



DISEÑO Y ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL

Autor:

JOHAN SEBASTIAN ROJAS PERILLA

UNIVERSIDAD LIBRE
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.

DISEÑO Y ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE UNA PRÓTESIS
TRANSTIBIAL

Autor:
JOHAN SEBASTIAN ROJAS PERILLA

DIRECTOR:
Ing. Ricardo Augusto Ríos Linares

UNIVERSIDAD LIBRE
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2.018

DEDICATORIA

Antes que nada, quiero dedicarle este gran paso a mis padres quienes son una parte fundamental en mi vida y me acompañaron en todo el proceso de formación personal y profesional, fueron ese apoyo incondicional en cada una de las decisiones que he tomado en mi vida, nunca faltaron sus palabras de ánimo, por eso siempre estaré muy agradecido y no me alcanzará la vida para retribuirles lo mucho que me han dado.

A mis hermanos que a pesar de todas las discusiones siempre estuvieron ahí cuando más los necesité.

A mis sobrinos, Mariana y Martín por ser ese toque de alegría y dulzura en esos días tristes y amargos, a mi sobrino Sergio, que más que un sobrino un hermano, gracias por las palabras de apoyo y la compañía en todo este proceso.

A mis amigos, no falta mencionarlos, ellos saben quiénes son, me apoyaron en cada una de las locuras que pasaron por esta cabeza, y por eso gracias.

A esa persona que me acompañó parte del camino, por sus palabras de apoyo que siempre fueron consuelo en los días más duros.

Por último, pero no menos importante a Dios por permitirme lograr este gran paso en mi vida y que me siga permitiendo escalar más alto.

AGRADECIMIENTOS

A la universidad libre de Colombia, específicamente al departamento de ingeniería mecánica, quienes fueron parte esencial de todo este proceso de evolución personal y profesional.

A la planta docente que, con cada clase, consejo, llamado de atención y felicitación lograron formar el profesional que hoy en día soy.

A mi director de proyecto, el ingeniero Ricardo Augusto Ríos Linares, por sus grandes aportes en el proyecto, porque sin su conocimiento ni dirección esto no hubiera sido posible.

A mis compañeros de carrera por cada uno de los momentos vividos en estos años.

RESUMEN

En el presente proyecto se realiza el diseño y análisis por elementos finitos de una prótesis transtibial, para personas que por alguna circunstancia hayan perdido esta parte de su cuerpo y así poder ayudar en la recuperación física y psicológica del paciente.

Se elabora un estudio de la marcha humana, específicamente en la fase de contacto, contacto medio y propulsiva, con el fin de conocer las fuerzas que interactúan en la zona del cuerpo en estudio, se realizan cálculos estructurales de los elementos mecánicos como son tornillos, ejes y rodamientos. Con el fin de poder tener un punto de comparación al momento de simular.

Se realizan planos de los elementos diseñados y se elabora un plan de montaje y plan de mantenimiento para así garantizar un buen funcionamiento de la prótesis.

Tabla de contenido

1. INTRODUCCIÓN	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
3. JUSTIFICACIÓN	3
4. OBJETIVOS	4
4.1. GENERAL.....	4
4.2. ESPECIFICO	4
5. MARCO REFERENCIAL	5
5.1. MARCO TEÓRICO.....	5
5.1.1. Concepto de prótesis.....	5
5.1.2. La marcha humana.....	6
5.1.3. Ingeniería asistida por computadora (CAE).....	7
5.1.4. Análisis por elementos finitos (FEA):.....	7
5.2. MARCO CONCEPTUAL	8
5.3. ESTADO DEL ARTE	10
5.3.1. Prótesis transtibial	10
5.3.2. Tipo de prótesis según sus necesidades.....	10
5.3.3. La marcha humana.....	11
5.4. MARCO LEGAL Y NORMATIVO	14
6. DISEÑO METODOLÓGICO	15
6.1. CLASE DE INVESTIGACIÓN	15
6.2. METODOLOGÍA	16
6.2.1. Metodología de diseño	17
6.2.2. Análisis de la marcha humana.....	24
6.2.3. Elaboración de diseño	25
6.2.4. Cálculos estructurales	27
6.2.5. Simulación del diseño.....	28
7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	33
7.1. ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA.....	33
7.1.1. Fase De Contacto.....	34
7.1.2. Fase De Contacto medio	37
7.1.3. Fase propulsiva	40

7.2. CÁLCULOS ESTRUCTURALES.....	45
7.2.1. Uniones atornilladas	45
7.2.2. Ejes.....	58
7.2.3. Rodamientos.....	64
7.2.4. Resorte	65
7.3. SIMULACIONES	66
7.4. PROPIEDADES DEL DISEÑO PLANTEADO	74
8. CONCLUSIONES	77
9. RECOMENDACIONES	78
10. BIBLIOGRAFÍA.....	79
11. ANEXOS	82

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 parámetros de la población de estudio.....	17
Tabla 2 matriz de ponderación	18
Tabla 3 Matriz de comparación de requerimientos.....	19
Tabla 4 Acople rápido sach.....	20
Tabla 5 Acople piramidal	20
Tabla 6 Base circular laminación.....	21
Tabla 7 Matriz de selección adaptador.....	21
Tabla 8 Pie sach.....	22
Tabla 9 Pie de eje simple	22
Tabla 10 pie de eje múltiple.....	22
Tabla 11 Pie planteado por el diseñador	23
Tabla 12 Matriz de selección pie protésico	23
Tabla 13 Asignación de material	27
Tabla 14 parámetros del mallado	29
Tabla 15 Definición De La Fuerza	33
Tabla 16 valores antropométricos	34
Tabla 17 Distribución de carga en la planta del pie.....	40
Tabla 18 Fuerzas Resultantes.....	44
Tabla 19 parámetros de malla.....	67
Tabla 20 factor de seguridad estático	73
Tabla 21 factor de seguridad carga cíclica	74
Tabla 22 Precio materia prima	75
Tabla 23 Precio proceso de conformado.....	76
Tabla 24 Costo de la prótesis.....	76

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Ciclo de la Marcha Humana	6
Figura 2 Fases De La Marcha Humana	25
Figura 3 Base de diseño	26
Figura 4 Diseño Final	27
Figura 5 Interface ACP (Pre)	29
Figura 6 Composite PrepPost	30
Figura 7 Orientación de la rosette	30
Figura 8 Análisis Estructural.....	31
Figura 9 Static Structural-Mechanical.....	32
Figura 10 D.C.L. Fase De Contacto	34
Figura 11 D.C.L. Y Distribución Promedio Porcentual Del Peso Soportado Por El Pie En La Fase De Contacto Medio	37
Figura 12 D.C.L. Fase Propulsiva	41
Figura 13 Geometría De Referencia Pernos De Unión y D.C.L.	45
Figura 14 D.C.L.	47
Figura 15 sección de análisis- vista de sección pie protésico	49
Figura 16 D.C.L.	50
Figura 17 D.C.L.	55
Figura 18 D.C.L.	58
Figura 19 Simulación Fase Propulsiva-Base Rodamientos.....	67
Figura 20 Simulación Fase Propulsiva- Eje Rodamientos.....	68
Figura 21 Simulación Fase Propulsiva- Tapa Resorte	69
Figura 22 Simulación Fase Propulsiva- Adaptador Hembra.....	70
Figura 23 Simulación Fase Propulsiva- Adaptador	71
Figura 24 Simulación Fase Propulsiva- Pie Protésico.....	72
Figura 25 simulación lamina numero 4.....	73
Figura 26 Propiedades físicas de la prótesis.....	75

LISTA DE ANEXOS

Anexo A: Manual de instrucciones adaptador hembra.....	82
Anexo B: Propiedades de la aleación de titanio Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si	83
Anexo C: Propiedades del acero inoxidable 316L.....	84
Anexo D: Rodamiento SKF NA 4904	85
Anexo E: Plan De Montaje.....	¡Error! Marcador no definido.
Anexo F: Plan De Manteamiento.....	¡Error! Marcador no definido.

1. INTRODUCCIÓN

Este proyecto de grado hace parte de la línea de diseño mecánico fundamentado en la aplicación de los conocimientos adquiridos a lo largo de toda la carrera. El proyecto está enfocado al diseño de una prótesis transtibial funcional a la altura de la articulación del tobillo para un grupo de pacientes que compartan algunas similitudes físicas como son la altura y el peso, por ende, es importante tener claro que es una prótesis, cuáles son sus funciones y como debe ser su adaptación a la fisionomía de un paciente.

Las prótesis en las últimas décadas han tenido un gran desarrollo debido a varios factores, como avances tecnológicos y la necesidad de fabricar prótesis que se adapten mejor a la fisionomía del paciente, en el artículo titulado *“respuesta a carga de una prótesis transtibial con elementos finitos durante el apoyo y balanceo”* en la cual se describe que una prótesis es una prolongación artificial que reemplaza alguna parte faltante del cuerpo que ha sido removida por varias posibles causas como: una amputación por atrofia debida a enfermedades vasculares o amputación por traumas causadas por accidentes laborales y de tránsito . [7]

Por ende, las prótesis son un elemento fundamental de aquellas personas que por alguna circunstancia sufrieron una pérdida de función en alguna parte de su cuerpo, dándole la posibilidad de recuperar movimientos en su miembro perdido, como son las prótesis superiores que ayudan a efectuar presión y liberación, y por otro lado la de transportar y alcanzar objetos con ellas mismas. Aunque en la práctica es muy complejo lograr estas características en un diseño específico ya que existen varios factores que no permiten el buen funcionamiento de la prótesis. [30]

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En Colombia debido al conflicto armado que se ha vivido por más de medio siglo han surgido grandes problemáticas a nivel social; una de ellas es causada por las minas anti personales que han sido plantadas a lo largo de gran parte del territorio nacional, dejando a miles de víctimas con amputaciones de miembros superiores y/o inferiores. Debido a esto, es grande la demanda que tienen ciertas entidades para la fabricación y adecuación de las prótesis, pero en Colombia el desarrollo de prótesis no ha sido masificado y son muy pocas las entidades que se dedican a esta función, como son el CIREC (centro integral de rehabilitación de Colombia), TELETÓN, entre otras.[10][31]

Las prótesis que se desarrollan y adecuan en estas instalaciones, son prótesis pesadas, cuya ergonomía y funcionalidad son muy deficientes haciendo que el proceso de rehabilitación sea un poco más prolongado, perjudicando así la adaptación a la vida cotidiana del paciente.

Por este motivo se ha tomado la decisión de diseñar una prótesis de miembro inferior a pacientes que presenten amputación a nivel transtibial, logrando que se adecue a la fisionomía y necesidades de un grupo de pacientes "X", identificando las principales causas de malestar en el mismo, para así plantear una solución a los problemas que generan lesiones a largo plazo. Además, se pretende que la prótesis sea de bajo costo ya que la mayoría de los afectados no cuentan con los recursos necesarios para poder costear una prótesis activa que en el mercado actual puede oscilar entre un promedio de diez millones de pesos y cien millones de pesos.

3. JUSTIFICACIÓN

Las personas que presentan amputación a nivel transtibial llegan a esta condición por dos motivos, uno de ellos son las enfermedades vasculares que debido a obstrucciones o adelgazamiento de las vías sanguíneas causan que la extremidad afectada pierda parcial o total función, causando así lesiones que comprometen la integridad del paciente, si estas enfermedades no son diagnosticadas y tratadas a tiempo puede percutir en la amputación del miembro afectado ya que representa gran riesgo a la salud del paciente, otra causa posible son las lesiones traumáticas que son causadas por casos fortuitos como accidentes de tránsito, laboral, entre otros.

En Colombia las amputaciones a nivel transtibial son ocasionadas por traumas derivados del conflicto armado que ha vivido nuestro país por más de medio siglo, ya que grupos terroristas han plantado minas antipersonales a lo largo del territorio nacional, su gran mayoría en zonas rurales y zonas selváticas, de la misma manera también este tipo de amputación se debe a accidentes laborales o de tránsito, generando una gran problemática social ya que los más afectados son personas de bajos recursos que no cuentan con el sustento económico para costear una prótesis con las condiciones básicas de ergonomía y funcionamiento que son necesarias para poder brindar una pronta recuperación y poder otorgar una condición de vida más digna.

En el presente trabajo de grado se desarrollara un diseño de una prótesis transtibial con la capacidad de adaptarse a las distintas clases de superficies a los que los pacientes se ven enfrentados en su diario vivir, esto se logra gracias al diseño de una articulación que permita movimientos tales como: dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión, ya que estos son unos de los movimientos básicos que efectúa la articulación del tobillo de forma natural para así lograr gran parte de la estabilidad necesaria que es requerida por el cuerpo humano a la hora de caminar o trotar, logrando esto se pretende ayuda al paciente otorgándole un poco más de flexión y estabilidad necesaria para así garantizar una marcha mucho más normal. También se pretende que el diseño sea de un costo más asequible para la población afectada por esta situación

4. OBJETIVOS

4.1. GENERAL

Diseñar y analizar por elementos finitos una prótesis transtibial.

