la articulación superior.....	62
Ilustración 30 Desplazamientos de la articulación superior.....	63
Ilustración 31 Deformaciones de la articulación superior.....	63
Ilustración 32 Componentes de la Ortesis de rodilla.....	65
Ilustración 33 Servomotor.....	67
Ilustración 34 Actuador hidráulico.....	67
Ilustración 35 Actuador de motor lineal.....	68
Ilustración 36 Ventajas y desventajas de los actuadores.....	68
Ilustración 37 Ortesis con actuadores	73
Ilustración 38 Articulación de la ortesis.....	75
Ilustración 39 Tensiones de la articulación	76
Ilustración 40 Desplazamientos de la articulación.....	76
Ilustración 41 Factor de seguridad de la articulación.....	77
Ilustración 42 Deformaciones de la articulación.....	77

Ilustración 43 Detalles de la malla	78
Ilustración 44 Análisis de movimiento de la articulación	79
Ilustración 45 Grafica de la velocidad del movimiento de la articulación.....	80
Ilustración 46 Grafica de desplazamiento de la articulación.....	80
Ilustración 47 Pandeo de la articulación	81
Ilustración 48 Valor mínimo y máximo de ampres.....	81

Resumen

En la actualidad las personas con problemas de artrosis no solo afectan a las personas mayores de edad sino también a deportistas jóvenes, los casos más frecuentes son aquellas que afectan a la rodilla lo que les provoca una dificultad caminar debido a que no cuenta con la suficiente fuerza para utilizar su pierna como apoyo.

Existen modelos de soportes de rodillas que ayudan a tener un mayor soporte al usuario al caminar reduciendo el dolor, funcionan a través de presión, pero el modelo de estas tiene movilidad limitada.

En la presente tesis se diseñará una ortesis que les dé a los usuarios una mejor movilidad. Esta contará con una estructura materiales compuestos que sea resistente y ergonómica, Además el actuador brindará todo el soporte necesario para realizar movimientos de rodilla sin un mayor esfuerzo, podrá ser adquirido con facilidad para todos los usuarios con los casos de artrosis en la rodilla.

Se utilizará para el diseño y el análisis dinámico el programa SOLIDWORKS, también se tendrá en cuenta estudios médicos sobre los problemas que causa la artrosis en la zona de la rodilla y sus métodos de tratamiento.

Palabras Claves: Ortesis de rodilla, Artrosis en la rodilla, materiales compuestos.

Abstract

Currently, people with osteoarthritis problems not only affect older people but also young athletes, the most frequent cases are those that affect the knee, which causes difficulty walking because they do not have enough strength to use your leg for support.

There are models of knee supports that help to have greater support to the user when walking reducing pain, they work through pressure, but the model of these has limited mobility.

In this thesis, an ortesis will be designed that gives users better mobility. It will have a composite material structure that is resistant and ergonomic. In addition, the shock absorber will provide all the necessary support to improve gait, it can be easily acquired for all users with cases of osteoarthritis in the knee.

The SOLIDWORKS program will be used for the design and dynamic analysis, it will also take into account medical studies on the problems caused by osteoarthritis in the knee area and its treatment methods.

Keywords: Knee exoskeleton, Knee osteoarthritis, composite materials.

1. Introducción

1.1 Situación Problemática

La artrosis u osteoartritis es una enfermedad que degrada las articulaciones. La artrosis es una enfermedad que consiste en la pérdida de cartílago progresivo. Cuando ocurre en la rodilla el cartílago desgastado produce un fuerte dolor al rozar los huesos.

Se puede definir como la enfermedad articular más frecuente también denominada osteoartritis, enfermedad articular degenerativa. No hay que confundir a la artrosis con otras enfermedades reumáticas y el daño fundamental en la artrosis se produce en el cartílago. [1]

Las articulaciones permiten la conexión entre dos huesos y así poder producir el movimiento. El cartílago recubre los extremos de los huesos conectados y permite el correcto funcionamiento de esta articulación.

Esta enfermedad actúa sobre más de 242 millones de personas en todo el mundo según el Estudio de Impacto Global de Enfermedades, con aumento del 70% en dos décadas. Esta irá aumentando igual que el tiempo vida y el envejecimiento de las personas. [3]

El principal tratamiento de artrosis es reducir el dolor. Lo primero es evitar lo que pueda lesionar las articulaciones ya sea el sobrepeso, los movimientos repetitivos o bruscos y el calzado. También es importante ejercicios para mejorar el movimiento de las articulaciones por lo que se busca siempre artefactos que ayuden con el tratamiento o mejoría en su totalidad de la artrosis.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Diseñar una ortesis de rodilla con sistema de actuadores para asistir la articulación en pacientes con artrosis

-

1.2.2 Objetivos específicos

- Seleccionar el mejor diseño conceptual de la ortesis utilizando una matriz morfológica y matriz de requerimientos técnicos.
- Dimensionar la ortesis teniendo en cuenta criterios de movilidad, estática y materiales.
- Seleccionar el actuador más adecuado para el sistema de la ortesis.
- Realizar un análisis estático estructural de la parte más crítica de la ortesis de rodilla con actuadores mediante el software CAD/CAE

2. Marco teórico

2.1 Antecedentes Empíricos

Daniel K Ramsey [4] en su tesis nos presenta un mecanismo de placa compatible con acoplamiento paralelo (PCCP) y la arquitectura de resorte de banda elástica pennada (PEB) como candidatos potenciales para el desarrollo de aparatos ortopédicos ; El estudio sistemático de ambos aspectos (pasivo / semiactivo) sobre el rendimiento del sistema PCCP / PEB se verifica mediante un prototipo de abrazadera física liviana impresa en 3D dentro de un marco de medición de verdad del terreno.

Pierter Beyl [5] en su tesis desarrollo un ortesis de rodilla motorizado, KNEXO. En su diseño, se hizo hincapié en optimizar la con graduación del sistema de actuador y sobre la adaptabilidad de la interfaz hombre-robot. El controlador de asistencia utiliza el control de modo deslizante basado en proxy (PSMC) en conjunto con un torque de apoyo no basado en modelo para proporcionar un modo de caminata asistida que permite de forma segura desviaciones de la trayectoria del objetivo. Los resultados experimentales verificaron que la combinación de actuadores intrínsecamente compatibles con control de modo deslizante basado en proxy logra una guía compatible y al mismo tiempo muestra una respuesta segura y sintonizable a los pares de interacción humano-robot.

Magdo Bortole [6] en su trabajo presenta un ortesis robótico diseñado para ayudar en el entrenamiento de la marcha en superficie para casos en que coordinación de la marcha no es la correcta. El ortesis bilateral costa con seis grados de libertad. Un control de trayectoria adaptativo ha sido desarrollado para guiar la extremidad del paciente dentro de un camino deseado, permitiendo una desviación basada en el par de interacción entre el usuario y el ortesis. En sus resultados podemos observar que el ortesis se adapta al patrón de marcha del usuario.

En el artículo de la Journal of biomechanical Engineering [7] nos presenta un diseño de una rodillera de retroalimentación que controle la aceleración tibial y el angulo de la rodilla y así poder disminuir el micro trauma de la articulación. El uso de una rodillera con retroalimentación es un enfoque novedoso para el reentrenamiento de la marcha.

Miguel luna y Carlos Rodríguez [8] en su tesis nos presenta un modelo de ortesis rodilla y cadera para personas que sufren algún tipo de lesión medular, como lo es un ortesis de cadera y rodilla.

Carlos Albuquerque y Luis Rondón [9] presenta un diseño de ortesis para el apoyo en las rehabilitaciones de pacientes con artrosis en la rodilla de solo una rodilla, el modelo presenta 4 actuadores para realizar los movimientos.

2.2 Bases Teóricas-Científicas

2.2.1 Diagrama de Cuerpo Libre

Es un croquis de un objeto mostrando todas las fuerzas que actúan sobre este. El dibujo del diagrama de cuerpo libre es importante para la solución de los problemas mecánicos, porque nos permite visualizar todas las fuerzas y con esto obtener la fuerza neta externa que actué sobre el objeto para poder aplicar la segunda ley de Newton al movimiento del objeto. [10]

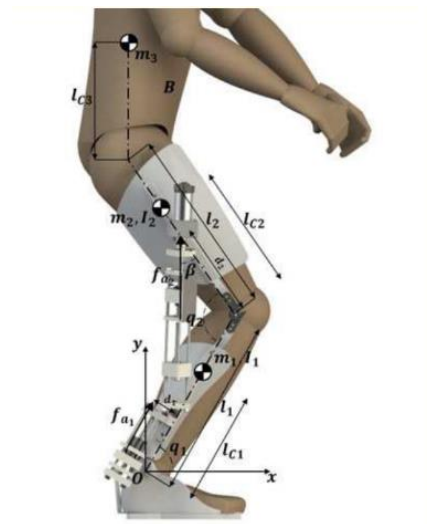


Ilustración 1 Diagrama de cuerpo libre de un exoesqueleto de rodilla

2.2.2 Magnitudes Angulares

Son utilizadas para describir los movimientos circulares, están referidas a los ángulos. [10]

Entre ellas tenemos:

Posición Angular:

Representa el Angulo presente en cada momento del vector, su unidades se miden en radianes [10]

Desplazamiento Angular:

Recorrido echo por el ángulo [10]

$$\Delta\varphi = \varphi_f - \varphi_i$$

Velocidad angular:

Es el desplazamiento angular que tiene un cuerpo por segundo [10]

$$\omega_m = \Delta\varphi / \Delta t = \varphi_f - \varphi_i / t_f - t_i \qquad \omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta\varphi / \Delta t = d\varphi / dt$$

Aceleración angular:

Es la variación de la velocidad por segundo [10]

$$\alpha_m = \Delta\omega / \Delta t = \omega_f - \omega_i / t_f - t_i \qquad \alpha = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta\omega / \Delta t = d\omega / dt$$

2.2.3 Actuadores

Son máquinas que transforman un tipo de energía en otra para obtener movimiento y fuerza, puede ser rotacional o lineal. Existen 3 tipos de actuadores; servomotores, cilindros hidráulicos o neumáticos y motor lineal.

Motor lineal:

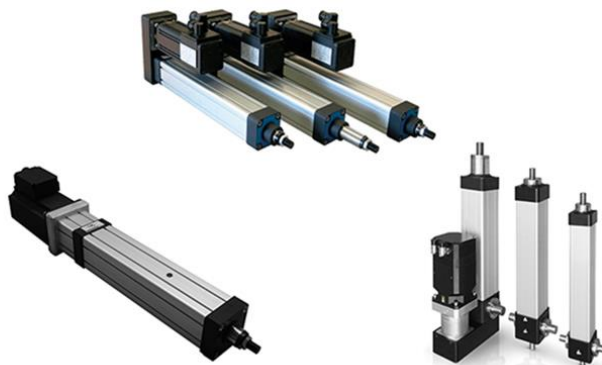
- Un actuador lineal transforma el movimiento de un motor eléctrico en movimiento lineal. Permite empujar, levantar, posicionar cargas. [11]

Cilindros hidráulicos o neumáticos

- El actuador hidráulico cuenta con un cilindro hueco y un pistón. El cambio de presión aplicada al pistón genera una fuerza que ejerce movimientos a objetos. [12]

Servomotores

- Son capaces de estar ubicados en diferentes posiciones y mantenerse estables, cuenta con un motor, una caja reductora y un circuito de control. [13]



2.2.4 Ortesis

Las ortesis o soportes son diseñados con el fin de asistir al sistema neuromusculoesquelético como la sujeción, la estabilidad, corrección , etc. Su clasificación va de acuerdo a su ubicación de uso [10]:

- Ortesis miembros superiores
- Ortesis miembros inferiores
- Ortesis columna vertebral

Algunos modelos son los siguientes:

Xnowers

A diferencia de ortesis que se centran en actividades que promueven determinados tipos de personas con discapacidad. El público objetivo de Xnowers son aquellos que practican deportes de invierno (como esquí o nieve) u otras actividades (como entrenamiento de trial, carreras de resistencia) O montando a caballo). Atletas ecuestres, quieren mejorar su rendimiento. El dispositivo fue desarrollado por la empresa vasca Levier Exo y se puede conectar sin problemas a las botas y piernas de los atletas. La ortesis puede transmitir mejor la potencia y reducir la fatiga muscular, lo que limita el riesgo de lesiones de rodilla (comunes en estos deportes) o por debajo de la cintura. [15]

El modelo está pensado para actividades que requieren un control en posiciones en las que son necesarias soportar peso de cuádriceps y lumbares.



Ilustración 2 Exoesqueleto xnowers

Fuente: [15]

Actualmente se venden en su mayoría unas ortesis de funcionamiento simple lo cual solo les permite dar presión en la rodilla y mantenerla recta limitando el movimiento y evitar dolores mayores

Rodilleras Tradicionales

El dispositivo inmoviliza la rodilla para controlar el dolor de la artrosis, la inmovilización puede ayudar a disminuir la molestia del paciente al moverse debido al peso que recae sobre la rodilla afectada.



Ilustración 3 Soporte ortopédico

Fuente: google imágenes

Con estos tipos de modelos presentes en el mercado actual se ha tomado en cuenta ciertos criterios para elaboración de una ortesis de rodilla para pacientes con artrosis que les permitan llevar un estilo normal sin dolores o problemas al caminar; Lo que se busca en un modelo innovador con mecanismos electrónicos y mecánicos para que el paciente pueda realizar sus actividades de manera normal.

2.2.5 Biomecánica de la rodilla

La rodilla presenta diferentes estructuras, huesos, ligamentos, meniscos y músculos que brindan movilidad y estabilidad.

