

DISEÑO DE UN SISTEMA DE ARTICULACIÓN PARA UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL EN
PACIENTES CON DAÑO AL NERVIPO CIÁTICO

SEBASTIAN HERRERA FERRUCHO

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTA D.C.
2024

DISEÑO DE UN SISTEMA DE ARTICULACIÓN PARA UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL EN
PACIENTES CON DAÑO AL NERVIIO CIÁTICO

SEBASTIAN HERRERA FERRUCHO

Proyecto de trabajo de grado en la modalidad de solución a un problema de ingeniería para
optar al título de ingeniero mecánico

Director
ING. ANDRÉS GERARDO CLAVIJO VARGAS
DOCENTE

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
BOGOTA D.C.
2024

Nota de aceptación:

Firma del jurado

Firma del jurado

DEDICATORIA

El desarrollo de esta tesis, desde la concepción del planteamiento del problema hasta las conclusiones, está dedicado en memoria de mi madre, quien siempre fue mi motor e inspiración para no rendirme, y de mi abuelo (motivo de mi proyecto) el consuelo de que él habría apreciado la culminación de este documento y sus resultados.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco la dirección de este proyecto de grado al ingeniero Andres Clavijo, por guiarme, apoyarme académicamente y de tomarse el tiempo de revisar cada una de las entregas o inquietudes a lo largo del desarrollo de mi documento final. También agradezco a la ingeniera Cecilia Rivera por estar dispuesta a escuchar mi caso, guiarme y aconsejarme para el beneficio de la culminación de mi documento y etapa final de mi tesis.

Agradezco a mi mascota Locky por subirme el ánimo y su compañía fiel sin excepción alguna. A mi novia Camila por su constante apoyo, que me brinda seguridad, tranquilidad y paz en nuestra relación, además de impulsar mi crecimiento profesional para la culminación de este documento final. A mi familia por su incondicional apoyo y tiempo dedicad, que me ha permitido acceder a una educación de alta calidad. Por último, agradezco a la vida por dotarme de las capacidades físicas, mentales e intelectuales necesarias para ejecutar este proyecto y adaptarme a los cambios que se presentaron a lo largo de su desarrollo.

CONTENIDO

1	INTRODUCCIÓN.....	12
2	JUSTIFICACIÓN.....	13
3	OBJETIVOS	14
3.1	Objetivo general.....	14
3.2	Objetivos específicos	14
4	MARCO REFERENCIAL	15
4.1	Marco teórico.....	15
4.1.1	Niveles funcionales protésicos.....	15
4.1.2	Ciclo de marcha	15
4.1.3	Tipos de materiales para prótesis	17
4.2	Marco conceptual.....	17
4.2.1	Prótesis transtibial.....	17
4.2.2	Nervio ciático.....	17
4.3	Estado del arte.....	17
4.3.1	Usuarios	17
4.3.1	Antecedentes de estudios realizados.....	18
5	METODOLOGÍA DE DISEÑO	21
5.1	Introducción	21
5.2	Especificaciones.....	21
5.2.1	Identificación del cliente.....	21
5.2.2	Benchmarking.....	22
5.2.3	Identificación de los requerimientos de estudio.....	23
5.2.4	Traducción de los requerimientos en términos medibles de ingeniería.....	24
5.2.5	Importancia relativa de los requerimientos.....	24
5.3	Diseño conceptual.....	26
5.3.1	Altura y ancho límite de diseño.....	26
5.3.2	Diseño conceptual del sistema de articulación	27
5.3.2.1	Diseño conceptual A.....	27
5.3.2.1	Diseño conceptual B.....	28
5.3.2.1	Diseño conceptual C.....	28
5.3.2.1	Diseño conceptual D.....	29
5.3.3	Evaluación conceptual de la articulación.....	29
6	DISEÑO EN DETALLE	30
6.1	Límites de operación.....	30
6.1.1	Fuerza de impacto	30
6.2	Materiales propuestos	31
6.3	Cálculos para la efectividad del diseño.....	31
6.3.1	Dimensionamiento piezas principales.....	32
6.3.2	Límite de fatiga y resistencia a la fatiga	33
6.3.2.1	Eje principal.....	33
6.3.2.2	Pasador.....	34
6.4	Diseño resorte de compresión.....	34
6.5	Análisis y resultados	36
6.5.1	Simulación estática y dinámica del diseño	36
6.5.1.1	Carga en el diseño para una postura bipodal erguida.....	36
6.5.1.2	Cargas dinámicas en el diseño.....	36

6.5.1.3	Contactos mecánicos.....	38
6.5.1.4	Condiciones de frontera de apoyo.....	40
6.5.1.5	Condiciones de frontera de carga.....	41
6.5.1.6	Tipo de mallado	42
6.5.1.7	Resultados de la simulación.....	45
6.5.1.8	Ángulo de rotación.....	46
7	CONCLUSIONES	47
8	RECOMENDACIONES.....	48
9	LISTA DE REFERENCIAS	49
10	ANEXOS.....	52

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.	Evaluación comparativa.....	22
Tabla 2.	Traducción de los requerimientos de diseño en términos medibles de ingeniería. 24	
Tabla 3.	Escala fundamental de comparación.....	24
Tabla 4.	Importancia relativa de los requerimientos de diseño.....	25
Tabla 5.	Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: Colombia.	26
Tabla 6.	“ <i>Pugh Evaluation</i> ” de los diseños conceptuales.....	29
Tabla 7.	Propiedades mecánicas.....	31
Tabla 8.	Dimensionamiento.....	32
Tabla 9.	Resultados para el límite de fatiga - eje principal.....	33
Tabla 10.	Resultados para el límite de fatiga –pasador.....	34
Tabla 11.	Fuerza del resorte.....	34
Tabla 12.	Coeficientes y exponentes.....	35
Tabla 13.	Contactos mecánicos.....	38
Tabla 14.	Ángulo de estudio.....	40
Tabla 15.	Ángulo de estudio.....	41
Tabla A.	Matriz comparativa para la importancia relativa de los requerimientos de diseño. 52	
Tabla B.	Matriz comparativa normalizada.....	53
Tabla C.	Datos primarios laboratorio biomecánica Campus Universidad Santo Tomas.....	54
Tabla D.	Parámetros para el factor de la condición superficial.....	58
Tabla E.	Factores de confiabilidad.....	59
Tabla F.	Parámetros para el factor de la condición superficial.....	63
Tabla G.	Factores de confiabilidad.....	64

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Prótesis rígida (A); Prótesis con articulación al final del muñón (B).....	13
Figura 2.	Fases del ciclo de la marcha humana.....	16
Figura 3.	Fases del ciclo de la marcha humana.....	16
Figura 4.	Articulación de rodilla monocéntrica.	19
Figura 5.	Articulación de rodilla monocéntrica.	19
Figura 6.	Articulación de rodilla de cuarto barras.....	20
Figura 7.	Metodología de diseño.....	21
Figura 8.	Sistemas de articulación para prótesis transfemoral.....	22
Figura 9.	Corte típico para una amputación transtibial.....	27
Figura 10.	Concepto A.	27
Figura 11.	Concepto B.	28
Figura 12.	Concepto C.....	28
Figura 13.	Concepto D.....	29
Figura 14.	Fuerza de reacción vertical durante la marcha humana.	30
Figura 15.	Laboratorio biomecánico Universidad Santo Tomas.....	30
Figura 16.	Mecanismo bloqueo del sistema de articulación.....	32
Figura 17.	Ciclo de carga repetida.	33
Figura 18.	(A) Fuerzas de reacción sobre cada pierna, (B) fuerza de reacción resultante. ...	36
Figura 19.	Angulos de la pierna.	37
Figura 20.	Angulos durante la marcha normal, ascenso y descenso de escalones.....	37
Figura 21.	Malla, (A) Bipodal, (B) Marcha normal, (C) Ascenso, (D) Descenso.....	43
Figura 22.	Estudio de convergencia, (A) Bipodal, (B) Marcha normal, (C) Ascenso, (D) Descenso. 43	
Figura 23.	Resultados de la simulación. (A) Bipodal, (B) Marcha normal, (C) Ascenso, (D) Descenso. 45	
Figura 24.	Ángulo de rotación	46
Figura 25.	Diagrama de cuerpo libre eje principal.....	54
Figura 26.	Diagrama de cuerpo libre pasador.....	56
Figura 27.	Diagrama de momento flector – eje principal.....	57
Figura 28.	Factor de modificación por la carga	¡Error! Marcador no definido.
Figura 29.	Diagrama de momento flector - pasador.....	62
Figura 30.	Factor de modificación por la carga	¡Error! Marcador no definido.

LISTA DE ANEXOS

Anexo A.	Importancia relativa de los requerimientos	52
Anexo B.	Fuerza de impacto	54
Anexo C.	Dimensionamiento eje principal y pasador.....	54
Anexo D.	Análisis por fatiga.....	57

RESUMEN

Este proyecto presenta el diseño en detalle de un sistema de articulación para una prótesis transtibial, específicamente dirigido a pacientes con daño en el nervio ciático. Esta condición restringe por completo la flexión natural de la rodilla, lo que puede causar complicaciones e inconformidades durante actividades que requieran tomar una posición de sedestación, especialmente en ambientes con espacio reducido. Las prótesis transtibiales comerciales actuales suelen ser rígidas y permanecen en extensión continuamente, lo que agrava el problema.

El sistema de articulación propuesto ubicado en el extremo del muñón del usuario busca reducir significativamente la distancia entre un modelo comercial y el modelo presentado en este documento para un adulto masculino mayor. Se obtiene un ángulo de rotación libre de 90° y una reducción de 29.1 cm, que representa el 75% de la altura total entre el extremo del muñón y la planta del pie promedio para pacientes mayores de 50 años.

Finalmente, en relación a los resultados obtenidos se mostró que el material adecuado para el sistema de articulación es el aluminio 7075, mientras que para el eje de rotación y el pasador se utilizó acero inoxidable 304L. Estos materiales demostraron ser efectivos en un caso de carga estática, evaluado en una postura bipodal erguida. Además, se realizaron análisis para la carga dinámica en tres escenarios distintos durante un instante del ciclo de marcha in vivo: marcha normal, ascenso de escalones y descenso de escalones.

Palabras clave: Articulación en el extremo del muñón, daño al nervio ciático, reducción de distancia, marcha humana.

1 INTRODUCCIÓN

A pesar de los avances tecnológicos tanto en la medicina como en la industria, la amputación sigue siendo una de las principales causas de discapacidad. Según el Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia (Minsalud) para agosto de 2020 había en total 1.319.049 personas con discapacidad, esta cifra equivale al 2,6% de la población total colombiana, siendo Bogotá una de las cinco (5) ciudades con mayor número de personas afectadas con una cifra equivalente al 18,3% del total de personas discapacitadas a nivel nacional (Cubillos, 2020).

Según informe de la fundación Mahavir Kmina al menos 4.800 personas han perdido alguno de sus miembros inferiores en Colombia durante los últimos 14 años (Álvarez, 2021). Las amputaciones por debajo de la rodilla (transtibiales) son causadas por enfermedades, accidentes y por el conflicto armado (Mayorga y Chávez, 2010). Como resultado, los pacientes terminan con un muñón, lo que puede dar lugar a diversas complicaciones en su vida cotidiana, limitando la capacidad de realizar actividades básicas como caminar, trotar, sentarse o agacharse, etc., solventando la situación a través del uso de prótesis, que les permite mejorar su calidad de vida.

Según la guía de Salinas et al. (2016), los pacientes que han sufrido una amputación transtibial, atraviesan un proceso de rehabilitación, siendo la fase preprotésica la más crucial. Esta etapa se enfoca en el fortalecimiento muscular y en lograr la mayor funcionalidad posible del arco articular de la rodilla. Sin embargo, es preocupante la existencia de casos clínicos donde se presentan complicaciones en las funciones motoras y sensoriales a lo largo de la extensión de la pierna, lo que a su vez genera problemas e incomodidad para el paciente. Por ejemplo, es de resaltar el estudio realizado por la universidad CES a 14 pacientes evaluados, de los cuales el 57.1 % (8 casos) presentan daño al nervio ciático correspondiente a la prestación de un servicio de salud (Tobón Marulanda et al, 2011), lo cual refleja una cifra alarmante, ya que una lesión completa del nervio ciático puede resultar en una pierna inútil, comprometiendo la flexión de la rodilla, así como la extensión, flexión, inversión y eversión del pie, conservando únicamente el movimiento del muslo y la extensión de la rodilla.

De lo anterior se establece que, en algunos casos, los procesos quirúrgicos de tipo amputación transtibial desarrollan secuelas o lesiones traumáticas en el miembro residual, como el daño permanente al nervio ciático. Esto ocasiona que el paciente no pueda flexionar la rodilla libremente, afectando su capacidad para realizar actividades en posición de sedestación en ambientes con espacio limitado como: el transporte público, teatros, cinemas, salas de esperas, iglesias, pasillos, automóviles, panaderías, entre otros. A partir de ello, se genera una problemática de inconformidad y restricción, ya que la rodilla y miembro residual permanecen en extensión continuamente. Por este motivo, el presente proyecto busca brindar una solución mediante el diseño en detalle de un sistema de articulación en el extremo del muñón para una prótesis transtibial destinada a pacientes con daño al nervio ciático. Se realizó un estudio del comportamiento biomecánico bajo parámetros propios en una situación estática de posición corporal erguida y con apoyo bipodal, así como en dinámica de marcha humana en superficie plana y escalonada. De este modo, se valida que el diseño cumple con los requisitos de resistencia estructural y durabilidad, demostrando que no fallará ni se romperá bajo las condiciones de uso previstas. Además, se busca reducir la distancia entre un modelo comercial y el modelo en desarrollo para un adulto masculino mayor, sin alterar las actividades cotidianas básicas, con el fin de mejorar la calidad de vida del paciente.

2 JUSTIFICACIÓN

Este proyecto está dirigido a pacientes diagnosticados con daño al nervio ciático tras haber sufrido una amputación transtibial debido a eventos como conflictos militares, accidentes críticos, procesos prequirúrgicos y quirúrgicos.

Las prótesis transtibiales comerciales no satisfacen completamente las necesidades de servicio de los pacientes con esta condición, ya que no cuentan con un sistema de articulación que permita reducir la distancia entre el miembro residual y el acople tubo-pie protésico. Generando así restricciones, inconformidades y molestias, especialmente durante la acción de sentarse (posición de sedestación) en áreas con espacio limitado. La prótesis en extensión continua puede complicar el acceso, causando intranquilidad tanto al paciente como a las personas a su alrededor, quienes pueden tropezar con la prótesis. Además, el paciente puede verse limitado a ubicarse solo en los extremos de las sillas.

Por esta razón, se busca brindar una mejora en las condiciones de diseño entre el modelo comercial y el propuesto durante el desarrollo del proyecto (Ver Figura 1). Esto se logrará mediante la implementación de un sistema de articulación en el extremo del muñón para una prótesis transtibial, que permite la flexión y, a su vez, reducir notablemente la distancia en espacios reducidos, proporcionando mayor facilidad, tranquilidad y confort durante las actividades de sedestación, mejorando así la calidad de vida de los pacientes que cuentan con esta discapacidad y condición médica.

Figura 1. Prótesis rígida (A); Prótesis con articulación al final del muñón (B).



Fuente: Autoría propia

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo general

Diseñar un sistema de articulación para una prótesis transtibial en pacientes con daño al nervio ciático.

3.2 Objetivos específicos

- Realizar el diseño conceptual de la prótesis en base de los requerimientos del cliente.
- Desarrollar el diseño en detalle de la prótesis a partir de la selección del material adecuado y las cargas ejercidas en la marcha.
- Elaborar modelo CAD y planos del diseño final de la prótesis transtibial.

4 MARCO REFERENCIAL

4.1 Marco teórico

4.1.1 Niveles funcionales protésicos

Es la clasificación utilizada para evaluar y determinar el potencial de una persona para llevar a cabo actividades con una prótesis después de haber sufrido una amputación. Los niveles funcionales protésicos suelen clasificarse del 0 al 4 (Lugo et al., 2015), donde:

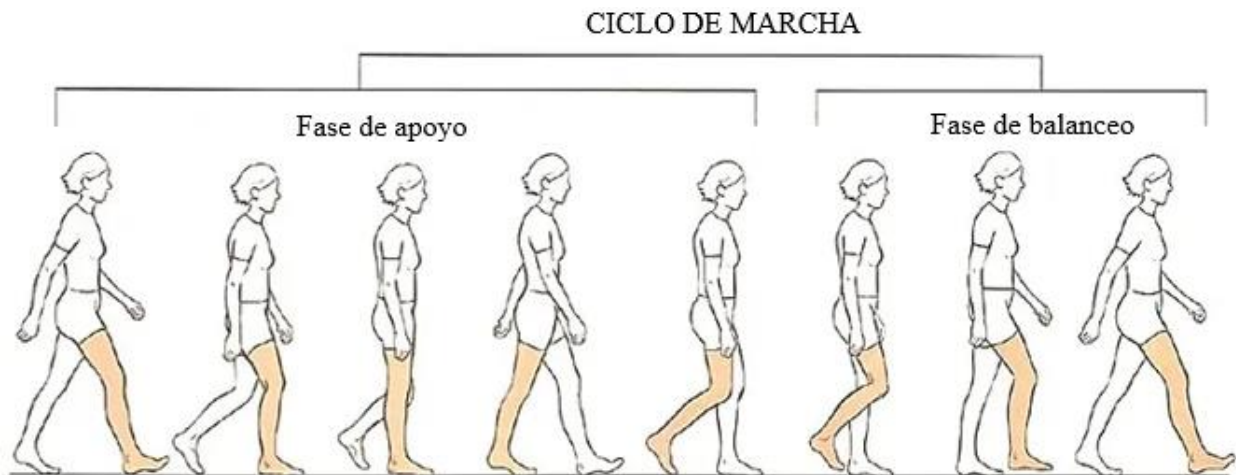
- **Nivel funcional K0:** “Persona que no tiene la capacidad o el potencial de caminar, con o sin la asistencia de otros. Una prótesis no va a mejorar su calidad de vida o su movilidad” (Lugo et al., 2015).
- **Nivel funcional K1:** “Persona con la habilidad o el potencial de usar una prótesis para transferencias o para caminar en superficies planas y a una velocidad constante. Es el paciente que usa prótesis dentro de su casa, pero no la usa para salir” (Lugo et al., 2015).
- **Nivel funcional K2:** “Persona con la habilidad o el potencial para caminar sobre ambientes con ciertos obstáculos como escalas, o en superficies irregulares. Está en capacidad para salir de la casa y de caminar en el barrio” (Lugo et al., 2015).
- **Nivel funcional K3:** “Persona con la habilidad y el potencial para caminar a diferentes velocidades y vencer obstáculos. Es capaz de realizar marcha en la comunidad y actividades terapéuticas, vocacionales o de ejercicio con una prótesis” (Lugo et al., 2015).
- **Nivel funcional K4:** “Persona con la habilidad o el potencial de utilizar una prótesis en actividades que exceden las destrezas básicas para la movilidad, en actividades de gran impacto y que requieran alta demanda de su energía, como en deportes. Es típico necesitarse en niños, adultos muy activos y en atletas” (Lugo et al., 2015).

4.1.2 Ciclo de marcha

Es la secuencia de acontecimientos que ocurren entre dos repeticiones consecutivas de uno de los eventos de la marcha. Por conveniencia, se establece como punto de partida del ciclo el momento en el que uno de los pies hace contacto con el suelo generalmente a través del talón. El ciclo está conformado por las siguientes dos etapas (Ver Figura 2):

- **Fase de apoyo:** Comienza cuando el talón del pie hace contacto con el suelo y se mantiene durante el 60% del ciclo total de la marcha (Moreno, 2020).
- **Fase de balanceo:** Comienza cuando la pierna está en el aire y avanza a la posición del siguiente contacto del talón del pie con el suelo y se mantiene durante el 40% del ciclo total de la marcha (Moreno, 2020).