4.2. ESPECIFICO

- Calcular las cargas causadas en la marcha a nivel de la articulación inferior (tobillo) y la unión entre la prótesis y el muñón (socket).
- Diseñar una prótesis transtibial con posibilidad de auto ajuste.
- Elaboración de planos, manual de montaje y mantenimiento.

5. MARCO REFERENCIAL

5.1. MARCO TEÓRICO

5.1.1. Concepto de prótesis

En la vida cotidiana es muy frecuente confundir una prótesis con una ortesis pero hay que aclarar que ambos cumplen funciones totalmente diferentes: Por un lado la ortesis según (ISO, International Organization for Standardization) se define como: **“Una ortesis es un apoyo u otro dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético”** y una prótesis según (ISO, International Organization for Standardization) se define como: **“Una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro deficiente o ausente”**, con estas definiciones se puede decir que las prótesis son parte fundamental de aquellas personas que por alguna circunstancia sufrieron una pérdida de función en alguna parte de su cuerpo, dándole la posibilidad de recuperar movimientos en su miembro perdido, como son las prótesis superiores que ayudan a efectuar presión y liberación, y por otro lado la de transportar y alcanzar objetos con ellas mismas.[14]

El objetivo principal de una prótesis es sustituir una parte faltante del cuerpo que haya sido perdida por alguna causa, ya sea por motivos médicos (enfermedad) o por eventos traumáticos (accidentes); las prótesis tratan de suplir las mismas funciones que la parte faltante, como por ejemplo las piernas artificiales o las prótesis dentales.[26]

Aparte de utilizarse como remplazo y para mejorar la calidad de vida, también se emplea con una finalidad estética como las prótesis dentales.

Las prótesis por su funcionalidad se presentan en casi todos los casos de pérdida, como en el caso de pérdida de un diente este se denomina prótesis dentales, o la pérdida de un ojo se denomina prótesis oculares.[18]

Estos son otro tipo de prótesis:

- Prótesis auditivas o auxiliares
- Prótesis faciales
- Prótesis maxilofaciales
- Prótesis de miembro superior
- Prótesis de miembro inferior

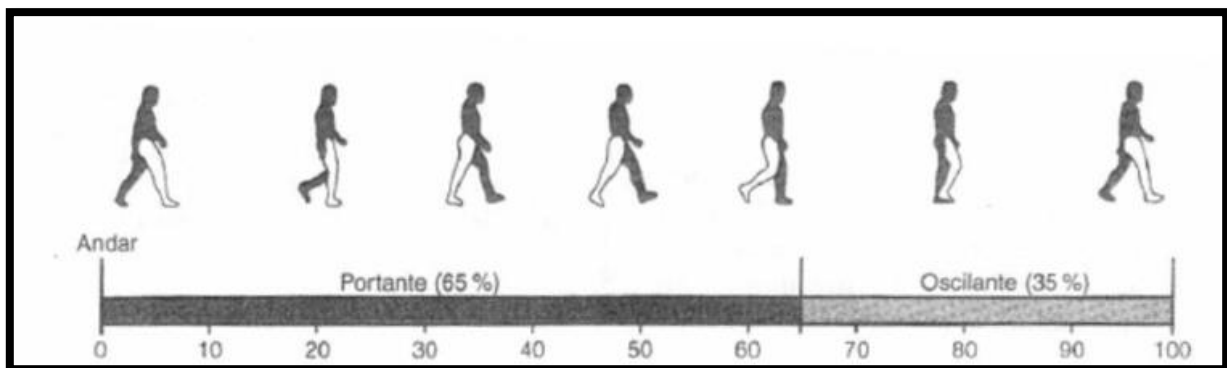
5.1.2. La marcha humana

El conocimiento de la marcha humana es la base del conocimiento para lograr dar un tratamiento a un tipo de marcha patológica, ya sea ocasionada por pérdida de función en alguna de sus extremidades o la amputación y remplazo de la misma con un elemento protésico.

La marcha humana normal está conformada por un grupo de movimientos rítmicos y alternantes de las extremidades, el tronco también hace parte fundamental de la marcha ya que en él va situado el centro de gravedad de cada persona, al desplazarse este es impulsado hacia adelante para así lograr la marcha humana. Más específicamente, la marcha humana normal se describe por las características de cada una de sus fases, estas están divididas en dos grandes grupos, los cuales son la fase portante que contempla el 65% del ciclo de la marcha y la fase oscilante que corresponde al 35% restante. Aunque existen algunas variaciones en la forma de la marcha de sujeto a sujeto, pero estas diferencias caen dentro de pequeños límites.[4][15]

La fase portante inicia al momento que el pie queda totalmente apoyado en la superficie de contacto, seguido el contacto medio, donde la totalidad del peso queda soportado por un solo pie, continua cuando el talón empieza a despegarse de la superficie de contacto, seguido por la fase propulsiva, donde la punta del pie queda soportando la totalidad de peso corporal y culmina con el desprendimiento total de pie con la superficie de contacto. La fase oscilante inicia con el pie totalmente separado de la superficie de contacto y culmina cuando el talón inicia contacto con la superficie de contacto. En la Figura 1 Ciclo de la Marcha Humana se evidencia el ciclo de la marcha humana. [19]

Figura 1 Ciclo de la Marcha Humana



Fuente: [19]

5.1.3. Ingeniería asistida por computadora (CAE)

Este tipo de herramientas es muy útil al momento de medir los parámetros que van a ser críticos al hacer un diseño definitivo de la prótesis transtibial, el CAE es el uso de cualquier software computacional para simular el comportamiento de algún elemento de análisis y así poder visualizar y dar una mejor apreciación del fenómeno que se está presentando en diseños de la prótesis, ayudando así a solucionar problemas de aspecto de ingeniería. [3]

El estudio por CAE pasa por tres etapas, las cuales son:

Pre-procesado: En esta fase se realizan el modelamiento geométrico del elemento, dando sus propiedades mecánicas, cargas ejercidas y restricciones de movimiento.

Procesado: En esta etapa se procede a realizar el análisis correspondiente.

Post-procesado: En esta fase se procede a revisar los datos proporcionados por el software, tomando acciones con respecto a estos resultados, modificando algunas propiedades geométricas o mecánicas si este lo requiere. [3]

Gracias al CAE se puede realizar diferentes estudios a la prótesis los Cuale son:

- Análisis de estrés y dinámica de componentes y ensambles utilizando el análisis de elementos finitos (FEA)
- Análisis de Cinemática y de dinámica de mecanismos (Dinámica multicuerpos)
- Simulación mecánica de eventos (MES)
- Análisis de control de sistemas
- Optimización del proceso de diseño

5.1.4. Análisis por elementos finitos (FEA):

El método de análisis por elementos finitos ha sido el elegido para la simulación de las cargas a las que se verá sometida la prótesis ya que este facilita el acercamiento de problemas continuos, este método se basa en tomar un elemento y dividirlo en fracciones finitas. Cada una de estas fracciones presenta unas propiedades físicas y van relacionadas entre sí, estos puntos característicos son denominados como “nodos”. Gracias a los nodos se puede realizar la unión de cada elemento con su adyacente y así poder evidenciar el comportamiento de cada una de estas fracciones.[12][29]

Las siguientes son algunas características que ciertos autores han dado para tener en cuenta.

- La solución del sistema complejo sigue la regla de los problemas discretos, (el sistema complejo forma por ensamblaje de los elementos)
- Las incógnitas que presenta cualquier problema dejan de ser problemas matemáticos ya que estos pasan a ser el valor de las funciones en los nodos.
- El comportamiento que se presenta al interior de cada elemento queda ligado por la conducta de cada uno de los nodos con los que es formado el elemento mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma.

El método de análisis por elementos finitos es posible ya que al realizarse, se toma un elemento que esta de forma continua y es sometido a un modelo discreto aproximado (división en fracciones finitas), esta transformación es conocida como: "discretización del modelo", esto se obtiene gracias a la interpolación de los valores de cada uno de los nodos presentes en el modelo, dando así una aproximación de cada uno de los valores de una función a partir de los valores conocidos en un número finitos de puntos.[12][29]

5.2. MARCO CONCEPTUAL

- Adaptador: Los adaptadores son componentes protésicos que se usan para conectar varios componentes funcionales como puedan ser la rodilla o el pie. [25]
- Rebotar: Rebotar es flexionar hasta un ángulo de flexión concreto cuando se está sometido a una carga en contra de una resistencia amortiguadora.[25]
- Adaptador de rotación: El adaptador de rotación es un componente protésico que permite a la persona amputada rotar hacia arriba la parte inferior de la pierna partiendo de una postura natural. Esto puede resultar muy útil en muchas situaciones.[25]
- Liner: El liner es una funda para el muñón similar a una media que actúa como una "segunda piel" entre el tejido blando movable del muñón y la superficie dura del encaje. Protege y acolcha las zonas del muñón delicadas y sensibles a la presión, y une el muñón con la prótesis. Seleccionar el liner adecuado es esencial para garantizar que la prótesis se ajuste bien y sea cómoda de llevar. Pero un liner solo puede garantizar una seguridad y comodidad óptimas si se combina con el sistema de cierre adecuado que mantenga el encaje en su lugar sobre el muñón.[25]

- Pie protésico: Un pie protésico es un pie artificial que sustituye el pie fisiológico. Siempre cumple un objetivo funcional específico y se selecciona de forma personalizada para el usuario, a la medida de su movilidad. Un pie protésico tiene la forma natural de un pie.[25]
- Encaje (socket): El encaje protésico une el muñón con la prótesis y cumple una función importante: garantiza la adherencia óptima y el ajuste adecuado de la prótesis, lo cual es esencial para que el usuario la acepte y se sienta bien. Para alcanzar estos objetivos, el encaje se fabrica de forma personalizada, dependiendo de la forma del muñón y hecho a medida de la movilidad del usuario.[25]
- Fase de balanceo: La fase de balanceo es el momento en el que el pie oscila libremente en el aire al caminar.[25]
- Fase de apoyo: La fase de apoyo es el momento en el que el usuario está de pie completamente erguido apoyando su peso en la pierna sin moverse hacia delante ni hacia atrás.[25]
- Sistema de vacío: Un sistema de vacío es un sistema de presión negativa que genera un vacío entre el muñón, el liner y el encaje usando un "principio activo" (una bomba) o un "principio pasivo" (pistonaje del muñón). El objetivo es obtener una buena adherencia de la prótesis al cuerpo para que la unión sea segura.[25]
- Prótesis transtibial: Este tipo de prótesis son aquellas que suplen una amputación por debajo de la articulación de la rodilla, están constituidas por un socket o encaje, un elemento de conexión y alineación, elementos de seguridad y un pie.[27]
- Prótesis de miembro inferior: es un dispositivo hecho para reemplazar toda una parte de la pierna o pie, todas las prótesis de miembro inferior constan de un pie y un acople (socket), esta parte de la prótesis es la que conecta con el muñón (extremo del miembro amputado), creando una interface para unir las dos partes. [27]
- Muñón: parte de un miembro amputado comprendido entre la cicatriz y la articulación inmediatamente por encima.[27]
- Prótesis: Es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para hacer que una parte del cuerpo trabaje mejor. Los ojos, los brazos,

las manos, las piernas o las articulaciones faltantes o enfermas comúnmente son reemplazados por dispositivos protésicos. [28]

- CAD: Computer aided design (CAD), es el uso de programas computacionales para crear representaciones gráficas de objetos físicos ya sea en segunda o tercera dimensión (2D o 3D). El software CAD puede ser especializado para usos y aplicaciones específicas. El software realiza cálculos para determinar una forma y tamaño óptimo para una variedad de productos y aplicaciones de diseño industrial. [32]

5.3. ESTADO DEL ARTE

5.3.1. Prótesis transtibial

Una prótesis transtibial es un tipo de prótesis que suple una amputación por debajo de la articulación de la rodilla, están constituidas por un socket o encaje, un elemento de conexión y alineación, elementos de seguridad y un pie. en el año 2009 se realizo un artículo titulado “*transtibial diagnostic prosthesis fabrication*” en donde decían que una prótesis transtibial debe tener un diseño adecuado para crear una óptima adaptación entre el socket y el muñón ya que en este existe variedad de tejidos, como: la piel, espolones óseos entre otras, esto hace que el método de suspensión de una prótesis transtibial sea uno de los componentes con mayor importancia en el diseño ya que se debe tener gran cuidado al momento de implementarlo debido a que el componente debe cumplir con ciertos criterios clínicos que deben ser tenidos en cuenta.[27]

Basado en los estudios anteriores sobre la prótesis transtibial, estos dispositivos no pueden proveer la totalidad de la capacidad de replicar la marcha con cadencia normal, ya que los diseños en este campo han tenido un enfoque que solo suple la falta del miembro, pero no consideran las necesidades de los pacientes. En el año 2010 se realizo un artículo titulado “*design of a transtibial prosthesis utilizing active and passive components in conjunction with a four-bar mechanism*” en el que decía que una de las mayores problemáticas al momento de plantear un diseño es hacer coincidir los momentos ejercidos a la articulación del tobillo en el momento de una marcha común.[5]

5.3.2. Tipo de prótesis según sus necesidades

Las prótesis transtibial no son iguales para cada paciente ya que esta debe cumplir las necesidades primarias de cada paciente, no es lo mismo diseñar una prótesis para una persona que solo va a emplear está en actividades cotidianas como:

caminar, subir escaleras, una persona que desea hacer algún tipo de deporte como correr o andar en bicicleta, entre otras. En el año 2010 se realizó un proyecto titulado “*diseño de una prótesis transtibial que permite realizar la marcha humana de forma más natural*” en el que decía que los pacientes deben ser catalogados según los criterios de KENDALL en la que los clasifica según su necesidad, la escala de Kendall va desde el K0 al K4.