Huesos

Los huesos presentes en la rodilla son: fémur, rótula, tibia y peroné; La rodilla debe tener estabilidad, aun mas cuando está extendida por completo, ya que en dicha posición se encuentran esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y a la longitud; también debe tener buena movilidad. [16]

Ligamentos

Los ligamentos que posee la rodilla son importantes para brindar la estabilidad en estos . Tenemos ligamentos laterales y los cruzados [16]

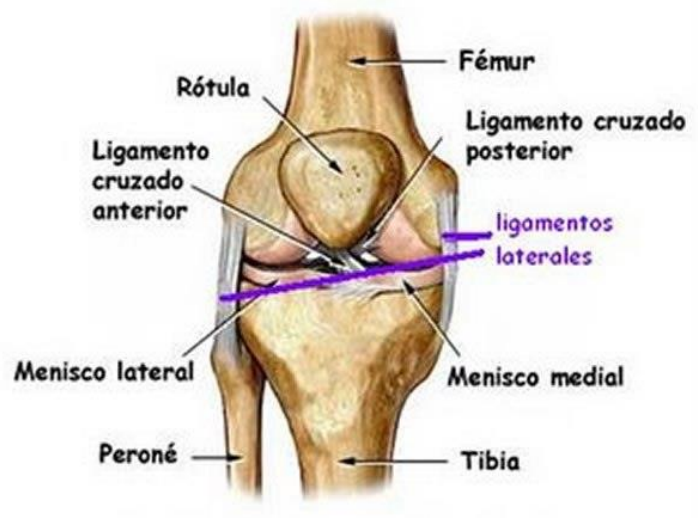


Ilustración 4 ligamentos de la rodilla

Fuente: [16]

Movimientos de la rodilla

El movimiento de la rodilla se realiza en 3 planos y 3 ejes

Planos	ejes
Plano Sagital: flexión y extensión	Eje sagital
Plano Frontal: separación y aproximación	Eje frontal
Plano transversal: rotación	Eje vertical

Tabla 1 Planos y ejes

Elaboración propia

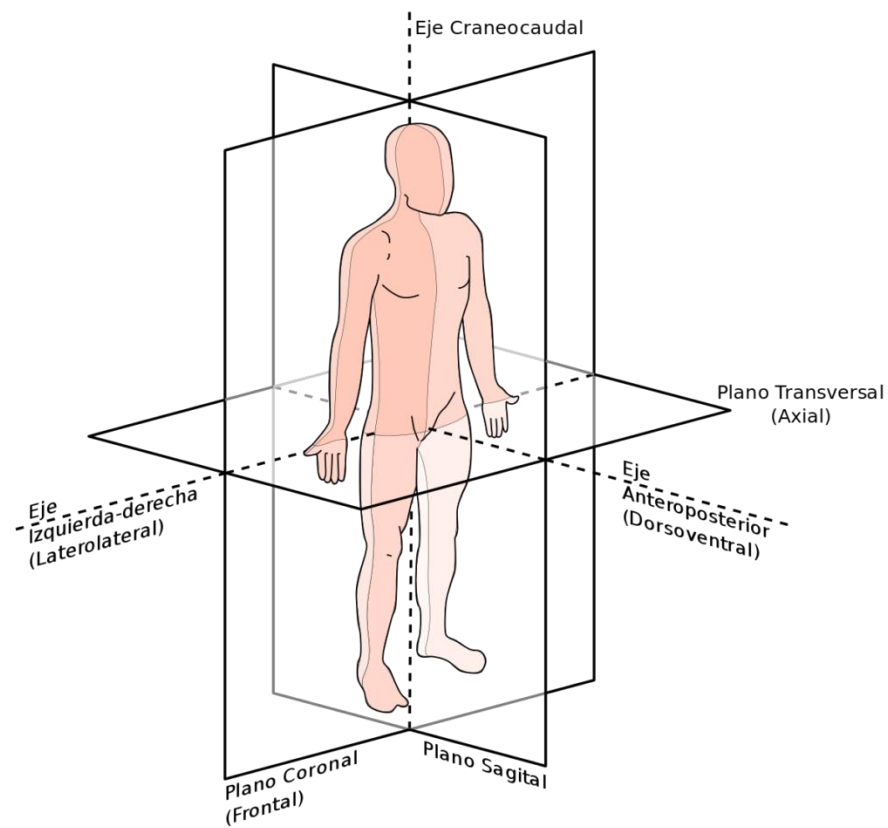


Ilustración 5 Planos y ejes

Fuente: [15]

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.

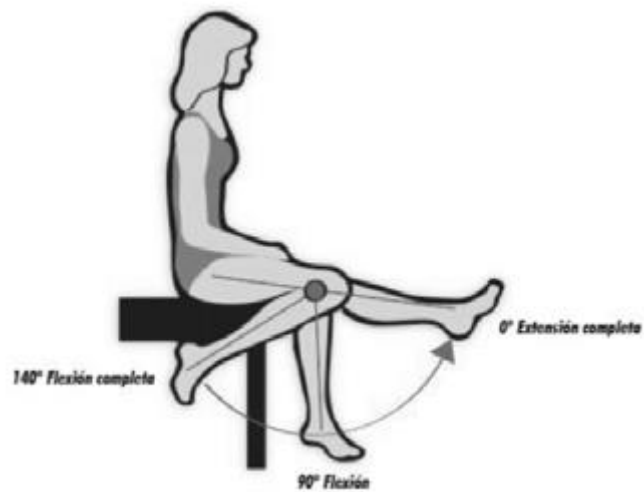


Ilustración 6 flexión y extensión

Fuente: google imágenes

2.2.9 Polímeros

2.2.9.1 Ácido poliláctico

Es un polímero formado por elementos del ácido láctico y del tereftalato de polietileno (PET) utilizado para el envasado, pero en determinadas condiciones también puede estar a una temperatura de unos 60 ° C. Biodegradable. Puede degradarse en agua y óxidos de carbono. [17]

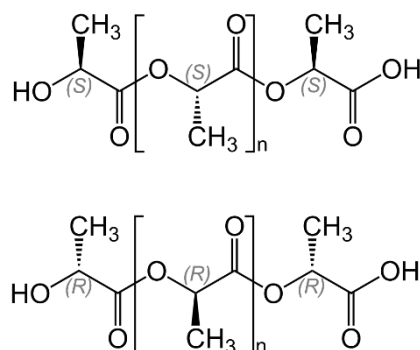


Ilustración 7 unidad estructural del PLA

2.2.9.2 Acrilonitrilo butadieno estireno

El acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) es un derivado de la polimerización del acrilonitrilo y estireno de polibutadieno. Las características más importantes del ABS son su resistencia al impacto y tenacidad. [18]

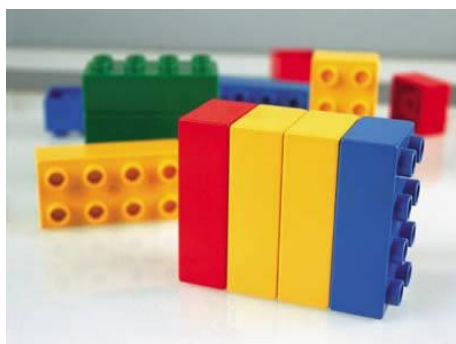


Ilustración 8 Piezas echas con ABS

2.210.3 PETG (Polietileno Terephthalato de Glicol)

Se puede encontrar en botellas, envases de alimentos y fibras textiles. ... Básicamente empaqueta miles de productos de consumo, alimentos y bebidas, también se utiliza para objetos sujetos a presión constante o repentina, como piezas mecánicas, piezas de impresoras 3D y componentes de protección. Tiene buenas propiedades mecánicas y el glicol agregado evita que el material se cristalice y se vuelva quebradizo. Es más duradero, tiene una alta resistencia a los impactos, golpes y tensiones, y es "más difícil de romper" y fácil de doblar. Resistente a la temperatura. Empieza a ablandarse a los 80°C. [23]



Ilustración 9 Material ABS

2.2.10 Definición de términos básicos

2.2.10.1 Enfermedades Reumáticas

- **Artrosis**

La artrosis es una enfermedad que ataca las articulaciones presentes en manos, rodillas, la cadera o la columna vertebral esta causa dolor e inflamación impidiendo que se realicen actividades de manera normal.

Esta ataca al cartílago que recubre el extremo de estos provocando el deterioro y generando dolor al momento de realizar un movimiento debido a que el cartílago actúa como amortiguamiento.

2.2.10.2 Soporte ortopédico de las rodillas para la artrosis

Este soporte se encarga de inmovilizar la rodilla para aliviar el malestar generada por la artrosis. Permite aligerar el peso que recae en la rodilla que presenta mayores problemas. Existen varios tipos de estos soportes.

Mientras más avanzada sea la artrosis la alineación de las rodillas empeora, un soporte disminuye presión

Riesgos:

- Incomodidad al usar el soporte
- Hinchazón e irritación
- Limitación de movilidad .
- Rigidez.



Ilustración 10 Ortesis de rodilla

Fuente: google imagenes

3. Diseño metodológico

3.1 Operacionalización de las variables

VARIABLES	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDIADORES	ITEMS
Variable independiente Diseño de una ortesis de rodilla con actuadores	Dispositivos que son utilizados Cuando existe dolor en la rodilla. También para prevenir lesiones de rodilla durante la práctica deportiva.	El diseño de la ortesis de rodilla va a permitir la comodidad en el andar de los pacientes que sufren artrosis	Estabilidad por rigidez	Esfuerzos	N/m ²
				Desplazamientos	mm
				Energía de deformación interna	
				factor de seguridad	

VARIABLES	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDIADORES	ITEMS
Variable dependiente Mejora del andar en casos de artrosis	El término caminar permite dar cuenta de la acción de ir andando a partir de las extremidades inferiores de un lugar a otro. Acción que implica andar con los pies o el recorrido de una distancia a pie.	El diseño de un soporte mecánico de rodilla va a permitir la comodidad en el andar de los pacientes que sufren artrosis	Movilidad máxima del paciente	Distancia	m
			velocidad de su movimiento	Velocidad máxima	m/s

Tabla 2 Variable independiente

Fuente propia

Tabla 3 Variable dependiente

3.2 Población y muestra

- Población: Personas con artrosis entre los 40 a 90 años
- Muestra: Personas entre los 40 a 90 años con artrosis que aun realicen actividades

4. Resultados

4.1 Características técnicas de la ortesis de rodilla

A continuación, se presentarán tablas donde evaluaremos la importancia de las características técnicas más importantes debe cumplir nuestra ortesis

CARACTERISTICAS TECNICAS PARA EL DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON SISTEMA DE ACTUADORES PARA EL TRATAMIENTO DE PACIENTES CON ATROSIS	
FUNCIONES	IMPORTANCIA
FACIL MANTENIMIENTO	4
FACIL CONSTRUCCION	4
ERGONOMICO	2
SIMILITUD EN EL MOVIMIENTO	5
LIVIANO	3
FACIL USO	5
ECONOMICO	5
RESISTENTE	5

Tabla 4 Requerimientos para el diseño de una ortesis

Elaboracion: propia

Los aspectos con más importancia para la elaboración de la ortesis son:

- **Similitud del movimiento:** El movimiento debe ser lo más real posible para que el usuario pueda realizar sus actividades diarias sin problemas.
- **Fácil uso:** Para que cualquier usuario pueda usarlo
- **Económico:** Accesible a usuarios de distinta situación económica.
- **Resistente:** Tiene que soportar golpes, rasguños, etc. al momento en el que el usuario lo utilice, así como poder soportar el peso del usuario.

CARACTERISTICAS TECNICAS DE LA ESTRUCTURA PARA EL DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON SISTEMA DE ACTUADORES	
	IMPORTANCIA
MATERIAL DE FACIL OBTENCION	5
RESISTENCIA	4
ERGONOMICO	2
LIVIANO	4

Tabla 5 Requerimientos de la estructura de la ortesis

Elaboracion: Propia

- Debe considerarse como importante que la estructura sea de un material de fácil obtención en el mercado

CARACTERISTICAS TECNICAS DE LOS ACTUADORES PARA EL DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON SISTEMA DE ACTUADORES	
	IMPORTANCIA
VELOCIDAD	5
LONGITUD DE CARRERA	5
EMPUJE	5

Tabla 6 Requerimientos de los actuadores para la ortesis

Elaboracion :Propia

- Como los actuadores tendrá la tarea brindar el apoyo al usuario al momento de elevarse estos deben ser muy resistentes y deben adecuarse al movimiento real de la persona

REQUERIMIENTOS DE LA UNION DE LA RODILLA RO PARA EL DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON SISTEMA DE ACTUADORES	
	IMPORTANCIA
MOVILIDAD	5
RESISTENCIA	5
ERGONOMICO	5
LIVIANO	5

Tabla 7 Requerimientos de la union para la ortesis

Elaboracion : Propia

- Ya que esta pieza va a permitir el movimiento, todos los requerimientos para el diseño son sumamente importantes

Con los requerimientos definidos de nuestro diseño se podrá comenzar con el diseño conceptual y mecánico de este, así también como la elección de material para cada pieza.

A continuación, definiremos también cuales van a hacer los aspectos generales de nuestro modelo.

- Paciente modelo entre los 45-70 años.
- Peso máximo de 100 kg
- Material liviano y resistente
- Tamaño estándar
- Para rodilla derecha e izquierda
- Actuadores de Alto torque
- Sistema de sensores musculares
- Alto grado de libertad de movimiento.
- Comodidad máxima

4.2 Diseño de la ortesis de rodilla con actuadores

4.2.1 Diseño Conceptual

En este punto se comenzará a exponer el proceso de diseño de la ortesis de rodilla, lo que se busca es proponer una ortesis de buen aspecto, de un costo accesible para todos los usuarios, pero sin descuidar la particularidad de los materiales y componentes de este. Para el bosquejo del diseño de la ortesis se utilizó un matriz morfológica con todos los componentes.









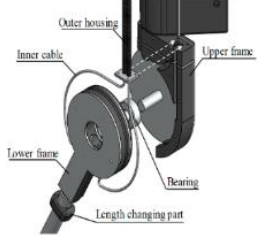

MATRIZ MORFOLOGICA DISEÑO DE ORTESIS DE RODILLA				
PARTES	ELEMENTOS			
	A	B	C	D
ESTRUCTUR A (SOPORTE)				
ACTUADOR				
UNION				

Tabla 8 Matriz Morfológica

Fuente: Propia

- Alternativa 1 (Flecha roja): La estructura C se adecua de manera correcta a la rodilla del paciente, el tipo de actuador B es la mejor opción para la función que va a cumplir y se adapta a la forma deseada debido a su tamaño y forma; la unión A es la más común, pero cumple con su función.
- Alternativa 2 (Flecha azul): La estructura A también se adapta a la forma de la rodilla, el actuador D puede cumplir con la función, pero no es el adecuado para el diseño que se requiere.
- Alternativa 3 (Flecha verde) : La estructura B tiene la desventaja que presenta es la forma ya que solo es para un solo lado de la rodilla y normalmente es para apoyo deportiva, el actuador A cumple con las necesidades y se adecua al que se quiere diseñar.
- Alternativa 4 (Flecha morada): La estructura D es demasiado sencilla, no cumple con todo lo requerido para el diseño, el actuador C su estructura y funcionamiento no son los mejores para un ortesis compacto y funcional.

MATRIZ DE EVALUACION												
DISEÑO DE UNA ORTESIS DE RODILLA CON ACTUADORES												
P=Puntaje												
1=Muy bajo 2=bajo 3=Medio 4=Alto 5=Muy Alto												
Pc: Ponderación de criterio												
Variantes de evaluación			Alternativa 1		Alternativa 2		Alternativa 3		Alternativa 4		Alternativa ideal	
N°	Criterios de evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Función	5	5	25	5	25	3	15	2	10	5	25
2	Mantenimiento	5	4	20	4	20	4	20	3	15	5	25
3	Ergonomía	5	4	20	4	20	3	15	3	15	5	25
4	Similitud del Movimiento	5	5	25	4	20	3	15	3	15	5	25
5	Peso liviano	4	4	16	4	16	4	16	3	12	4	16
6	Económico	4	4	16	3	12	4	16	4	16	4	16
7	Resistencia	5	5	25	4	20	4	20	3	15	5	25
PUNTAJE		33	31	147	28	133	25	117	25	98	33	157
Orden de Selección		-	1		2		3		4		-	

Tabla 9 Matriz de Evaluación

Elaboración: Propia

Después del desarrollo de la matriz se elegido como guía base para el diseño de nuestra ortesis la alternativa 1 ya que se asemeja más a nuestro modelo ideal, a partir de esta elección se realizó un bosquejo de la ortesis final.