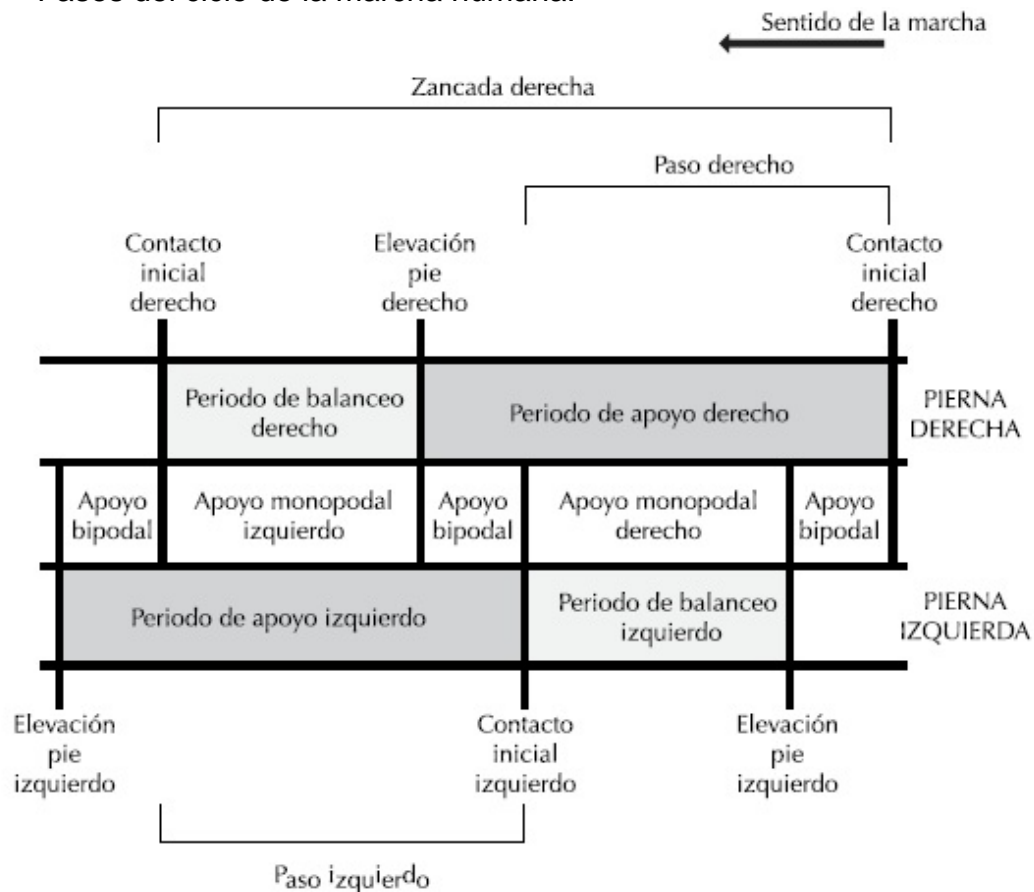
Figura 2. Fases del ciclo de la marcha humana.



Fuente: (Moreno, 2020).

Por otro lado, también existe la fase de doble apoyo cuando los dos pies están en contacto con el suelo y se mantiene durante el 10% del ciclo total de la marcha. No obstante, también ocurre el apoyo simple cuando el pie ipsilateral está en contacto con el suelo mientras que el pie contra-lateral está en periodo de balanceo (Ver Figura 3).

Figura 3. Fases del ciclo de la marcha humana.



Fuente:(Cámara, 2011).

4.1.3 Tipos de materiales para prótesis

El material utilizado depende del cliente. Según un estudio de análisis por elementos finitos de una prótesis transtibial para un ciclista paralímpico presentado en colaboración por la Universidad Santo Tomás y la Universidad de la Sabana, se recomienda que los materiales más usados para la fabricación aditiva de prótesis para miembros inferiores son: kevlar, fibra de vidrio y fibra de carbono, siendo esta última la más utilizada en el mercado (Zamudio et al., 2020). En cuanto a las rodillas, tubos, pilones, tobillos, rotadores y otros adaptadores de la prótesis, suelen fabricarse con aluminio, acero inoxidable, titanio o fibra de carbono (Castro, 2018).

4.2 Marco conceptual

4.2.1 Prótesis transtibial

Es un tipo de prótesis de pierna, diseñada y adaptada para proporcionar el soporte y las funciones necesarias al paciente que ha sufrido una amputación de su miembro inferior a nivel de la tibia y el peroné, perdiendo completamente el tobillo y el pie, pero conservando la rodilla y todo el resto de la pierna (Robles et al., 2022).

4.2.2 Nervio ciático

Es el más largo del cuerpo humano, mide tres cuartos de pulgada de diámetro. Se origina en el plexo sacro: una red de nervios en la parte inferior de la espalda. La columna lumbosacra es la combinación de la región lumbar y sacra. El nervio ciático y sus ramas nerviosas permiten el movimiento y las sensaciones (funciones motoras y sensoriales) en el muslo, la rodilla, la pantorrilla, el tobillo, los pies y los dedos (Stewart et al., 2020).

4.3 Estado del arte

4.3.1 Usuarios

El número de personas amputadas con el nervio ciático dañado permanentemente en Colombia es una incógnita. Las cifras obtenidas de distintas fuentes oficiales son referentes a casos de amputaciones en general y casos de lesiones del nervio ciático para personas en condiciones físicas normales, generando así gran incertidumbre en las estadísticas sobre la cantidad de pacientes o casos relevantes y/o parecidos al caso de estudio. Sin embargo, esas lagunas estadísticas no impiden analizar las tendencias demográficas, sociales y sanitarias a nivel nacional.

Formula médica (2018, 17 de enero). En Colombia gran número de los pacientes amputados no han sido evaluados por un cirujano vascular, indica, “Aunque no hay cálculos exactos, la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación, estima que la incidencia de amputación en el país es de 200 a 300 personas por cada 100.000 habitantes. Esta cifra se calcula teniendo en cuenta que aproximadamente el 10% de la población tiene algún tipo de discapacidad, y que entre el 5-10% de los discapacitados son amputados”.

En el 2014 se reportaron 280 muertes y 738 personas heridas que sufrieron amputación de extremidades inferiores a nivel transtibial y transfemoral y psicológicos. En ese lapso de quince

años (1999-2014) ocurrieron 4.518 incidentes con minas antipersonales y municiones abandonadas (bombas o granadas) con un saldo de 1.121 muertos y 3.397 heridos (Gaviria, 2015, pág. 17). La diabetes se presenta como la causa más importante de amputaciones en el mundo, en Colombia se identifica que la Diabetes Mellitus tipo I (DM1) se da en un 0,07% y la Diabetes Mellitus tipo II (DM2) es de 4 al 8%, donde el 7,4% se da en hombres y el 8,7% en mujeres mayores de 30 años. En Colombia hay 1.7 millones de diabéticos de los cuales el 50% presentan Neuropatía, el 85% de las amputaciones de las extremidades inferiores relacionadas con diabetes fueron precedidas de una úlcera en el pie y el 60% de las amputaciones de miembros inferiores no traumáticas fueron consecuencia del pie diabético” (Benavidez et al., 2020). “En general la amputación transfemoral representa del 31% al 48% del total de las amputaciones, seguido de la amputación transtibial (45%), la desarticulación de cadera (3%), la amputación tipo Syme (desarticulación de tobillo) (1%), la amputación parcial de pie (0,5%), desarticulación de tobillo (0,2%) y la amputación de dedos con (0,1%)” (Benavidez et al., 2020).

Por otro lado, un estudio realizado por la universidad CES de Medellín, reporto que el 57,1 % de las causas de lesión del nervio ciático con compromiso en todos los casos del nervio peroneo común, principalmente su rama peroneo superficial se derivaron de la prestación de un servicio de salud. En la valoración de los pacientes se observó que el daño encontrado no es solo estructural, sino que involucra también las órdenes estético, funcional, psicológico y social que alteran, en su conjunto, el estado biológico, psicológico, social y económico del individuo (Tobón et al., 2011).

Los hallazgos obtenidos por la Escuela Colombiana de Rehabilitación en relación al informe de Mahavir Kmina, muestran que durante los últimos 14 años al menos 1200 personas presentan una amputación transtibial en Colombia, siendo este valor el 45% del total de amputaciones de miembros inferiores. Por otro lado, según el estudio por la universidad CES de medicina, muestra que las lesiones del nervio ciático se dan en gran porcentaje por la atención que ofrecen las Instituciones Prestadoras de Servicios (IPS), siendo más exactos por el personal de salud.

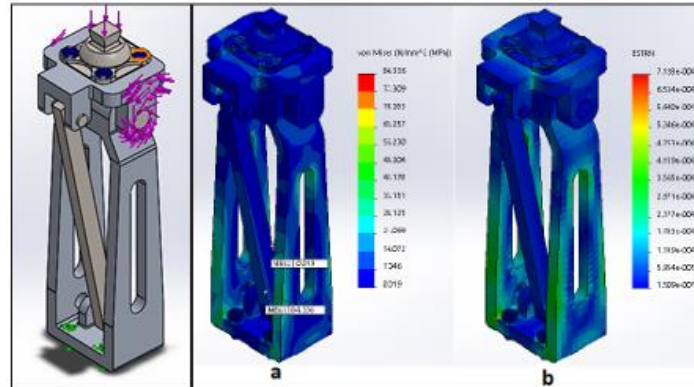
De lo anterior y la falta de información (estadísticas) sobre casos relevantes al paciente de estudio, se determina que actualmente no existe dato alguno sobre un caso de amputación transtibial con el nervio ciático dañado, ya que la información suministrada por fuentes oficiales, fundaciones, laboratorios y organizaciones especializadas en fabricación de prótesis, no ofrecen datos a detalle (casos particulares), sino simplemente dan una noción o en ocasiones un valor aproximado de amputaciones en general, sin tener en cuenta algún problema agregado como lo es, en este caso el daño al nervio ciático permanente. Por lo tanto, se señala que los casos similares al del estudio de este proyecto a nivel nacional son prácticamente insignificantes, hasta el momento que se demuestre lo contrario, siendo un caso de estudio nuevo y diferente al que registran las bases de datos de acceso libre y gratuito compartidas por universidades, institutos, fundaciones y entidades gubernamentales en Colombia.

4.3.1 Antecedentes de estudios realizados

A lo largo de la historia, se han desarrollado diversos estudios sobre el diseño y comportamiento de sistemas de articulación protésicos. Sin embargo, los modelos de prótesis transtibiales siguen siendo en gran medida una incógnita, ya que la mayoría de estudios son dirigidos principalmente en prótesis de tipo transfemoral. Los autores F. Valencia, X. Lima, D. Ojeda, D. Ortiz (2015), realizaron un estudio basado en el diseño de una prótesis de rodilla

externa mecatrónica usando elementos tetraédricos con cuatro nodos en sus vértices (Ver Figura 4), bajo la acción de una fuerza de 637N. Tras analizar los resultados, los autores concluyen que la aleación de aluminio 7075 presenta las mejores condiciones de mecanizado y calidad. El sistema es capaz de emular movimientos de flexo-extensión en 80 grados funcionales y permite seleccionar más de un actuador de bajo peso con dimensiones adecuadas, capaces de proporcionar la fuerza motora necesaria para la marcha humana.

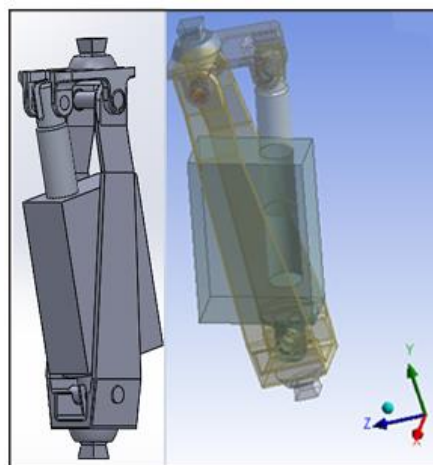
Figura 4. Articulación de rodilla monocéntrica.



Fuente:(Valencia et al., 2015).

En el estudio realizado por los autores F. Valencia, F. Olmedo (2016), se llevó a cabo el diseño y simulación de una articulación de rodilla para prótesis externa usando herramientas CAD-CAE (Ver Figura 5), bajo una fuerza máxima de 713.8N durante el ciclo de la marcha. El estudio considera tres fases: estancia media, pre-balanceo y balanceo, que representan la variación de la fuerza en la articulación de la rodilla. Tras analizar los resultados, los autores observan que la fuerza depende directamente del ángulo durante el ciclo de la marcha humana, con la mayor influencia en los momentos iniciales del 12.5%, 37.5% y al 100% del ciclo de la marcha. El material más adecuado para la fabricación del modelo es el aluminio 7075-T6 siendo sus principales propiedades la resistencia a la tracción con 503 MPa y una densidad de 2810 kg/m³, esta relación peso resistencia es una de las mejores en comparación con materiales como el acero inoxidable o el titanio. Finalmente, se obtiene un factor de seguridad de global de 2.8 y una masa total de 0.493 Kg.

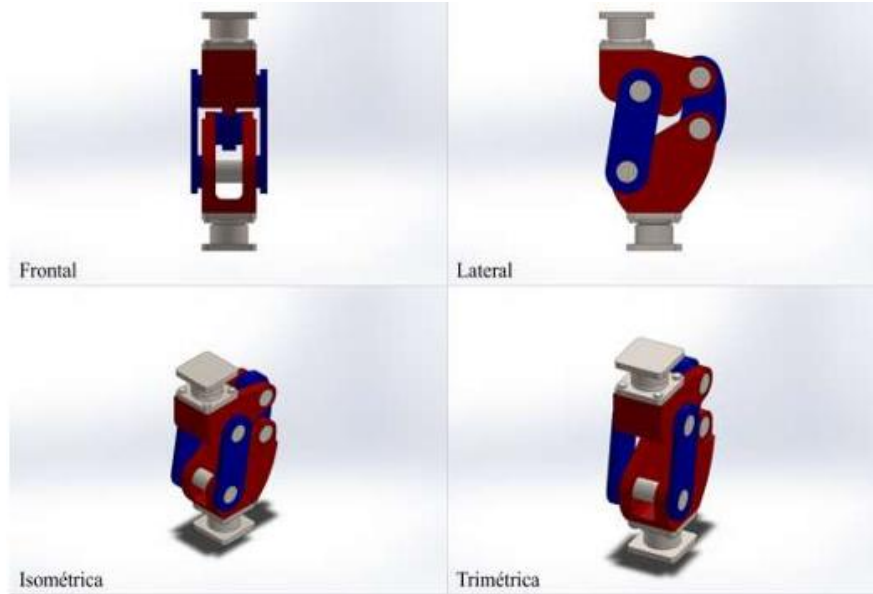
Figura 5. Articulación de rodilla monocéntrica.



Fuente:(Valencia & Olmedo, 2016).

En la investigación realizada por el autor Y. Florez (2019), se llevó a cabo el de una articulación de cuatro barras (Ver Figura 6), utilizando las coordenadas naturales en la formulación cinemática, bajo una fuerza de 2000N. Tras analizar los resultados obtenidos, el autor evidencia que el modelo de la prótesis es estructuralmente funcional bajo cargas estáticas y dinámicas, que superan los valores nominales de carga real. Se utilizó una aleación de aluminio para los eslabones y accesorios, y acero inoxidable 304L para los ejes. Se usó el solucionador Mechanical APDL usando un modo iterativo para hallar la solución y elementos tetraédricos con tamaño promedio de 2 mm. Finalmente se obtiene un factor de seguridad a carga estática y dinámica que corresponden a 7.8 y 3.6 respectivamente.

Figura 6. Articulación de rodilla de cuatro barras.



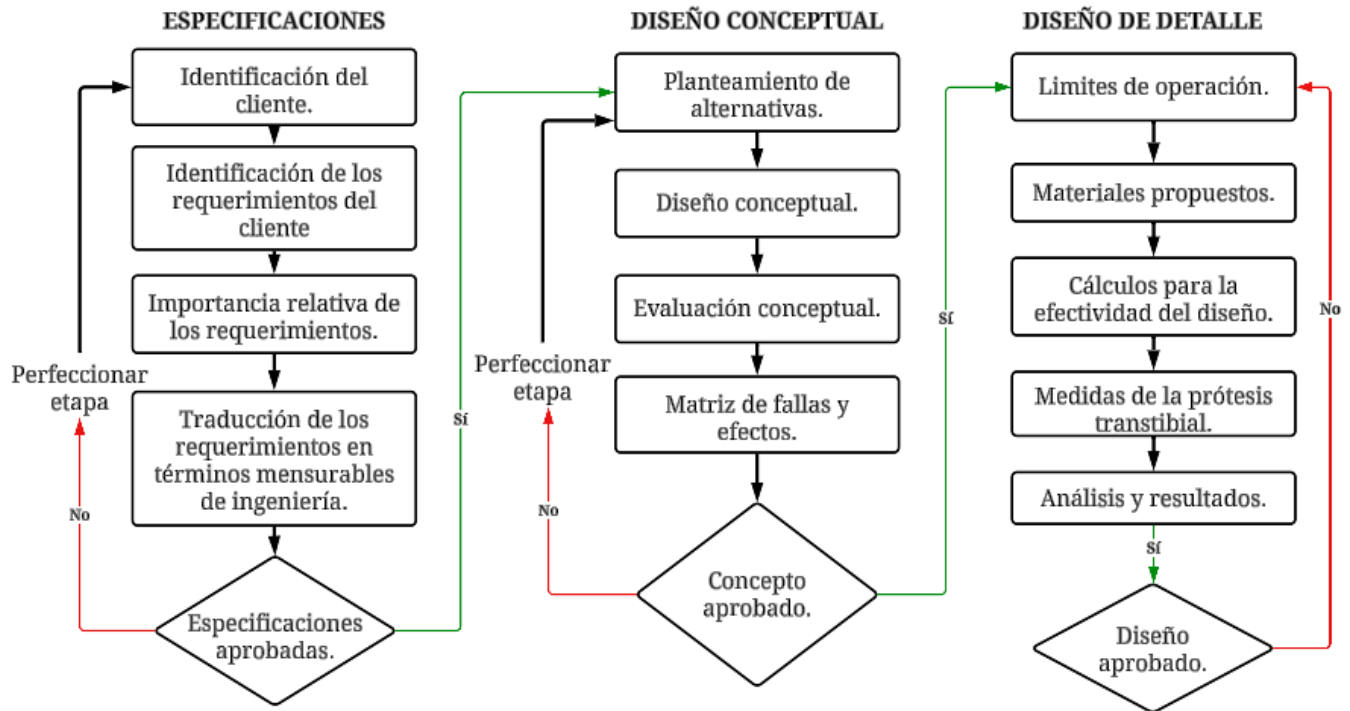
Fuente:(Florez Martinez, 2019).

5 METODOLOGÍA DE DISEÑO

5.1 Introducción

La metodología empleada para el desarrollo del proyecto está dividida en tres fases principales (Ver Figura 7), establecidas de la siguiente manera: especificaciones, diseño conceptual y diseño de detalle.

Figura 7. Metodología de diseño.



Fuente: Autoría propia.

5.2 Especificaciones

5.2.1 Identificación del cliente

El presente trabajo está enfocado en pacientes de género masculino mayores de 50 años de edad, amputados por debajo de la rodilla y con daño permanente en el nervio ciático. Conforme a la clasificación de los niveles funcionales, se considera un nivel K2 de actividad como base de estudio, dado que tienen el potencial para caminar sobre ambientes y/o superficies de bajo nivel tanto dentro como fuera de la casa.