En la escala K0 son los pacientes que tienen alguna limitación para poder efectuar una marcha segura o sin asistencia, para estos pacientes una prótesis no mejora su vida.

En la escala K1 son los pacientes que tienen cierta habilidad para efectuar marcha normal en superficies niveladas, para estos pacientes una prótesis logra mejorar su estado ambulatorio.

En la escala K2 son los pacientes que tienen la habilidad de efectuar marcha normal en superficies irregulares, subir y bajar escaleras, entre otras, estos pacientes pueden seguir su vida cotidiana con una prótesis transtibial con algunas limitaciones en sus movimientos.

En la escala K3 son los pacientes con cadencia variable que tienen las mismas habilidades que los de la escala K2 con la variación de que estas personas pueden desarrollar marchas más prolongadas, ejercicios suaves, entre otras.

En la escala K4 son pacientes que tienen gran actividad física, en esta categoría entran la mayoría de los niños, adultos activos y atletas.

Gracias a la escala de KENDALL y a estudios anteriores se demuestra que al desarrollar un diseño de una prótesis transtibial hay que tener en cuenta el tipo de marcha que va a efectuar el paciente al cual se le va a suplir su necesidad, por lo cual la velocidad del movimiento va a ser factor primordial para el estudio preliminar.[6]

5.3.3. La marcha humana

En el año 2009 se realizó un artículo titulado “*biomechanical parametes of gait among transtibial amputees*” en el que aclaraban que la diferencia de un paciente a otro es principalmente la duración de la zancada, la postura y la variación angular de la rodilla y el tobillo, estas son características que informan que variando la velocidad de marcha del paciente y los impulsos de frenado pueden aumentar o disminuir la simetría de la prótesis.

Al estudiar la marcha del grupo de pacientes una de las características más importantes son las fuerzas que actúan en la rodilla, los momentos en la articulación son prácticamente cero al momento de la fase de apoyo y esta va incrementando al trascurso del paso, en la parte del tobillo gracias a la falta de flexores la prótesis aumenta la absorción de energía en la cadera al inicio de la marcha creando así

daños a largo plazo, es por esto que se debe prever todos estos factores al momento de implementar un diseño adecuado a las necesidades del paciente ya que este debe minimizar los efectos colaterales que conlleva la utilización de una prótesis. [24]

Las investigaciones anteriores han dejado una gran cantidad de datos cuantitativos y cualitativos, pero estos resultados no se aplican completamente a los aspectos clínicos de todos los pacientes, estos estudios se han limitado a mejorar la comprensión biomecánica de los componentes de una prótesis transtibial, pero no se ha creado un modelo preciso y extensible, debido a la amplitud de parámetros que conlleva en la relación mutua del muñón y el encaje, en el año 2014 se realizó un artículo titulado "*review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis*" en la que dicen que todos los estudios se han llevado a cabo en el contexto de los sockets disponibles, por lo tanto los estudios se han establecido con conectores estándar y es por esto que no se ha logrado tener una mejor adaptación de la prótesis, por ende se debe tener una mejor percepción de nuevos enfoques en los diseños de revestimientos de socket variando los parámetros de acople buscando mejores resultado para obtener una mejor adaptación entre en muñón y la prótesis, tratando de reducir a cero los factores negativos de la prótesis, lo que aumentara la satisfacción del paciente, pero esto solo puede ser posible mediante el desarrollo de sistemas fáciles de evaluar, aunque varios estudios han generado resultados favorables en el ámbito del diseño, estos resultados son aun experimentales debido a que algunos parámetros son tomados como valores fijos ya que al realizar un estudio en programas CAD algunas variables no pueden ser evaluadas por el mismo. [29]

Los parámetros dinámicos de estabilidad de un paciente con una prótesis transtibial unilateral, fueron resultados al evaluar la marcha en diferentes entornos como: terrenos irregulares, caminatas cotidianas, ascenso y descenso de escaleras, entre otras. En el año 2009 se realizó un artículo titulado "*dynamic stability in unilateral transtibial prosthesis user*" en este artículo se evaluaron los parámetros de la estabilidad dinámica de las personas con amputación de miembro inferior, estas personas son muy vulnerables a la inestabilidad ya que presentan algunas limitaciones en algunas actividades cotidianas, gracias a observaciones clínicas, es evidente que la estabilidad dinámica de un paciente varia al caminar sobre diferentes superficies y obstáculos, estas valores fueron calculados gracias a la escala de BERG la cual comprende de 14 ítems (puntuaciones comprendidas de 0-4) las puntuaciones totales pueden variar entre 0 (equilibrio gravemente afectado) a 56 (excelente equilibrio). [15]

La marcha humana tiene muchos factores y uno de ellos es la cadencia de los pasos ya que gracias a esta es que se presenta la mayoría de las fuerzas aplicadas a las prótesis, en el año 2009 se realizó un proyecto titulado "*control of a robotic transtibial prosthesis*" en la cual decía que la actividad más común es la de caminar y en esta actividad se producen ciclos de repetición, el inicio del ciclo de la marcha se define como el golpe del talón de un pie, el final del ciclo es el siguiente golpe del talón del mismo pie, este se puede dividir en dos partes, la postura y la fase oscilatoria. La fase de apoyo comienza con el golpe del talón y culmina cuando el último dedo del mismo pie deja de hacer contacto con la superficie de apoyo. La fase de oscilación comienza cuando el pie deja de hacer contacto con el suelo y termina con el contacto del talón del mismo pie.[1]

5.4. MARCO LEGAL Y NORMATIVO

- **NTC 4424 Prótesis. pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores:** La norma especifica los procedimientos para las pruebas de fuerza cíclica y estática de las prótesis de las extremidades inferiores en donde con una excepción las cargas compuestas se producen por la aplicación de una sola fuerza de prueba. Las cargas compuestas en la muestra de prueba se relacionan con los valores picos de los componentes de carga que normalmente ocurren en diferentes momentos durante la fase de apoyo de la marcha, se aplica a este proyecto en la parte de cálculos estructurales de la prótesis.[22]
- **NTC 1831 Dibujo Técnico. Tolerancias geométricas tolerancias de forma, orientación, localización y alineación. Generalidades, definiciones, símbolos e indicaciones en dibujo:** Esta norma ofrece los principios de simbolización e indicación en dibujos técnicos de tolerancias de forma, orientación, ubicación y alineación, y establece las definiciones geométricas apropiadas. Por ende, en este documento se debe usar el término "Tolerancias geométricas" como sinónimo de estos grupos de tolerancias, se aplica en este proyecto en la parte de presentar los planos estructurales de la prótesis.[21]
- **NTC 1486 Documentación. Presentación De Tesis, Trabajos De Grado Y Otros Trabajos De Investigación:** Establece los parámetros para la redacción y presentación para el presente trabajo, aplicable para la presentación de los trabajos escritos pertinentes con la elaboración de informes y resultados propios del ejercicio del proyecto. [20]
- **NTC 5613 Referencias Bibliográficas Contenido Forma Y Estructura:** Establece los parámetros indicados y forma de referenciar trabajos de grado, artículos investigativos, libros entre otros. Da los parámetros para referenciar de forma correcta los artículos y publicaciones investigados para el desarrollo de los documentos escrito del proyecto.[23]

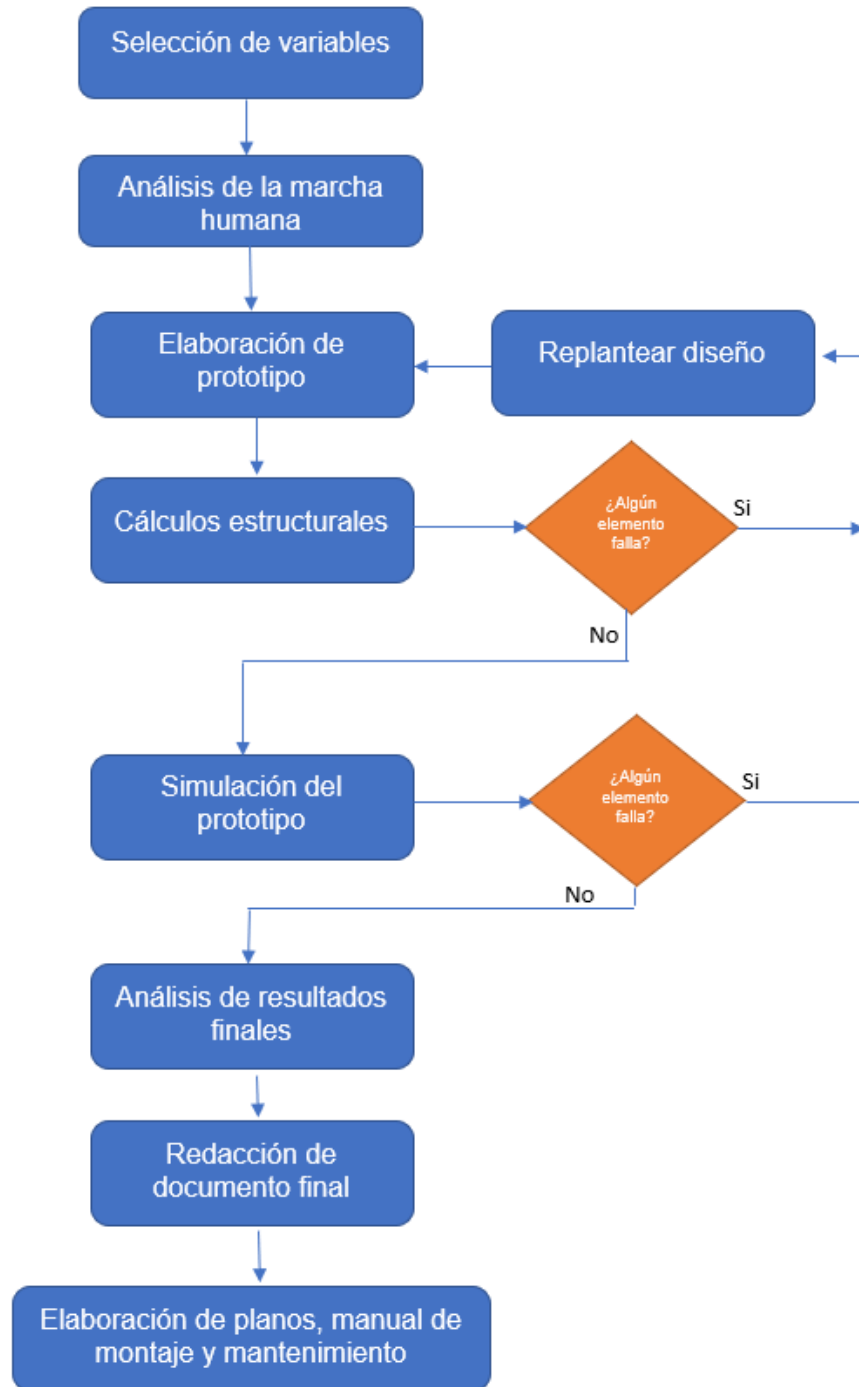
6. DISEÑO METODOLÓGICO

6.1. CLASE DE INVESTIGACIÓN

En este proyecto se trabajará una investigación Cuantitativa documental, ya que se van a tomar datos de proyectos e investigaciones anteriores relacionados con el tema debido a que se definirá una línea base a partir de dicha información insumo importante para el diseño final de la prótesis.

6.2. METODOLOGÍA

Figura diagrama de flujo



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

6.2.1. Metodología de diseño

La población implementada en este proyecto fue obtenida del estudio titulado “Modelo de alineación estática para prótesis transtibial” en el cual evalúan un grupo de pacientes que muestran una amputación transtibial, el cual presenta unas características que se describen en la Tabla 1. Este estudio fue realizado a un grupo de estudio conformado por un total de 15 pacientes. [11]

Tabla 1 parámetros de la población de estudio

PROPIEDAD	RANGO	PROMEDIO	UNIDAD
EDAD	29 a 40	34,25	(Años)
PESO	68 a 90	78,75	(Kg)
ALTURA	1,6 a 1,77	1,69	(Mts)

Fuente: [11]

De igual manera a el grupo de estudio se le realizaron un grupo de preguntas sobre las necesidades que creen que debe presentar una prótesis, los cuales manifestaron que las prótesis deben ser más livianas, se deben adaptar fácilmente, su fabricación debe ser con materiales de calidad, que al momento de utilizarla no deban realizar demasiada fuerza para lograr moverla, que esta cuente con la posibilidad de generar movimientos en la articulación del tobillo, que se pueda utilizar en diferentes terrenos, su mantenimiento no sea muy complicado, que no cuente con demasiadas partes y su costo no sea muy elevado. Ya con estas observaciones que brindaron los pacientes se puede evidenciar que es lo que el paciente busca en una prótesis de tal manera que se puede implementar la metodología del QFD para así poder seleccionar un diseño. Los resultados de dichas encuestas fueron obtenidos del proyecto titulado “Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral”

Matriz QFD

Requerimientos del paciente

1. bajo peso de la prótesis
2. fácil adaptación

3. fabricada con materiales de calidad
4. generar movimientos en la articulación
5. posibilidad de utilizar en diferentes terrenos
6. facilidad de mantenibilidad
7. bajo número de partes
8. bajo costo

una vez obtenidos los parámetros que espera tener el paciente, se elabora una relación entre cada uno de ellos con ayuda de una matriz cuadrada, ubicando horizontal y verticalmente cada uno de los parámetros, dando un valor de 0 si no existe ninguna relación entre ellos y 1 si estos están relacionados. cómo se observa en la Tabla 2 el requerimiento 4 es el factor más importante ya que cuenta con un porcentaje del 19.44% lo que refleja que el paciente espera que la prótesis cuente con movimientos en la articulación. Esto se logra al correlacionar cada uno de los ítems con los demás.