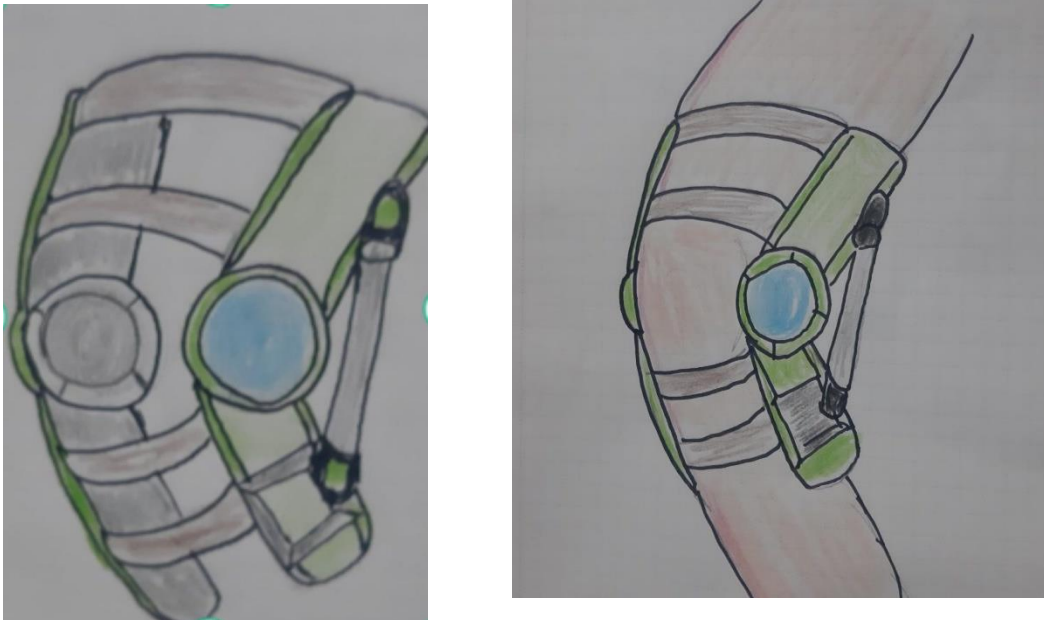


Ilustración 11 Bocetos de la ortesis

Fuente Propia

4.2.2 Diseño mecánico

4.2.2.1 Estructura principal de la ortesis

La estructura debe ser liviana y cómoda para el usuario cumpliendo con los requerimientos mencionados en la tabla 3. En las siguientes tablas se presentan los materiales más usados para ortesis, soportes, ortesis presentes en el mercado

Fibra de Carbono		
N°	Propiedades	Valor
1	Contenido de carbono (%)	95
2	Densidad(kg/m ³)	1.8x10 ³
3	Módulo de Young (GPa)	225
4	Resistencia a la tracción (MPa)	4400
5	Limite elástico (MPa)	3750
6	Resistencia a la compresión (MPa)	1450
7	Conductividad térmica (w/m.°c)	20

Tabla 11 Propiedades del material fibra de carbono

Fuente: [27]

Aluminio 6061	
Propiedades	-
Carga de rotura N/mm ²	310
Limite a la fatiga	180
Resistencia a la cizalladura (N/mm ²)	190
Alargamiento a la rotura A 5.6%	27
Resistencia Eléctrica 20C° (u-cm)	4,3
Conductividad térmica (w/m.k)	166

Tabla 10 Propiedades del material aluminio 6061

Fuente: [9]

A continuación, a través de una matriz de evaluación se seleccionará el material de la estructura:

MATRIZ DE EVALUACION								
EVALUACION: MATERIALES PARA LA ESTRUCTURA FEMORAL TIBIAL								
P=Puntaje								
1=Muy bajo 2=bajo 3=Medio 4=Alto 5=Muy Alto								
Pc: Ponderación de criterio								
Variantes de evaluación			FIBRA DE CARBONO		ALUMINIO 6061		MATERIAL IDEAL	
N°	Criterios de evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Estabilidad dimensional	5	4	20	4	20	5	25
2	Amortiguamiento de vibraciones	5	4	20	4	20	5	25
3	Resistencia a la tracción	5	4	20	4	20	5	25
4	Limite elástico	5	5	25	4	20	5	25
5	Densidad	4	2	8	4	16	4	16
6	Conductividad térmica	4	4	16	3	12	4	16
7	Compatibilidad Biológica	5	5	25	4	20	5	25
PUNTAJE		31	28	134	27	128	31	157
Orden de Selección		-	1		2		-	

Tabla 12 Matriz de evaluación de los materiales

Elaboración: propia

En el siguiente cuadro se mostrará los costos de manufactura de la ortesis dependiendo del material utiliza

COSTOS	ALUMINIO 6061	FIBRA DE CARBONO
PRECIO POR KG /PLANCHA	US\$2.64	US\$22.99
FABRICACION DE LAS PIEZAS	APROX US\$20- US\$100	APROX US\$30- US\$100

Tabla 13 Costos de los materiales

Con los datos de la tabla anterior y guiándonos de costos podemos observar que el aluminio 6061 es más económico ; la fibra de carbono es más costosa en el precio por kg sin embargo en el precio de fabricación de piezas es muy similar al aluminio.

Estos datos nos servirán también para la elección del material final de la ortesis

Para definir las medidas de la estructura se tomaron en cuenta medidas establecidas de algunas rodilleras por el tamaño de contorno de la rodilla, algunas mediciones ellas a personas a lo que es parte del muslo.

CONTORNO DE LA RODILLA	TALLAS
>35cm	XS
34-36 cm	S
36-38 cm	M
38-41 cm	L
41-44 cm	XL
44-49 cm	XXL

Tabla 14 Medidas del contorno de la rodilla

Elaboración propia

ANCHURA DEL MUSLO	MEDIDA
SUJETO 1	26 cm
SUJETO 2	27 cm
SUJETO 3	30 cm

Tabla 15 Anchura del muslo

Elaboración Propia

4.2.2.2 Movimiento de la ortesis de rodilla

Definiremos donde estarán ubicados nuestros puntos y juntas utilizando como guía la rodilla.

La bancada será nuestra una parte superior del fémur (1)

Como eslabones parte del fémur (2) y la tibia (3) y la unión de esta da justo en la rodilla

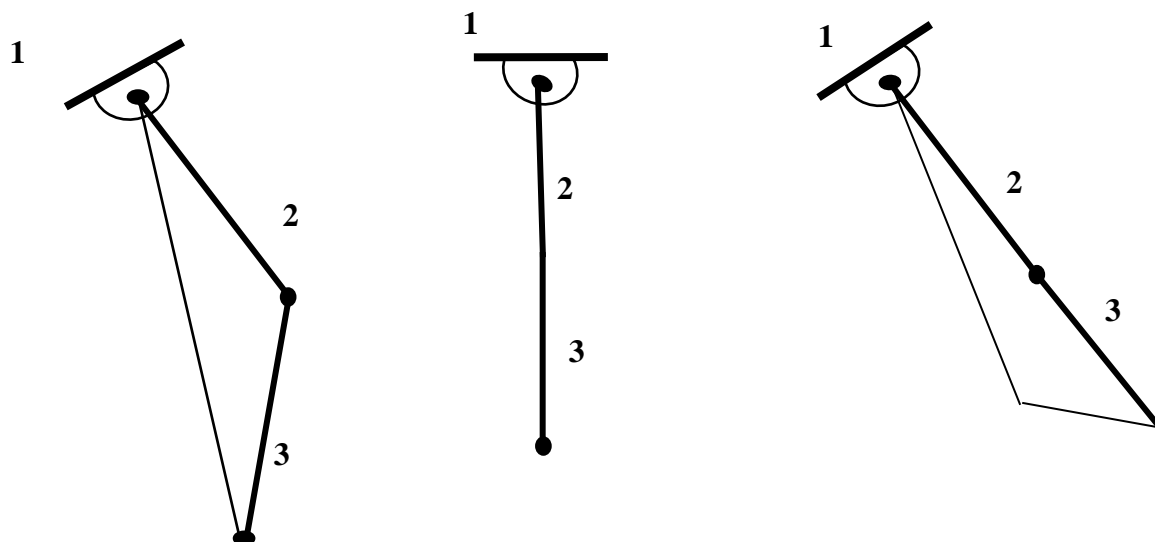


Ilustración 12 Diagrama de la ortesis

Fuente: Propia

Utilizaremos la ecuación de Grubler para determinar los grados de libertad del nuestro mecanismo:

		Valores
Eslabones	n	2
Número total de uniones principales	h	1
Número total de uniones de orden superior	j_p	0

$$M = \text{grados de libertad} = 3(n - 1) - 2j_p - j_h$$

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

En este caso se analizará el momento en que la persona esta parada y pase a sentarse con los criterios de posición, velocidad y aceleración angular y así poder observar que tanto influye la velocidad y el posicionamiento al momento de realizar el movimiento, se tomaran los siguientes ángulos para el análisis:

- 180° inicial
- 210°
- 240°
- 270°

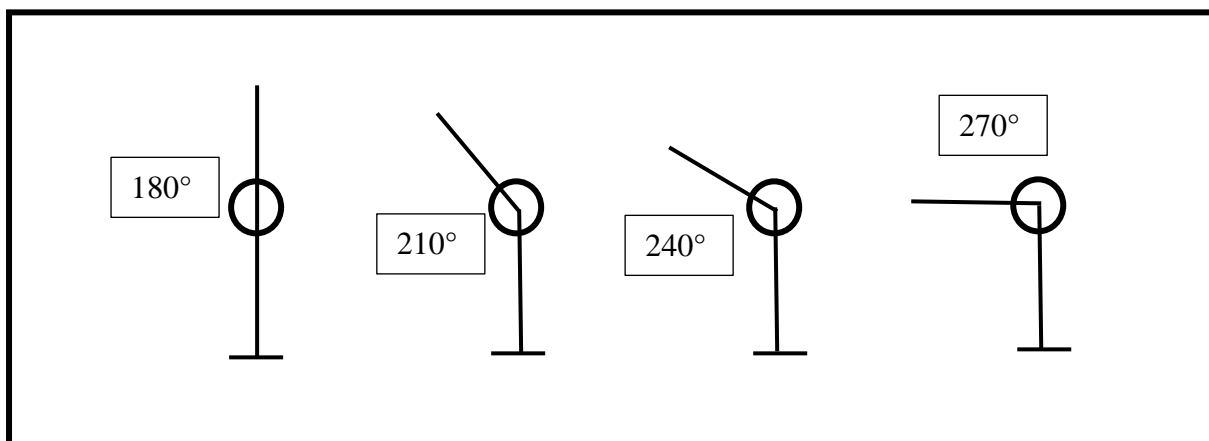


Ilustración 13 Movimientos y ángulos del movimiento de sentarse

Fuente: Propia

También asumiremos un tiempo de recorrido de todo el movimiento siendo este un 1 segundo para realizar la acción de sentarse y para calcular pasaremos los ángulos a radianes.

Cálculo del tiempo de ciclo:

Tenemos que tener en cuenta:

Velocidad promedio: 0.83 m/s

Desplazamiento promedio del ciclo: 0.20 m

$$TC = \frac{Dc}{Vp} = \frac{0.20 \text{ m}}{0.83 \text{ m/s}}$$

$$TC = 0.24 \text{ s}$$

Calculo del tiempo de ciclo durante el movimiento

Tomaremos los siguientes porcentajes de tiempo del ciclo completo, hallaremos como si distribuye el tiempo completo:

Tiempo cuando la pierna esta estática: 70%

Tiempo cuando la persona de sienta: 30%

$$T_{estatico} = \frac{0.24 \times 70}{100} = 0,168 \text{ s}$$

$$T_{moviento} = 0.24 - 0.168 = 0.072 \text{ s}$$

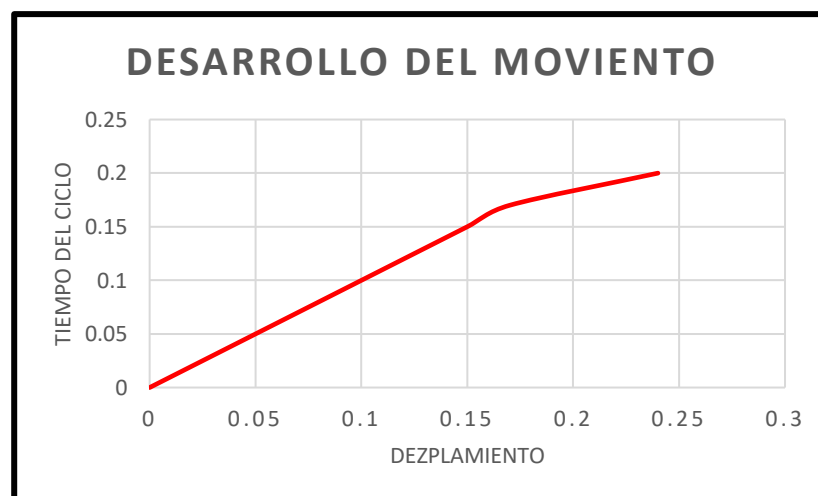


Ilustración 14 Grafico del desarrollo del movimiento

Fuente: Propia

CASO 1 MAGNITUDES ANGULARES						
ANGULOS EN ESTUDIO (rad)	POSICION ANGULAR	DEZPLAZAMIENTO ANGULAR	TIEMP O(s)	Δt	VELOCIDAD ANGULAR MEDIA	ACELARACION ANGULAR MEDIA
3.14	3.14	0	0	0	0	0 PARTIDA
3.665	3.665	0.525	0.5	0.5	1.05	2.1
4.189	4.189	0.524	0.75	0.25	0.698666667	2.794666667
4.712	4.712	0.523	1	0.75	0.523	0.697333333

Tabla 16 Magnitudes Angulares

Fuente: Propia

Con estos resultados notamos que los desplazamientos son de rangos normales para un movimiento y los tomaremos como referencia para todo el diseño, los resultados están en rangos normal de funcionamiento durante el movimiento de sentarse.

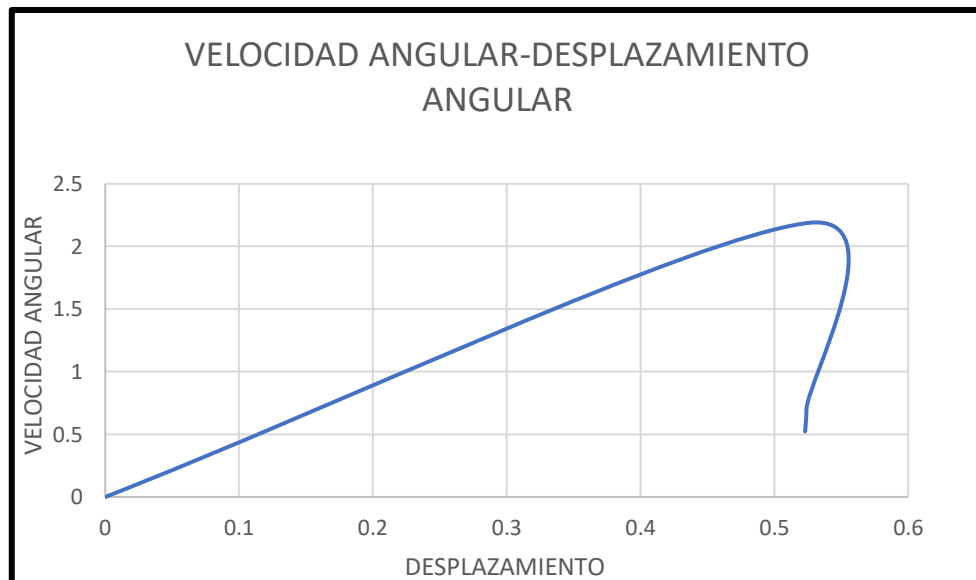


Ilustración 15 Grafico de velocidad-desplazamiento

Fuente: Propia

4.2.2.3 Cálculos estáticos de deflexión

Se harán cálculos de deflexión porque evaluaremos la estructura como una viga para corroborar así poder hacer una elección de material debido a que, analizar de esta manera veremos cual tiene una deflexión menor.