5.2.2 Benchmarking

Para determinar los requerimientos de diseño, se utiliza un análisis de competidores conocido como Benchmarking. En esta etapa se evalúan y compara diferentes modelos de sistemas de articulación protésicos disponibles en el mercado (Ver Tabla 1).

Tabla 1. Evaluación comparativa.

EMPRESA	TIPO DE PRÓTESIS	NÚMERO DE PRODUCTOS	CUENTA CON BLOQUEO	TIPO DE UNIÓN		ANGULO DE ROTACIÓN	NIVEL K
				SOCKET	TUBO		
OTTOBOCK	Transfemoral	16	SI	Ajuste piramidal	Abrazadera de tubo o ajuste piramidal	Máx 145°	K2 - K4
EMO		6				Máx 150°	
ENDOLITE		8				Máx 180°	
PROTEOR		19				Máx 170°	
ÖSSUR		17				Máx 160°	

EMPRESA	MATERIAL	TECNOLOGÍA	NÚMERO DE EJES	PESO MÁXIMO	COMPLEJIDAD DE MANTENIMIENTO	REPUESTOS COMERCIALES
OTTOBOCK	Aluminio Fibra de carbono Acero inoxidable Titanio	Sistema hidráulico, neumático, amortiguador, microprocesador.	1 a 4	150 kg	SI	SI
EMO				125 kg		
ENDOLITE				150 kg		
PROTEOR				125 kg		
ÖSSUR				136 kg		

Fuente: Autoría propia

Luego de identificar a los competidores potenciales en el diseño y desarrollo de sistemas de articulación, se evidencia que no disponen de modelos específicos para prótesis transtibiales. No obstante, los modelos proporcionados sirven como guía o base para el desarrollo de este proyecto (Ver Figura 8).

Figura 8. Sistemas de articulación para prótesis transfemoral.



Fuente: Ottobock, EMO, Endolite, Proteur, ÖSSUR.

En la figura A y B se evidencia un sistema de articulación con bloqueo inteligente, que funciona a partir de un sistema hidráulico y/o neumático controlado por un microprocesador. Este sistema permite programar la activación y desactivación del seguro según las necesidades del paciente. Por otro lado, las figuras C, D, E y F presentan un mecanismo de bloqueo mecánico manual. Este mecanismo utiliza una cuña y un resorte de compresión para restringir la flexión de la rodilla. La desactivación del bloqueo varía según el modelo; en algunos casos, se emplea una palanca o un pin, y son accionados mediante el uso de un cordón nylon instalado en el socket del paciente, que el usuario debe halar o tirar para liberar el seguro de la articulación.

Los diseños existentes en el mercado están elaborados teniendo en cuenta la anatomía y biomecánica de la rodilla humana, garantizando una flexión natural sin comprometer la integridad y seguridad del paciente durante la marcha humana. Sin embargo, estos modelos a menudo incorporan componentes sofisticados como actuadores hidráulicos y/o neumáticos, así como sensores y microprocesadores.

En cambio, el objetivo de este proyecto es diseñar un sistema de articulación simple y funcional en el extremo del muñón, destinado a pacientes con un nivel de actividad de bajo impacto (K2) que presentan restricción en la flexión natural de la rodilla debido al daño en el nervio ciático.

De este modo, se identifica que el modelo a diseñar debe permitir la flexión únicamente cuando el usuario esté sentado, con el fin de reducir la distancia entre un modelo comercial y el modelo en desarrollo (Ver Figura 1). Por otro lado, a diferencia de las articulaciones comerciales, el diseño en desarrollo prescindirá de sensores, microprocesadores, actuadores hidráulicos y/o neumáticos. La inclusión de estos componentes podría elevar innecesariamente el costo de producción y la complejidad del mantenimiento; esto se debe a que, además de las condiciones específicas de estudio, durante la marcha humana el bloqueo permanecerá activo para asegurar la rigidez de la prótesis y garantizar la seguridad del paciente.

5.2.3 Identificación de los requerimientos de estudio

De acuerdo a los datos registrados en la etapa Benchmarking, se definen los siguientes requerimientos de diseño:

- Compatibilidad con la unión del socket y adaptador de tubo.
- Flexión y extensión de la articulación.
- Rigidez del sistema de articulación durante la marcha humana.
- Uso de materiales económicos, duraderos y resistentes.
- Optimización del diseño.
- De fácil mantenimiento.
- Uso de componentes comerciales.
- Sistema de articulación liviano.

5.2.4 Traducción de los requerimientos en términos medibles de ingeniería

Los requerimientos de diseño pasan por un proceso de traducción en uno (1) o más requisitos medibles, de este modo se garantiza llevar lo subjetivo del lenguaje en términos técnicos específicos (Ver Tabla 2).

Tabla 2. Traducción de los requerimientos de diseño en términos medibles de ingeniería.

#	Requerimiento de diseño	Traducción del requerimiento
1	Compatibilidad con la unión del socket y adaptador de tubo.	Ajuste piramidal para la unión del socket.
		Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.
2	Flexión y extensión de la articulación.	Rango de rotación $\geq 90^\circ$.
		Eje de rotación.
3	Rigidez del sistema de articulación durante la marcha humana.	Sistema de bloqueo de la articulación.
4	Uso de materiales económicos, duraderos y resistentes.	Comportamiento isotrópico.
		Resistente a la corrosión.
		Con altas propiedades mecánicas.
5	Optimización del diseño.	Altura límite de diseño del 20% al 25% de la distancia desde el extremo del muñón hasta la planta del pie.
		Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.
6	De fácil mantenimiento.	Mecanismo de bloqueo simple.
		Uso de pocas piezas: ≤ 6 .
7	Uso de componentes comerciales.	Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.
8	Diseño liviano.	Uso de materiales con baja densidad (kg/m^3).

Fuente: Autoría propia.

5.2.5 Importancia relativa de los requerimientos

Tabla 3. Escala fundamental de comparación.

Escala fundamental de comparación	
Intensidad de importancia	Definición
1	Igual importancia
3	Importancia moderada
5	Importancia fuerte
7	Mucha importancia
9	Extremada importancia

Fuente: (Moreno, 2010).

Los requerimientos de estudio de la parte superior se comparan uno a uno utilizando el proceso de Análisis Jerárquico o AHP. Se asigna un valor numérico a cada requisito según su importancia relativa, empleando la escala fundamental de comparación presentada en la Tabla 3, donde, se asigna un valor entero cuando la escala de comparación favorece a la opción colocada en la parte izquierda de la matriz, de lo contrario, el valor es fraccionado debido a que se prefiere la opción colocada en la parte superior de la matriz (Moreno, 2010). Posteriormente, los requerimientos de diseño se jerarquizan en la Tabla 4 en función de los porcentajes obtenidos para cada uno, ordenándolos de mayor a menor según la importancia relativa (para mayor detalle ver Tabla A y B en el anexo A).

Tabla 4. Importancia relativa de los requerimientos de diseño.

Grado de importancia	%p	Requerimientos para materiales
1	14.96	Comportamiento isotrópico.
2	13.08	Con altas propiedades mecánicas.
3	5.25	Resistente a la corrosión.
4	2.85	Uso de materiales con baja densidad (kg/m ³).

Grado de importancia	%p	Requerimientos funcionales
1	8.69	Sistema de bloqueo de la articulación.
2	8.57	Rango de rotación $\geq 90^\circ$.
3	8.41	Ajuste piramidal para la unión del socket.
4	8.41	Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.
5	6.99	Mecanismo de bloqueo simple.
6	6.75	Uso de pocas piezas: ≤ 6 .
7	4.85	Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.
8	4.28	Altura límite de diseño del 20% al 25% del extremo del muñón hasta la planta del pie.
9	4.28	Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.

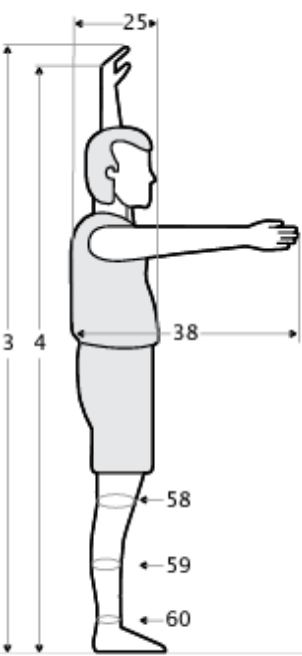
Fuente: Autoría propia.

5.3 Diseño conceptual

5.3.1 Altura y ancho límite de diseño

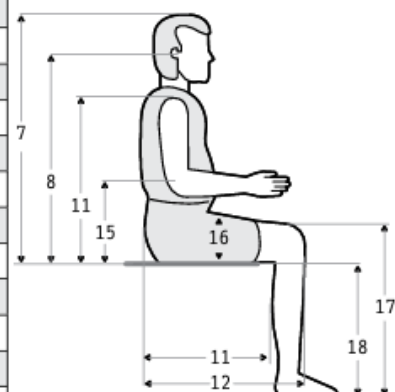
De acuerdo a los requerimientos de estudio, se identifica la altura y ancho límite de diseño a partir de las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana en Colombia, para pacientes de sexo masculino mayores de 50 años de edad (Ver Tabla 5).

Tabla 5. Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: Colombia.



Dimensiones	50 - 59 años (n= 110)				
	\bar{x}	D.E.	Percentiles		
			5	50	95
1 Masa corporal (Kg)	71.2	10.28	56.0	70.8	89.9
2 Estatura (cm)	165.6	7.08	153.3	165.5	176.1
3 Alcance vertical máximo	209.2	9.65	193.1	209.9	223.2
4 Alcance vertical con asimiento	194.8	9.38	178.4	195.7	207.9
5 Altura de los ojos	155.0	7.03	142.4	154.8	165.1
9 Altura acromial	135.7	6.18	125.3	136.3	145.0
10 Altura cresta ilíaca medial	98.7	5.47	89.4	99.1	107.1
12 Altura radial	104.4	4.73	96.6	105.0	111.7
13 Altura estiloidea	79.6	3.91	73.6	79.8	86.4
14 Altura dactilea dedo medio	62.0	3.39	56.2	62.0	67.2
25 Anchura del tórax	21.5	1.85	18.6	21.5	24.6
38 Alcance anterior brazo	71.5	3.43	66.4	71.1	76.8
58 Perímetro rodilla media	36.5	2.50	32.3	36.4	41.1
59 Perímetro pierna media	36.0	2.58	32.0	36.1	39.8
60 Perímetro supramaleolar	22.1	1.46	19.5	22.2	24.7

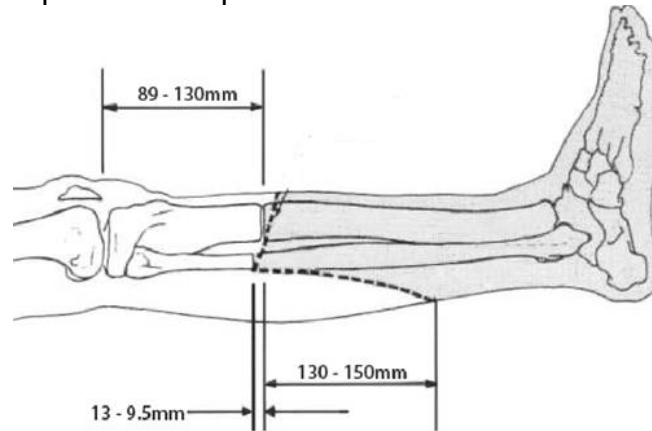
Dimensiones	50 - 59 años (n= 110)				
	\bar{x}	D.E.	Percentiles		
			5	50	95
6 Altura sentado normal	84.1	3.35	78.2	84.1	89.3
7 Altura sentado erguido	87.0	3.00	81.8	87.0	91.5
8 Altura de los ojos	76.8	3.27	71.4	77.0	82.1
11 Altura acromial	57.8	2.65	52.8	58.0	61.8
15 Altura radial	22.8	2.44	19.2	22.8	27.0
16 Altura del muslo	14.7	1.22	12.7	14.7	17.0
17 Altura de la rodilla	51.7	2.84	47.7	51.7	56.3
18 Altura de la fosa poplítea	41.5	2.48	37.6	41.4	45.6
28 Anchura codo a codo	46.3	3.81	40.7	46.3	52.5
29 Anchura de las caderas	35.1	2.56	31.3	35.2	40.2
41 Largura nalga - fosa poplítea	46.4	2.83	41.6	46.2	51.3
42 Largura nalga - rodilla	56.6	2.93	51.9	56.5	61.5
46 Perímetro bideltoideo	113.4	6.26	104.5	113.3	123.4
47 Perímetro mesoesternal	97.8	5.69	90.1	97.2	106.3
51 Perímetro brazo flexionado	31.4	2.36	27.7	31.3	35.5



Fuente:(Chaurand et al., 2015).

Para determinar la altura límite de diseño, se resta la longitud máxima de un corte típico para una amputación transtibial (Ver Figura 9 “13 cm”) de la altura de la rodilla, que es de 51.7 cm para el tipo de paciente de estudio. Así, la altura límite de diseño corresponde a un rango de 7.7 cm (20%) a 9.6 cm (25%). De esta manera, se puede reducir hasta un 75% de distancia entre un modelo comercial y el modelo en desarrollo.

Figura 9. Corte típico para una amputación transtibial.



Fuente:(Doberti Matínez, 2015).

Para determinar el ancho límite de diseño, se hace uso de la ecuación (1).

$$(1) \quad Ancho = \frac{Perimetro}{\pi}$$

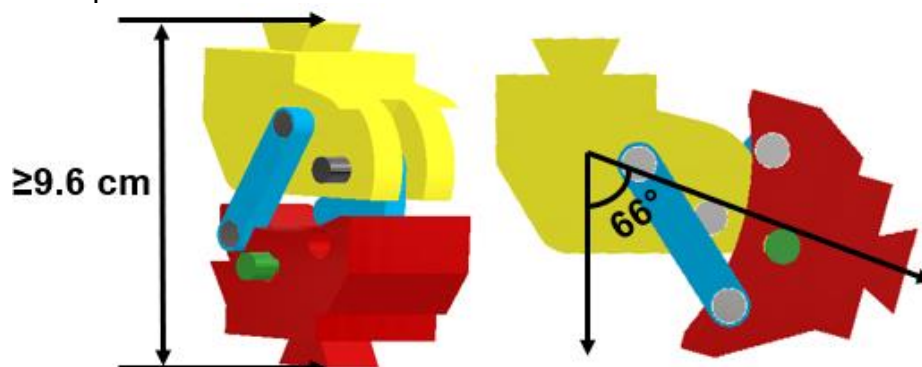
$$Ancho = \frac{36.5 \text{ cm}}{\pi} \leq 12 \text{ cm}$$

5.3.2 Diseño conceptual del sistema de articulación

Después de identificar la altura y ancho límite de diseño se plantean diversas alternativas mediante bocetos para el diseño y validez del sistema de articulación, donde se describe su operación en función de los requerimientos funcionales. Posteriormente, se realiza una evaluación comparativa entre los mismos para seleccionar la mejor propuesta.

5.3.2.1 Diseño conceptual A

Figura 10. Concepto A.

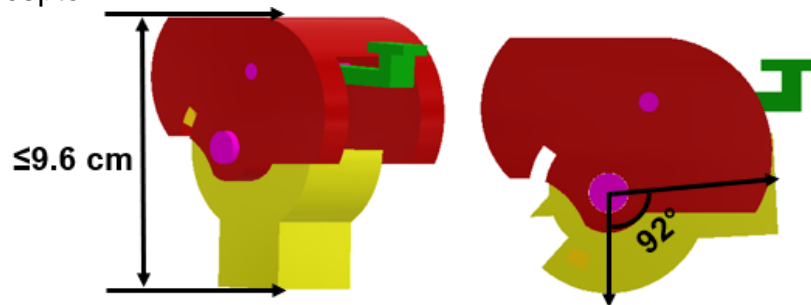


Fuente: Autoría propia.

El diseño mostrado en la Figura 10 consta de dos cuerpos sólidos unidos por dos eslabones simples y un eslabón complejo. Incluye un mecanismo de bloqueo manual basado en un diseño geométrico, que utiliza una unión entre un pasador y un resorte de compresión. Además, cuenta con un ajuste piramidal, un sistema de abrazadera y un rango de rotación de 66° . Este concepto tiene una altura igual o superior a 9.6 cm y un ancho igual o menor a 12 cm, está compuesto por 5 ejes y un total de 12 piezas para su ensamble.

5.3.2.1 Diseño conceptual B

Figura 11. Concepto B.

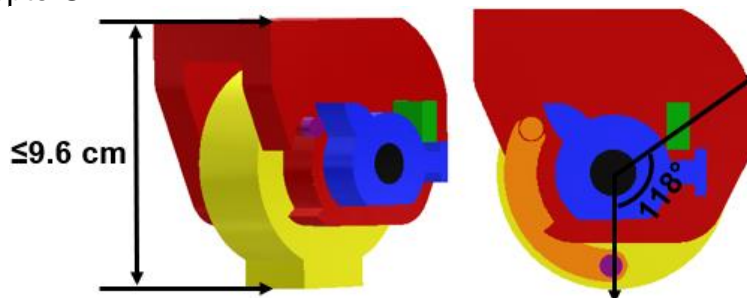


Fuente: Autoría propia.

El diseño mostrado en la Figura 11 consta de dos cuerpos sólidos unidos por un eje. Incluye un mecanismo de bloqueo manual, que utiliza la unión entre una palanca, un pasador y un resorte de compresión. Además, cuenta con un ajuste piramidal, un sistema de abrazadera y un rango de rotación de 92° . Este concepto tiene una altura igual o menor a 9.6 cm y un ancho igual o menor a 12 cm, está compuesto por 2 ejes y un total de 6 piezas para su ensamble.

5.3.2.1 Diseño conceptual C

Figura 12. Concepto C.

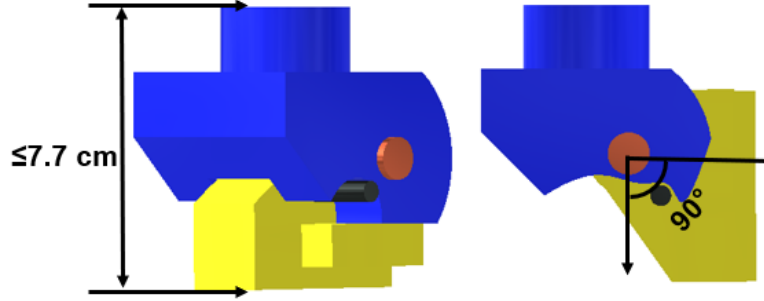


Fuente: Autoría propia.

El diseño mostrado en la Figura 12 consta de dos cuerpos sólidos unidos por un eje. Incluye un mecanismo de bloqueo manual, que utiliza la unión entre un pasador y un resorte de compresión en la cavidad de la pieza amarilla. Además, cuenta con un ajuste piramidal, un sistema de abrazadera y un rango de rotación de 118° . Este concepto tiene una altura igual o menor a 9.6 cm y un ancho igual o menor a 12 cm, está compuesto por 2 ejes y un total de 5 piezas para su ensamble.

5.3.2.1 Diseño conceptual D

Figura 13. Concepto D.



Fuente: Autoría propia.

El diseño mostrado en la Figura 13 consta de dos cuerpos sólidos unidos por un eje. Incluye un mecanismo de bloqueo manual, que utiliza la unión entre una cuña, un pasador y un resorte de torsión. Además, cuenta con un ajuste piramidal, un sistema de abrazadera y un rango de rotación de 90°. Este concepto tiene una altura igual o menor a 7.7 cm y un ancho igual o menor a 12 cm, está compuesto por 2 ejes y un total de 6 piezas para su ensamble.