Tabla 2 matriz de ponderación

Matriz ponderación de requerimientos del paciente											
	1	2	3	4	5	6	7	8	total	ponderación	porcentaje
1	X	0	1	1	0	0	1	1	4	0,1111	11,11%
2	0	X	0	1	1	0	1	0	3	0,0833	8,33%
3	1	0	X	1	1	1	0	1	5	0,1389	13,89%
4	1	1	1	X	1	1	1	1	7	0,1944	19,44%
5	0	1	1	1	X	0	0	1	4	0,1111	11,11%
6	0	0	1	1	0	X	1	0	3	0,0833	8,33%
7	1	1	0	1	0	1	X	1	5	0,1389	13,89%
8	1	0	1	1	1	0	1	X	5	0,1389	13,89%
total									36	1	100%

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Requerimientos de diseño

Los requerimientos que se plantean a continuación abarcan la parte conceptual que a criterio del diseñador estos garantizan un buen funcionamiento y que el resultado sea el más viable para el paciente, y este ayude al proceso de recuperación.

- a) **Materiales implementados:** estos materiales deben ser livianos, duraderos y los más importante, deben ser materiales que sean biocompatibles.

- b) **Articulación:** la prótesis debe contar con movimientos que asimilen los que naturalmente son generados por la articulación.
- c) **Acople:** método de acople que permita un rango de ajuste.
- d) **Amortiguación:** el diseño debe contar con un elemento que absorba los impactos causados en la marcha.
- e) **Adaptación:** la prótesis debe contar con un elemento que permita adaptarla a un rango de alturas de pacientes.

Una vez obtenido los requerimientos de diseño se busca hallar la relación que estas tienen con los requerimientos del paciente, esto se logra al cruzar los ítems de cada uno de los requerimientos en una matriz de comparación, para realizar esto se debe establecer una relación entre estos valores los cuales son; si están altamente relacionados se pondrá un valor de 3, si están relacionados se pondrá un valor de 2 y si no están relacionados se pondrá un valor de 1.

Tabla 3 Matriz de comparación de requerimientos

RD	a	b	c	d	e
RC					
1	3	1	1	2	2
	0,3333	0,1111	0,1111	0,2222	0,2222
2	1	3	3	3	3
	0,0833	0,2499	0,2499	0,2499	0,2499
3	3	2	2	3	2
	0,4167	0,2778	0,2778	0,4167	0,2778
4	2	3	1	1	1
	0,3888	0,5832	0,1944	0,1944	0,1944
5	2	3	2	2	3
	0,2222	0,3333	0,2222	0,2222	0,3333
6	1	2	1	1	2
	0,0833	0,1666	0,0833	0,0833	0,1666
7	1	3	2	3	3
	0,1389	0,4167	0,2778	0,4167	0,4167
8	3	3	2	3	3
	0,4167	0,4167	0,2778	0,4167	0,4167
TOTAL	2,0832	2,5553	1,6943	2,2221	2,2776

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Tabla 3 se puede evidenciar que el requerimiento que obtuvo mayor ponderación y por consiguiente es el de mayor importancia en el diseño, hace referencia a implementar una articulación que permita movimientos que asemejen los que presenta de forma natural el cuerpo humano, seguido por el requerimiento de la adaptabilidad que esta debe presentar, para así poder llegar a un mayor número de pacientes.

Alternativas de diseño

Para poder dar las alternativas necesarias y establecer la mejor solución al diseño se procede a descomponer la prótesis en los subsistemas que esta va a presentar, de esta manera se comparara las alternativas que presenta cada uno de ellos y al evaluar cada una de ellas con los requerimientos estimados con anterioridad seleccionar el más idóneo para el diseño.

Subsistemas


- a) Acople de la prótesis al muñón
- b) Sistema de ajuste de altura
- c) Pie protésico (cuenta con dos subsistemas, la articulación y el pie)

Análisis y selección de alternativas

A partir de cada sistema se selecciona las diferentes posibilidades de diseño y se identifican sus ventajas y desventajas, posteriormente se realiza una matriz de selección y se evalúa cada una de las alternativas con los requerimientos planteados con anterioridad.


ACOPLE DE LA PRÓTESIS AL MUÑÓN

Tabla 4 Acople rápido sach

	ACOPLE RÁPIDO SACH	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Es liviano	posición fija
	Fácil de implementar	Inestabilidad
	Costo bajo	Baja disponibilidad de tamaños

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 5 Acople piramidal

	ACOPLE PIRAMIDAL	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Es liviano	
	Fácil de implementar	
	Costo bajo	
	Posición variable	
Disponible en varios tamaños		

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 6 Base circular laminación

	BASE CIRCULAR LAMINACIÓN 4 AGUJEROS	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Es liviano	Implementación complicada
	Costo bajo	Inestabilidad
	Disponible en varios tamaños	Posición fija

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

La matriz de selección se evalúa cada una de las alternativas según los criterios del paciente, estas tendrán una ponderación de 1, 2 y 3, siendo 1 que no cumple con las especificaciones del paciente, 2 que se acerca a lo esperado por el paciente y 3 que cumple con las especificaciones del paciente.

Tabla 7 Matriz de selección adaptador


	Especificaciones	Bajo peso de la prótesis	Fácil adaptación	Fabricada con materiales de calidad	Generar movimientos en la articulación	Posibilidad de utilizar en diferentes terrenos	Facilidad de mantenibilidad	Bajo número de partes	Bajo costo	Total
MECANISMO										
ACOPLE RÁPIDO SACH		3	2	2	1	1	2	3	3	17
ACOPLE PIRAMIDAL		3	2	3	1	2	3	2	3	19
BASE CIRCULAR		2	2	2	1	1	3	2	2	15

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Como se puede observar en la Tabla 7 se evidencia que el acople piramidal es el más idóneo para el diseño ya que tiene mayor ponderación según los criterios que a preestablecido el paciente.


PIE PROTÉSICO

Tabla 8 Pie sach

	PIE SACH	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Es liviano	No contempla articulación
	Requiere mínimo mantenimiento	Su flexión es mínima
Es estético	Marcha limitada	


Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 9 Pie de eje simple

	PIE DE EJE SIMPLE	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	proporciona estabilidad	no es estético
	requiere mínimo mantenimiento	es pesada
	posee amortiguación	baja adaptación a terrenos
presenta flexión plantar	Alto número de partes	


Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 10 pie de eje múltiple

	PIE DE EJE MÚLTIPLE	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Se adapta a diferentes terrenos	Es pesada
	Absorbe fuerzas de torsión	Requiere mayor mantenimiento
	Disminuye el gasto energético del paciente	No es estético
		Costos elevados
	Alto número de partes	

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 11 Pie planteado por el diseñador

	PIE PLANTEADO POR EL DISEÑADOR	
	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Se adapta a diferentes terrenos	Es pesada
	Posee amortiguación	No es estético
	Proporciona estabilidad	
	Presenta flexión plantar y dorsal	
	Requiere mínimo mantenimiento	
	Bajo número de partes	

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

La matriz de selección se evalúa cada una de las alternativas según los criterios del paciente, estas tendrán una ponderación de 1, 2 y 3, siendo 1 que no cumple con las especificaciones del paciente, 2 que se acerca a lo esperado por el paciente y 3 que cumple con las especificaciones del paciente.

Tabla 12 Matriz de selección pie protésico

	Especificaciones	Bajo peso de la prótesis	Fácil adaptación	Fabricada con materiales de calidad	Generar movimientos en la articulación	Posibilidad de utilizar en diferentes terrenos	Facilidad de mantenibilidad	Bajo número de partes	Bajo costo	Total
MECANISMO										
PIE SACH		3	1	2	1	1	3	3	3	17
PIE DE EJE SIMPLE		1	2	3	2	2	2	2	1	15
PIE DE EJE MÚLTIPLE		1	3	3	3	3	1	1	1	16
PIE PLANTEADO POR EL DISEÑADOR		1	2	3	2	3	3	3	2	19

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Como se puede observar en la Tabla 12 se evidencia que el pie planteado por el diseñador cumple con las especificaciones planteadas por el paciente, ya que logra realizar movimientos en la articulación y gracias a su diseño absorbe los impactos ocasionados al momento de realizar la marcha.

6.2.2. Análisis de la marcha humana

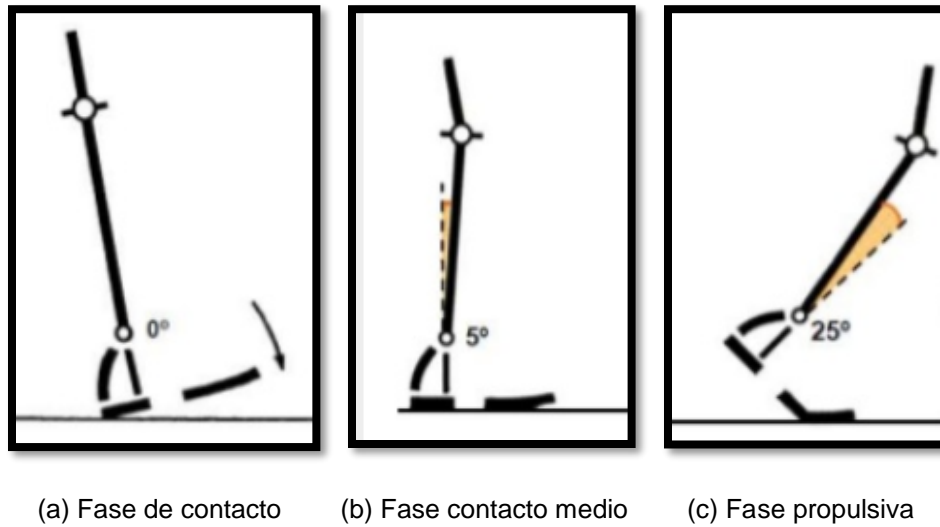
Inicialmente se realizó una revisión bibliográfica de los documentos relacionados con la marcha humana obteniendo las fases que tienen más relevancia en el estudio, ya que contemplan los mayores esfuerzos a los que se verá sometida la prótesis, dichas fases son:

- Fase de contacto (apoyo del talón)
- Fase de contacto medio (apoyo de toda la superficie plantar)
- Fase propulsiva (apoyo en la punta del pie)

Estas tres fases comparten una similitud la cual es que todo el peso del paciente esta soportada por esa extremidad, ya que la otra está en su fase oscilante. [13][4][2]

Para realizar los análisis se utilizaron los parámetros antropométricos de la extremidad inferior proporcionados por el artículo titulado “Estudio sobre la marcha humana” escrito por el ingeniero Carlos Arturo Bohórquez Ávila, en la revista ingenio libre. Estos valores se complementaron con los valores obtenidos por el documento titulado cinética y cinemática de las articulaciones en el ciclo de la marcha, de dicho artículo se obtuvo los ángulos en los que se encuentra el segmento de la tibia y peroné con respecto a la normal de la articulación del tobillo y la articulación del tobillo con respecto al suelo. En la Figura 2 Fases De La Marcha Humanase muestras las tres fases de estudio.

Figura 2 Fases De La Marcha Humana



Fuente:[13]

El estudio de la marcha humana se basó en la metodología planteada en el artículo escrito por el ingeniero Carlos Arturo Bohórquez Ávila, hallando de forma geométrica los puntos de estudio, como lo son la articulación de la rodilla y el tobillo, con el fin de poder realizar un análisis estático.

Inicialmente se realizó un diagrama de cuerpo libre (D.C.L.) de cada una de las fases correspondientes al estudio, posteriormente se analizó cada una de las geometrías para poder ubicar las coordenadas de las articulaciones que interactúan en el estudio, en un plano cartesiano predefinido para cada una de las fases, con la finalidad de poder hallar las fuerzas estáticas soportadas por dichas articulaciones.