Paciente:

Teniendo en cuenta un peso aproximado de 90 kg para dimensionar toda la ortesis

Masa= 90kg

Gravedad= 9,81 m/s²

Peso= $90 \times 9,81 = 882,9\text{N}$

Luego de exponer los materiales podemos observar que en cuanto materiales para la estructura femoral tibial tanto la fibra como el aluminio tiene puntajes muy semejantes así que cualquier podría ser nuestro material idea.

Se realizaría el cálculo para ambos materiales para así poder determinar cuál es el más apropiado, se tendrá en cuenta cálculos de flexión, estáticos estructurales y de fatiga, se tendrá en cuenta las medidas anteriores para determinar las condiciones iniciales.

Tenemos: longitud, ancho, material.

Para el cálculo de flexión nos guiaremos de un libro de cálculo de estructuras y máquinas de aluminio

Primero analizaremos con el aluminio 6066 :

Datos requeridos;

- ✓ Largo:
- ✓ Ancho
- ✓ Material: Aluminio 6060
- ✓ Peso de la pierna
- ✓ Módulo de elasticidad
- ✓ Módulo de sección

Para la inercia como nuestro perfil es un rectángulo lo encontraremos de la siguiente manera:

Definimos el largo total de la estructura a través de la media de los datos obtenidos en la tabla 14:

$$L = 30cm$$

Pero como dividiremos la estructura total en 2 partes debido que serán unidos por la conexión de la rodilla tendrá una longitud final de:

$$L = 15 cm$$

Para la determinación del peso total , que soportaría la estructura que sería la suma del peso de la pierna con el peso del material , para el peso de material se calculará como hemos dicho de un solo lado el más crítico que es el superior

$$P_{total} = P_{pierna} + P_{material}$$

También tenemos que tener en cuenta que, para la determinación del peso del material, se obtiene de la siguiente fórmula:

$$P_{material} = P_{estructural} * 9.81$$

Así mismo la masa estructural viene dada por la relación de densidad y volumen del material elegido, expresada en esta fórmula:

$$P_{estructural} = Densidad * Volumen$$

Para el volumen necesitamos tanto el área transversal y la longitud del material que vamos a utilizar:

$$Volumen = A_{trans} * L$$

Luego de utilizar todas las fórmulas para así obtener el peso total, que se comportara como nuestra fuerza para el cálculo de deflexión, procederemos a usar la siguiente fórmula:

$$d = \frac{F * L^3}{3E * I * 10^4}$$

Donde:

F= Fuerza

L= longitud en mm

E= Módulo elástico

I= Momento de inercia

Con esto determinaremos que tan significativa es la deflexión dependiendo de la estructura y así mismo con el material, para luego obtener el esfuerzo máximo permisible el cual debe cumplir con la siguiente condición

$$\sigma_{m\acute{a}x} < 200 \frac{N}{mm^2}$$

Ahora comenzaremos el desarrollo con el Aluminio 6061:

Largo:

$$Largo = 15m$$

$$Largo = 150 mm$$

Volumen:

Para el volumen del material hemos tomado en cuenta un área transversal de 0.0009 m y el largo de 0.23 m

Atrans:0.0009 m

Largo: 0.15m

$$V = 0.0009 * 0.15$$

$$V = 0.000135 m^3$$

Masa estructural:

Sabemos que la densidad del aluminio 6061 es de 2700 kg/m³ y como se obtuvo anteriormente el volumen, ya podremos calcular la masa estructural:

$$P_{estructural} = 2700 \frac{kg}{m^3} * 0.000207 m^3$$

$$P_{estructural} = 0.3645 kg$$

Peso estructural:

Con la masa estructural podemos calcular el peso estructural en N

$$P_{estructural} = W_{estructural} * 9.81$$

$$P_{estructural} = 0.3645 kg * 9.81 \frac{m}{s^2}$$

$$P_{estructural} = 3,575745 N$$

Peso total:

Considerando el peso de la pierna en Newton, calculamos el peso total

$$P_{total} = P_{pierna} + P_{material}$$

$$P_{Total} = 127.53 + 3.575745N$$

$$P_{Total} = 131.1057 N$$

Deflexión:

Ya calculado el peso total, podemos hallar la deflexión teniendo en cuenta un módulo de elasticidad de 70000 N/mm² y un momento de inercia de acuerdo a un perfil rectangular de estructuras de 16875000 mm⁴.

$$d = \frac{F * L^3}{3E * I * 10^4}$$

$$d = \frac{131.1057 N * (150 mm)^3}{\frac{3(7000)N}{mm^2} * 16875000 mm^4}$$

$$d = 0,0001248 mm$$

Si calculamos la deflexión, pero para el material, debemos buscar que esta sea despreciable.

$$d = \frac{9.81 * P * L^4}{8E * I * 10^7}$$

$$d = \frac{9.81 \frac{m}{s^2} * 0.97 kg * (150 mm)^4}{8 * 70000 \frac{N}{mm^2} * 16875000 mm^4 * 10^7}$$

$$d = 5,097 * 10^{-11} mm$$

Esfuerzo Máximo:

Tendremos en cuenta un valor promedio de módulo de 2.2 cm³ para el calculo

$$\sigma = \frac{P * L}{W * 10^3}$$

$$\sigma = \frac{131.1057 N * 150 mm}{2.2 cm^3 * 10^3}$$

$$\sigma = 0.8939 N/mm^2$$

Para la fibra de carbono :

Largo:

$$Largo = 15 \text{ cm}$$

$$Largo = 150 \text{ mm}$$

Volumen:

Para el volumen del material hemos tomado en cuenta un área transversal de 0.0009 m y el largo de 0.23 m

$$A_{\text{trans}}: 0.0009 \text{ m}$$

$$Largo: 0.15 \text{ m}$$

$$V = 0.0009 * 0.15$$

$$V = 0.000135 \text{ m}^3$$

Masa estructural:

Sabemos que la densidad del aluminio 6061 es de 1970 kg/m³ y como se obtuvo anteriormente el volumen, ya podremos calcular la masa estructural:

$$P_{\text{estructural}} = 1970 \text{ kg/m}^3 * 0.000135 \text{ m}^3$$

$$P_{\text{estructural}} = 0.26325 \text{ kg}$$

Peso estructural:

Con la masa estructural podemos calcular el peso estructural en N

$$P_{\text{estructural}} = W_{\text{estructural}} * 9.81$$

$$P_{\text{estructural}} = 0.26325 \text{ kg} * 9.81 \text{ m/s}^2$$

$$P_{\text{estructural}} = 2.582483 \text{ N}$$

Peso total:

Considerando el peso de la pierna en Newton, calculamos el peso total

$$P_{total} = P_{pierna} + P_{material}$$

$$P_{Total} = 127.53 + 2.582483 N$$

$$P_{Total} = 130.1125 N$$

Deflexión:

Ya calculado el peso total, podemos hallar la deflexión teniendo en cuenta un módulo de elasticidad de 70000 N/mm² y un momento de inercia de acuerdo a un perfil rectangular de 16875000 mm⁴.

$$d = \frac{F * L^3}{3E * I * 10^4}$$

$$d = \frac{130.1125 N * (150 mm)^3}{\frac{3(7000)N}{mm^2} * 16875000 mm^4}$$

$$d = 0.0001239 mm$$

Si calculamos la deflexión, pero para el material, debemos buscar que esta sea despreciable.

$$d = \frac{9.81 * P * L^4}{8E * I * 10^7}$$

$$d = \frac{9.81 \frac{m}{s^2} * 0.97 kg * (150 mm)^4}{8 * 70000 \frac{N}{mm^2} * 16875000 mm^4 * 10^7}$$

$$d = 5,0976 * 10^{-11} mm$$

Esfuerzo Máximo:

Tendremos en cuenta un valor promedio de módulo de 2.2 cm³ para el calculo

$$\sigma = \frac{P * L}{W * 10^3}$$

$$\sigma = \frac{130.1125 N * 150 mm}{2.2 cm^3 * 10^3}$$

$$\sigma = 0.887131 N/mm^2$$

4.2.2.4 Diseño CAD de la estructura

Si comparamos los resultados obtuvimos de los cálculos para cada uno de los materiales ahora si podemos hacer la selección definitiva del material, en este caso el que cumple con todo es la fibra de carbono ya que sus valores de deflexión y esfuerzos máximos son menores a los del aluminio.

	Aluminio 6061	Fibra de Carbono
Peso total(N)	131.105	130.1125
Deflexión (mm)	0,0001248	0.0001239
Esfuerzo Máximo(N/mm ²)	0.8939	0.887131

Tabla 17 Resultados del análisis de deflexión

Fuente: Propia

Teniendo los cálculos y el material definido se puede diseñar en SolidWorks nuestras piezas y así observar su comportamiento cuando es expuesto a las fuerzas

La estructura completa de la ortesis se dividirá en dos partes:

Estructura femoral tibial superior

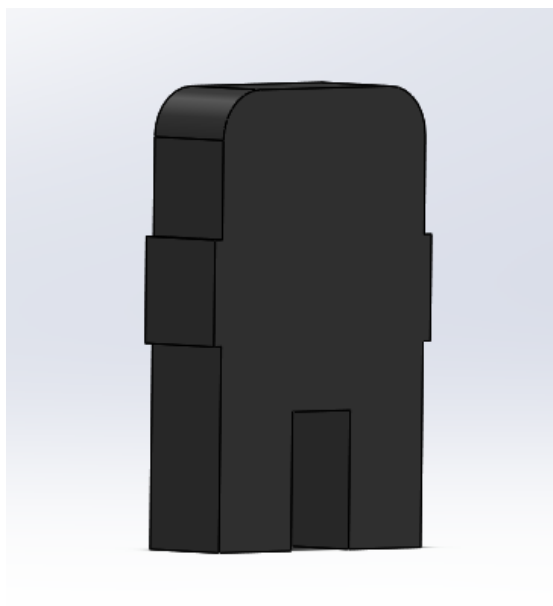


Ilustración 16 CAD de la estructura femoral tibial superior

Fuente: Propia

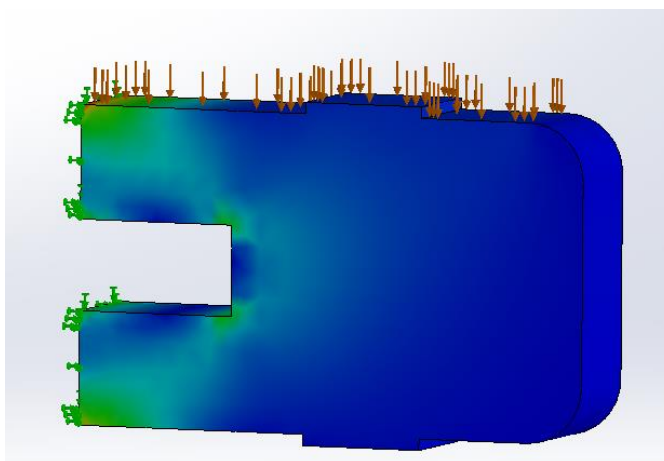


Ilustración 17 Tensión de la estructura femoral tibial superior

Fuente: Propia

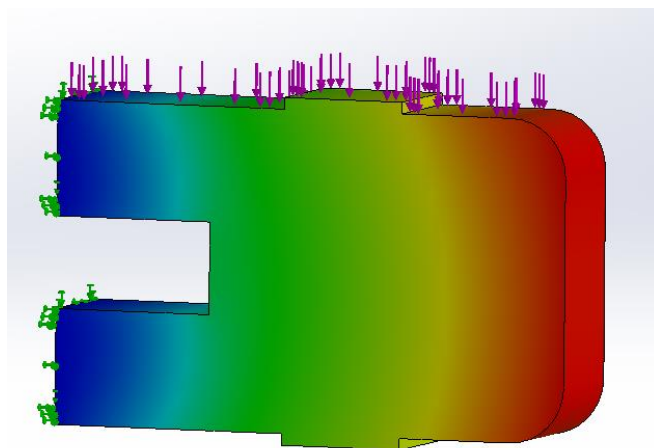


Ilustración 19 Desplazamientos de la estructura femoral tibial superior de la ortesis rodilla

Fuente: Propia

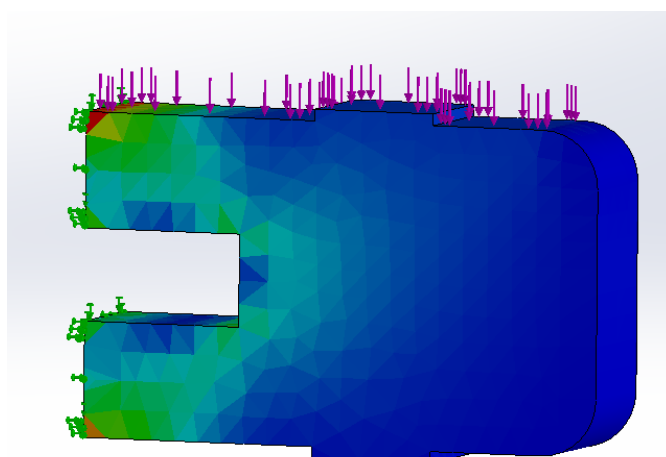


Ilustración 18 Deformaciones unitarias de la estructura femoral tibial superior ortesis de rodilla

Fuente: Propia

Resultados		
	Mínimo	Máximo
Tensiones (N/mm ²)	6542.40	37709396.00
Desplazamientos (mm)	0	0.008262
Deformaciones unitarias (ESTRN)	0.000000218	0.000089

Tabla 18 Resultados del análisis estático de la estructura femoral tibial superior