5.3.3 Evaluación conceptual de la articulación

El método de evaluación utilizado se conoce como “*Pugh Evaluation*”, donde se comparan todos los diseños conceptuales mencionados en el apartado “5.3.2” según los requerimientos funcionales de estudio. Al finalizar este proceso, se selecciona el boceto con mejores características y desempeño de acuerdo con su diseño propuesto.

En la Tabla 6 se listan y comparan los criterios de diseño. Se utiliza un símbolo de “+” para indicar un cumplimiento del criterio del 100%, “s” para el 66.6% y “-” para el 33.3 %. Es importante recordar que, para los requerimientos funcionales, el criterio de aceptación es del 100%, ya que cualquier incumplimiento se considera insatisfactorio en todos los grados.

Tabla 6. “*Pugh Evaluation*” de los diseños conceptuales.

CRITERIO	Concepto A	Concepto B	Concepto C	Concepto D
Sistema de bloqueo de la articulación.	+	+	+	+
Rango de rotación $\geq 90^\circ$.	-	+	+	S
Ajuste piramidal para la unión del socket.	+	+	+	+
Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.	+	+	+	+
Mecanismo de bloqueo simple.	S	S	+	+
Uso de pocas piezas: ≤ 6 .	-	+	+	+
Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.	+	+	+	+
Altura límite de diseño del 20% al 25% del extremo del muñón hasta la planta del pie.	S	+	+	+
Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.	+	+	+	+
Puntos positivos	5	8	9	8
Puntos negativos	2	0	0	0

Fuente: Autoría propia.

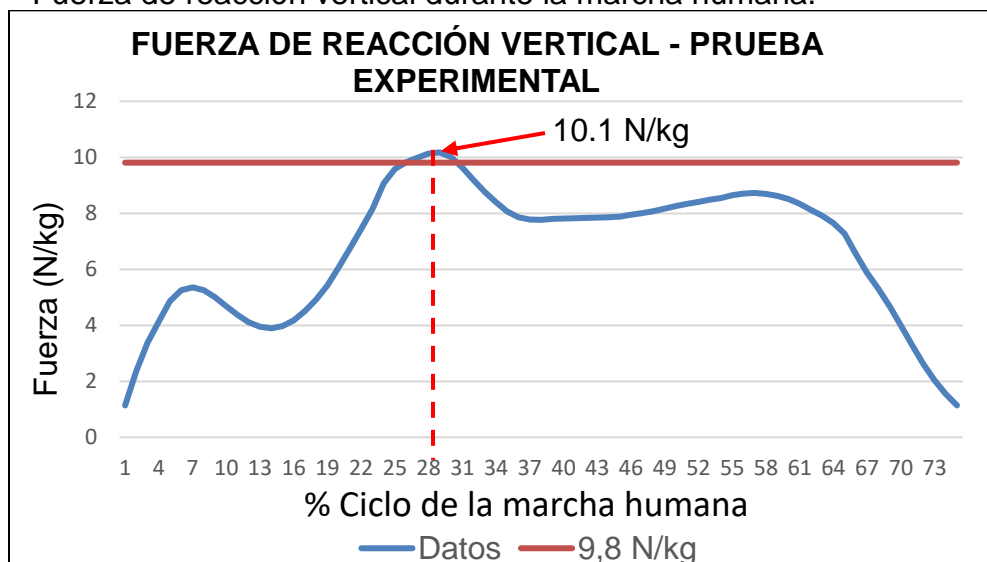
6 DISEÑO EN DETALLE

6.1 Límites de operación

6.1.1 Fuerza de impacto

Para determinar la carga que soporta es sistema de articulación para una prótesis transtibial, se lleva a cabo una prueba experimental (ver Figura 14). En el laboratorio de biomecánica del campus de la Universidad Santo Tomás, se realizan un total de ocho (8) pruebas utilizando una plataforma instalada en el suelo (ver Figura 15). Durante estas pruebas, se registra la fuerza de reacción vertical durante la marcha humana (véase Tabla C en el anexo B).

Figura 14. Fuerza de reacción vertical durante la marcha humana.



Fuente: Autoría propia.

Figura 15. Laboratorio biomecánico Universidad Santo Tomas.



Fuente: Autoría propia.

El pico máximo mostrado en la Figura 14, se encuentra alrededor del 28% del ciclo de la marcha humana obteniendo una fuerza normalizada de 10.1 N/Kg, por lo tanto, para convertir este valor en la fuerza de estudio se hace uso de la ecuación (2) tomada del artículo “*Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques*” (Moisio et al., 2003).

$$(2) \quad X_a = X * m$$

Donde, X_a es la fuerza de reacción vertical de estudio (N), X es la fuerza de reacción vertical normalizada (N/Kg), m es la masa promedio de los pacientes de estudio (Kg).

Para la masa se asume la suma del peso (Kg) promedio de una persona de sexo masculino en Colombia según Datos mundial (2018). Altura y peso medio por país, y el peso (Kg) máximo permitido de carga que se recomienda no sobrepasar por individuo según lo indicado por la guía manipulación manual de cargas (Castilla, 2021).

$$X_a = 10.1 \frac{N}{Kg} * 100.7 Kg$$

$$X_a = 1017.1 N$$

De este modo se obtiene como fuerza de estudio 1017.1 N, durante una marcha normal.

6.2 Materiales propuestos

De acuerdo a los antecedentes de estudio, se ha optado por utilizar aluminio 7075 para el sistema de articulación debido sus altas propiedades mecánicas, buena maquinabilidad y excelente relación entre resistencia y peso. Además, la referencia 7075 ha demostrado resultados favorables en los estudios revisados para este proyecto y es adecuado para aplicaciones industriales, ofreciendo un buen equilibrio entre calidad y costo. Por otro lado, se ha opta utilizar acero inoxidable 304L para el diseño del eje principal y el pasador, debido a su alta resistencia a la corrosión y sus altas propiedades mecánicas (Ver Tabla 9). Dado que las dimensiones de estos componentes serán pequeñas, su masa no afectará considerablemente los requerimientos de materiales. Esta elección garantiza la obtención de componentes livianos, económicos y adecuados, con comportamiento isotrópico para asegurar la validez, seguridad e integridad del diseño.

Tabla 7. Propiedades mecánicas.

TIPO DE MATERIAL	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (MPa)	MODULO DE YOUNG (GPa)	DENSIDAD (g/cm ³)
Acero inox 304L	670	193	7.90
Aluminio 7075	575	73	2.88

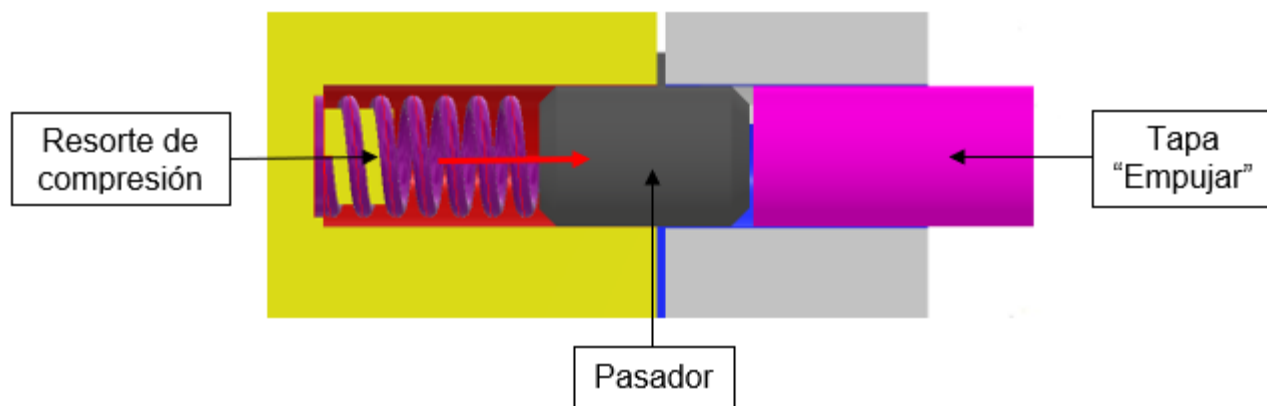
Fuente: Autoría propia.

6.3 Cálculos para la efectividad del diseño

En la Figura 16 se muestra el funcionamiento del mecanismo de bloqueo del sistema de articulación. Este diseño opera mediante un resorte de compresión instalado en la cavidad del adaptador de la articulación / adaptador de tubo (color amarillo). En su posición inicial, el resorte mantiene el pasador entre los dos cuerpos sólidos, restringiendo así la rotación del sistema de articulación. Para retirar el seguro, el paciente debe encontrarse en posición de sedestación (sentado) y oprimir la tapa (color fucsia), de este modo se comprime el resorte y permite que el pasador se desplace hacia dentro de la cavidad correspondiente. Esto facilita la rotación libre de la prótesis y el acceso a espacios con limitación de espacio.

Figura 16. Mecanismo bloqueo del sistema de articulación.

Con bloqueo – restringe la flexión de la articulación



Sin bloqueo – permite la flexión de la articulación



Fuente: Autoría propia.

6.3.1 Dimensionamiento piezas principales

El análisis de resistencia realizado a las piezas mencionadas en la tabla 8 se determina el diámetro y la longitud mínima de los ejes, considerando los fallos por corte. Para un análisis más detallado sobre la obtención de los resultados, ver anexo D.

Tabla 8. Dimensionamiento.

NOMBRE	EJE PRINCIPAL (PIEZA 1)		PASADOR (PIEZA 2)	
FIGURA				
ECUACIÓN	$D_{\min} = \sqrt{\frac{4 * F_i * F S_s}{\pi * \sigma_{ced}}}$	$t = \frac{F_{is}}{\sigma_{ced} * D}$	$D_{\min} = \sqrt{\frac{8 * F_i * F S_s}{\pi * \sigma_{ced}}}$	$t = \frac{F_{is}}{\sigma_{ced} * D}$
MATERIAL	ACERO 304L - $\sigma = 670$ Mpa		ACERO 304L - $\sigma = 670$ Mpa	
RESULTADO	0.0017 m	0.0002m	0.0024 m	0.0003 m

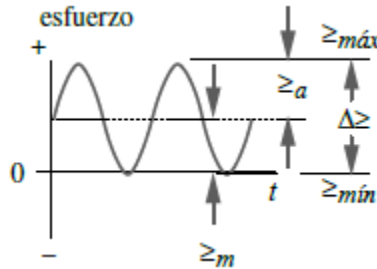
Fuente: Autoría propia.

Para el eje principal, se utiliza un diámetro de 10 mm y una longitud de 60 mm, mientras que, para el pasador, se emplea un diámetro de 8 mm y una longitud de 15 mm. Estas dimensiones se han seleccionado para garantizar un diseño duradero y resultados favorables.

6.3.2 Límite de fatiga y resistencia a la fatiga

El tipo de ciclo de maquina utilizado es mediante carga repetida (Ver Figura 17), dado que, durante la marcha humana, tanto el eje principal como el pasador están sujetos a cargas cíclicas. Ya que durante las fases de apoyo, es posible experimentar cargas de compresión.

Figura 17. Ciclo de carga repetida.



Fuente:(Norton, 2011).

Por otro lado, se emplea un rango de alto ciclaje, con el objetivo de lograr una duración mayor o igual a un millón de ciclos (10^6), lo que equivale a un diseño para vida infinita, según lo mencionado por Vanegas. L (2018). Diseño de elementos de máquinas. Editorial: Universidad Tecnológica de Pereira. Página 229.

6.3.2.1 Eje principal

La Tabla 9 relaciona los datos obtenidos para el límite de resistencia a la fatiga en condiciones críticas de uso, el factor de seguridad y el número de ciclos de vida antes de su fallo para el eje principal. Para obtener más detalle sobre la demostración y validez del diseño, ver anexo D.

Tabla 9. Resultados para el límite de fatiga - eje principal.

RESULTADOS PARA EL LÍMITE DE FATIGA						
FACTOR SUPERFICIAL	FACTOR TAMAÑO	FACTOR CARGA	FACTOR TEMPERATURA	FACTOR CONFIABILIDAD	VIGA ROTATORIA	LÍMITE DE FATIGA
K_a	K_e	K_c	K_d	K_e	S'_e (MPa)	S_e (MPa)
0.538	0.951	1	1	0.702	335	120.257
FACTOR DE SEGURIDAD (F.S.)				CONCEPTO (F.S. >1)		
1.31				CUMPLE		
CICLOS DE VIDA ANTES DEL FALLO (N)				CONCEPTO (N ≥ 1X10 ⁶)		
6.49E+06				CUMPLE		

Fuente: Autoría propia.

6.3.2.2 Pasador

La Tabla 10 relaciona los datos obtenidos para el límite de resistencia a la fatiga en condiciones críticas de uso, el factor de seguridad y el número de ciclos de vida antes de su fallo para el eje principal. Para obtener más detalle sobre la demostración y validez del diseño, ver anexo D.

Tabla 10. Resultados para el límite de fatiga –pasador.

RESULTADOS PARA EL LÍMITE DE FATIGA						
FACTOR SUPERFICIAL	FACTOR TAMAÑO	FACTOR CARGA	FACTOR TEMPERATURA	FACTOR CONFIABILIDAD	VIGA ROTATORIA	LÍMITE DE FATIGA
K _a	K _e	K _c	K _d	K _e	S' _e (MPa)	S _e (MPa)
0.538	0.972	1	1	0.702	335	122.888
FACTOR DE SEGURIDAD (F.S.)				CONCEPTO (F.S. >1)		
3.42				CUMPLE		
CICLOS DE VIDA ANTES DEL FALLO (N)				CONCEPTO (N ≥ 1X10 ⁶)		
4.34 E+08				CUMPLE		

Fuente: Autoría propia.

6.4 Diseño resorte de compresión

Para determinar la validez del resorte de compresión a utilizar, se asume un diámetro de alambre de 0.9 mm y un rango de deflexión de 12 mm. Además, se establece que el resorte debe proporcionar una fuerza mínima de 0.049 N (ver Tabla 11) para desplazar el pasador a la posición de bloqueo del sistema de articulación. Sin embargo, al ser una fuerza tan pequeña se asume 20 N como la fuerza promedio según estudios sobre la capacidad de agarre y fuerza en los dedos humanos.

Tabla 11. Fuerza del resorte.

ITEM	DATO TEORICO
Aceleración de la gravedad	9.8 m/s ²
Masa del pasador	0.005 kg
Fuerza	0.049 N

Fuente: Autoría propia.

Luego de identificar la fuerza mínima que el resorte debe proporcionar, se determina el diámetro de la espiral a partir del uso de la ecuación (3), asumiendo un índice de resorte de 8, el cuál se encuentra a la mitad del intervalo recomendado ($4 \geq C \leq 12$).

$$(3) \quad D = C * d$$

$$D = 8 * 0.9 \text{ mm} = 7.2 \text{ mm}$$

Para validar las dimensiones del resorte, se determina el factor de cortante directo y el esfuerzo cortante en la espira con la fuerza indicada, se hace uso de la ecuación (4) y (5) respectivamente.

$$(4) \quad K_s = 1 + \frac{0.5}{C}$$

$$K_s = 1 + \frac{0.5}{8} = 1.06$$

$$(5) \quad \tau = K_s * \frac{8 * F * D}{\pi * d^3}$$

$$\tau = 1.06 * \frac{8 * 20N * 0.0072 \text{ m}}{\pi * 0.0009^3} = 533.2 \text{ MPa}$$

Se calcula la resistencia última a la tensión del resorte con la ecuación (6), teniendo en cuenta los valores de los coeficientes A y B de la Tabla 12, para un alambre forjado en frío ya que su proceso de fabricación es menos costoso.

$$(6) \quad S_{ut} = A * d^b$$

Tabla 12. Coeficientes y exponentes

Tabla 10-4 Coeficientes y exponentes para la ecuación 10.3							
Fuente: Referencia 1							
ASTM #	Material	Intervalo		Exponente <i>b</i>	Coeficiente A		Factor de correlación
		mm	in		MPa	psi	
A227	Forjado en frío	0.5–16	0.020–0.625	-0.182 2	1 753.3	141 040	0.998
A228	Alambre musical	0.3–6	0.010–0.250	-0.162 5	2 153.5	184 649	0.9997
A229	Revenido en aceite	0.5–16	0.020–0.625	-0.183 3	1 831.2	146 780	0.999

Fuente:(Norton, 2011).

$$S_{ut} = 1753.3 * 0.0009^{-0.1822} = 6292.07 \text{ MPa}$$

Luego de obtener la resistencia última a la tensión del resorte, se procede a obtener la resistencia a la fluencia por torsión a partir de la ecuación (6) y teniendo en cuenta que el material es un acero inoxidable austenítico 316.

$$(7) \quad S_{ys} = 55 * S_{ut}$$

$$S_{ys} = 55 * 6292.07 \text{ MPa} = 3460.6 \text{ MPa}$$

Finalmente se calcula el factor de seguridad, dada por la ecuación (8).

$$(8) \quad N_s = \frac{S_{ys}}{\tau}$$

$$N_s = \frac{3460.6 \text{ MPa}}{533.2 \text{ MPa}} = 6.5$$

Luego de obtener un factor de seguridad aceptable ($N > 1$), se determina la constante de resorte mediante el uso de la ecuación (9), donde “y” es la distancia de deflexión.

$$(9) \quad k = \frac{F}{y} = \frac{20 \text{ N}}{0.012 \text{ m}} = 1666.7 \text{ N/m}$$

Por último se determina el número de espiras necesarias para alcanzar la constante de resorte k , dada por la ecuación (10).

$$(10) \quad N_a = \frac{d^4 * G}{8 * D^3 * k}$$

$$N_a = \frac{0.0009^4 \text{ m} * 7.7 \times 10^{10} \text{ Pa}}{8 * 0.0072^3 \text{ m} * 1666.7 \text{ N/m}} = 10$$

6.5 Análisis y resultados

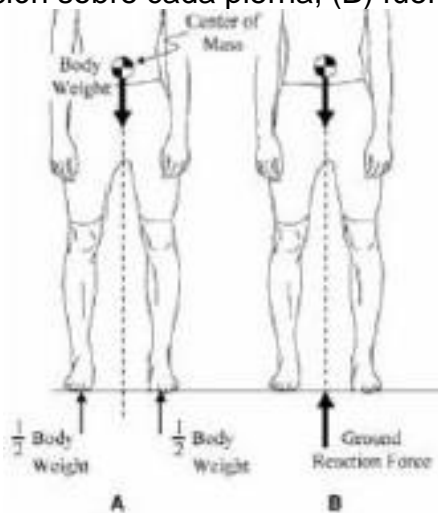
6.5.1 Simulación estática y dinámica del diseño

Para garantizar la validez del diseño de un sistema de articulación, se consideran dos tipos de carga: estática y dinámica. La carga estática se evalúa en la postura bipodal erguida, mientras que la carga dinámica se analiza en tres casos diferentes durante un instante del ciclo de marcha in vivo: marcha normal, ascenso y descenso de escalones. Esto simplifica el análisis mediante el uso de elementos finitos.

6.5.1.1 Carga en el diseño para una postura bipodal erguida

Para el caso de un análisis de carga estática se plantea una postura bipodal erguida (Ver Figura 18) siendo uno de los más sencillos de estudiar. Ya que, la carga que soporta el sistema de articulación corresponde a la mitad del peso del tipo de pacientes de estudio. De este modo la carga de estudio será la mitad de la fuerza total indicada en el apartado 6.1.1 cuyo valor es de 508.6 N.

Figura 18. (A) Fuerzas de reacción sobre cada pierna, (B) fuerza de reacción resultante.