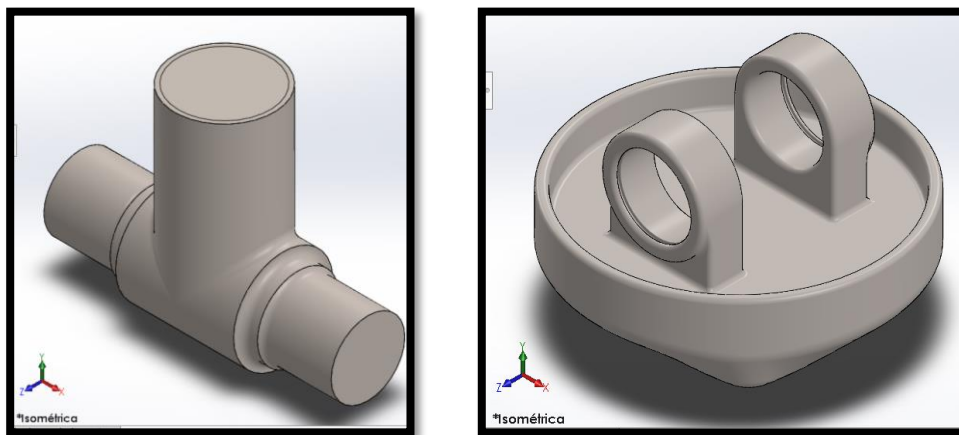
En la fase de contacto medio, se realizó un análisis de la distribución promedio del peso ya que es necesario saber la carga que soporta cada sección de la planta del pie, para poder efectuar un análisis más fehaciente de dicha fase. [4][13][19]

6.2.3. Elaboración de diseño

Basándose en los resultados del QFD se evidencia que el concepto de la prótesis que se plantea en este proyecto es el más viable, ya que contempla ciertas características que a consideración del paciente son fundamentales en el diseño, el parámetro que tiene más relevancia es que la prótesis contemple los movimientos que asemejen lo ocurrido en la articulación natural, por este motivo se procede a inicial el diseño desde la articulación, elaborando un eje en el que irán soportados unos rodamientos, dichos rodamientos serán los encargados de realizar los movimientos de flexión plantar y dorsal, basándose en los resultados de la marcha

humana y el análisis que se elabora a la pieza del eje se conoce que el diámetro que debe presentar este eje debe ser de 20 milímetros, por ende se busca un rodamiento que se ajuste a estas medidas, teniendo como la opción más viable un rodamiento SKF NA 4904, ya obtenida la geometría base se procede a diseñar el diseño donde van a estar soportados los rodamientos, obteniendo la pieza denominada “base rodamientos”, de igual manera se contempla la opción de implementar un resorte, con el fin de que este sea el que otorgue la estabilidad del diseño, se contempla la pieza denominada “tapa resorte” la cual le dará el ajuste al resorte con respecto a la pieza. Este conjunto contempla lo que sería la articulación del tobillo, la pieza del pie protésico se elabora basándose en el conjunto de la articulación, obteniendo una pieza única elaborada en fibra de carbono, la cual cumplirá la función de absorber de manera dinámica las fuerzas ejercidas al momento de caminar. En la Figura 3 se puede observar las piezas denominadas “eje rodamientos” y “base rodamientos”

Figura 3 Base de diseño



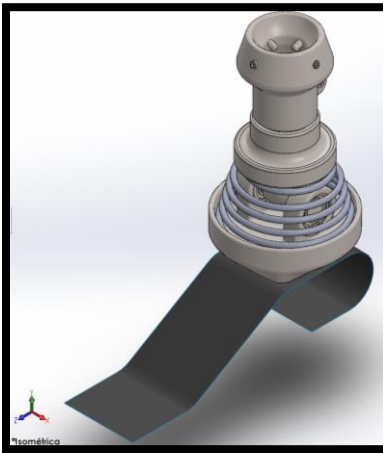
(a)Eje rodamientos

(b) soporte rodamientos

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

El diseño final cuenta con un adaptador de altura que será adecuado según las necesidades de cada paciente, este va unido a la pieza denominada “tapa resorte” gracias a la implementación de un roscado que será elaborada en el adaptador, en su otro extremo ira posicionado el adaptador hembra de tipo piramidal, formando así el diseño final de la prótesis transtibial. En la Figura 4 se puede observar el diseño final que se ha planteado para este proyecto.

Figura 4 Diseño Final



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

6.2.4. Cálculos estructurales

Se realizaron los cálculos estructurales a los elementos implementados siguiendo los criterios de diseño del libro titulado *Diseño En Ingeniería Mecánica De Shigley* en su octava edición. Se tomó como base los valores obtenidos en el análisis de la marcha humana para así poder efectuar el estudio.

Antes de iniciar los cálculos se hace una selección de materiales adecuados para cada una de las piezas que comprende el diseño, los criterios para la elección de los materiales son basados en la asepsia, peso y durabilidad de cada uno de los elementos.

Los materiales que cumplen los criterios requeridos para la implementación de cada uno de los elementos de la prótesis son: acero inoxidable 316L, aleación de titanio Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si, ya que son materiales cuyas cualidades ofrecen una gran resistencia mecánica y una densidad baja, así reduciendo el peso final de la prótesis y gracias a que no son susceptibles a la corrosión son altamente utilizados en prótesis ya sea externa o internamente, en el Anexo B y Anexo C se evidencian las propiedades de cada uno de los materiales. En la Tabla 13 se muestra la asignación de material a cada una de las piezas del diseño preliminar.

Tabla 13 Asignación de material

No PIEZAS	PIEZA	MATERIAL
1	Talón	Fibra de carbono
1	Planta de pie	Fibra de carbono
4	Tornillo avellanado M4	Acero inoxidable 316
4	Arandela M4	Acero inoxidable 316

4	Tuerca M4	Acero inoxidable 316
1	Cruceta	Aleación de titanio
4	Seeger I-19	Acero inoxidable 316
1	Cardan apoyo	Aleación de titanio
1	Cardan	Aleación de titanio
1	Resorte	Alambre de piano
1	Acople	Acero inoxidable 316
1	Tuerca de retención	Acero inoxidable 316
1	Acople hembra	Aleación de titanio
4	Prisionero M5	Acero inoxidable 316
4	Rodamiento SKF 607	N/A

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En el siguiente listado se presentan los conjuntos a los que se le realizó un estudio y análisis siguiendo los parámetros del libro titulado *Diseño En Ingeniería Mecánica De Shigley*, catalogo SKF para rodamientos.

- Uniones atornilladas
- Ejes, “cruceta”
- Rodamientos

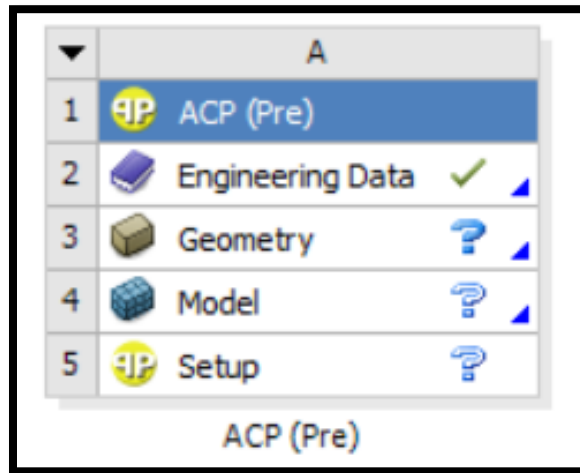
Los análisis efectuados dieron unos resultados favorables, así que se procede a realizar el análisis por elementos finitos.

6.2.5. Simulación del diseño

Obteniendo unos resultados favorables en los cálculos estructurales, se procede a preparar el modelo realizado en el programa de diseño solid Works, guardando el archivo del ensamble como un archivo Parasolid (*.x_t), cuyo formato es uno de los aceptados por el programa de simulación ansys.

Las simulaciones se llevaron a cabo en el programa denominado ANSYS, en la versión 15, en su plataforma de ANSYS WORKBENCH, en esta se crean los proyectos de análisis CAE en diferentes disciplinas, para el caso del proyecto se implementó la herramienta del toolbox en la sección “components systems” la función “ACP (Pre)” esta función tiene como característica principal la caracterización de elementos elaborados con material compuesto, como se describió anteriormente, la pieza del pie protésico se implementara va a ser elaboradas con materiales compuestos como lo es la fibra de carbono, es por esta razón que se realiza el análisis con esta función específicamente. En la Figura 5 Interface ACP (Pre) se muestra la interface que presenta la función ACP (Pre).

Figura 5 Interface ACP (Pre)



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Inicialmente contemplamos la opción “Engineering Data” en esta opción se seleccionaron los materiales y las propiedades mecánicas de cada uno de ellos, seguido se observa la opción “Geometry” en ella se importó el archivo que anteriormente se guardó en formato Parasolid (*.x_t). ya importado el ensamblaje de la prótesis, se dirigió a la opción “Model” en este apartado se verificaron todas las conexiones existentes en el ensamblaje, una vez comprobado que el modelo cuenta con todas las relaciones necesarias para efectuar el análisis, se procede a realizar el mallado de cada una de las piezas. En la Tabla 14 parámetros del mallado se presentan los parámetros con los que se realizó el mallado.

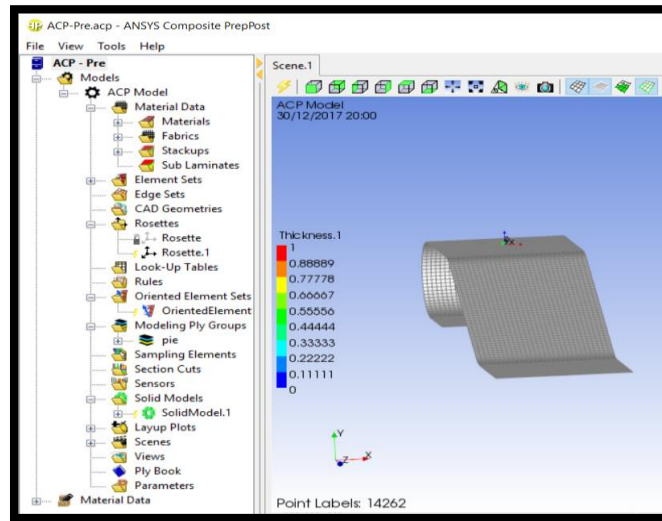
Tabla 14 parámetros del mallado

ÍTEM	VALOR
Min Size	5 (mm)
Max Face Size	6 (mm)
Max Size	6 (mm)
No Nodes	539.984
No Elements	329.209

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Una vez realizado el enmallado se creó un “Named Selection” de la pieza elaborada en fibra de carbono, esto se verá reflejado en el siguiente apartado en la sección “Element Set” con el fin de poder realizar la conformación del material compuesto en la sección de “Setup” esta sección contempla unas funciones que son necesarias para la elaboración de la composición de las piezas, en la Figura 6 se muestran las operaciones que fueron necesarias para la elaboración de dichas piezas.

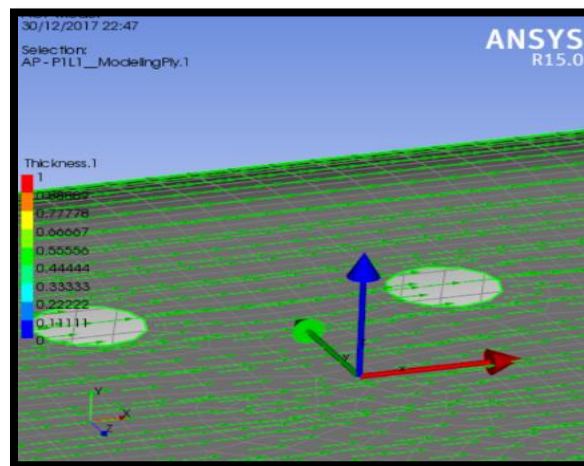
Figura 6 Composite PrepPost



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Primero que nada se fabricó el material con las propiedades mecánicas y geométricas correspondiente a cada una de las láminas con las que se formará la pieza final, cada capa de fibra de carbono cuenta con un espesor total de 2mm, en la sección de “Stackup” se forma el material con el que se implementará la pieza final, cada pieza está conformada por un total de cuatro capas de fibra de carbono, la primera y tercera cuentan con una orientación en sus fibras de un ángulo de 0° con respecto al eje x, la segunda y cuarta están orientadas a un ángulo de 90° con respecto al eje x. de esta forma se configura el material compuesto de ambas piezas. El siguiente parámetro que se debe configurar es el denominado “Rosette” esta sección sirvió para dar una dirección de referencia a los laminados, en la Figura 7 se observa cómo queda orientada la “Rosette” con respecto al eje coordenado normal.

Figura 7 Orientación de la rosette

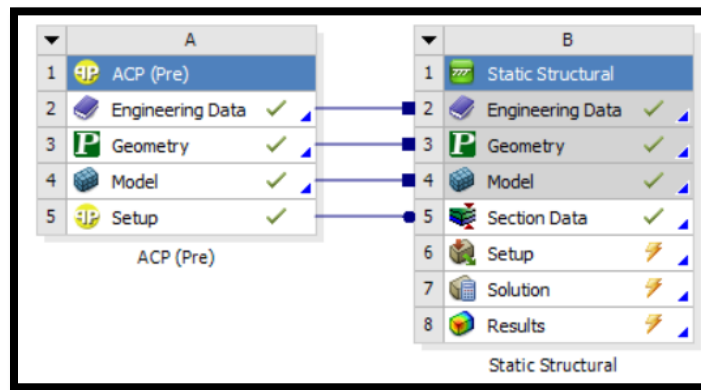


Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Definida la “Rosette” se procedió a configurar la sección “Oriented Element Set” en este apartado se relacionan las configuraciones de la “Rosette” y los “Element Set” igualmente se definió la dirección con las que irá el incremento del espesor de cada una de las capas, en este proyecto la dirección del apilado es en el eje Y positivo, ya definida la orientación se configuró la sección “Modeling Ply Groups” aquí se relacionó todos los apartados que se configuraron con anterioridad. Finalizado todo el proceso se tiene la configuración final del elemento.