Fuente: Propia

Estructura femoral tibial inferior

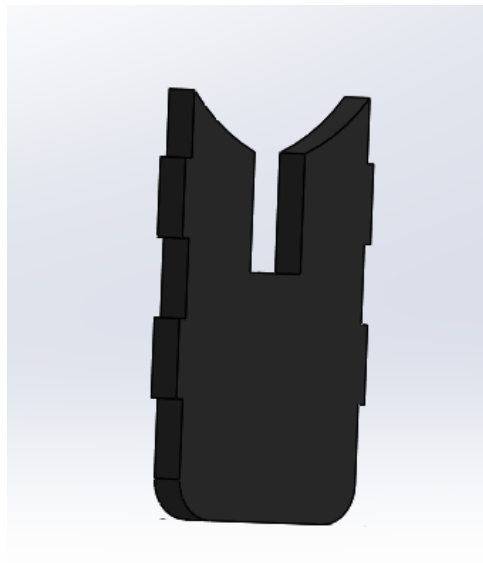


Ilustración 20 CAD de la estructura femoral tibial inferior

Fuente: Propia

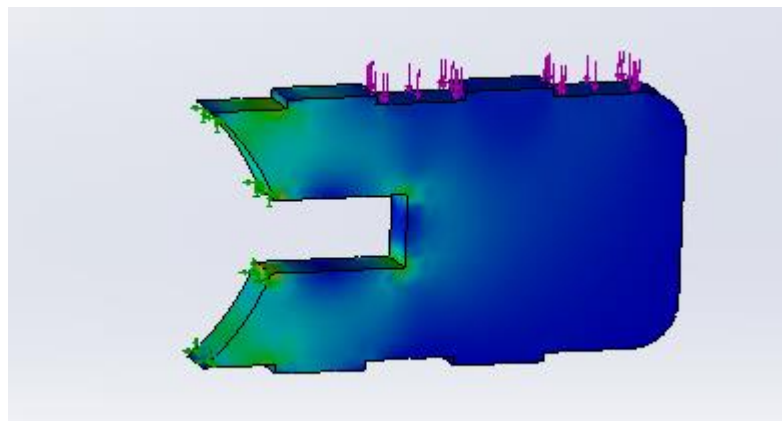


Ilustración 21 Tensiones de la estructura femoral tibial inferior

Fuente: Propia

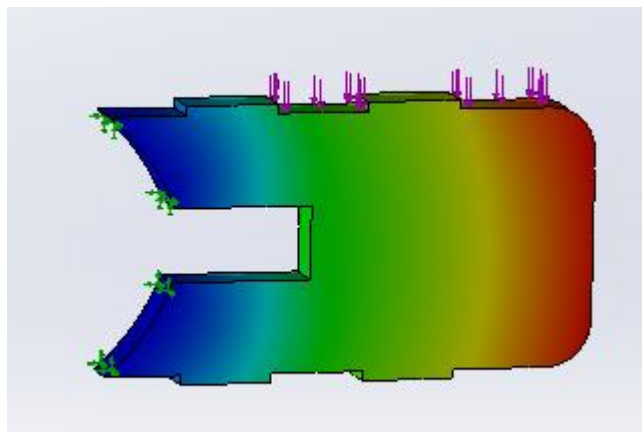


Ilustración 22 Desplazamientos de la estructura femoral tibial inferior

Fuente: Propia

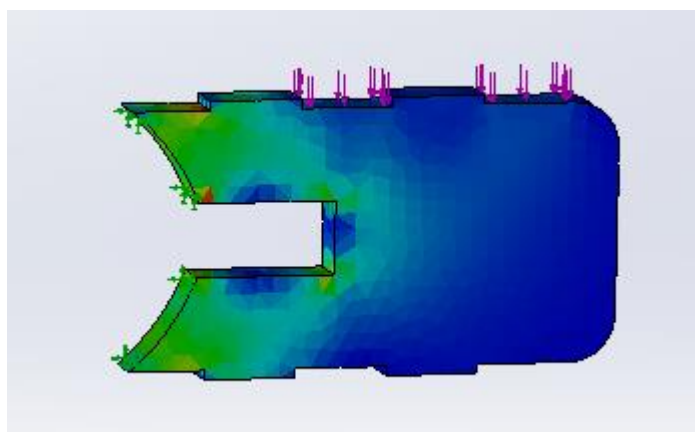


Ilustración 23 Deformaciones de la estructura femoral tibial inferior

Fuente: Propia

Resultados		
	Mínimo	Máximo
Tensiones (N/mm ²)	4755.41	62874900.00
Desplazamientos (mm)	0	0.015862
Deformaciones unitarias (ESTRN)	0.000000234	0.000132

Tabla 19 Resultados del análisis estático de la estructura femoral tibial inferior

Fuente: Propia

Luego de simular ambas estructuras como ambas tiene las mismas medidas, mismo material las simulaciones serán iguales. Obteniendo los resultados de desplazamientos y Von mises.

- Como se observa en cuando Von mises la estructura y la materia soporta la carga de manera correcta.
- En cuanto desplazamientos en toda la estructura no supera la unidad son despreciables y tenemos que tener en cuenta que en la aplicación no recibirá la carga de manera directa.

4.2.2.5 Articulación de la ortesis

Este es una parte importante de la ortesis debido a que permitirá el movimiento de la rodilla, esta debe ser de material resistente para que soporte los esfuerzos que va a soportar.

Para poder realizar los cálculos y luego el modelamiento tenemos que definir los materiales.

- PLA (Ácido poliláctico)

PLA		
N°	Propiedades Mecánicas	
1	Resistencia a la tracción (MPa)	59
2	Alargamiento a la rotura (%)	7
3	Módulo Elástico (MPa)	3500
4	Módulo de corte (MPa)	1287
5	Radio de Poisson	0,36
6	Rendimiento	70
7	Resistencia a la flexión (MPa)	106
8	Dureza (HR)	88
9	Temperatura de reflexión térmica (°C)	55
10	Porcentaje de elongación (%)	11.3
11	Módulo de Young (MPa)	1280

Tabla 20 Propiedades de polímero PLA

Fuente: [21]

- ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno)

ABS		
N°	Propiedades Mecánicas	
1	Resistencia a la tracción (MPa)	41-45
2	Alargamiento a la rotura (%)	45
3	Coefficiente de Fricción	0.5
4	Módulo de tracción (GPa)	2,1-2,4
5	Resistencia al Impacto Izod (Jm-1)	200-400
6	Absorción de Agua en 24 horas (%)	0,3-0,7
7	Densidad (g.cm-3)	1.05
8	Resistencia a la Radiación	Aceptable
9	Resistencia a los Ultra-violetas	Mala
10	Punto de fusión °C	180
11	Módulo de Young (GPa)	1,7

Tabla 21 Propiedades del polímero ABS

Fuente: [22]

- PETG (Polietileno Terephthalato de Glicol)

PETG		
N°	Propiedades Mecánicas	
1	Densidad (g/cc)	1.27
2	Resistencia a la Tensión (Mpa)	50
3	Limite Elástico%	120
4	Módulo de Young (Mpa)	2150
5	Resistencia al Impacto (kj/m2)	85

Tabla 22 Propiedades del polímero PETG

Fuente: [24]

A continuación, a través de una matriz de evaluación se seleccionará el material:

MATRIZ DE EVALUACION										
EVALUACION: MATERIALES PARA LA ARTICULACIÓN DEL ORTESIS										
P=Puntaje										
1=Muy bajo 2=bajo 3=Medio 4=Alto 5=Muy Alto										
Pc: Ponderación de criterio										
Variantes de evaluación			PLA		ABS		PETG		IDEAL	
N°	Criterios de evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Resistencia a la tracción	4	5	20	4	16	4	16	4	16
2	Alargamiento a la rotura	5	3	15	4	20	5	25	5	25
3	Resistencia al impacto	5	4	20	4	20	4	20	5	25
4	Módulo Elástico	5	4	20	4	16	4	20	5	25
5	Densidad	4	4	16	4	16	4	16	4	16
PUNTAJE		23	20	101	20	86	21	88	23	107
Orden de Selección		-	2		2		1		-	

Tabla 23 Matriz de evaluación de los materiales para la articulación

Elaboración: Propia

El polímero PETG se asemeja más a nuestro material ideal pero no dejemos atrás a los otros ya que todos alcanzaron puntajes altos, como se había mostrado anteriormente el PETG es utilizado en la producción de varios productos debido a su buenas propiedades mecánicas y térmicas.

Ya definido nuestro material se podrá realiza los esfuerzos y tensiones que soportará toda la conexión ya que esta será de suma importancia para permitir el movimiento de la rodilla.

Ya definido el material podemos diseñar la pieza en SolidWorks y hacer un análisis de fatiga y resistencia y también encontrar su factor de seguridad.

Dividiremos estos en dos uno netamente móvil y el otro fijo unido cada uno a la parte inferior y superior de la estructura correspondiente.

Parte Articulación inferior

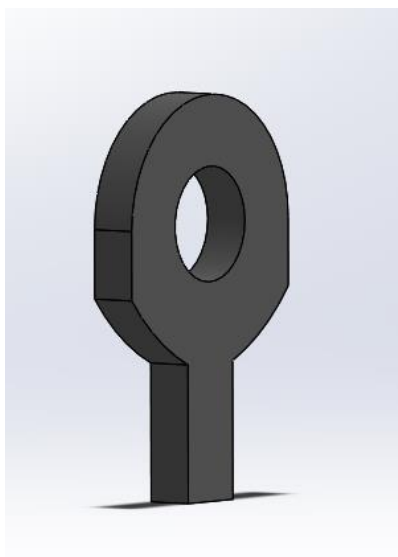


Ilustración 24 CAD de la articulación inferior

Fuente: Propia

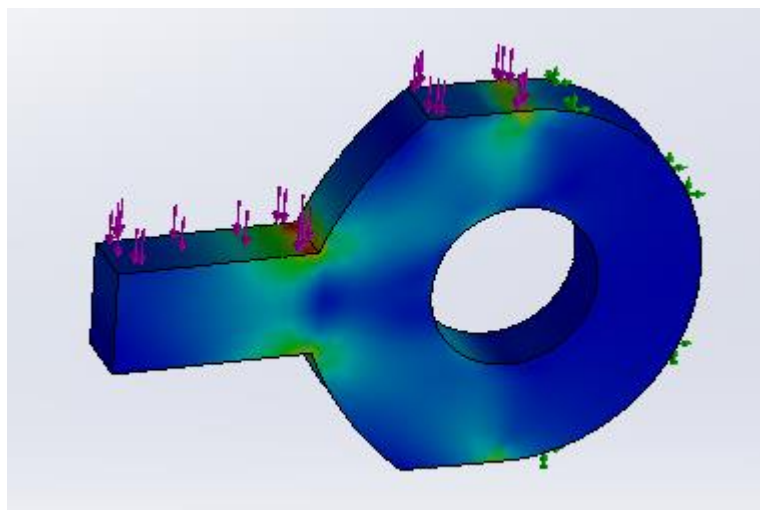


Ilustración 25 Tensiones de la articulación inferior

Fuente: Propia

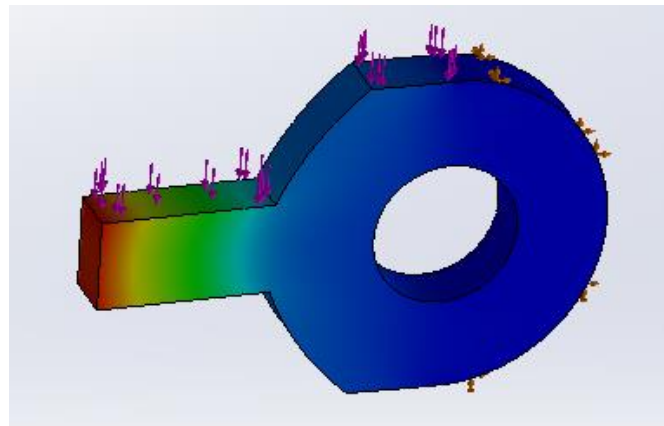


Ilustración 26 Desplazamientos de la articulación inferior

Fuente: Propia

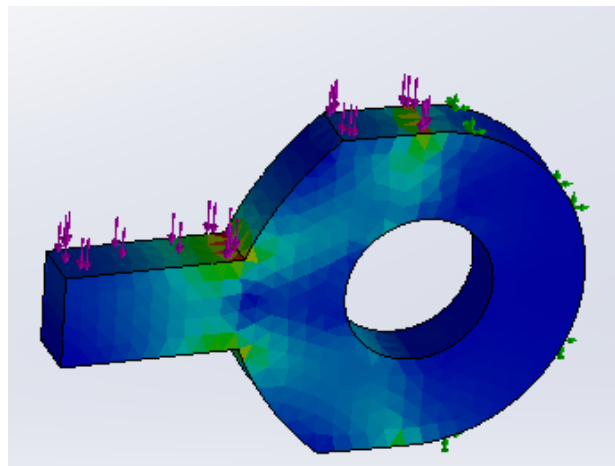


Ilustración 27 Deformaciones unitarias de la articulación inferior

Fuente: Propia

Resultados		
	Mínimo	Máximo
Tensiones (N/mm ²)	50013.44	49602228.00
Desplazamientos (mm)	0	0.979567
Deformaciones unitarias (ESTRN)	0.000009	0.013927

Tabla 24 Resultados del análisis estático de la articulación inferior

Fuente: Propia

Pieza de Articulación superior

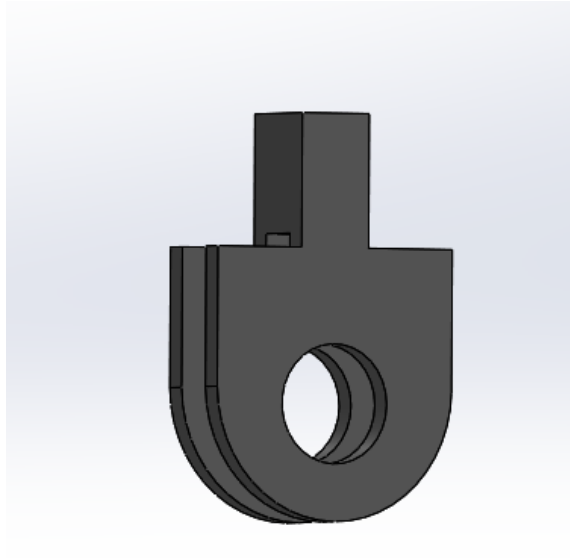


Ilustración 28 CAD de la articulación superior

Fuente: Propia

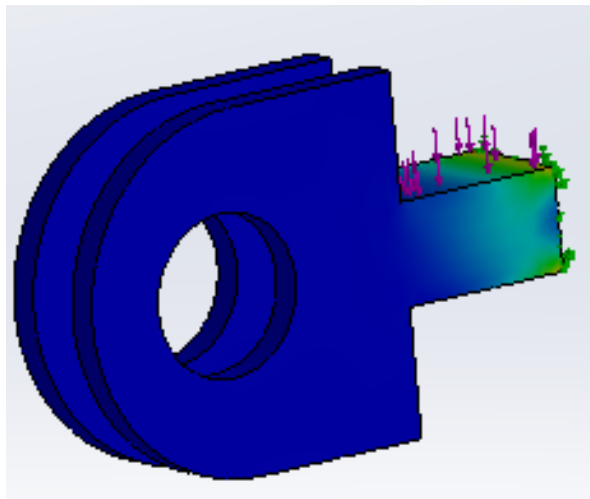


Ilustración 29 Tensiones de la articulación superior

Fuente: Propia

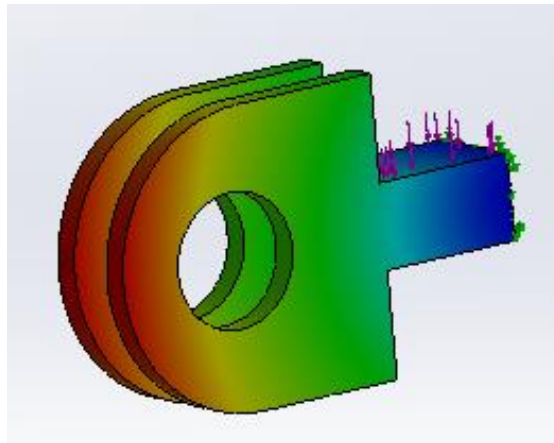


Ilustración 30 Desplazamientos de la articulación superior

Fuente: Propia

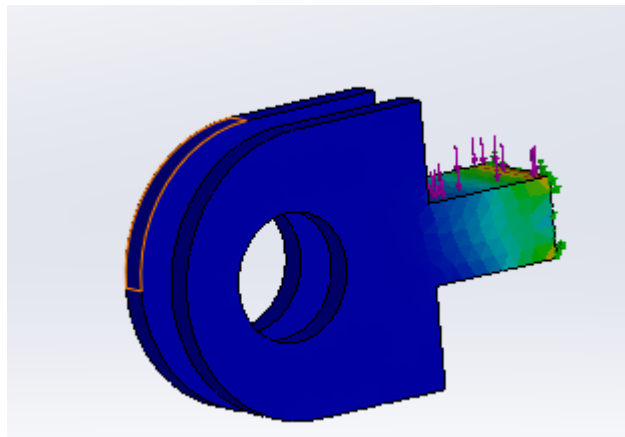


Ilustración 31 Deformaciones de la articulación superior

Fuente: Propia

- Luego de realizar el análisis estático de ambas partes de la conexión podemos observar que en cuanto Von mises aguantara la fuerza ejercida sin problemas para ambas partes de la articulación.
- En cuanto desplazamientos para parte superior de la articulación se puede ver que bastante tendrían deformaciones menores a la unidad, pero esto ocurriría si es que en la aplicación la fuerza si afectara de esa manera, pero la ortesis no recibe la fuerza de manera directa así que puede soportar las condiciones que queremos para la ortesis