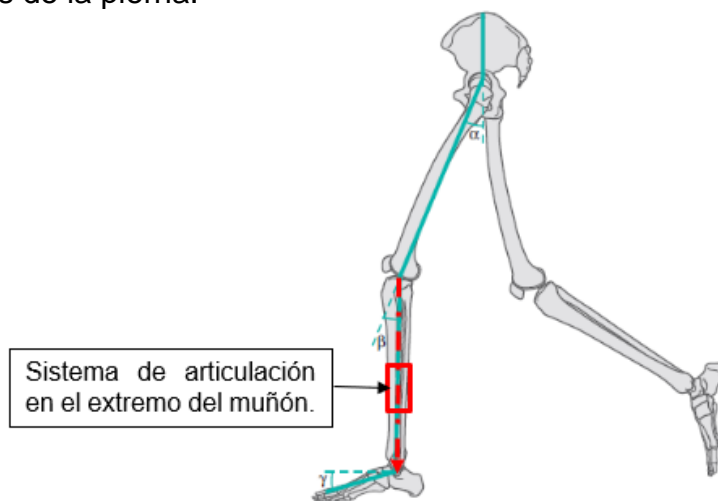
Fuente: (Murillo Bernal, 2020).

6.5.1.2 Cargas dinámicas en el diseño

En el análisis de carga dinámica, se consideran los estudios in vivo realizados en los últimos años. Para el proyecto actual, se toma como referencia el estudio del autor Murillo Bernal (2020), que evalúa el comportamiento de las cargas sobre la tibia en función del ángulo generado en un instante del ciclo de marcha, en los escenarios previamente definidos.

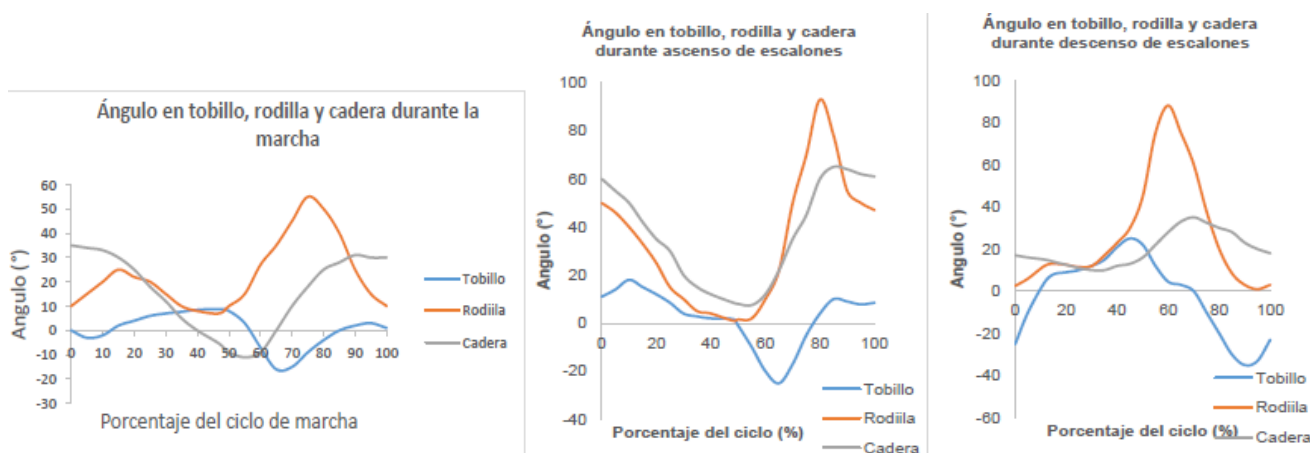
De este modo, se considera únicamente el ángulo de la rodilla, denominado “ β ”, ya que este mantiene la misma dirección que el sistema de articulación en posición de bloqueo (Ver Figura 19), y varía en función del porcentaje del ciclo de la marcha como se muestra en la Figura 20, para cada caso de estudio.

Figura 19. Ángulos de la pierna.



Fuente: Autoría propia.

Figura 20. Ángulos durante la marcha normal, ascenso y descenso de escalones.



Fuente: (Murillo Bernal, 2020).

Finalmente, según el estudio realizado por Murillo B., se identifica que, durante el ascenso y descenso de escaleras, las cargas en la rodilla aumentan en 10.6 N/kg alrededor del 40% del ciclo de marcha y en 12.5 N/kg, correspondiente al 11.5% del ciclo de marcha, respectivamente.

Se hace uso de la ecuación (2), para determinar el incremento de la fuerza en las condiciones mencionadas anteriormente.

- Fuerza en el ascenso de escalones

$$X_a = 10.6 \frac{N}{Kg} * 100.7 Kg = 1067.4 N$$

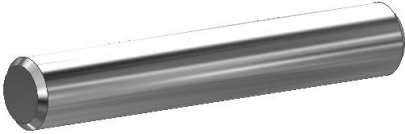
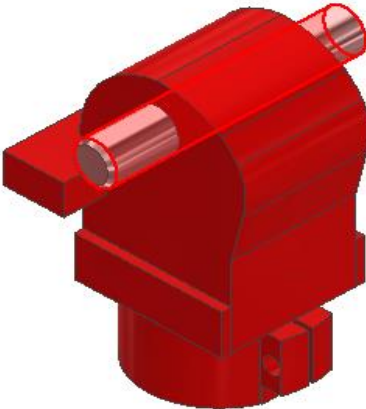
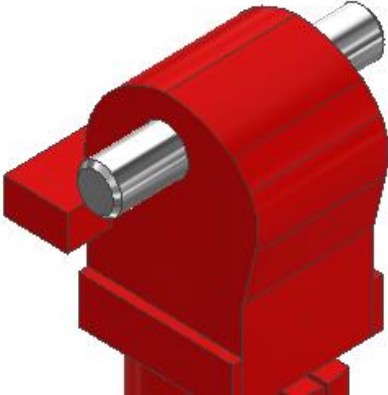
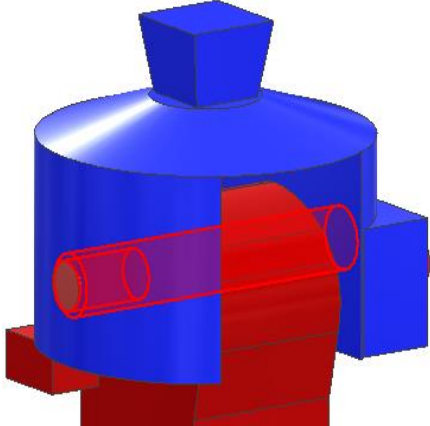
- Fuerza en el descenso de escalones

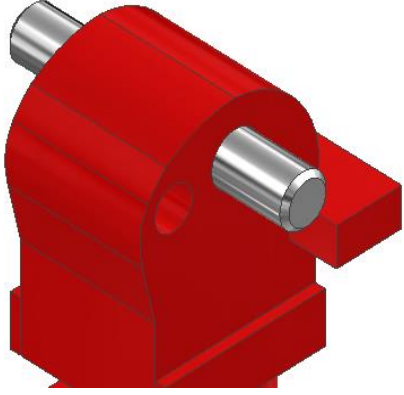
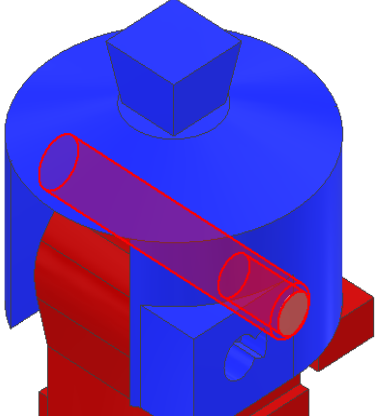

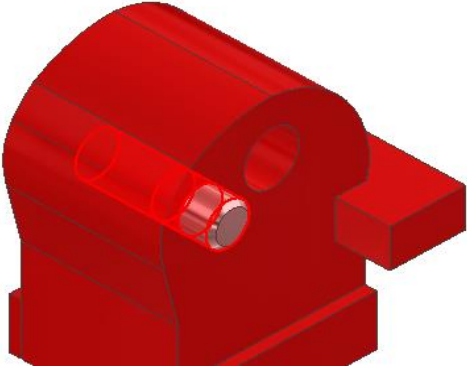
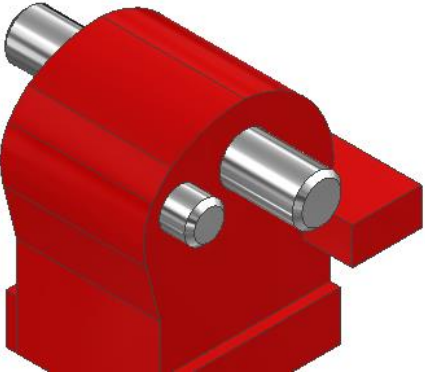
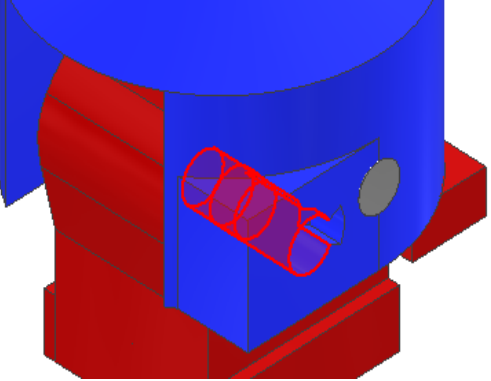
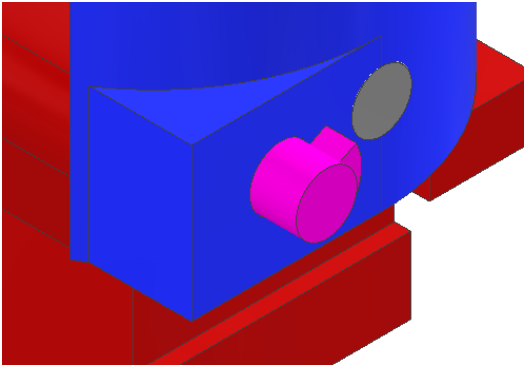
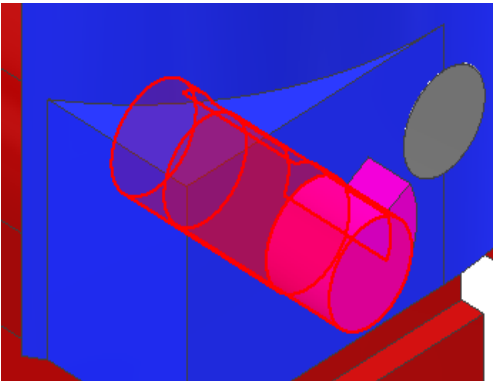
$$X_a = 12.5 \frac{N}{Kg} * 100.7 Kg = 1258.8 N$$

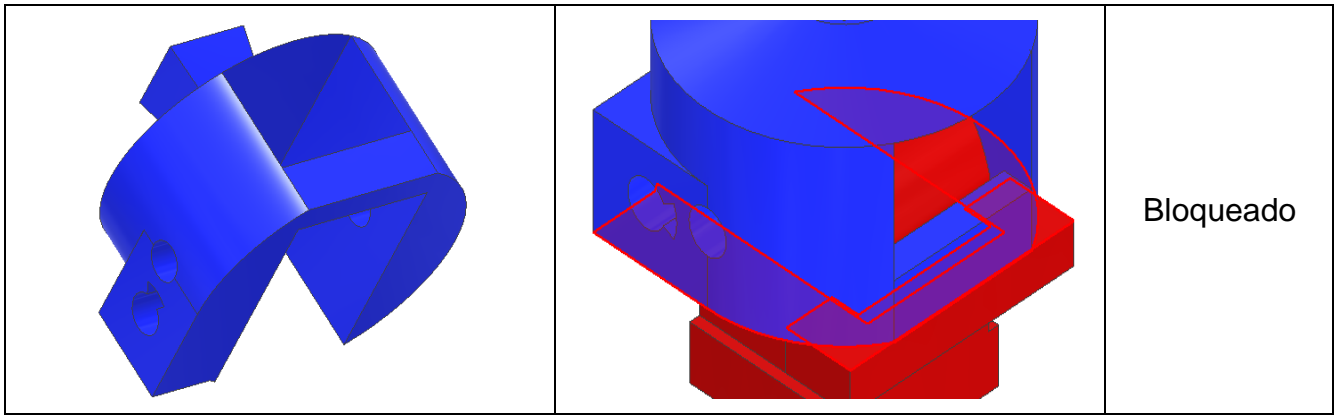
6.5.1.3 Contactos mecánicos

Se definen los contactos mecánicos entre las superficies del modelo a ensamblar que presentan algún tipo de interacción (Ver Tabla 13), para que el comportamiento del estudio refleje adecuadamente lo que ocurre biológicamente durante la marcha humana. Por otro lado, el tipo de contacto que se aplicará será bloqueado o fijo, restringiendo así el movimiento entre las superficies adyacentes. Esto se debe a que, durante la marcha humana, el sistema mantendrá la articulación bloqueada en todo momento.

Tabla 13. Contactos mecánicos.

CUERPO DE CONTACTO	CUERPO BASE	TIPO DE CONTACTO
		Bloqueado
		Bloqueado

		<p>Bloqueado</p>
		<p>Bloqueado</p>
		<p>Bloqueado</p>
		<p>Bloqueado</p>

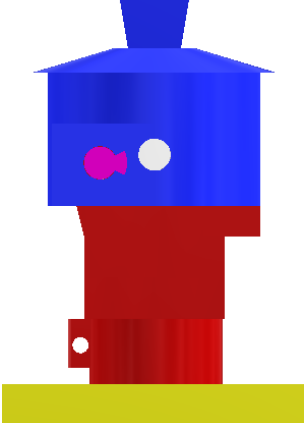
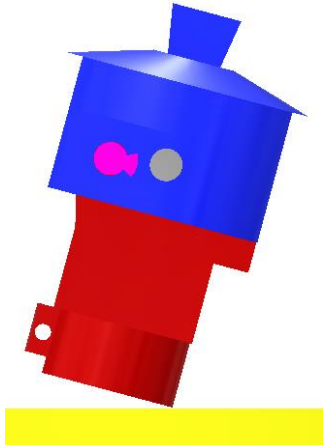


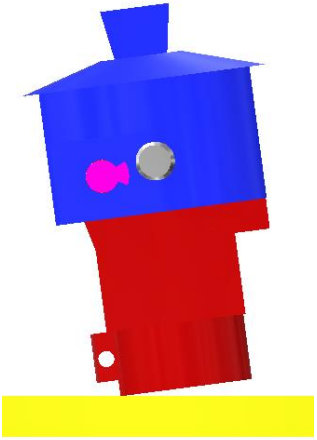
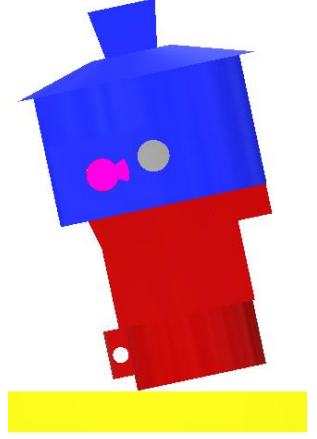
Fuente: Autoría propia.

6.5.1.4 Condiciones de frontera de apoyo

En la Tabla 14, se presentan las condiciones de apoyo del sistema de articulación de acuerdo al ángulo de acción en función al porcentaje del ciclo de marcha establecido en el apartado 6.5.1.2.

Tabla 14. Ángulo de estudio.

TIPO DE ESTUDIO	ANGULO DE ESTUDIO
<p>Postura bipodal - 0°</p>	
<p>Marcha normal - 15°</p>	

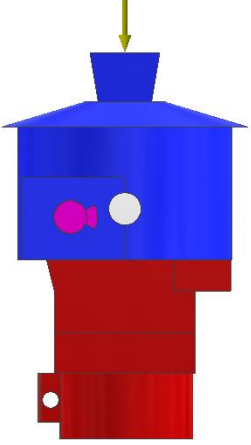
<p>Ascenso de escalones - 7.5°</p>	
<p>Descenso de escalones - 12°</p>	

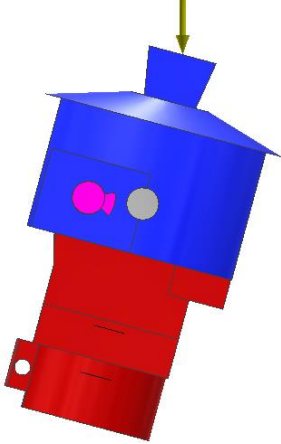
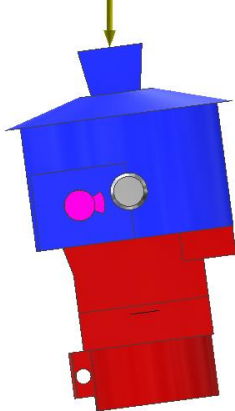
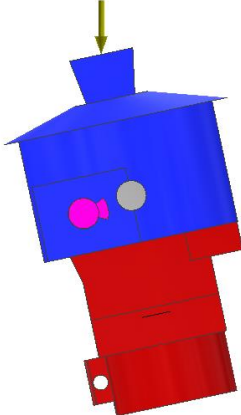
Fuente: Autoría propia.

6.5.1.5 Condiciones de frontera de carga

En la Tabla 15, se presentan las condiciones de carga del sistema de articulación ya definidas anteriormente.

Tabla 15. Ángulo de estudio.

TIPO DE ESTUDIO	ANGULO DE ESTUDIO
<p>Postura bipodal - 508.6 N</p>	

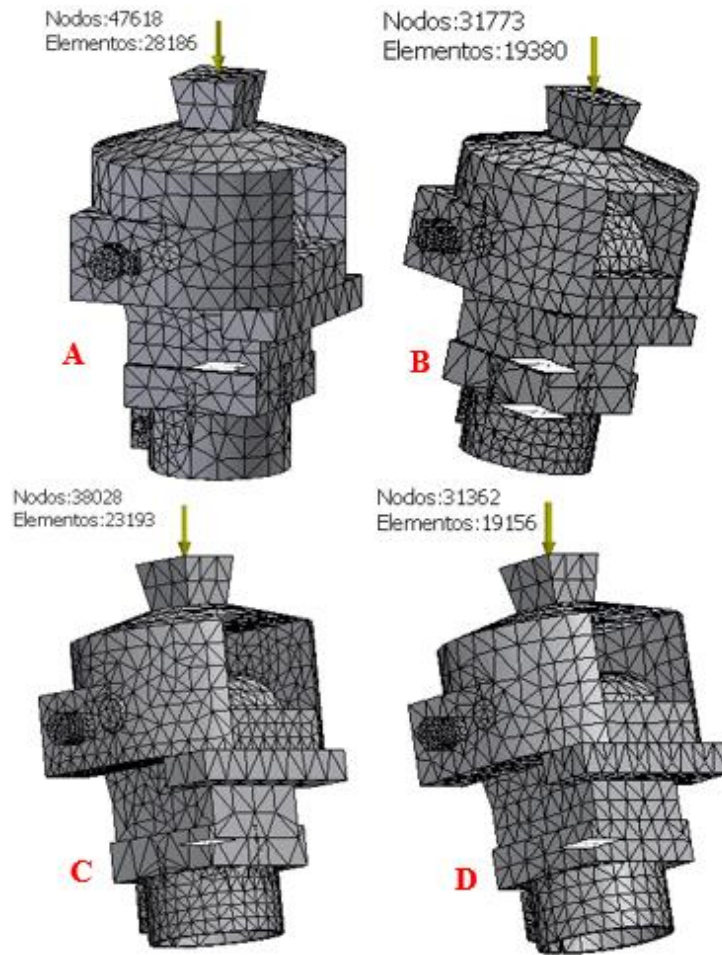
<p>Marcha normal - 1017.1 N</p>	
<p>Ascenso de escalones - 1067.4 N</p>	
<p>Descenso de escalones - 1258.8 N</p>	

Fuente: Autoría propia.