Al obtener la composición del material compuesto se procedió a realizar el análisis en la función “Static Structural” esto se logró al relacionar las propiedades de estas dos funciones como se muestra en la Figura 8.

Figura 8 Análisis Estructural



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

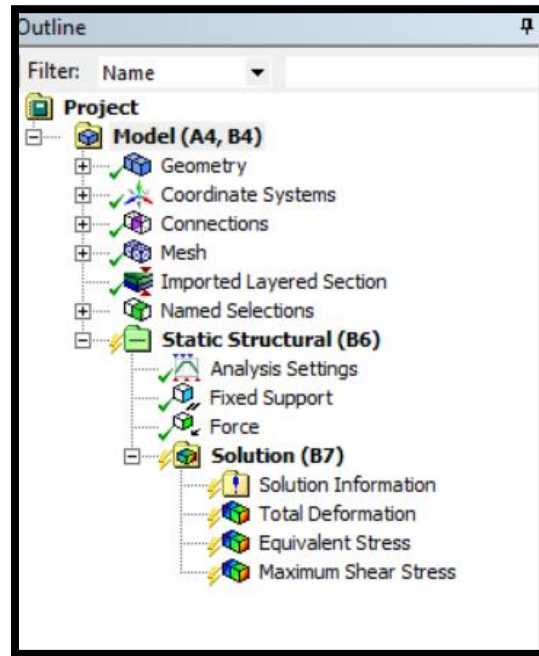
Una vez relacionadas las dos funciones se crearon las propiedades del “Static Structural”, esto se logró al entrar en la opción “Section Data”. Una vez dentro del “Mechanical” se le otorgan las características que asemejan el comportamiento que presentará la prótesis en las diferentes fases, en este proyecto se analizarán las tres fases principales de la marcha humana las cuales son:

- Fase de contacto
- Fase de contacto medio
- Fase propulsiva

Basándose en el análisis que se realizó de la marcha humana, se puede evidenciar que la fase más crítica es la fase propulsiva, así que se procedió a realizar el estudio con esta fase. [2]

Como se evidencia en la Figura 9, en la interfase del “Static Structural” se dan las propiedades como el “Fixed Support” y la “Force” igualmente se seleccionan los tipos de análisis que se van a efectuar, en el proyecto se analizó “Total Deformation” “Equivalent Stress” y “Maximum shear stress”, los resultados finales se verán reflejados en el apartado de resultados y discusión.

Figura 9 Static Structural-Mechanical



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Una vez analizado los resultados obtenidos por el estudio de elementos finitos se replantea el diseño ya que la pieza denominada "Cruceta" excede sus propiedades mecánicas, alcanzando un valor máximo de nueve Gpas así ocasionando que la pieza falle en su cambio de sección.

7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.1. ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA

Durante la marcha humana las extremidades inferiores están sometidas a diversas fuerzas que son generadas ya sean internas o externamente, con el propósito no solo de poder efectuar la marcha, sino también de brindar una estabilidad que permita una cadencia normal. Las fuerzas que son generadas internamente son originadas por el sistema musculo esquelético, tendones y ligamentos del cuerpo humano, las fuerzas de origen externo son la fuerza de gravedad ejercida sobre el cuerpo humano y la resultante que se genera con la superficie de contacto.

Para poder realizar el análisis y que el modelo planteado sea válido, el siguiente estudio solamente contempla las fuerzas externas y se asume que ningún musculo, tendón ni ligamento efectúan ningún tipo de fuerza, realizando así un análisis estático con las extremidades inferiores iniciando en la cadera y culminando en la planta del pie. El estudio se realizó en las posiciones más críticas, siendo estas la fase de contacto, fase de contacto medio y la fase propulsiva, como se menciona con anterioridad. Se halló la fuerza externa resultante en la fase propulsiva según el criterio del libro Auth clinical Gait Analysis Theory And Practice, donde dicha fuerza es calculada gracias a un factor de corrección, el valor es asignado según el tipo de actividad que este efectuando el paciente, en el caso de este proyecto ya que se seleccionó un paciente tipo K3 (clasificación de kendell), este paciente puede efectuar un tipo de actividad física moderada y estable, en este caso el factor tendrá un valor que oscila dentro de 1.5-1.75 veces el peso corporal, para practicidad del estudio se sacó un promedio de estos dos valores teniendo como resultado que el valor del factor de corrección es de 1.625 veces el peso corporal, al multiplicar el factor por el peso se obtiene el valor del peso soportado en el pie, este es multiplicado por la gravedad para obtener el valor de la fuerza resultante en dicha fase, esto se realiza para así comparar los resultados obtenidos en el análisis de la fase, en la Tabla 15 se realiza la definición de las fuerzas con las que se realizó el análisis.

Tabla 15 Definición De La Fuerza

ÍTEM	VALOR	UNIDAD
Masa Del Sujeto	90	Kg
Gravedad	9,81	m/s ²
Fuerza Del Cuerpo (Fg)	882,9	N
Masa Con Factor De Corrección	146.25	Kg
Fuerza Resultante	1434,7125	N

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Los valores antropométricos hacen referencia a los valores relacionados en la Tabla 16.

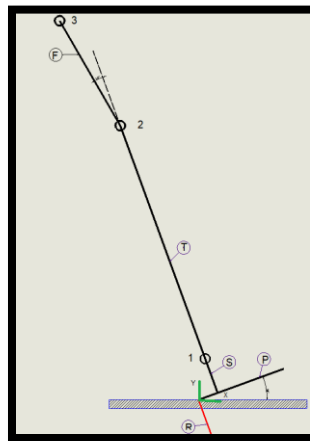
Tabla 16 valores antropométricos

SEGMENTO	DIMENSIÓN (mm)
FÉMUR	472
TIBIA	429
ANCHO DEL PIE	253
DISTANCIA TALÓN-PRIMERA FALANGE	204
DISTANCIA TALÓN-TOBILLO	30
DISTANCIA PLANTA DEL PIE-TOBILLO	60

Fuente: [4]

7.1.1. Fase De Contacto

Figura 10 D.C.L. Fase De Contacto



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

➤ Coordenadas en el espacio

Punto 1

Primero se halla la ubicación del punto de unión de la representación de la planta del pie (P) y el eslabón que lo une a la articulación (S), el ángulo α es igual a 20° , este ángulo es formado por la planta del pie y la superficie de contacto.

Pu_o = punto de unión

$$Pu_{ox} = 30 * \cos(20) = 28.19mm \equiv 0.02819m (x)$$

$$Pu_{oy} = 30 * \text{sen}(20) = 10.26\text{mm} \equiv 0.01026 \text{ m (y)}$$

Obtenida la ubicación en el plano cartesiano de la unión se procedió a hallar las coordenadas del punto 1 con respecto al punto de unión, para así obtener la ubicación del punto en el plano cartesiano. El Angulo formado por la sección de unión y el eje coordenado x es de 70°, este fue hallado por ángulos complementarios.

P1_u = punto uno con respecto al punto de union

P1 = punto uno

P2_1 = punto dos con respecto a al punto uno

P2 = punto dos

P3_2 = punto tres con respecto al punto dos

P3 = punto tres

$$P1_{ux} = 60 * \cos(70) = 20.521\text{mm} \equiv -0.020521 \text{ m (x)}$$

$$P1_{uy} = 60 * \text{sen}(70) = 56.381\text{mm} \equiv 0.056381 \text{ m (y)}$$

$$P1_x = 0.02819 - 0.020521 = 0.007669\text{m(x)}$$

$$P1_y = 0.01026 + 0.056381 = 0.066641\text{m(y)}$$

Punto 2

De la misma forma que el punto 2, el ángulo formado por la tibia (T) y el eje x es de 70° ya que el ángulo formado por la tibia y la normal del tobillo es de 0°.

$$P2_{1x} = 429 * \cos(70) = 146.726\text{mm} \equiv -0.146726 \text{ m (x)}$$

$$P2_{1y} = 429 * \text{sen}(70) = 403.128\text{mm} \equiv 0.403128 \text{ m (y)}$$

$$P2_x = 0.007669 - 0.146726 = -0.1391\text{m(x)}$$

$$P2_y = 0.066641 + 0.403128 = 0.4697\text{m(y)}$$

Punto 3

El punto 3 se calculó por el método de ángulos complementarios, ya que la sección del fémur presenta un ángulo de 10° con respecto a la tibia y con respecto al eje x contempla un ángulo de 30° con respecto al eje coordenado y.

$$P3_{2x} = 472 * \text{sen}(30) = 236\text{mm} \equiv -0.236 \text{ m (x)}$$

$$P3_{2y} = 472 * \cos(30) = 408.763\text{mm} \equiv 0.408763 \text{ m (y)}$$

$$P3_x = -0.1391 - 0.236 = -0.3751m(x)$$

$$P3_y = 0.4697 + 0.408763 = 0.878463m(y)$$

➤ Fuerzas en las articulaciones

Para realizar el análisis estático se contempló el sistema esquelético como un tipo de cercha, siendo las articulaciones los nodos que unen a los eslabones y la reacción causada por el contacto del talón y la superficie como un apoyo de bisagra.

Los ángulos utilizados en el siguiente estudio son los mismos que se emplearon en el cálculo de la ubicación de las coordenadas de las articulaciones.

Fg = fuerza ejercida por la masa del sujeto

F2_3 = fuerza dirigida de 2 a 3

F1_2 = fuerza dirigida de 1 a 2

F1_u = fuerza dirigida de 1 al punto de union

Nodo 3

$$\sum Fy = 0$$

$$\sum Fy = -Fg_y + F2_3 * \cos(30) = 0$$

$$F2_3 = \frac{Fg_y}{\cos(30)} = \frac{882.9}{\cos(30)} = 1019.485 \text{ N}$$

Nodo 2

$$\sum Fy = 0$$

$$\sum Fy = -F3_2 * \cos(30) + F1_2 * \text{sen}(70) = 0$$

$$F1_2 = \frac{F3_2 * \cos(30)}{\text{sen}(70)} = \frac{1019.485 * \cos(30)}{\text{sen}(70)} = 939.562 \text{ N}$$

Nodo 1

Como la tibia y la sección de unión con el pie forman un ángulo de 0° la fuerza F1_u que va dirigida al nodo 1 uno será la misma fuerza F1_2.

Reacciones en el origen

$$\sum Fy = 0$$

$$\sum Fy = -F1_u * \text{sen}(70) + Fr_y = 0$$

$$Fr_y = F1_u * \text{sen}(70) = 939.562 * \text{sen}(70) = 882.89N$$

$$\sum Fx = 0$$

$$\sum Fx = F1_u * \text{cos}(70) - Fr_x = 0$$

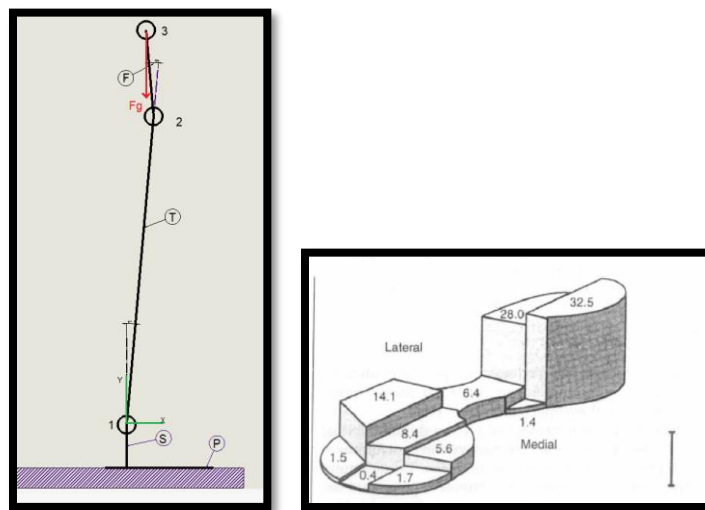
$$Fr_x = F1_u * \text{cos}(70) = 939.562 * \text{cos}(70) = 321.349N$$

$$RFr = \sqrt{882.89^2 + 321.349^2} = 939.562 N$$

7.1.2. Fase De Contacto medio

Esta fase se caracteriza al tener la totalidad del peso distribuido por toda la superficie de la planta del pie, como se contempla en la Figura 11, *parte (b)*, el análisis estático se realizó partiendo de la articulación del tobillo como origen del eje coordenado.

Figura 11 D.C.L. Y Distribución Promedio Porcentual Del Peso Soportado Por El Pie En La Fase De Contacto Medio



(a) D.C.L.