Resultados		
	Mínimo	Máximo
Tensiones (N/mm ²)	142.9776	20213232.00
Desplazamientos (mm)	0	0.499579
Deformaciones unitarias (ESTRN)	0.0000005184	0.004849

Tabla 25 Resultados del análisis estático de la articulación superior

Fuente: Propia

Ortesis de rodilla completa

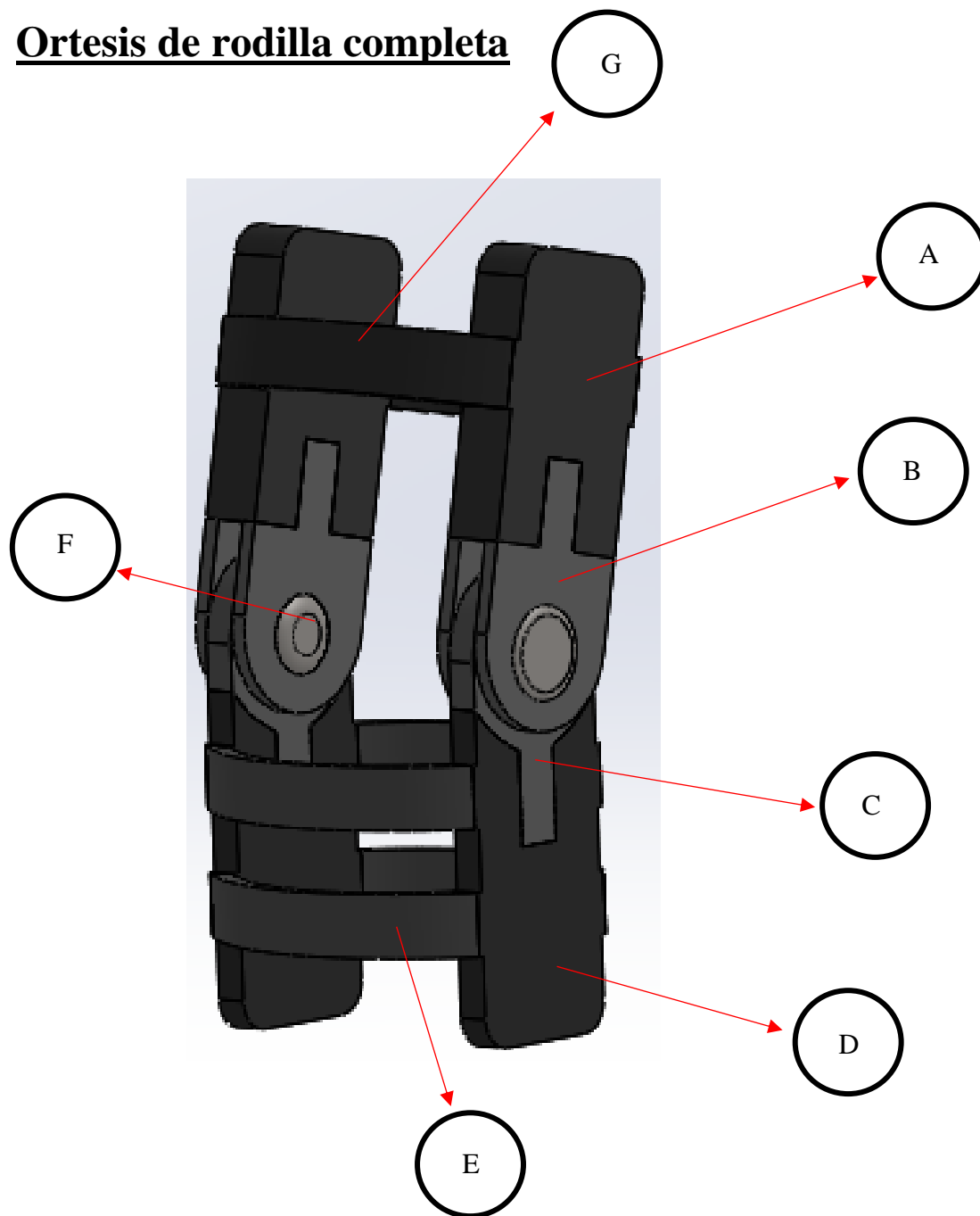


Ilustración 32 Componentes de la Ortesis de rodilla

PIEZA	NOMBRE	CANTIDAD
A	Estructura superior	2
B	Articulación superior	2
C	Articulación inferior	2
D	Estructura inferior	2
E	Unión inferior	2
F	Pasador	2
G	Unión superior	2

Tabla 26 Piezas de la ortesis

- Las piezas de uniones y pasador son piezas propuestas para terminar el diseño completo, el pasador tiene que ser a la medida de la articulación y de material resistente.
- Las uniones solo actúan para la presentación estas pueden ser definidas posteriormente.
- El peso total de la ortesis es de 1.3 kg , este peso no es muy excesivo, pero tampoco muy bajo , por lo que se podría mejorar variando diseños ; pero está dentro de lo esperado en el diseño.
- Peso con material aluminio
- Peso con fibra de carbono

4.3 Selección del sistema de actuadores.

Nuestro sistema de actuadores tendrá la función de asistir al paciente al momento de querer levantarse de una posición y también amortiguar el peso al momento de sentarse.

Primero definiremos el tipo de actuar que utilizaremos en nuestro sistema teniendo en cuenta 3 tipos:

- **Servomotores:**

Pueden ser fijos o giratorios, no cuentan con una potencia alta y son costosos, son más utilizados para movimientos precisos o guiados.



Ilustración 33 Servomotor

- **De cilindros hidráulicos o neumáticos:**

Su movimiento lineal es limitado, consta de un pistón y varilla que se desliza al momento de realizar el movimiento a través de un cilindro.

Ventajas:

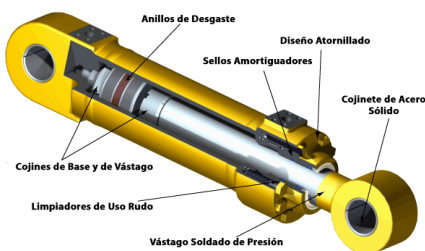


Ilustración 34 Actuador hidráulico

- **De motor lineal:**

Cuentan con un movimiento lineal limitado, generan alta fuerza en pequeñas velocidades.

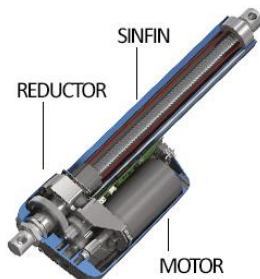


Ilustración 35 Actuador de motor lineal

Ventajas y desventajas

TIPO DE ACTUADOR	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<i>Neumático</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Bajo costo • Rapidez, • Sencillos • Robustos 	<ul style="list-style-type: none"> • Requieren de instalaciones especiales • Ruidosos
<i>Hidráulico</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Rápidos • Alta capacidad de carga • Presentan estabilidad frente a cargas estáticas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Requieren instalaciones especiales. • Son de difícil mantenimiento. • Resultan poco económicos.
<i>Eléctrico</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Precisos y fiables. • Silenciosos. • Su control es sencillo • Son de una fácil instalación 	<ul style="list-style-type: none"> • Potencia limitada

Ilustración 36 Ventajas y desventajas de los actuadores

Fuente: [23]

MATRIZ DE EVALUACION										
EVALUACION: TIPOS DE ACTUADORES										
P=Puntaje										
1=Muy bajo 2=bajo 3=Medio 4=Alto 5=Muy Alto										
Pc: Ponderación de criterio										
Variantes de evaluación			Servomotor		Hidráulico		Motor lineal		MATERIAL IDEAL	
N°	Criterios de evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Fuerza	4	1	4	4	16	4	16	4	16
2	Consumo de energía	4	3	9	4	12	4	12	4	16
3	Control	4	3	12	4	16	3	12	4	16
4	Precisión	4	3	12	4	16	4	16	4	16
5	Seguridad	4	4	16	4	16	4	16	5	16
6	Movimiento	5	3	15	4	25	4	20	5	25
7	Costo	5	1	5	3	15	4	20	5	25
PUNTAJE		29	18	73	27	121	27	112	31	130
Orden de Selección		-	2		1		1		-	

Tabla 27 Matriz de evaluación de tipos de actuadores

Fuente: Propia

Teniendo en cuenta los resultados de la matriz, nuestro actuador ideal esta entre el hidráulico y el de motor línea revisando a profundidad escogeremos el actuador lineal por el tema de costo y que son fácilmente encontrados en el mercado.

Hemos seleccionado 3 actuadores de motor lineal

- NKLA 62
- NKLA 45
- NKLA 43

Realizaremos una matriz de evaluación para elegir el actuador más adecuado para nuestro diseño.

NKLA 62		
N°	CARACTERISTICAS	
1	Voltaje	12 o 24 VDC
2	Temperatura de operación	5°C a 40°C
3	Velocidad operativa máxima	11 mm/s
4	Empuje máximo	500N

Tabla 28 Características del actuador NKLA 62

NKLA 43		
N°	CARACTERISTICAS	
1	Voltaje	12 a 24 VDC
2	Temperatura de operación	-45 a 85 °C
3	Velocidad operativa máxima	160 mm/s
4	Empuje máximo	6000N

Tabla 29 Características del actuador NKLA 43

NKLA 45		
N°	CARACTERISTICAS	
1	Voltaje	12 o 24 o 36 o 48 VDC
2	Temperatura de operación	-25 °C a 65 °C
3	Velocidad operativa máxima	160 mm/s
4	Empuje máximo	150000 N

Tabla 30 Características del actuador NKLA 45

MATRIZ DE EVALUACION										
EVALUACION: ACTUADORES NKLA										
P=Puntaje										
1=Muy bajo 2=bajo 3=Medio 4=Alto 5=Muy Alto										
Pc: Ponderación de criterio										
Variantes de evaluación			NKLA 62		NKLA 43		NKLA 45		IDEAL	
N°	Criterios de evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Voltaje	4	4	16	4	16	4	16	4	16
2	Temperatura de operación	4	3	12	4	16	4	16	4	16
3	Velocidad operativa máxima	4	2	8	4	16	4	16	4	16
4	Empuje máximo	5	2	10	4	20	5	25	5	25
5	Precio	5	4	20	4	20	4	20	5	25
PUNTAJE		22	15	66	20	88	20	93	22	98
Orden de Selección		-	2		2		1		-	

Tabla 31 Matriz de evaluación de tipos de actuadores

Fuente: Propia

- De esta manera quedaría terminada nuestra ortesis con los actuadores instalados

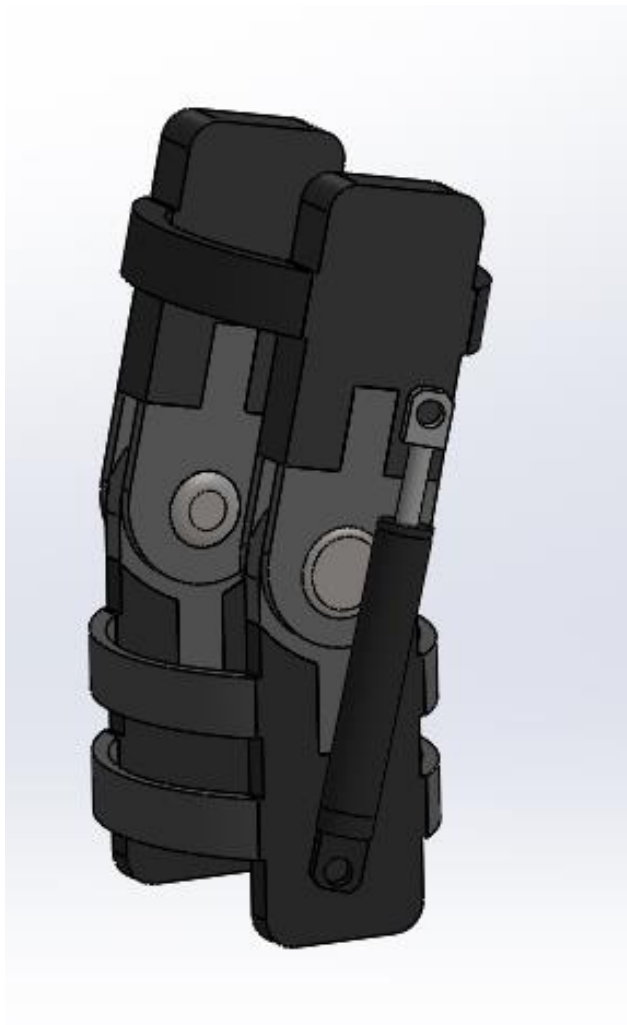


Ilustración 37 Ortesis con actuadores

Fuente: Propia

Definido el actuador ha utilizar tendremos que definir su fuente de alimentación , debido a que los actuadores elegidos funcionan con distintos voltajes utilizaremos una batería de 12v.

Luego de definir la batería a utilizar calcularemos su autonomía de acuerdo al uso promedio de la ortesis , en un día promedio el actuador funcionara alrededor de 45 min aproximadamente.

AUTONOMIA:

$$Vb \times Ib = Wb \qquad \frac{Wb}{Wc} = H$$

$$Vb \times Ic = Wc$$

Vb) Voltaje de la batería por (Ib) intensidad de la batería es igual a la potencia de la batería (Wb)

(Vb) voltaje de la batería por (Ic) la corriente consumida, nos dará (Wc) potencia consumida.

Tenemos :

Bateria de 12v con un aproximado de 40Ah

Actuador consume 10 a 20 W

$$Wb = 12 \times 40Ah = 480 Wh$$

$$Wc : 10W$$

$$H = 48$$

El actuador puede funcionar sin para 48 horas seguidas, pero no se usará de esa forma sino en tiempo cortos durante todo el día.

Por lo tanto, la autonomía de la batería del actuador seria de 65 días ósea 2 meses aproximados de uso.

4.4 Simulación de la Articulación de la ortesis

Analizaremos la articulación debido a que es la parte crítica de nuestro diseño.