6.5.1.6 Tipo de mallado

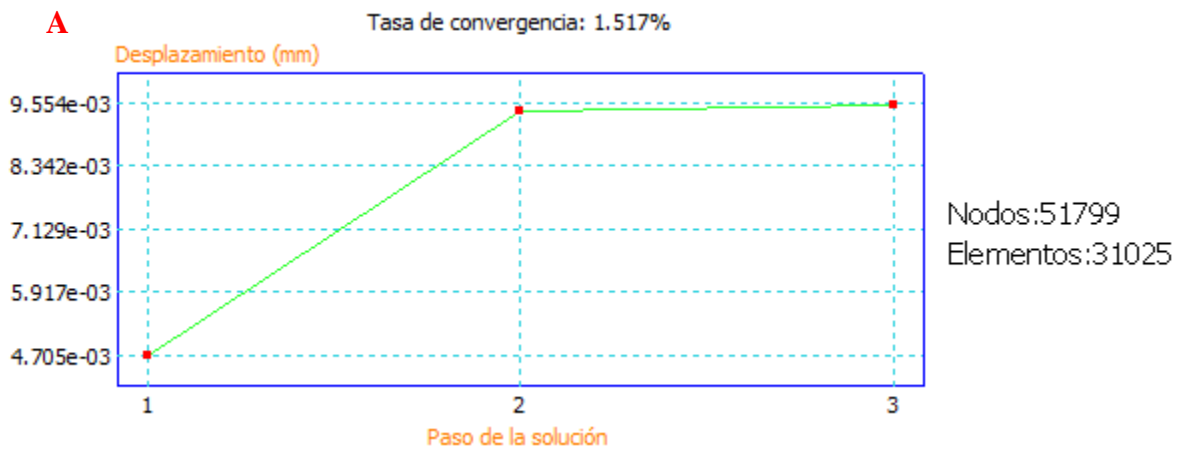
Se utiliza una malla tetraédrica (ver Figura 21) debido a su capacidad para modelar geometrías complejas con un menor número de nodos ($n=4$) en comparación con un mallado cuadrilátero/hexaédrico. Este tipo de malla es también compatible con el software CAD utilizado (Autodesk, 2023). Además, se ha verificado que la convergencia alcanzada en la Figura 22 es adecuada, mostrando variaciones despreciables y un porcentaje de error inferior al 2% especificado para el estudio.

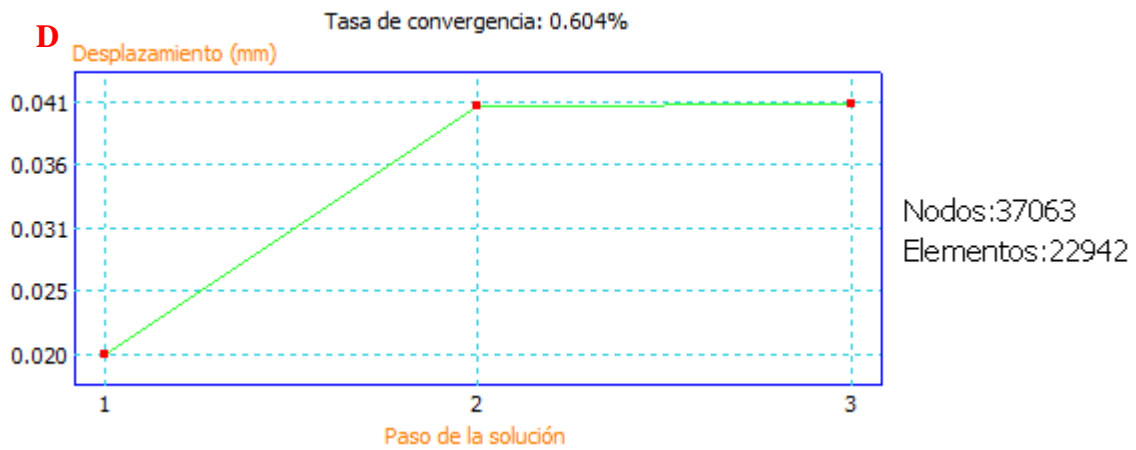
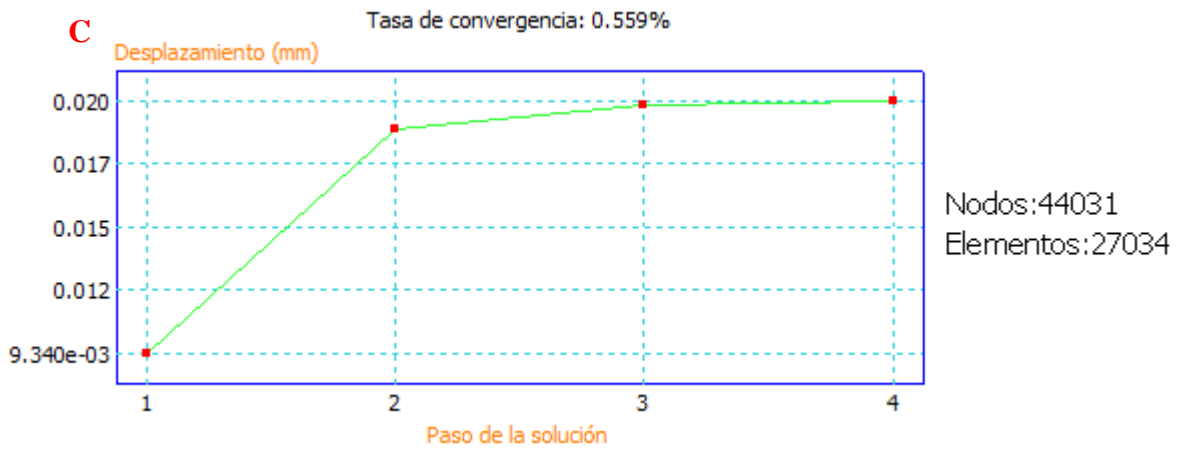
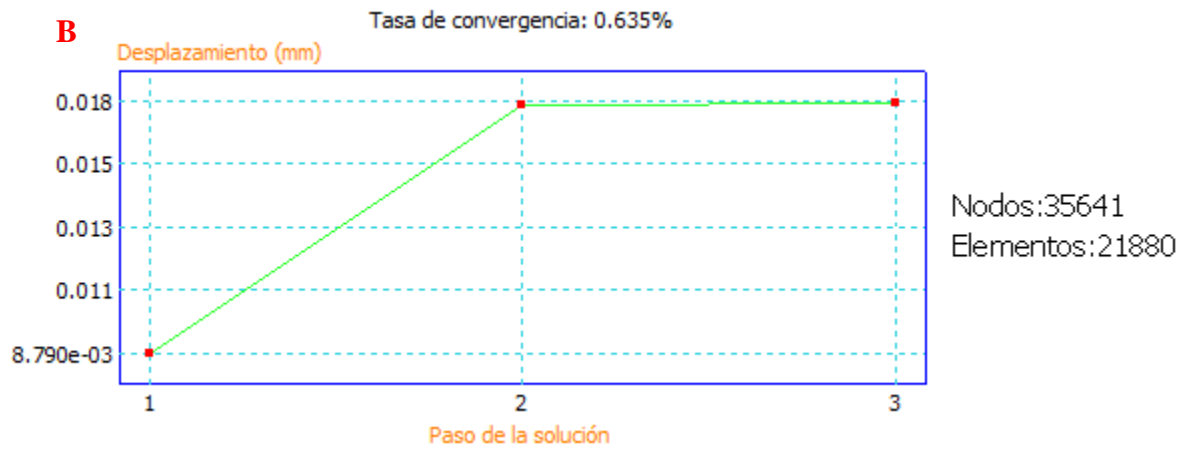
Figura 21. Malla, (A) Bipodal, (B) Marcha normal, (C) Ascenso, (D) Descenso.



Fuente: Autoría propia.

Figura 22. Estudio de convergencia, (A) Bipodal, (B) Marcha normal, (C) Ascenso, (D) Descenso.

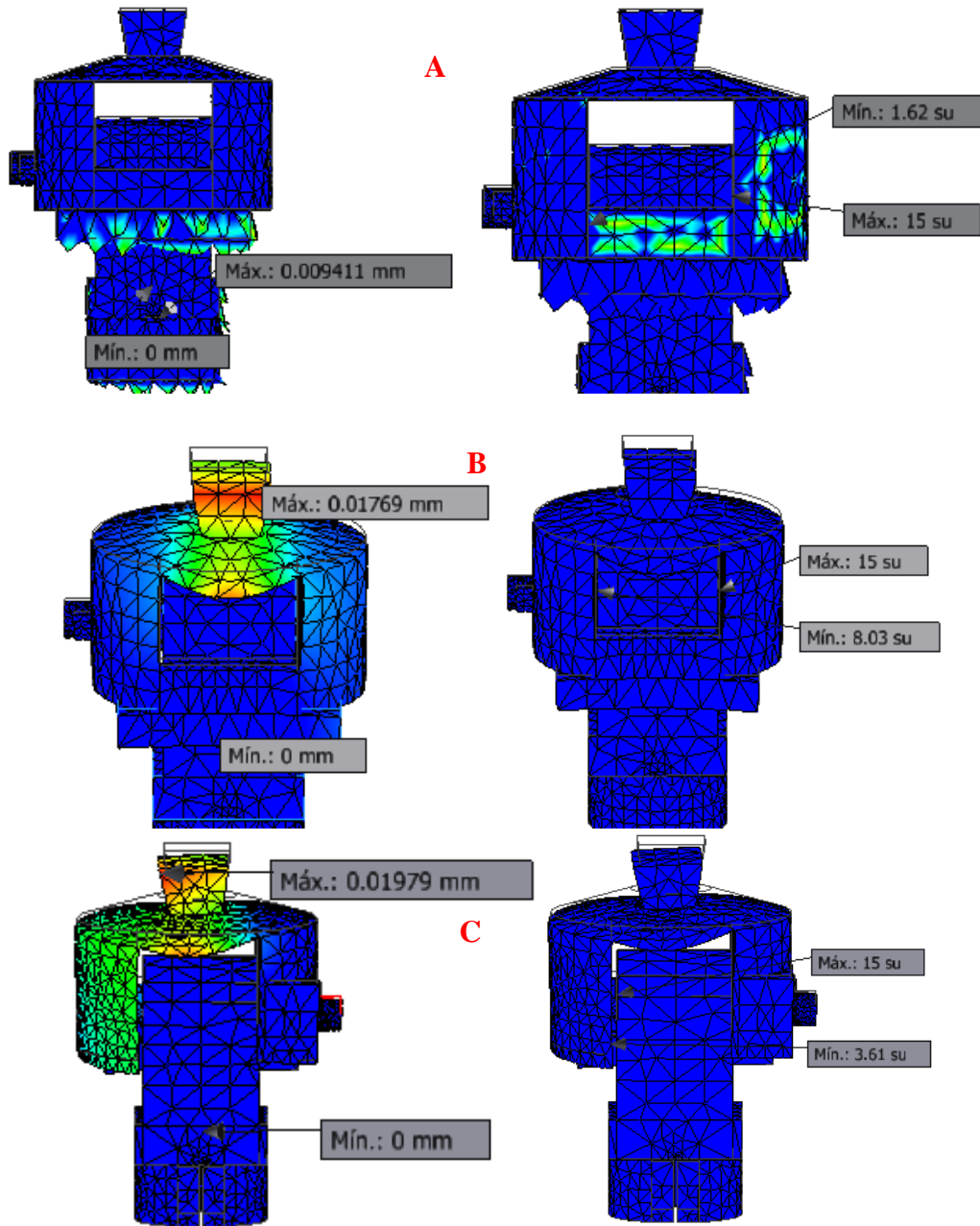


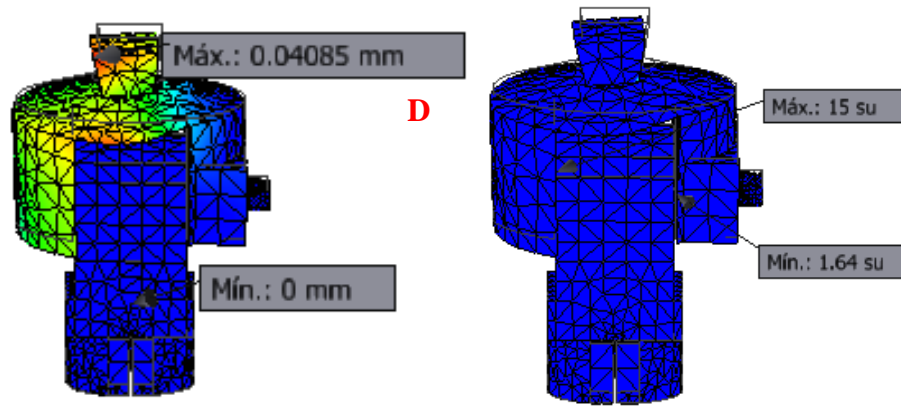


Fuente: Autoría propia.

6.5.1.7 Resultados de la simulación

Figura 23. Resultados de la simulación. (A) Bipodal, (B) Marcha normal, (C) Ascenso, (D) Descenso.





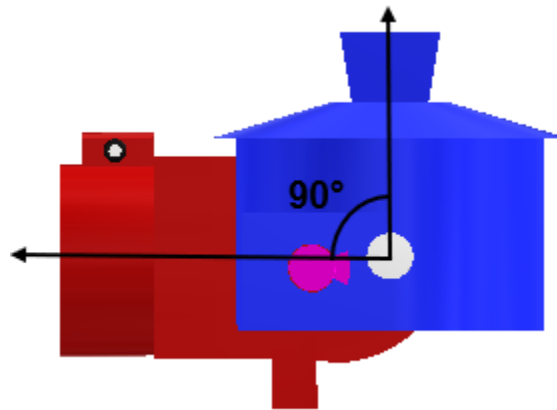
Fuente: Autoría propia.

Se determina en la Figura 23 que el dimensionamiento y material seleccionado del diseño final bajo la fuerza de estudio son adecuados. El desplazamiento se considera insignificante debido a su valor tan pequeño y el factor de seguridad obtenido para cada caso indica que el componente es capaz de soportar la carga sin fallar ya que es mayor a uno. Según Beer Johnston (2017). Mecánica de materiales. Editorial: Mcgraw Hill. Página 29.

6.5.1.8 Ángulo de rotación

Finalmente, en la Figura 24 se muestra el ángulo de rotación obtenido en el diseño final sin bloqueo, con un valor de 90° , que representa el 75% de la altura total entre el extremo del muñón y la planta del pie promedio para pacientes mayores de 50 años.

Figura 24. Ángulo de rotación



Fuente: Autoría propia.

7 CONCLUSIONES

- ✓ Se obtuvo un ángulo de rotación de 90° , que representa una reducción del 70% de distancia promedio entre el extremo del muñón y la planta del pie para pacientes mayores de 50 años.
- ✓ Se ha determinado que los materiales seleccionados para el sistema de articulación (aluminio 7075), y para el eje y el pasador (acero inoxidable 304L) son adecuados, ya que el coeficiente de seguridad obtenido es mayor que 1 tanto en cargas estáticas como dinámicas, lo que confirma la validez de la elección.
- ✓ Se concluye que el estudio de convergencia del mallado seleccionado es el adecuado, ya que se ha obtenido un error de convergencia inferior al 2%. Esto ha permitido obtener resultados más precisos y cercanos a la realidad física del sistema modelado.
- ✓ Se evidencia que el sistema de articulación experimenta una mayor carga dinámica durante la etapa de descenso de escalones. Bajo un ángulo de acción de 12° , se obtiene una deformación máxima de 0.04 mm y un coeficiente de seguridad mínimo de 1.64, lo que permite validar el concepto ganador del diseño conceptual en base de los requerimientos funcionales.
- ✓ Las dimensiones del eje principal (diámetro= 10 mm y longitud= 60 mm) y del pasador (diámetro= 8 mm y longitud= 12 mm) corresponden a un rango de alto ciclaje equivalente a una vida útil igual o mayor a un millón de ciclos (10^6). Los resultados obtenidos son 6.49×10^6 ciclos para el eje y 4.34×10^8 ciclos para el pasador.

8 RECOMENDACIONES

- ✓ Se recomienda utilizar el tipo de material descrito en el documento para la fabricación del sistema de articulación con bloqueo, ya que sus propiedades garantizan un comportamiento isotrópico e inoxidable, especialmente en el eje principal y pasador, lo cual asegura la integridad y vida útil del diseño.
- ✓ Se recomienda no sobrepasar el peso promedio del tipo de paciente de estudio ni aplicar cargas adicionales superiores a 25 Kg, ya que esto podría afectar la vida útil del diseño. Sin embargo, el modelo presentado en este proyecto fue diseñado con un factor de seguridad de 1.5 para efectos de seguridad del paciente. Valor mínimo recomendado para la validez del diseño, según lo mencionado por Vanegas. L (2018). Diseño de elementos de máquinas. Editorial: Universidad Tecnológica de Pereira. Página 78.
- ✓ Se recomienda validar el diseño propuesto en este documento variando el tipo de material o implementando el pie protésico, con el fin de evaluar el comportamiento del sistema de articulación en las posiciones de contacto de la planta del pie con el suelo, manteniendo el ángulo de acción para cada caso de estudio desarrollado en este proyecto.