(b) Distribución Promedio Porcentual Del Peso

Fuente: Autor del proyecto, (2018) , la figura fue obtenida del libro biomecánica de Nordin [19]

➤ **Coordenadas en el espacio**

Punto 1

Pu_o = punto de unión

$P1_u$ = punto uno con respecto al punto de union

$P1$ = punto uno

$P2_1$ = punto dos con respecto a al punto uno

$P2$ = punto dos

$P3_2$ = punto tres con respecto al punto dos

$P3$ = punto tres

Como se mencionó con anterioridad el punto uno será el origen del eje coordenado, así que este tendrá las coordenadas de $0x$ y $0y$.

Punto 2

El ángulo formado por la tibia (T) y el eje y, es de 5° respectivamente

$$P2_{1x} = 429 * \text{sen}(5) = 37.389\text{mm} \equiv 0.037389 \text{ m } (x)$$

$$P2_{1y} = 429 * \text{cos}(5) = 427.367\text{mm} \equiv 0.427367 \text{ m } (y)$$

Punto 3

El punto 3 se calculó por el método de ángulos complementarios, ya que la sección del fémur presenta un ángulo de 10° con respecto a la tibia y con respecto al eje y contempla un ángulo de 5° .

$$P3_{2x} = -472 * \text{sen}(5) = -41.137\text{mm} \equiv -0.041127 \text{ m } (x)$$

$$P3_{2y} = 472 * \text{cos}(5) = 470.203\text{mm} \equiv 0.470203 \text{ m } (y)$$

$$P3_x = -0.041127 + 0.037389 = -0.003738 \text{ m } (x)$$

$$P3_y = 0.470203 + 0.427367 = 0.89757\text{m } (y)$$

➤ **Fuerzas en las articulaciones**

Para realizar el análisis estático se contempló el sistema esquelético como un tipo de cercha, siendo las articulaciones los nodos que unen a los eslabones, ya que el

eje coordenado está situado en la articulación del tobillo, dicha articulación será tratada como un apoyo de bisagra.

F_g = fuerza ejercida por la masa del sujeto

F_{2_3} = fuerza dirigida de 2 a 3

F_{1_2} = fuerza dirigida de 1 a 2

F_{1_u} = fuerza dirigida de 1 al punto de union

Nodo 3

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum F_y = -F_{g_y} + F_{2_3} * \cos(5) = 0$$

$$F_{2_3} = \frac{F_{g_y}}{\cos(5)} = \frac{882.9}{\cos(5)} = 886.272N$$

Nodo 2

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum F_y = -F_{2_3} * \cos(5) + F_{1_2} * \cos(5) = 0$$

$$F_{1_2} = \frac{F_{2_3} * \cos(5)}{\cos(5)} = 886.272N$$

Nodo 1

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum F_y = -F_{2_1} * \cos(5) + F_{1_y} = 0$$

$$F_{1_y} = F_{2_1} * \cos(5) = 882.899N$$

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_x = F_{2_1} * \text{sen}(5) + F_{1_x} = 0$$

$$F_{1_x} = -F_{2_1} * \text{sen}(5) = -77.243N$$

$$R_{Fr} = \sqrt{882.899^2 + 77.243^2} = 886.272 N$$

Una vez obtenida la fuerza resultante se procede a realizar la distribución del peso en la planta del pie, siguiendo los parámetros hallados en el libro Biomecánica Básica del Sistema Musculo esquelético. Ver Figura 11, *parte (b)*. [19]

Tabla 17 Distribución de carga en la planta del pie

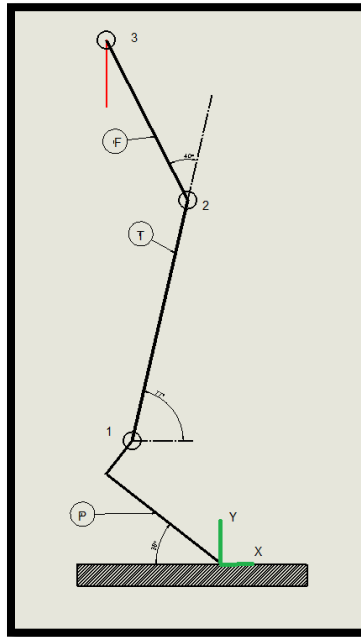
% DE CARGA	VALOR (N)
33%	288,0384
28%	248,15616
1%	12,407808
6%	56,721408
14%	124,964352
8%	74,446848
6%	49,631232
2%	13,29408
0%	3,545088
2%	15,066624
100%	886,272

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

7.1.3. Fase propulsiva

Esta fase es una de las más críticas, ya que concentra todo el peso en una pequeña porción de la planta del pie, ejerciendo una mayor presión en las articulaciones. Para realizar el análisis estático se contempló el sistema esquelético como una estructura, siendo las articulaciones los nodos que unen las secciones, en la Figura 12 se contempla el D.C.L. correspondiente a la fase. El origen del eje coordenado se ubicó en el punto de contacto que presenta el pie con la superficie.

Figura 12 D.C.L. Fase Propulsiva



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

➤ **Coordenadas en el espacio**

Punto 1

Pu_o = punto de unión

$P1_u$ = punto uno con respecto al punto de union

$P1$ = punto uno

$P2_1$ = punto dos con respecto a al punto uno

$P2$ = punto dos

$P3_2$ = punto tres con respecto al punto dos

$P3$ = punto tres

Primero se halla la ubicación del punto de unión de la representación de la planta del pie (P) y el eslabón que lo une a la articulación (S), el ángulo α es igual a 38° , este ángulo es formado por la planta del pie y la superficie de contacto.

$$Pu_{ox} = 210 * \cos(38) = -165.482mm \equiv -0.165482m (x)$$

$$Pu_{oy} = 210 * \sen(38) = 129.288mm \equiv 0.129288 m (y)$$

Obtenida la ubicación en el plano cartesiano de la unión se procedió a hallar las coordenadas del punto 1 con respecto al punto de unión, para así obtener la ubicación del punto en el plano cartesiano. El Angulo formado por la sección de unión y el eje coordenado x es de 52° , este fue hallado por ángulos complementarios.

$$P1_{u_x} = 60 * \cos(52) = 36.939mm \equiv 0.036939 m (x)$$

$$P1_{u_y} = 60 * \text{sen}(52) = 47.281mm \equiv 0.047281m (y)$$

$$P1_x = 0.036939 - 0.165482 = -0.128543m(x)$$

$$P1_y = 0.047281 + 0.129288 = 0.1765098m(y)$$

Punto 2

El punto 2 es ubicado en el plano cartesiano gracias a que el ángulo hecho por la tibia (T) y el eslabón de unión es de 25° , teniendo por el método de ángulos complementarios un valor de 77° , este ángulo está formado por la tibia y el eje coordenado en x.

$$P2_{1_x} = 429 * \cos(77) = 96.504mm \equiv 0.096504 m (x)$$

$$P2_{1_y} = 429 * \text{sen}(77) = 418.004mm \equiv 0.418004 m (y)$$

$$P2_x = -0.128543 + 0.096504 = -0.032039m(x)$$

$$P2_y = 0.1765098 + 0.418004 = 0.5945138m(y)$$

Punto 3

El punto 3 se calculó por el método de ángulos complementarios, ya que la sección del fémur presenta un ángulo de 40° con respecto a la tibia, teniendo como resultado un ángulo de 27° con respecto al eje coordenado y.

$$P3_{2_x} = 472 * \text{sen}(27) = 241.283mm \equiv -0.214283 m (x)$$

$$P3_{2_y} = 472 * \cos(27) = 420.555mm \equiv 0.420555 m (y)$$

$$P3_x = -0.0320391 - 0.214283 = 0.2463221m(x)$$

$$P3_y = 0.5945138 + 0.420555 = 1.0150688m(y)$$

➤ **Fuerzas en las articulaciones**

Para realizar el análisis estático se contempló el sistema esquelético como un tipo de cercha, siendo las articulaciones los nodos que unen a los eslabones y la reacción causada por el contacto del talón y la superficie como un apoyo de bisagra.

Los ángulos utilizados en el siguiente estudio son los mismos que se emplearon en el cálculo de la ubicación de las coordenadas de las articulaciones.

F_g = fuerza ejercida por la masa del sujeto

F_{2_3} = fuerza dirigida de 2 a 3

F_{1_2} = fuerza dirigida de 1 a 2

F_{1_u} = fuerza dirigida de 1 al punto de union

Nodo 3

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum F_y = -F_{g_y} + F_{2_3} * \cos(27) = 0$$

$$F_{2_3} = \frac{F_{g_y}}{\cos(27)} = \frac{882.9}{\cos(27)} = 990.901N$$

Nodo 2

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum F_y = -F_{3_2} * \cos(27) + F_{1_2} * \text{sen}(77) = 0$$

$$F_{1_2} = \frac{F_{3_2} * \cos(27)}{\text{sen}(77)} = \frac{990.901 * \cos(27)}{\text{sen}(77)} = 906.123 N$$

Nodo 1

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum F_y = -F_{1_2} * \text{sen}(77) + F_{u_1} * \text{sen}(52) = 0$$

$$F_{u_1} = \frac{F_{1_2} * \text{sen} 77}{\text{sen}(52)} = \frac{906.123 * \text{sen}(77)}{\text{sen}(52)} = 1120.41N$$

Reacciones en el origen

$$\sum Fy = 0$$

$$\sum Fy = -F1_u * \text{sen}(52) + Fr_y = 0$$

$$Fr_y = F1_u * \text{sen}(52) = 1120.41 * \text{sen}(52) = 882.89N$$

$$\sum Fx = 0$$

$$\sum Fx = -F1_u * \text{cos}(52) + Fr_x = 0$$

$$Fr_x = F1_u * \text{cos}(52) = 1120.41 * \text{cos}(52) = 689.793N$$

$$RFr = \sqrt{882.89^2 + 689.793^2} = 1120.14 N$$

Una vez calculadas las tres reacciones se puede confirmar que la posición de la fase propulsiva es la más crítica ya que en esta posición se presenta una mayor carga en sus articulaciones (rodilla y tobillo), en la Tabla 18 se puede contemplar los valores obtenidos de la fuerza resultante, ocasionada por la superficie de contacto y el pie.

Tabla 18 Fuerzas Resultantes

FASE	FUERZA RESULTANTE (N)	AUMENTO PORCENTUAL (%)
CONTACTO	939,562	106,42%
CONTACTO MEDIO	886,272	100,38%
PROPULSIVA	1120,14	126,87%

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Como se mencionó con anterioridad mediante literatura se pudo hallar la fuerza resultante que es ejercida en la fase propulsiva, dando un valor de 1434.7125 N, esto con el fin de poder tener un punto de comparación al momento de obtener este valor, en el análisis estático se obtuvo un valor de 1120.14 N, teniendo una disminución del 21.92% con respecto al valor de referencia, pero cabe aclarar que esto puede ser generado ya que no se contempló todas las variables que están presentes ya que solo se utilizó las fuerzas externas que son aplicadas a la extremidad y se omitió las fuerzas generadas internamente.

7.2. CÁLCULOS ESTRUCTURALES

Los cálculos estructurales de las uniones atornilladas y ejes fueron calculados mediante los parámetros estipulados en el libro *Diseño En Ingeniería Mecánica De Shigley* en su octava edición, en sus apartados 7 y 8 respectivamente. Los análisis se apoyaron en los resultados obtenidos en el análisis de la marcha humana.

7.2.1. Uniones atornilladas

El diseño final de la prótesis contempla 4 partes en las que intervienen uniones atornilladas, las cuales son:

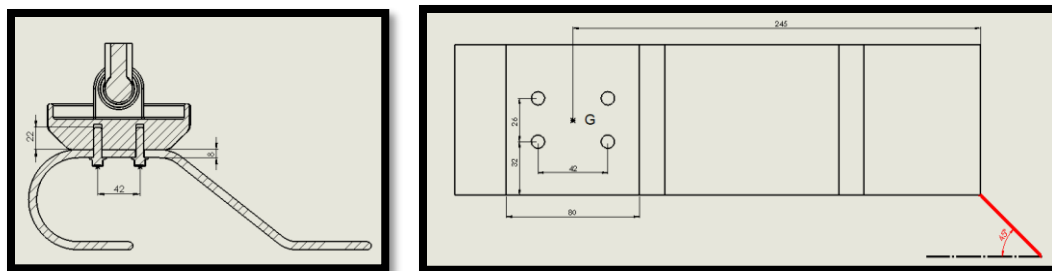
- Pernos que unen la pieza del pie protésico y la pieza base rodamientos.
- El eje de rodamientos unido a la pieza tapa resorte.
- Tapa resorte unida al adaptador.
- Tornillos prisioneros en la pieza de acople hembra.

A continuación, se realizará los cálculos correspondientes a dichas uniones.

➤ Pernos Que Unen La Pieza Del Pie Protésico Y La Pieza Base Rodamientos

En el diseño planteado se utilizaron unos pernos M8 de grado 12.9, cuya resistencia mínima a la fluencia es de 1100 Mpa, en la Figura 13 se muestra el arreglo geométrico con los que está conformado la unión.

Figura 13 Geometría De Referencia Pernos De Unión y D.C.L.



(a) Vista lateral

(b) D.C.L.