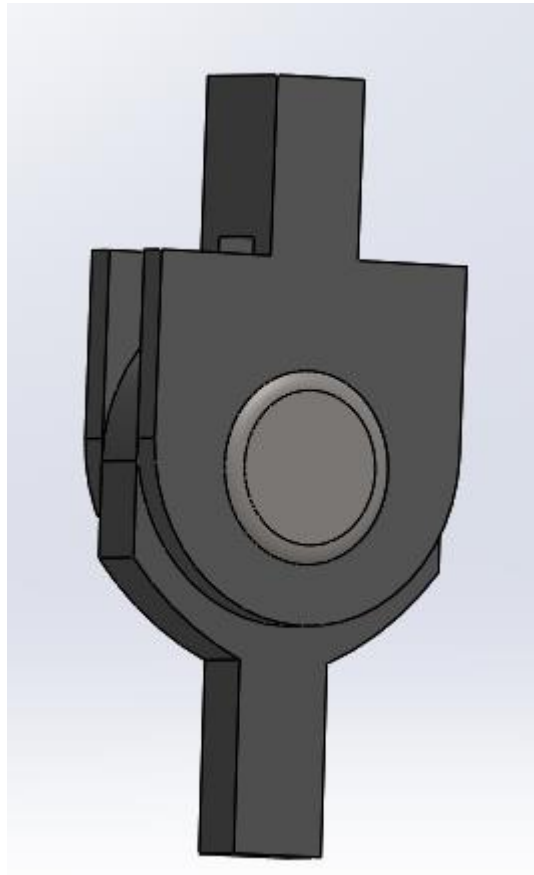


Ilustración 38 Articulación de la ortesis

Fuente: Propia

- Se realizará tanto un análisis estático como de movimiento

Análisis estático

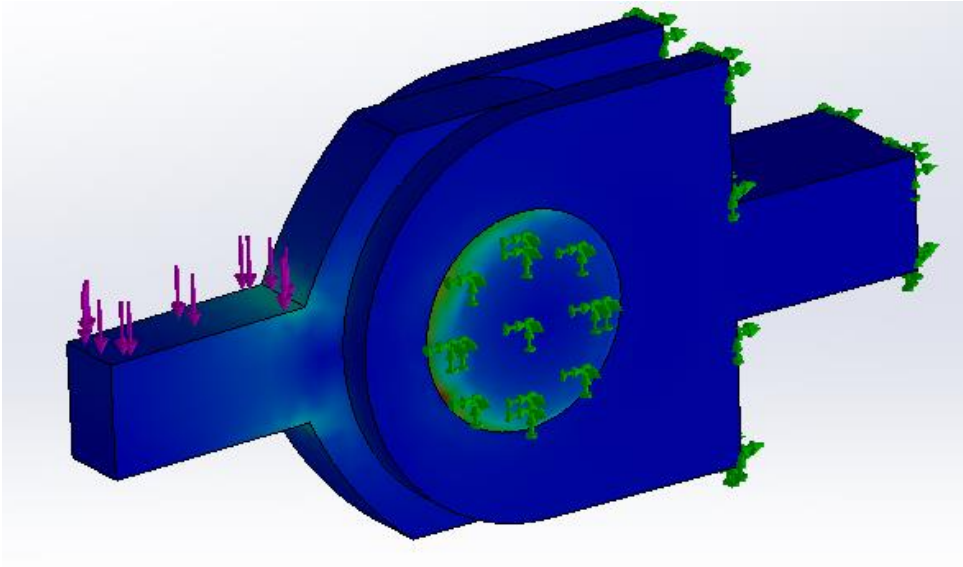


Ilustración 39 Tensiones de la articulación

Fuente: Propia

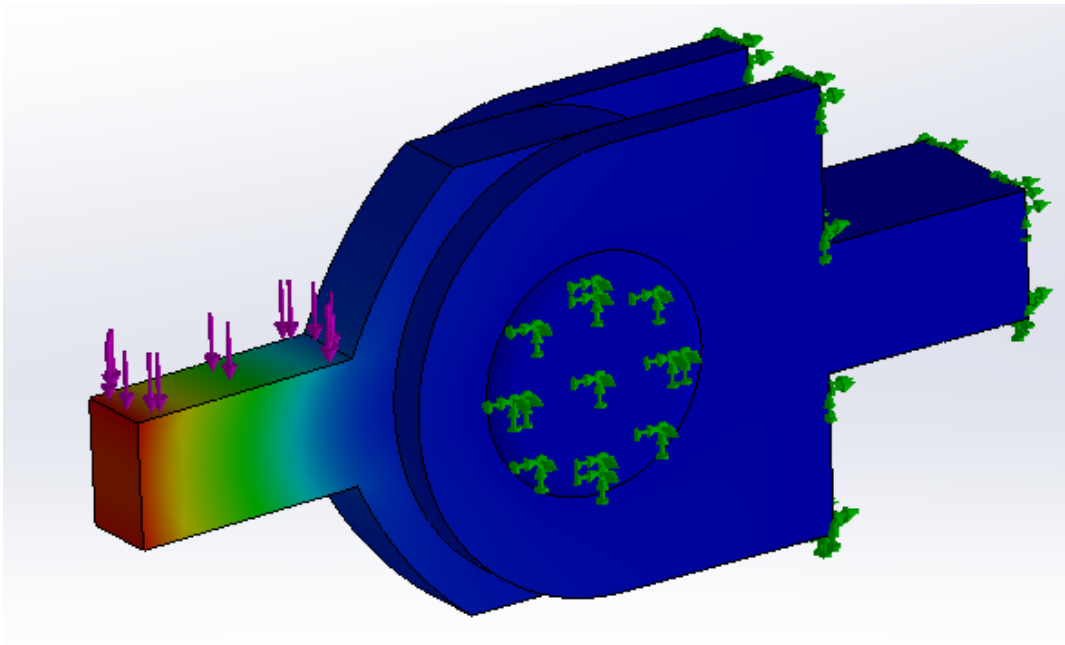


Ilustración 40 Desplazamientos de la articulación

Fuente: Propia

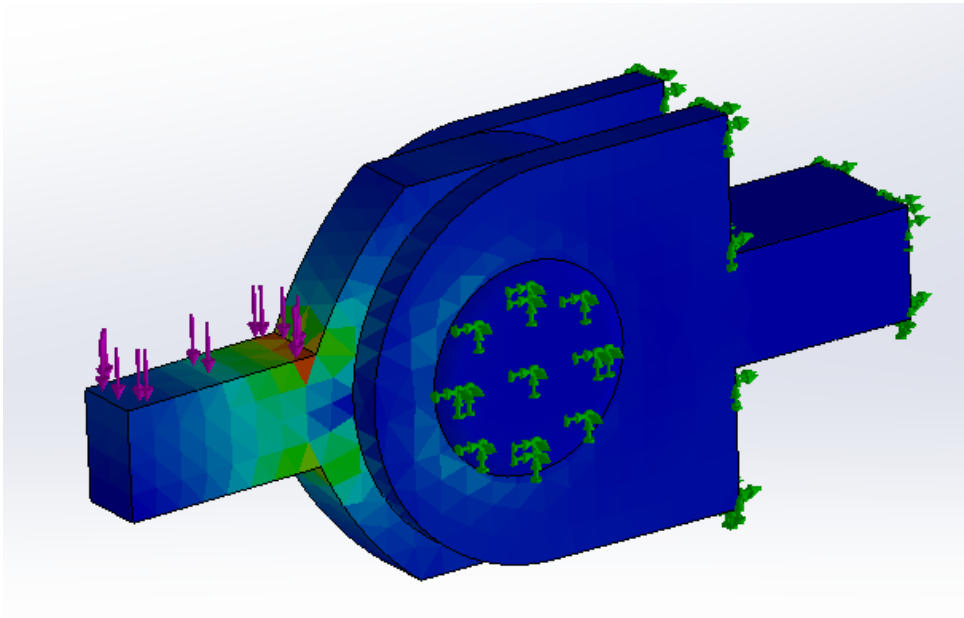


Ilustración 42 Deformaciones de la articulación

Fuente: Propia

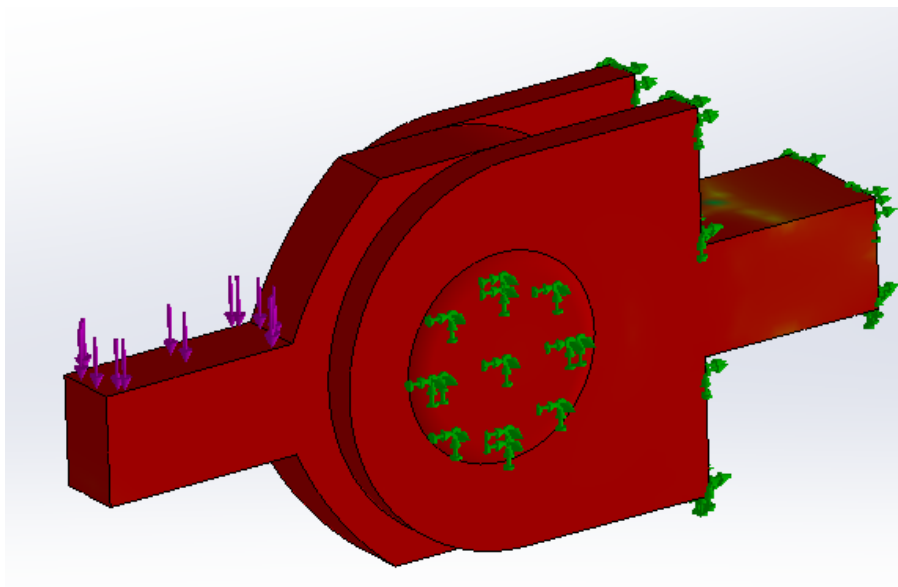


Ilustración 41 Factor de seguridad de la articulación

Fuente: Propia

Resultados		
	Mínimo	Máximo
Tensiones (N/mm ²)	345.4698	61195600.00
Desplazamientos (mm)	0	0.407196
Deformaciones unitarias (ESTRN)	0.0000004625	0.005725
Factor de seguridad	2.457	

Tabla 32 Resultados del análisis estático de la articulación

Fuente: Propia

DETALLES DE LA MALLA

Malla Detalles	
Nombre de estudio	Análisis estático 1 (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla estándar
Transición automática	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla	Desactivar
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño de elemento	4.11851 mm
Tolerancia	0.205926 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	15138
Número total de elementos	8573
Cociente máximo de aspecto	28.085
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	97.4
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0.0933
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Número de elementos distorsionados	0
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:01
Nombre de computadora	