9 LISTA DE REFERENCIAS

- Benavidez Mozo, L. A., & Molina Galeano, L. F. (2020). *Estrategias de evaluación en la fase preprotésica, protésica y postprotésica en pacientes con amputación transfemora: Revisión sistemática*. <https://ecr-dspace.metabiblioteca.com.co/handle/001/373>
- Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: Sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*, 7(1), 160-173.
- Castilla, M. (2021, noviembre 11). *Manipulación Manual De Cargas Cartilla*. calameo.com. <https://www.calameo.com/read/006826401a340ea9986ae>
- Castro, J. (2018). DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL. *FUNDACIÓN UNIVERSIDAD DE AMÉRICA*. <http://repository.uamerica.edu.co/bitstream/20.500.11839/7190/1/4112407-2018-2-IM.pdf>
- Chaurand, R., Prado león, L. R., & González Muñón, E. L. (2015, mayo 5). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/14486/2018sergiobohórquez4.pdf>
- Correa, K. M. A. (2021, marzo 20). *Con «app» buscan mejorar calidad de vida de las personas amputadas*. El Tiempo. <https://www.eltiempo.com/colombia/medellin/con-app-buscan-mejorar-calidad-de-vida-de-las-personas-amputadas-575014>
- Cubillos, J., & Perea, S. (2020). *Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad -PCD1 Oficina de Promoción Social I-2020*. <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/boletines-poblacionales-personas-discapacidadI-2020.pdf>
- Datosmundial. (s.f.). *Estatuta media de hombres y mujeres en todo el mundo*. DatosMundial.com. Recuperado 16 de junio de 2024, de <https://www.datosmundial.com/estatura-promedio.php>
- Delgado, V. (2010). DISEÑO CONCEPTUAL Y DE DETALLE DE UN DISPOSITIVO PARA ENSAYOS DE IMPACTO Y PRECARGA A TENSIÓN UNIDIRECCIONAL EN MATERIALES COMPUESTOS. *México, D.F. Octubre, 2010*. <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/7512/1646%202010.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Doberti Matínez, A. J. (2015). *DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTADOS TRANSTIBIALES*. <https://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/137154/Diseno-de-una-protesis-de-pierna-para-amputados-transtibiales.pdf>
- Florez Martinez, Y. A. (2019). *SINTESIS ÓPTIMA DE UN MECANISMO DE CUATRO BARRAS PARA RODILLA, UTILIZANDO LAS COORDENADAS NATURALES EN LA FORMULACIÓN CINEMÁTICA*. http://repositoriodspace.unipamplona.edu.co/jspui/bitstream/20.500.12744/4075/1/Flórez_2019_TG.pdf

- Hernández, V., Santos, L., Pérez, B., Garrido, A., Montufar, C., Calderón, J., & Ortega Ricardo. (2018). *Determinación de factores de seguridad en 2D y 3D para materiales dúctiles en plataforma Android*. https://somim.org.mx/memorias/memorias2018/articulos/A5_67.pdf
- Mayorga, C., & Chavez, J. (2010). *FACTORES MÉDICO PATOLÓGICOS Y TRAUMÁTICOS RELACIONADOS Y LAS CARACTERÍSTICAS DE LAS AMPUTACIONES QUE SE HAN PRESENTADO EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO HERNANDO MONCALEANO PERDOMO ENTRE EL 2005 Y 2009*. <https://contenidos.usco.edu.co/salud/images/documentos/grados/T.G.Medicina/319.T.G-Christian-Ikerne-Mayorga-Gutiérrez-2009.pdf>
- Médica, F. (2018, enero 18). En Colombia gran número de los pacientes amputados no han sido evaluados por un cirujano vascular. *Formula Medica*. <https://www.formulamedica.com.co/noticias-formula-medica/pacientes-amputados-no-han-sido-evaluados-por-un-cirujano-vascular/>
- Miprotesis. (s. f.). ▷ ¿Qué es una Prótesis Transtibial? - Función y características. *Mi Prótesis de Pierna*. Recuperado 16 de junio de 2024, de <https://miprotesisdepierna.mx/protesis-transtibial/>
- Moisio, K., Summer, D., Shott, S., & Hurwitz, D. (2003). Normalization of joint moments during gait: A comparison of two techniques. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 599-603. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00433-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00433-5)
- Molina, F. (s. f.). Prótesis de miembro inferior. *Editorial medica panamericana*. https://aula.campuspanamericana.com/_Cursos/Curso01249/Temario/M3/T1/3.1.%20Curso%20Ortopedia.pdf
- Moreno, W. (2020, mayo 25). *Ciclo de marcha*. Red Estudiantil Mexi. <https://redestudiantilmx.wixsite.com/website/post/ciclo-de-marcha>
- Munideporte. (s. f.). *Biomecánica de la Marcha y la Carrera*. https://www.munideporte.com/imagenes/documentacion/ficheros/20091229110320blanca_de_la_cruz2.pdf
- Murillo Bernal, Y. S. (2020, octubre 21). *ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UNA PLACA DE TIBIA DISTAL TIPO LCP (PLACA DE COMPRESIÓN DE BLOQUEO), BAJO CONDICIONES ESTÁTICAS Y DINÁMICAS EN LA MARCHA*. <https://repository.usta.edu.co/handle/11634/30534>
- Norton. (2011). *Diseño de máquinas* (4.^a ed.). Pearson. https://www.academia.edu/37464424/Diseno_maquinas_de_Norton?sm=b
- Ottobock. (s. f.). *Screw in Foot Adapter 2R8=M10 | Ottobock US Shop*. Recuperado 16 de junio de 2024, de <https://shop.ottobock.us/c/Screw-in-Footer-Adapter-2R8%3DM10/p/2D6%7E5M10>
- Proviem. (2021, octubre 6). *Prótesis de pierna Transtibial—Proviem Clínica de Movilidad*. <https://proviem.com.mx/protesis-transtibial-protesis-de-pie/>
- Richard, G., Budynas, J., & Keith, N. (s. f.). *Diseño en ingeniería mecánica* (9.^a ed.). Mc Graw Hill. <http://www1.frm.utn.edu.ar/electromecanica/materias%20pagina%20nuevas/elementoMaquina/material/libroCabecera.pdf>

- Robert L. (2006). *Diseño De Elementos De Maquinas Robert L Mott 4ta Ed | Ingeniero Mecánico* (4.^a ed.). <https://www.udocz.com/apuntes/20762/disen-de-elementos-de-maquinas-robert-l-mott-4ta-ed>
- Robles, H. V., Areiza, R. M., Almanza, M. I., Gaviria, K., Hernández, A. F., & Escobar, N. J. (2023). Functional Transtibial Prosthesis Model: Achilles. *Ingeniería y Competitividad*, 25(2). <https://doi.org/10.25100/iyc.v25i2.12705>
- Rs, A. (2017). Mecánica de Materiales—Beer Johnston- Edición 7 LIBRO. *MECANICA DE MATERIALES* (7A. ED). https://www.academia.edu/62137117/Mec%C3%A1nica_de_Materiales_Beer_Johnston_Edici%C3%B3n_7_LIBRO
- Salinas-Durán, F. A., V, L. F. A., Muñoz-Rodríguez, D. I., Vélez-Jaramillo, D. A., Abaunza, J. M. S., Lugo-Agudelo, L. H., & Guevara, C. R. (2016). Guía de práctica clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y postoperatorio de la persona amputada, la prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral. *Iatreia*, 29(4-S2), Article 4-S2. <https://doi.org/10.17533/udea.iatreia.26864>
- Silvio. (2017, septiembre 30). Nivel de amputación. *Blog Ortopedia Silvio*. <https://www.ortopediasilvio.com/blog/nivel-de-amputacion/>
- Stewart, G., & Eidelson, M. (2020, enero 30). *El nervio ciático y la ciática*. <https://www.healthcentral.com/espanol/ciatica/nervio-ciatico-ciatica>
- Tobón Marulanda, F. Á., Vallejo Maya, J., & Toro Cortés, L. M. (2011). Lesión del nervio ciático: Aproximación médico legal. *CES Medicina*, 25(1), 65-78.
- Utrilla, D. (2021, junio 23). *¿Cuál es la anatomía y el recorrido del nervio ciático?* Fisioterapia a domicilio Alicante. <https://fisiodanielutrilla.com/cual-es-la-anatomia-y-el-recorrido-del-nervio-ciatico/>
- Valencia, F., Lima, X., Ojeda, D., & Ortiz, D. (2015). *Prótesis de rodilla externa mecatrónica*. <https://core.ac.uk/download/pdf/81582346.pdf>
- Valencia, F., & Olmedo, F. (2016). *Diseño y simulación de una articulación de rodilla para prótesis externa usando herramientas CAD-CAE*. 24. <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/108790/4833-2891-1-PB.pdf?sequence=1>
- Vanegas, L. (2018). *Diseño de elementos de máquinas* (1.^a ed.). Universidad tecnológica de Pereira. <https://core.ac.uk/download/pdf/158348444.pdf>
- Zamudio, J. E., Guzmán, D., Sánchez, N., Mosquera, O. L., Botero, D. A., Rubiano, O., García, J. A., García, C. C., Valencia, J. C., Zamudio, J. E., Guzmán, D., Sánchez, N., Mosquera, O. L., Botero, D. A., Rubiano, O., García, J. A., García, C. C., & Valencia, J. C. (2020). Finite Element Analysis of a Transtibial Prosthesis for a Paralympic Cyclist. *Ingeniería y Competitividad*, 22(2). <https://doi.org/10.25100/iyc.v22i2.8706>

10 ANEXOS

Anexo A. Importancia relativa de los requerimientos

Tabla A. Matriz comparativa para la importancia relativa de los requerimientos de diseño.

REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	Ajuste piramidal para la unión del socket.	Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.	Rango de rotación $\geq 90^\circ$.	Eje de rotación.	Sistema de bloqueo de la articulación.	Comportamiento isotrópico.	Resistente a la corrosión.	Con altas propiedades mecánicas.	Altura límite de diseño del 20% al 25% del extremo del muñón hasta la planta del pie.	Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.	Mecanismo de bloqueo simple.	Uso de pocas piezas: ≤ 6 .	Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.	Uso de materiales con baja densidad (kg/m ³).
Ajuste piramidal para la unión del socket.	1	1	7	3	1	1/7	9	1/7	5	5	3	5	1	5
Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.	1	1	7	3	1	1/7	9	1/7	5	5	3	5	1	5
Rango de rotación $\geq 90^\circ$.	1/7	1/7	1	1/3	1/9	7	3	5	1/7	1/7	1/5	1/7	5	3
Eje de rotación.	1/3	1/3	3	1	1/9	1/9	1/7	1/9	3	3	1/7	7	7	1/5
Sistema de bloqueo de la articulación.	1	1	9	9	1	1/3	1/3	1	5	5	3	3	7	3
Comportamiento isotrópico.	7	7	1/7	9	3	1	3	1	1	1	1/5	5	1/5	3
Resistente a la corrosión.	1/9	1/9	1/3	7	3	1/3	1	1/3	1/3	1/3	3	1/5	1/3	1/3
Con altas propiedades mecánicas.	7	7	1/5	9	1	1	3	1	1	1	5	1/3	3	3
Altura límite de diseño del 20% al 25% del extremo del muñón hasta la planta	1/5	1/5	7	1/3	1/5	1	3	1	1	1	1/3	1/3	5	5
Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.	1/5	1/5	7	1/3	1/5	1	3	1	1	1	1/3	1/3	5	5
Mecanismo de bloqueo simple.	1/3	1/3	5	7	1/3	5	1/3	1/5	3	3	1	3	5	3
Uso de pocas piezas: ≤ 6 .	1/5	1/5	7	1/7	1/3	1/5	5	3	3	3	1/3	1	1/3	1/3
Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.	1	1	1/5	1/7	1/7	5	3	1/3	1/5	1/5	1/5	3	1	5
Uso de materiales con baja densidad (kg/m ³).	1/5	1/5	1/3	5	1/3	1/3	3	1/3	1/5	1/5	1/3	3	1/5	1
Total	19.7	19.7	54.2	54.3	11.8	22.6	45.8	14.6	28.9	28.9	20.1	36.3	41.1	41.9

Fuente: Autoría propia.

Tabla B. Matriz comparativa normalizada.

REQUERIMIENTOS DESEABLES	Ajuste piramidal para la unión del socket.	Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.	Rango de rotación $\geq 90^\circ$.	Eje de rotación.	Sistema de bloqueo de la articulación.	Comportamiento isotrópico.	Resistente a la corrosión.	Con altas propiedades mecánicas.	Altura límite de diseño del 20% al 25% del extremo del muñón hasta la planta del pie.	Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.	Mecanismo de bloqueo simple.	Uso de pocas piezas: ≤ 6 .	Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.	Uso de materiales con baja densidad (kg/m ³).	Porcentaje promedio de importancia, %p
Ajuste piramidal para la unión del socket.	0.05	0.05	0.13	0.06	0.08	0.01	0.20	0.01	0.17	0.17	0.15	0.14	0.02	0.12	8.41
Ajuste de abrazadera para la unión del tubo.	0.05	0.05	0.13	0.06	0.08	0.01	0.20	0.01	0.17	0.17	0.15	0.14	0.02	0.12	8.41
Rango de rotación $\geq 90^\circ$.	0.01	0.01	0.02	0.01	0.01	0.31	0.07	0.34	0.00	0.00	0.01	0.00	0.12	0.07	8.57
Eje de rotación.	0.02	0.02	0.06	0.02	0.01	0.00	0.00	0.01	0.10	0.10	0.01	0.19	0.17	0.00	2.63
Sistema de bloqueo de la articulación.	0.05	0.05	0.17	0.17	0.08	0.01	0.01	0.07	0.17	0.17	0.15	0.08	0.17	0.07	8.69
Comportamiento isotrópico.	0.35	0.35	0.00	0.17	0.25	0.04	0.07	0.07	0.03	0.03	0.01	0.14	0.00	0.07	14.96
Resistente a la corrosión.	0.01	0.01	0.01	0.13	0.25	0.01	0.02	0.02	0.01	0.01	0.15	0.01	0.01	0.01	5.25
Con altas propiedades mecánicas.	0.35	0.35	0.00	0.17	0.08	0.04	0.07	0.07	0.03	0.03	0.25	0.01	0.07	0.07	13.08
Altura límite de diseño del 20% al 25% del extremo del muñón hasta la planta del pie.	0.01	0.01	0.13	0.01	0.02	0.04	0.07	0.07	0.03	0.03	0.02	0.01	0.12	0.12	4.28
Ancho límite de diseño menor o igual al diámetro de la pierna media.	0.01	0.01	0.13	0.01	0.02	0.04	0.07	0.07	0.03	0.03	0.02	0.01	0.12	0.12	4.28
Mecanismo de bloqueo simple.	0.02	0.02	0.09	0.13	0.03	0.22	0.01	0.01	0.10	0.10	0.05	0.08	0.12	0.07	6.99
Uso de pocas piezas: ≤ 6 .	0.01	0.01	0.13	0.00	0.03	0.01	0.11	0.21	0.10	0.10	0.02	0.03	0.01	0.01	6.75
Uso de piezas con dimensiones nominales o estándar.	0.05	0.05	0.00	0.00	0.01	0.22	0.07	0.02	0.01	0.01	0.01	0.08	0.02	0.12	4.85
Uso de materiales con baja densidad (kg/m ³).	0.01	0.01	0.01	0.09	0.03	0.01	0.07	0.02	0.01	0.01	0.02	0.08	0.00	0.02	2.85
Total	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	100

Fuente: Autoría propia.

Anexo B. Fuerza de impacto

Tabla C. Datos primarios laboratorio biomecánica Campus Universidad Santo Tomas.

Column9
CarlosJulioFerrucho:LAnkleForce
X
N/kg
9.58805
9.82985
9.97974
10.128
10.1745
10.0063
9.62846
9.18715
8.76028
8.39825
8.06728
7.85445

Fuente: Autoría propia.

Anexo C. Dimensionamiento eje principal y pasador.

PIEZA 1

Es uno de los elementos más críticos de la articulación con bloqueo manual, ya que soporta el peso del sujeto de estudio tanto en reposo como en movimiento.

Figura 25. Diagrama de cuerpo libre eje principal.



Fuente: Autoría propia.

Según el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 25 se observa que la fuerza de impacto es soportada en dos zonas sometidas a esfuerzo cortante, dando como resultado el uso de la ecuación (11) y (12).

$$(11) \quad \tau = \frac{F_i}{2 \cdot A_{\text{corte}}}$$

$$(12) \quad A_{\text{corte}} = \frac{\pi}{4} \cdot D^2$$

Donde, τ es el esfuerzo cortante, F_i es la fuerza de impacto, A_{corte} es el área sometida a corte, D es el diámetro del eje.

El esfuerzo cortante se asume como el esfuerzo de fluencia del material sobre dos veces el factor de seguridad según la teoría de Tresca (Erasto, 2018). Dando como resultado la ecuación (13).

$$(13) \quad \frac{\sigma_{ced}}{2*FS_s} = \frac{F_i}{2*A_{corte}}$$

Donde, σ_{ced} se refiere al esfuerzo de fluencia del material, **FSs** es el factor de seguridad sobredimensionado, **Fi** es la fuerza de impacto, **A_{corte}** es el área sometida a corte.

Al sustituir la ecuación (11) en la ecuación (12) y despejar el diámetro mínimo del eje principal se obtiene la ecuación (14).

$$(14) \quad D_{min} = \sqrt{\frac{4*F_i*FS_s}{\pi*\sigma_{ced}}}$$

Finalmente, se reemplazan los valores y se decide sumar la mitad del factor de seguridad como magnitud sobredimensionada. Valor mínimo recomendado para la validez del diseño, según lo mencionado por Vanegas. L (2018). Diseño de elementos de máquinas. Editorial: Universidad Tecnológica de Pereira. Página 78.

$$D_{min} = \sqrt{\frac{4 * 1017.1 \text{ N} * 1.5}{\pi * 6.7 * 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}}} = 0.0017 \text{ m}$$

En cuanto al fallo por aplastamiento se hace uso de la ecuación (15), se toma el área del eje como el rectángulo que representa la proyección del eje sobre la sección de la placa de apoyo.

$$(15) \quad \sigma_b = \frac{F_{is}}{t*D}$$

Donde, σ_b se refiere al esfuerzo de aplastamiento, **Fis** es la fuerza de impacto sobredimensionada, **t** es el espesor de la placa, **D** es el diámetro del eje.

Finalmente se asume que el esfuerzo de aplastamiento debe ser menor o igual al esfuerzo de fluencia del material, ya que así se garantiza que el eje no falle en condiciones de uso y retorne a su estado inicial (zona elástica del material). Dando como resultado la ecuación (16).

$$(16) \quad \sigma_b \leq \sigma_{ced}$$

Al sustituir la ecuación (16) en la ecuación (15) y despejar el espesor de la placa se obtiene la ecuación (17).

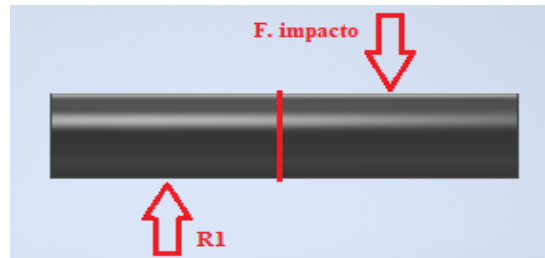
$$(17) \quad t = \frac{F_{is}}{\sigma_{ced}*D}$$

$$t = \frac{1525.65 \text{ N}}{6.7 * 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} * 0.014 \text{ m}} = 0.0002 \text{ m}$$

PIEZA 2

Elemento crítico de la articulación con bloqueo manual, ya que restringe el movimiento de la articulación durante la marcha humana.

Figura 26. Diagrama de cuerpo libre pasador.



Fuente: Autoría propia.

Según el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 26 se observa que la fuerza de impacto es soportada en una zona sometida a esfuerzo cortante, se hace uso de la teoría de Tresca, dando como resultado la ecuación (18).

$$(18) \quad \frac{\sigma_{ced}}{2 * FS_s} = \frac{F_i}{A_{corte}}$$

Donde, σ_{ced} se refiere al esfuerzo de fluencia del material, FS_s es el factor de seguridad sobredimensionado, F_i es la fuerza de impacto, A_{corte} es el área sometida a corte.

Al sustituir la ecuación (11) en la ecuación (18) y despejar el diámetro mínimo del pasador se obtiene la ecuación (19).

$$(19) \quad D_{min} = \sqrt{\frac{8 * F_i * FS_s}{\pi * \sigma_{ced}}}$$

Finalmente, se reemplaza los valores y se toma el mismo factor de seguridad mencionado en la pieza 1 como magnitud sobredimensionada.

$$D_{min} = \sqrt{\frac{8 * 1017.1 \text{ N} * 1.5}{\pi * 6.7 * 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}}} = 0.0024 \text{ m}$$

En cuanto al fallo por aplastamiento se hace uso de la ecuación (20), se toma el área del eje como el rectángulo que representa la proyección del eje sobre la sección de la placa de apoyo.

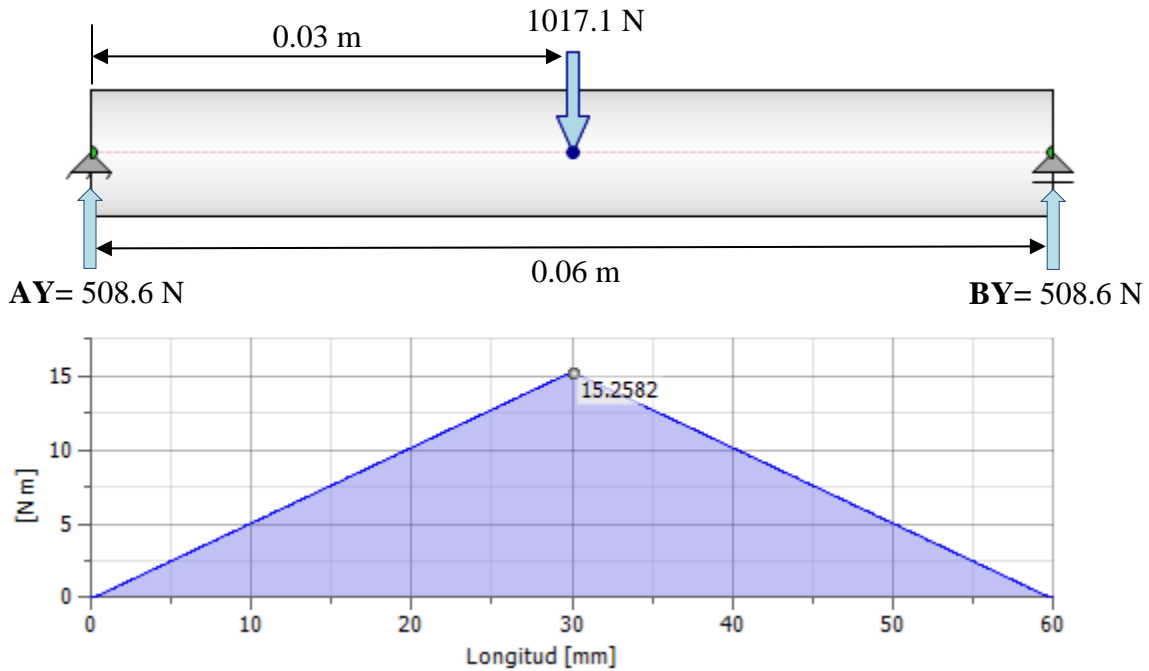
$$(20) \quad t = \frac{1525.65 \text{ N}}{6.7 * 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} * 0.008 \text{ m}} = 0.0003 \text{ m}$$

Anexo D. Analisis por fatiga

PIEZA 1

En la Figura 27 se muestra el momento flector máximo generado en el eje bajo la carga de estudio y dimensiones referenciadas en el apartado 6.3.1.

Figura 27. Diagrama de momento flector – eje principal.



Fuente: Autoría propia.

De acuerdo con el tipo de maquina definido en el apartado 6.3.2, se identifica que el componente de esfuerzo medio es diferente a cero ($\geq m \neq 0$) y que el esfuerzo alternativo es igual al esfuerzo medio. De este modo, se calcula el esfuerzo flexionante máximo alternativo y medio utilizando las ecuaciones (21) y (22) respectivamente.

$$(21) \quad \sigma_a = \frac{M \cdot c}{I}$$

$$(22) \quad \sigma_m = \sigma_a$$

Donde, σ_a se refiere al esfuerzo flexionante máximo alternativo, M es el momento, C es el radio, I es el momento de inercia.

Se obtiene el momento de inercia de un círculo, en representación del eje circular. Dado por la ecuación (23), seguido del esfuerzo flexionante máximo alternativo, tomando como momento flexionante alternativo como la mitad del momento máximo:

$$(23) \quad I = \frac{\pi \cdot r^4}{4}$$

$$I = \frac{\pi * 0.005^4}{4} = 4.908 \times 10^{-10} \text{ m}^4$$

$$\sigma_a = \frac{7.6291 \text{ Nm} * 0.005 \text{ m}}{4.908 \times 10^{-10} \text{ m}^4} = 77.71 \text{ MPa}$$

Para determinar el esfuerzo máximo o límite de fatiga que el eje podrá soportar durante la marcha humana (carga dinámica), se utiliza los factores de corrección a la fatiga dada por la ecuación (24).

$$(24) \quad S_e = k_a * k_b * k_c * k_d * k_e * S'_e$$

Donde:

- k_a = Factor de modificación por la condición superficial
- k_b = Factor de modificación por el tamaño
- k_c = Factor de modificación por la carga
- k_d = Factor de modificación por la temperatura
- k_e = Factor de confiabilidad
- S'_e = Límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria
- S_e = Límite de resistencia a la fatiga corregido

Factor de modificación por la condición superficial k_a

Se hace uso de la ecuación (25), tomando como referencia el laminado en caliente ya que su costo es más bajo que un acabado superficial en frío o esmerilado.

$$(25) \quad K_a = a * S_{ut}^b$$

Donde, **a** y **b** son valores que se encuentran en la Tabla E, **S_{ut}** es el esfuerzo último del material.

Tabla D. Parámetros para el factor de la condición superficial.

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	S_{ut} , kpsi	S_{ut} , MPa	
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085
Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265
Laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718
Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995

Fuente: Robert (2011).

$$K_a = 57.5 * 670^{-0.718} = 0.54$$

Factor de tamaño k_b

Se hace uso de la ecuación (27) tomada de la ecuación (26), ya que el diámetro del eje (14 mm) se encuentra dentro del rango de 8 a 250 mm.

$$(26) \quad \begin{aligned} \text{para } d \leq 0.3 \text{ in (8 mm):} & \quad C_{\text{tamaño}} = 1 \\ \text{para } 0.3 \text{ in} < d \leq 10 \text{ in:} & \quad C_{\text{tamaño}} = 0.869d^{-0.097} \\ \text{para } 8 \text{ mm} < d \leq 250 \text{ mm:} & \quad C_{\text{tamaño}} = 1.189d^{-0.097} \end{aligned}$$

$$(27) \quad K_b = 1.189(d)^{-0.097}$$

Donde, **d** es el diámetro del eje principal.

$$K_b = 1.189(10)^{-0.097} = 0.95$$

Factor de modificación por la carga k_c

Se hace uso de la figura 28, teniendo en cuenta que el eje principal estará sometido a flexión.

Figura 28. Factor de modificación por la carga

$$k_c = \begin{cases} 1 & \text{flexión} \\ 0.85 & \text{axial} \\ 0.59 & \text{torsión}^{17} \end{cases}$$

Fuente: Robert (2011).

Factor de temperatura k_d

Se hace uso de la ecuación (28), teniendo en cuenta que el eje principal se encontrará sometido a temperatura ambiente o menor a 450 °C.

$$(28) \quad \begin{aligned} \text{para } T \leq 450 \text{ °C (840 °F):} & \quad C_{temp} = 1 \\ \text{para } 450 \text{ °C} < T \leq 550 \text{ °C:} & \quad C_{temp} = 1 - 0.0058(T - 450) \\ \text{para } 840 \text{ °F} < T \leq 1\,020 \text{ °F:} & \quad C_{temp} = 1 - 0.0032(T - 840) \end{aligned}$$

Factor de confiabilidad k_e

Se hace uso de la Tabla E, asumiendo un porcentaje de confiabilidad del 99.99%.

Tabla E. Factores de confiabilidad.

Confiabilidad, %	Variación de transformación z_a	Factor de confiabilidad k_e
50	0	1.000
90	1.288	0.897
95	1.645	0.868
99	2.326	0.814
99.9	3.091	0.753
99.99	3.719	0.702
99.999	4.265	0.659
99.9999	4.753	0.620

Fuente: Robert (2011).

$$K_e = 0.702$$

Límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria S'_e

Para determinar el límite a la fatiga en viga rotatoria superficial se hace uso de la ecuación (30), tomada de la ecuación (29).

$$(29) \quad \text{aceros:} \quad \begin{cases} S'_e \cong 0.5 S_{ut} & \text{para } S_{ut} < 200 \text{ kpsi (1 400 MPa)} \\ S'_e \cong 100 \text{ kpsi (700 MPa)} & \text{para } S_{ut} \geq 200 \text{ kpsi (1 400 MPa)} \end{cases}$$

$$(30) \quad S'_e = 0.5 S_{ut}$$

$$S'_e = 0.5 * (670) = 335 \text{ MPa}$$

Luego de determinar cada uno de los factores y el límite de resistencia a la fatiga teórico, se determina la resistencia a la fatiga corregida.

$$S_e = 120.3 \text{ MPa}$$

Factor de seguridad

Para determinar el factor de seguridad se hace uso de la ecuación (31), teniendo en cuenta que K_t es igual a uno, ya que no se presenta ningún concentrador de esfuerzos.

$$(31) \quad \frac{1}{N} = \frac{K_{ff} * \sigma_a}{S_e} + \frac{K_t * \sigma_m}{S_y}$$

Donde, **N** es el factor de seguridad, **K_{ff}** es el factor de concentración de esfuerzos por fatiga, **σ_a** es el esfuerzo flexionante máximo alternativo, **S_e** es el límite de resistencia a la fatiga corregido.

Para determinar el valor del factor de concentración de esfuerzos por fatiga se hace uso de la ecuación (32) y se tiene en cuenta la igualdad $K_{ff} = K_t$ para un estudio de alto ciclaje, según lo mencionado por Vanegas. L (2018). Diseño de elementos de máquinas. Editorial: Universidad Tecnológica de Pereira. Página 230.

$$(32) \quad K_f = 1 + q * (K_t - 1)$$

$$K_f = 1 + q * (0) = 1 = K_{ff}$$

Finalmente se hace uso de la ecuación (33) y (34) para determinar el esfuerzo alternativo y esfuerzo medio respectivamente.

$$(33) \quad \sigma_a = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2}$$

$$\sigma_a = \frac{155.4 \text{ MPa} - 0 \text{ MPa}}{2} = 77.7 \text{ MPa}$$

$$(34) \quad \sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2}$$

$$\sigma_m = \frac{155.4 \text{ MPa} + 0 \text{ MPa}}{2} = 77.7 \text{ MPa}$$

$$N = \frac{120.3 \text{ MPa} * 670.0 \text{ MPa}}{(77.7 \text{ MPa} * 670.0 \text{ MPa}) + (77.7 \text{ MPa} * 120.3 \text{ MPa})} = 1.3$$

Ciclos de vida (N)

Se hace uso de la ecuación (35) para determinar el número de ciclos de vida antes de fallo.

$$(35) \quad S(N) = aN^b$$

Donde, **S(N)** es el esfuerzo flexionante máximo, **a** y **b** son constantes definidas por las condiciones de frontera, **N** es el número de ciclos de vida.

Se calcula el esfuerzo medio por flexión a partir de la ecuación (36), la constante b por medio de la ecuación (37) y la constante a por medio de la ecuación (38).

$$(36) \quad S_m = 0.9 * S_{ut}$$

$$S_m = 0.9 * 670 \text{ MPa} = 603 \text{ MPa}$$

$$(37) \quad b = -\frac{1}{3} * \text{Log} \left(\frac{S_m}{S_e} \right)$$

$$b = -\frac{1}{3} * \text{Log} \left(\frac{603 \text{ MPa}}{120.26 \text{ MPa}} \right) = -0.23$$

$$(38) \quad a = 10^{\text{Log}(S_m) - (3b)}$$

$$a = 10^{\text{Log}(603 \text{ MPa}) - (3 * -0.23)} = 3023.6$$

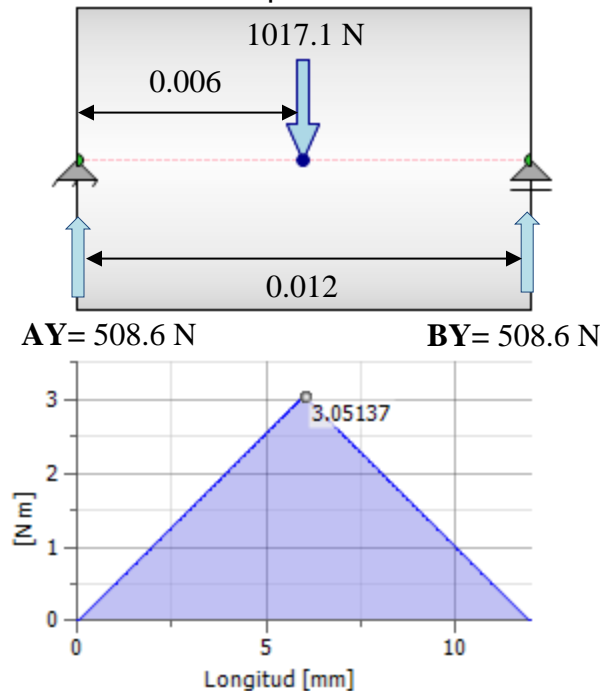
Finalmente se determina el número de ciclos que podrá resistir el eje principal durante su uso.

$$N = 10^{\frac{\text{Log}(70.71) - \text{Log}(3023.6)}{-0.23}} = 6.49 \times 10^6 \text{ Ciclos}$$

PIEZA 2

En la Figura 29 se muestra el momento flector máximo generado en el pasador bajo la carga de estudio y dimensiones referenciadas en el apartado 6.3.1.

Figura 29. Diagrama de momento flector - pasador.



Fuente: Autoría propia

De acuerdo con el tipo de maquina definido en el apartado 6.3.2, se identifica que el componente de esfuerzo medio es diferente a cero ($\geq m \neq 0$) y que el esfuerzo alternativo es igual al esfuerzo medio. De este modo, se calcula el esfuerzo flexionante máximo alternativo y medio utilizando las ecuaciones (39) y (40) respectivamente.

$$(39) \quad \sigma_a = \frac{M \cdot c}{I}$$

$$(40) \quad \sigma_m = \sigma_a$$

Donde, σ_a se refiere al esfuerzo flexionante máximo alternativo, **M** es el momento, **C** es el radio, **I** es el momento de inercia.

Se obtiene el momento de inercia de un círculo, en representación del eje circular. Dado por la ecuación (41), seguido del esfuerzo flexionante máximo alternativo:

$$(41) \quad I = \frac{\pi \cdot r^4}{4}$$

$$I = \frac{\pi \cdot 0.004^4}{4} = 2.0106 \times 10^{-10} \text{ m}^4$$

$$\sigma_a = \frac{1.526 \text{ Nm} \cdot 0.004 \text{ m}}{2.0106 \times 10^{-10} \text{ m}^4} = 60.71 \text{ MPa}$$

Para determinar el esfuerzo máximo o límite de fatiga que el eje podrá soportar durante la marcha humana (carga dinámica), se utiliza los factores de corrección a la fatiga dada por la ecuación (42).

$$(42) \quad S_e = k_a * k_b * k_c * k_d * k_e * S'_e$$

Donde:

- k_a = Factor de modificación por la condición superficial
- k_b = Factor de modificación por el tamaño
- k_c = Factor de modificación por la carga
- k_d = Factor de modificación por la temperatura
- k_e = Factor de confiabilidad
- S'_e = Límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria
- S_e = Límite de resistencia a la fatiga corregido

Factor de modificación por la condición superficial k_a

Se hace uso de la ecuación (43), tomando como referencia el laminado en caliente ya que su costo es más bajo que un acabado superficial en frío o esmerilado.

$$(43) \quad K_a = a * S_{ut}^b$$

Donde, **a** y **b** son valores que se encuentran en la Tabla I, **S_{ut}** es el esfuerzo último del material.

Tabla F. Parámetros para el factor de la condición superficial.

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	S_{ut} kpsi	S_{ut} MPa	
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085
Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265
Laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718
Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995

Fuente: Robert (2011).

$$K_a = 57.5 * 670^{-0.718} = 0.54$$

Factor de tamaño k_b

Se hace uso de la ecuación (45) tomada de la ecuación (44), ya que el diámetro del eje (8 mm) se encuentra dentro del rango de 8 a 250 mm.

$$(44) \quad \begin{aligned} \text{para } d \leq 0.3 \text{ in (8 mm):} & \quad C_{\text{tamaño}} = 1 \\ \text{para } 0.3 \text{ in} < d \leq 10 \text{ in:} & \quad C_{\text{tamaño}} = 0.869d^{-0.097} \\ \text{para } 8 \text{ mm} < d \leq 250 \text{ mm:} & \quad C_{\text{tamaño}} = 1.189d^{-0.097} \end{aligned}$$

$$(45) \quad K_b = 1.189(d)^{-0.097}$$

Donde, **d** es el diámetro del eje principal.

$$K_b = 1.189(8)^{-0.097} = 0.97$$

Factor de modificación por la carga k_c

Se hace uso de la figura 30, teniendo en cuenta que el eje principal estará sometido a flexión.

Figura 30. Factor de modificación por la carga.

$$k_c = \begin{cases} 1 & \text{flexión} \\ 0.85 & \text{axial} \\ 0.59 & \text{torsión}^{17} \end{cases}$$

Fuente: Robert (2011).

Factor de temperatura k_d

Se hace uso de la ecuación (46), teniendo en cuenta que el eje principal se encontrará sometido a temperatura ambiente o menor a 450 °C.

$$(46) \quad \begin{aligned} \text{para } T \leq 450 \text{ °C (840 °F):} & \quad C_{temp} = 1 \\ \text{para } 450 \text{ °C} < T \leq 550 \text{ °C:} & \quad C_{temp} = 1 - 0.0058(T - 450) \\ \text{para } 840 \text{ °F} < T \leq 1020 \text{ °F:} & \quad C_{temp} = 1 - 0.0032(T - 840) \end{aligned}$$

Factor de confiabilidad k_e

Se hace uso de la Tabla G, asumiendo un porcentaje de confiabilidad del 99.99%.

Tabla G. Factores de confiabilidad.

Confiabilidad, %	Variación de transformación z_α	Factor de confiabilidad k_e
50	0	1.000
90	1.288	0.897
95	1.645	0.868
99	2.326	0.814
99.9	3.091	0.753
99.99	3.719	0.702
99.999	4.265	0.659
99.9999	4.753	0.620

Fuente: Robert (2011).

$$K_e = 0.702$$

Límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria S'_e

Para determinar el límite a la fatiga en viga rotatoria superficial se hace uso de la ecuación (48), tomada de la ecuación (47).

$$(47) \quad \text{aceros:} \quad \left\{ \begin{array}{ll} S'_e \cong 0.5 S_{ut} & \text{para } S_{ut} < 200 \text{ kpsi (1 400 MPa)} \\ S'_e \cong 100 \text{ kpsi (700 MPa)} & \text{para } S_{ut} \geq 200 \text{ kpsi (1 400 MPa)} \end{array} \right\}$$

$$(48) \quad S'_e = 0.5 S_{ut}$$

$$S'_e = 0.5 * (670) = 335 \text{ MPa}$$

Luego de determinar cada uno de los factores y el límite de resistencia a la fatiga teórico, se determina la resistencia a la fatiga corregida.

$$S_e = 122.9 \text{ MPa}$$

Factor de seguridad

Finalmente, al igual que el caso anterior se hace uso de la ecuación (31) y se determina el factor de seguridad del pasador.

$$N = \frac{122.9 \text{ MPa} * 670.0 \text{ MPa}}{(30.4 \text{ MPa} * 670.0 \text{ MPa}) + (30.4 \text{ MPa} * 122.9 \text{ MPa})} = 3.4$$

Ciclos de vida (N)

Se hace uso de la ecuación (35) para determinar el número de ciclos de vida antes de fallo.

Se calcula el esfuerzo medio por flexión a partir de la ecuación (49), la constante b por medio de la ecuación (50) y la constante a por medio de la ecuación (51).

$$(49) \quad S_m = 0.9 * S_{ut}$$

$$S_m = 0.9 * 670 \text{ MPa} = 603 \text{ MPa}$$

$$(50) \quad b = -\frac{1}{3} * \text{Log} \left(\frac{S_m}{S_e} \right)$$

$$b = -\frac{1}{3} * \text{Log} \left(\frac{603 \text{ MPa}}{122.89 \text{ MPa}} \right) = -0.23$$

$$(51) \quad a = 10^{\text{Log}(S_m) - (3b)}$$

$$a = 10^{\text{Log}(603 \text{ MPa}) - (3 * -0.23)} = 2958.9$$

Finalmente se determina el número de ciclos que podrá resistir el eje principal durante su uso.

$$N = 10^{\frac{\text{Log}(30.35) - \text{Log}(2958.9)}{-0.23}} = 4.34 \times 10^8 \text{ Ciclos}$$