Ilustración 43 Detalles de la malla

Análisis de Movimiento

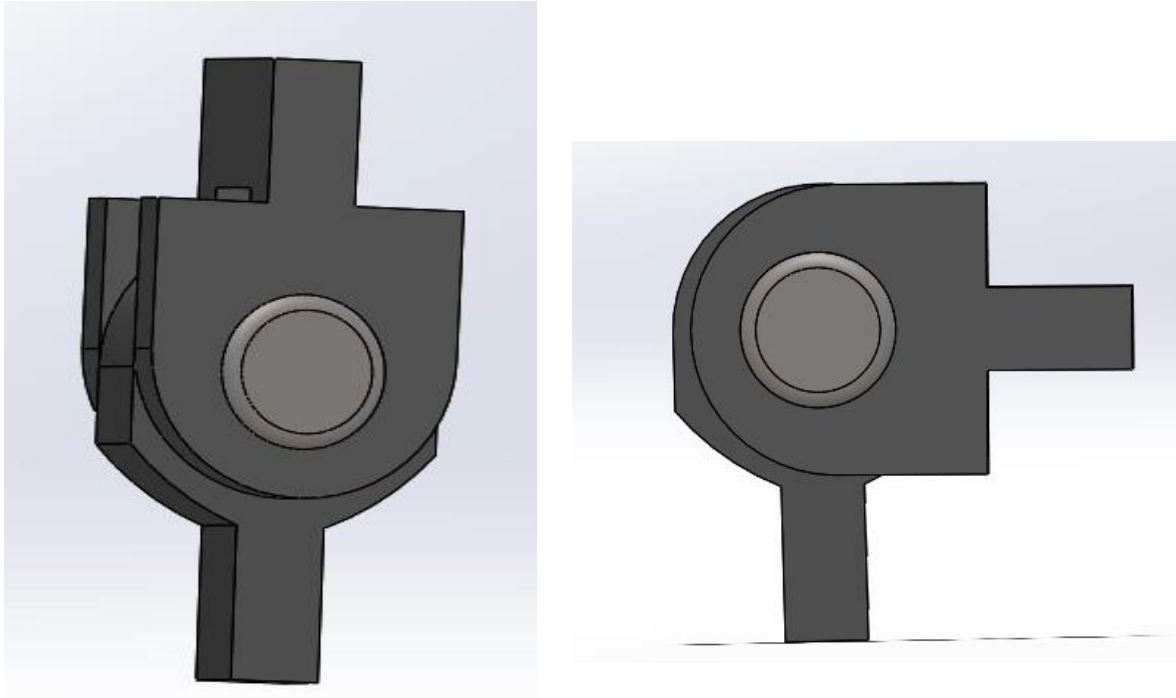


Ilustración 44 Análisis de movimiento de la articulación

Fuente: Propia

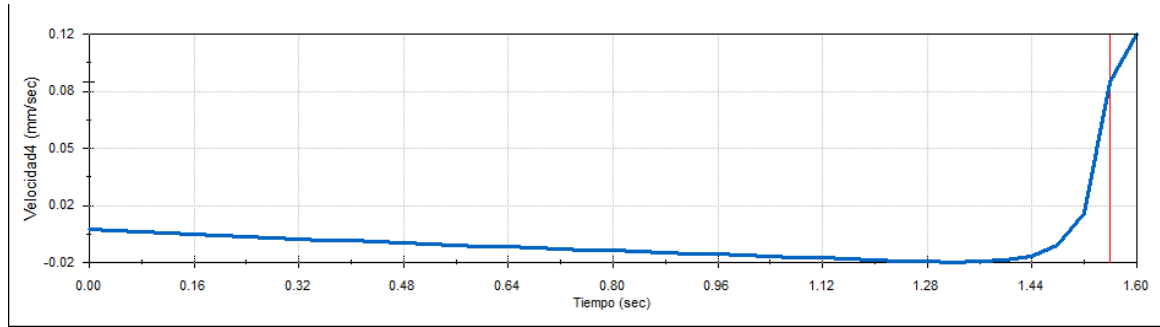


Ilustración 45 Grafica de la velocidad del movimiento de la articulación

Fuente: Propia

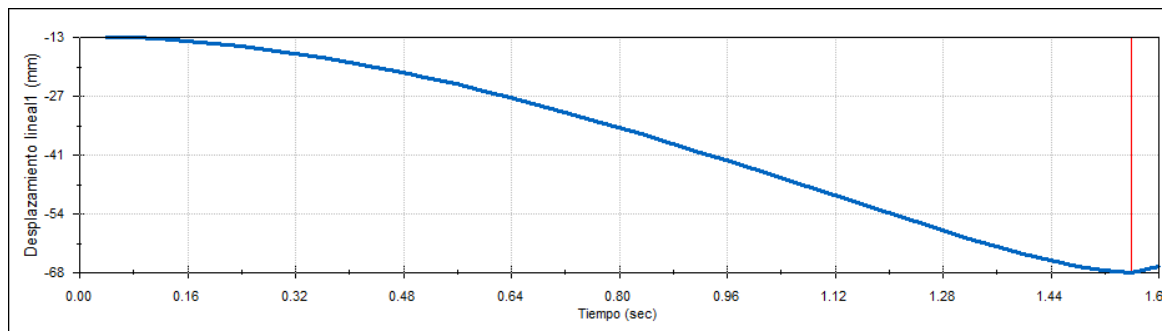


Ilustración 46 Grafica de desplazamiento de la articulación

Fuente: Propia

ANÁLISIS DE PANDEO

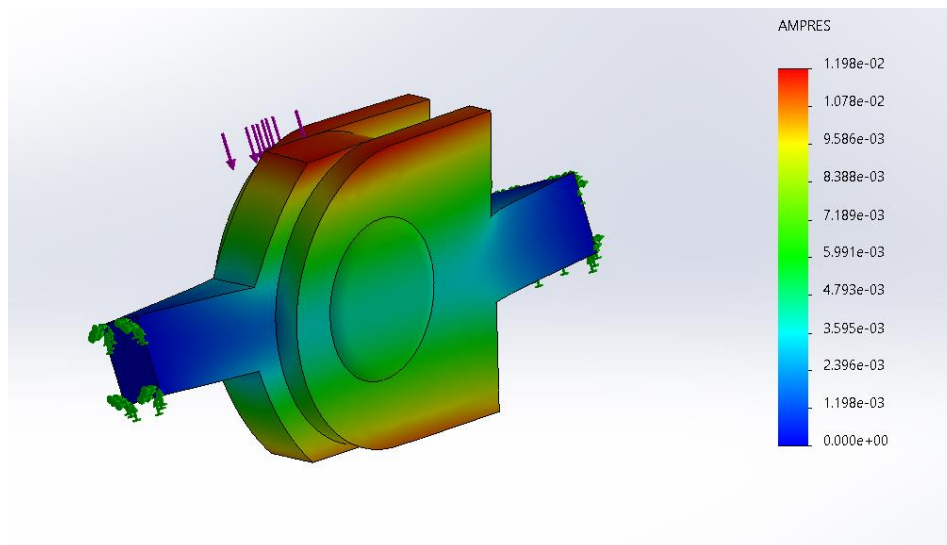


Ilustración 47 Pandeo de la articulación

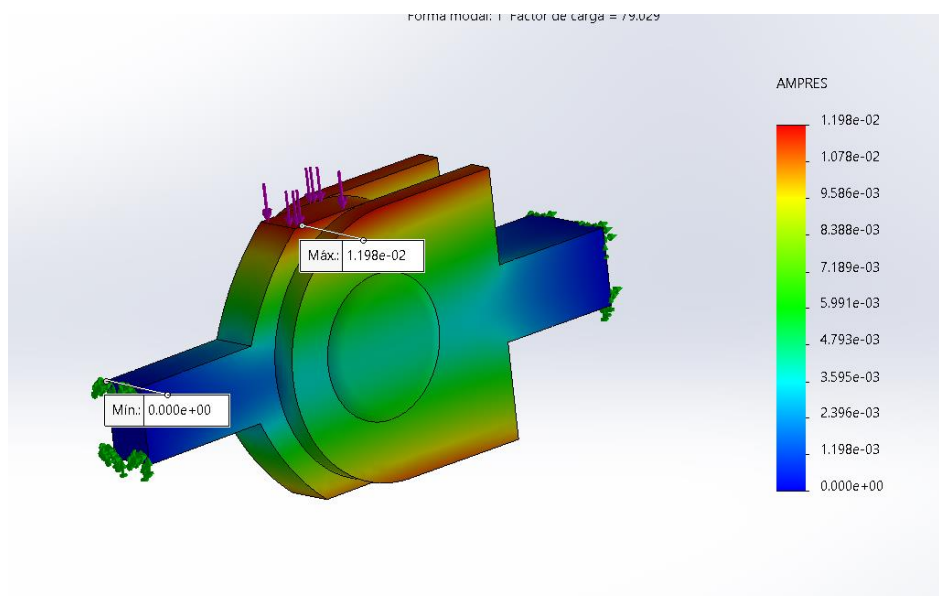


Ilustración 48 Valor mínimo y máximo de ampres

AMPLITUD RESULTANTE	RESULTADOS
MÍNIMA	0
MÁXIMA	1.198×10^{-2}

Tabla 33 Resultados máximos y mínimo del pandeo

5 Conclusiones

- Luego de evaluar las características técnicas requeridas para una ortesis podemos tener en cuenta como las principales que sean de fácil uso, económicas, resistentes y que permitan un buen movimiento.
- La estructura completa de la ortesis se logró diseñar de acuerdo a los resultados obtenidos de un análisis de deflexión al tomarlo con perfil de viga para observar su resistencia, con un análisis de movimiento angular para corroborar que están dentro de valores normales el material fue elegido con bases a matrices de evaluación y apoyados de los cálculos hechos con anterioridad quedando como candidato la fibra de carbono.
- El actuador línea seleccionado fue el NKLA 45 que tiene diferentes voltajes a elección, una gran carga de 1500N.
- La simulación se realiza a través del software SolidWorks permitiendo así verificar el comportamiento de la ortesis ante las fuerzas que soportara y el movimiento que se requiere que realiza dándonos resultados muy positivos de todo el diseño.

6 Recomendaciones

- Siendo el peso de nuestra ortesis es de 1.3 kg debemos considerar bajar este ya sea mejorando el diseño estructural o proponiendo materiales nuevos.
- Se recomienda estudiar la aplicación de un mecanismo interno que reduzca la fuerza que debe soportar la rodilla afectada.
- Para un mejor dimensionamiento o pruebas de funcionamientos se recomienda realizar impresiones 3D para el estudio.
- Teniendo en cuenta la manera de unir ambas partes de la prótesis se puede realizar un estudio para escoger entre sujeciones por correas solas o estructura y correa y escoger un buen acolchonamiento interior.

7 Referencias bibliográficas

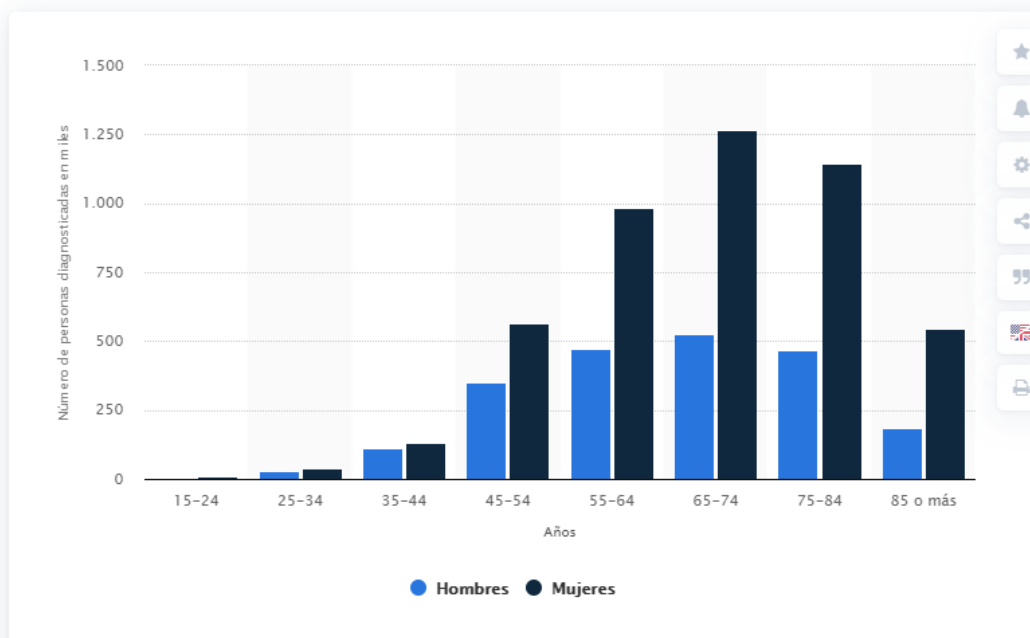
- [1] B. A. LARIO, ARTROSIS TODO LO QUE NECESITA SABER, 2005.
- [2] S. Unidad Editorial Revistas, «cuidate plus,» 2020. [En línea]. Available: <https://cuidateplus.marca.com/enfermedades/musculos-y-huesos/artrosis.html>.
- [3] «OAFI OSTEOARTHRITIS FOUNDATION INTERNATIONAL,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.oafifoundation.com/la-artrosis-ha-crecido-mas-de-un-70-en-veinte-anos-y-sigue-en-aumento/>.
- [4] D. K. Ramsey, «SMART KNEE BRACE DESIGN WITH PARALLEL COUPLED COMPLIANT PLATE MECHANISM AND PENNATE ELASTIC BAND SPRING,» *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2015.
- [5] i. P. Beyl, «Design and control of a knee exoskeleton powered by pleated pneumatic artificial muscles for robot-assisted gait rehabilitation,» 2010.
- [6] M. Bartole, *DESIGN AND CONTROL OF A ROBOTIC EXOSKELETON FOR GAIT REHABILITATION*, MADRID, 2013.
- [7] R. E. Bahamonde, «DESIGN AND VALIDATION OF A KNEE BRACE WITH FEEDBACK TO REDUCE THE RATE OF LOADING,» *Journal of Biomechanical Engineering*, 2009.
- [8] M. I. y. C. rodriguez, *Diseño Mecánico de un ortesis de cadera rodilla*.
- [9] C. a. y. l. rondon, *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ORTESIS PARA FISIOTERAPIA EN PACIENTES CON ARTROSIS DE RODILLA EN LA CLÍNICA GERIÁTRICA MILITAR DE CHORRILLOS*.
- [10] «hyper physics,» [En línea]. Available: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/freeb.html>.
- [11] «de conceptos,» [En línea]. Available: <https://deconceptos.com/general/amortiguacion>.
- [12] T. J. Maloney, *Electronica Industrial Moderna, 5ta Edicion*.
- [13] [En línea]. Available: <https://es.linkfang.org/wiki/Ortesis>.
- [14] «ECURED,» [En línea]. Available: https://www.ecured.cu/Ortesis_mec%C3%A1nico.
- [15] «levier,» [En línea]. Available: <https://www.levier.eu>.
- [16] «técnica de carre,» [En línea]. Available: <http://www.tecnicadecarrera.com/biomecanica-de-rodilla/>.

- [17] «wikipedia,» [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Ácido_poliláctico.
- [18] «Resinex,» [En línea]. Available: <https://www.resinex.es/tipos-de-polimeros/abs.html>.
- [19] FUNDACION ESPAÑOLA DE REUMATOLOGIA , [En línea]. Available: <https://inforeuma.com/enfermedades-reumaticas/esclerosis-sistematica/?fbclid=IwAR1u36AK1SIKcYsT1ehzv8AWjma2VuQZS8yX-m2xMrU-ki1r1GLmWjTWKW0>.
- [20] «MAYO CLINIC,» [En línea]. Available: https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/knee-braces/about/pac-20384791?fbclid=IwAR00chFWYbDP4JPWk9sulS0-kPqmoF6iTowQcZogd0_VJy1lG31U2oD8_Hg.
- [21] «Ciencia Universidad Automata de Coahuila,» [En línea]. Available: <http://www.cienciacierta.uadec.mx/2018/09/09/analisis-de-las-propiedades-fisicoquimicas-de-materiales-polimericos-para-re-uso-en-impresiones-3d/>.
- [22] «Lima Componentes,» [En línea]. Available: <http://www.limacomponentes.com/index.php/27-home/main-services/74-research-development-2>.
- [23] «3D Printiflam,» [En línea]. Available: <https://3dprintfilam.com/materiales-3dprintfilam-pla-3d850-3d870-pva-petg-nylon-pc-cpe/petg-copoliester-de-polietilentereftalato-glicol-de-extrusion/>.
- [24] «GRUPO XDS,» [En línea]. Available: <https://www.grupoxds.com/wp-content/uploads/2016/12/PETG.pdf>.
- [25] «CLINIC BARCELONA,» Clínic Barcelona , 2020. [En línea]. Available: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/enfermedades/artrosis/tratamiento>.
- [26] «ingemecanica,» [En línea]. Available: <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn114.html>.
- [27] *mas carbono*.

8 Anexos

Número de personas diagnosticadas con artrosis en España en 2017

(en miles)



Cálculos de deflexión

ALUMINIO 6061		
Largo	15 cm	
	150 mm	
Peso total	Peso pierna + Peso estructural	P
Peso total	131.105745 N	
Peso pierna	127.53 N	
Peso estructural	masa estructural * 9.81	3.575745 N
Masa estructural	0.3645 kg	
Densidad del ma	2700 Kg/m^3	
Volumen	Áreatrans x longitud	0.000135 m
Áreatrans	0.0009 m	
longitud	0.15 m	
Deflexion por peso pierna 0.000124863		
F	131.105745 N	
L	3375000 mm ³	L
E	70000 N/mm^2	
I	16875000 mm ⁴	
Deflexion por peso material 5.097696E-11 despreciable		
P(masa de perfil	0.97 kg	
Longitud	506250000 mm ⁴	L
Modulo elastico	70000	10
Inercia	16875000	
Esfuerzo max 0.89390281		
P	131.105745	
L	150 mm	
W	2.2 cm ³	

Fibra de carbono				
Largo	15 cm			
	150 mm			
Peso total	Peso pierna + Peso estructural			
Peso total	130.1125	N		Pesc
Peso pierna	127.53	N		
Peso estruc	masa estructural * 9.81		2.582483	N
Masa estruc	0.26325	kg		
Densidad d	1950	Kg/m ³		
Volumen de	trans x longitud		0.000135	m
Área trns	0.0009	m		
longitud	0.15	m		
Deflexion por peso piern:			0.000123917	
F	130.1125	N		
L	3375000	mm ³		L en
E	70000	N/mm ²		
I	16875000	mm ⁴		
eflexion por peso materi			5.097696E-11	
P(masa de	0.97	kg		
Longitud	5.06E+08	mm ⁴		L en
Modulo ela:	70000			10 a l
Inercia	16875000			
Esfuerzo m:				
P	130.1125			
L	150			
w	2.2			

El actuador NKL45

LINEAR ACTUATORS

■ Specifications

NKLA45

- Input Voltage: 12 or 24 or 36 or 48VDC
- Max Load: 15000N
- Max Speed: 160mm/s
- Operating Temperature: -25 °C to +65 °C
- Limit Switch: Built-in
- Color: Black
- Optional Features: Hall sensor option;
Real-time control of mobile android operating system;
- Min Install Size: Stroke+180mm(Without Overcurrent Protector or Hall sensor)
Stroke+210mm(Installation of Overcurrent Protector or Hall sensor)



■ Load and Speed

Dynamic Load Push (N)	1000	6000	8000	12000	15000
Dynamic Load Pull (N)	1000	6000	8000	12000	15000
Static Load push* (N)	1000	8200	12200	14200	18200
Input (VDC)	12/24				
Speed at Full Load (mm/s)	210.0	13.8	6.8	2.6	1.6
Current at Full Load (Amp)	2.8	4.4	6.5	6.8	7.4