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la realización de este análisis se planteó que la prótesis presenta un impacto con una superficie cuya fuerza resultante es de 270 N, esta fuerza es obtenida por un estudio realizado a la fuerza promedio que es ejercida al momento de realizar una

patada. (lowstars, n.d.) El ángulo con el que se ejerce la fuerza es de 45° con respecto al eje x.

Primero se realiza la descomposición de la fuerza, y se trasladan al centroide del arreglo geométrico.

$V = \text{Carga transversal}$

$M = \text{Momento}$

$f' = \text{Carga cortante primaria}$

$f'' = \text{Carga cortante secundaria}$

$$V_1 = F_x = 270 * \cos(45) = -190.918N$$

$$V_2 = F_z = 270 * \text{sen}(45) = -190.918N$$

$$M_{yx} = -0.045m * -190.918 = 8.591 N * m(y)$$

$$M_{yz} = -0.245m * -190.918 = 46.774 N * m(y)$$

$$M_y = 8.591 + 46.774 = 55.365 N * m(y)$$

Se calcula la distancia que hay del centroide al centro de cada perno, como el arreglo es simétrico la distancia es la misma para todos los pernos.

$$r = \sqrt{26^2 + 42^2} = 49.396mm$$

Se hallan las cargas cortantes primarias ejercidas por la fuerza, “n” es el número de pernos que conforman el arreglo.

$$f'_1 = \frac{V_1}{n} = \frac{-190.918}{4} = -47.729 N$$

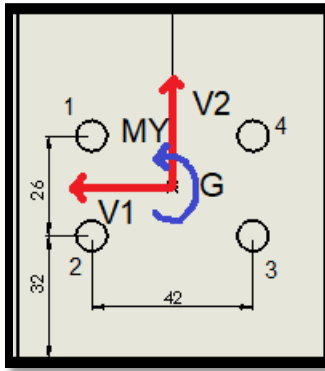
$$f'_2 = \frac{V_2}{n} = \frac{-190.918}{4} = -47.729 N$$

Hallamos la fuerza cortante secundaria, esta es causada por el momento ejercido en el arreglo.

$$f''_1 = \frac{M_y}{n * r} = \frac{55.365}{4 * 0.049396} = 280.209 N$$

Las fuerzas cortantes primarias y secundarias se plasman en la Figura 14 el vector correspondiente a la fuerza secundaria se traza perpendicularmente al radio formado entre el centroide y el centro del perno, sigue el sentido de giro del momento. se realiza la suma de los vectores de estas fuerzas para hallar el perno que presenta mayor esfuerzo y así poder seguir el análisis, el ángulo formado por el radio y el eje x es de 58.2405° .

Figura 14 D.C.L.



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Perno 1

$$F_{1x} = -f'_1 - f'' * \cos(58.2405) = -47.729 - 280.209 * \cos(58.2405)$$

$$F_{1x} = -195.2183N$$

$$F_{1z} = -f'_2 + f'' * \sen(58.2405) = -47.729 + 280.209 * \sen(58.2405)$$

$$F_{1z} = 190.522N$$

$$r = \sqrt{195.2183^2 + 190.522^2} = 272.779 N$$

Perno 2

$$F_{1x} = -f'_1 + f'' * \cos(58.2405) = -47.729 + 280.209 * \cos(58.2405)$$

$$F_{1x} = -100.759 N$$

$$F_{1z} = -f'_2 + f'' * \sen(58.2405) = -47.729 + 280.209 * \sen(58.2405)$$

$$F_{1z} = 190.522N$$

$$r = \sqrt{100.759^2 + 190.522^2} = 215.524 N$$

Perno 3

$$F_{1x} = -f'_1 + f'' * \cos(58.2405) = -47.729 + 280.209 * \cos(58.2405)$$

$$F_{1x} = -100.759 N$$

$$F_{1z} = -f'_2 - f'' * \sen(58.2405) = -47.729 - 280.209 * \sen(58.2405)$$

$$F_{1z} = -285.98N$$

$$r = \sqrt{100.759^2 + 285.98^2} = 303.211 N$$

Perno 4

$$F_{1x} = -f'_1 - f'' * \cos(58.2405) = -47.729 - 280.209 * \cos(58.2405)$$

$$F_{1x} = -195.2183 \text{ N}$$

$$F_{1z} = -f'_2 - f'' * \sin(58.2405) = -47.729 - 280.209 * \sin(58.2405)$$

$$F_{1z} = -285.98 \text{ N}$$

$$r = \sqrt{195.2183^2 + 285.98^2} = 346.258 \text{ N}$$

basándose en los cálculos obtenidos anteriormente se identifica el perno que soporta mayor carga, el perno ubicado en la sección 4, este perno soporta una fuerza resultante de 346.258N, el perno en la sección 3 soporta la segunda mayor fuerza, al recibir una carga de 303.211N.

Una vez identificado el perno más crítico se procedió a calcular los esfuerzos causados en la sección.

$$A_s = A_r \text{ (área del diámetro menor)} = 39.2 \text{ mm}^2$$

Esfuerzo cortante mayor del tornillo

$$\tau = \frac{F_r}{A_s} = \frac{346.258}{39.2} = 8.833 \text{ Mpas}$$

Esfuerzo de aplastamiento del tornillo

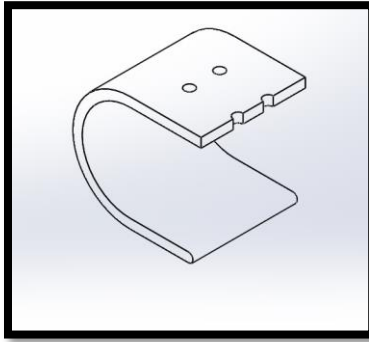
$$A_b = t * b = 22 * 8 = 176 \text{ mm}^2$$

$$\sigma = \frac{F_r}{A_b} = \frac{346.258}{176} = 1.967 \text{ Mpas}$$

Esfuerzo de flexión crítico del tornillo

Primero se halló el momento flector mayor de acuerdo con el D.C.L. presentado en la Figura 13, sección b, este momento ocurre en la sección paralela al eje z, seguido se calcula la inercia de la sección. en la Figura 15 se muestra la sección a evaluar.

Figura 15 sección de análisis- vista de sección pie protésico



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

$$M_z = -0.224mm * -190.918N = 42.765N * m(y)$$

$I =$ Inercia de la sección

$c =$ Distancia del centro al punto de análisis

$$I = I_{\text{barra}} - 2(I_{\text{agujeros}} + b^2 * A)$$

$$I = \frac{0.008(0.090)^3}{12} - 2 \left[\frac{0.008(0.008)^3}{12} + 0.013^2 * 0.008 * 0.008 \right] = 4.636 \times 10^{-7} m^4$$

$$\sigma = \frac{M * c}{I} = \frac{42.765 * 0.112}{4.636 \times 10^{-7}} = 10.329 \text{ Mpas}$$

Como se demuestra en los cálculos anteriores el esfuerzo máximo es causado por el esfuerzo de flexión, así que con este esfuerzo se calcula el factor de seguridad.

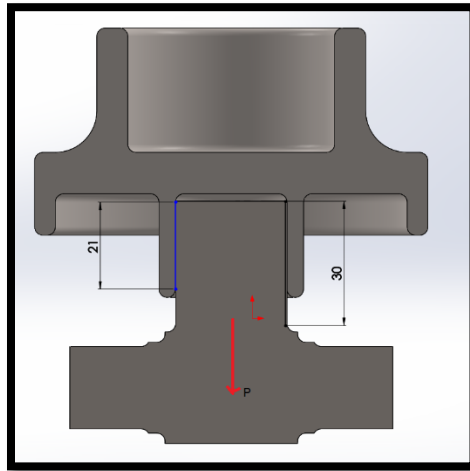
$$\eta = \frac{S_y}{\sigma} = \frac{234.421}{10.329} = 22.695$$

Basado en el resultado del factor de seguridad se garantiza que el perno soporta la carga de prueba que se le administro.

➤ El eje de rodamientos unido a la pieza tapa resorte

El conjunto en mención presenta un tipo de rosca M27x2 ya que el diseño del eje presenta un cambio de sección que se ajusta a esta medida, con un material de acero inoxidable 316L, en el anexo C se presenta las propiedades mecánicas de este material. A continuación, se presenta el listado de símbolos utilizados en el siguiente estudio.

Figura 16 D.C.L.



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

El valor de la carga aplicada se basó en el estudio de la marcha humana, en la fase propulsiva en la articulación del tobillo.

Parámetros iniciales.

P = Carga Aplicada

LT = Longitud De Rosca

Lt = Longitud De Rosca En El Agarre

A_t =Área De Esfuerzo A Tensión

A_r = Área De Diámetro Menor

A_d = Área De Diámetro Mayor

$$P = 923.492 \text{ N}$$

$$LT = 30 \text{ mm} = 0.03\text{m}$$

$$Lt = 21 \text{ mm} = 0.021\text{m}$$

$$Ld = 30 - 21 = 9 \text{ mm} = 0.009\text{m}$$

$$A_t = 502.5 \text{ mm}^2 = 5.025 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$A_r = 480.5 \text{ mm}^2 = 4.805 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$A_d = \frac{\pi * D^2}{4} = \frac{\pi * 0.027^2}{4} = 5.725 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

K_m = Rigidez Del Perno

K_b = Rigidez efectiva

Se halla la rigidez efectiva.

$$K_b = \frac{A_d * A_t * E}{A_d * L_t + A_t * L_d} = \frac{(5.725 \times 10^{-4})(5.025 \times 10^{-4})(192999.997 \times 10^6)}{(5.725 \times 10^{-4})(0.021) + (5.025 \times 10^{-4})(0.009)} \\ = 3.35 \times 10^9 \text{ N/m}$$

Se halla la rigidez del elemento

$$K_m = \frac{0.5774 * \pi * E * D}{2 * \ln\left(5 \frac{0.5774 * L_t + 0.5D}{0.5774 * L_t + 2.5D}\right)} = \frac{(0.5774)\pi(192999.997 \times 10^6)(0.027)}{2 * \ln\left(5 \frac{(0.5774)(0.021) + (0.5)(0.027)}{(0.5774)(0.021) + (2.5)(0.027)}\right)} \\ = 9.935 \times 10^9 \text{ N/m}$$

Una vez que ya se obtiene el valor de la rigidez efectiva y del elemento se puede calcular el valor de la constante de la unión, esta constante se utilizará para calcular los factores de seguridad.

C = Constante De La Unión

S_p = Resistencia De Prueba Mínima

F_i = Precarga

$$C = \frac{K_b}{K_b + K_m} = \frac{3.35 \times 10^9}{3.35 \times 10^9 + 9.935 \times 10^9} = 0.252$$

$$S_p = S_y * 0.885 = 137.895(0.885) = 122.037 \text{ MPas}$$

Se halla el valor de la precarga, en este caso se realiza un ajuste para uniones no permanentes.

$$F_i = 0.75 * A_t * S_p = (0.75)(5.025 \times 10^{-4})(122.037 \times 10^6) = 45992.694 \text{ N}$$

Una vez calculado los parámetros necesarios para realizar el análisis de factor de carga, este factor es el que garantiza que el esfuerzo del perno no sea igual al esfuerzo de fluencia. Como se puede apreciar este factor da un resultado de 65.84 dando la certeza de que esta situación no ocurrirá con la fuerza aplicada.

n = Factor De Carga

n_o =Factor De Seguridad Contra La Separación De La Unión

$$n = \frac{Sp * At - Fi}{C * P} = \frac{(122.037 \times 10^6)(5.025 \times 10^{-4}) - 45992.694}{(0.252)(923.92)} = 65.84$$

Se realiza el análisis para verificar que la unión no se separe.

$$no = \frac{Fi}{P * (1 - C)} = \frac{45992.694}{(923.92)(1 - 0.252)} = 66.55$$

Basados en el resultado obtenido, se obtiene un factor de 66.55 dando la certeza de que la unión no se separara.

Se realiza un análisis por esfuerzos cíclicos a la unión atornillada, se toma el valor máximo y mínimo al que se somete la unión atornillada, estos valores serán de 923.92N y 0N, se calculó el esfuerzo medio y alternante.

$$\sigma_i = \frac{Fi}{At} = \frac{45992.694}{502.5} = 91.527 MPas$$

$$\sigma_a = \frac{C * P}{2 * At} = \frac{(0.252)(923.92)}{(2)(5.025 \times 10^{-4})} = 0.231 MPas$$

$$\sigma_m = \sigma_a + \sigma_i = 91.527 + 0.231 = 91.758 MPas$$

Obtenidos los esfuerzos medio y alternante se plantea el criterio con él se evaluará el elemento, en este estudio se implementará un análisis con el criterio de Goodman modificado.

CRITERIO DE GOODMAN MODIFICADO

$$Sa = Se * \frac{Sult - \sigma_i}{Sult + Se}$$

Se' = límete a la fatiga

$$Se' = 0.9 Sult = (0.9)(550) = 495 MPas$$

Factores De Marin

KF = Factor de concentración de esfuerzo

Kf = Factor de acabado superficial

Ks = Factor de tamaño

Kr = Factor de confiabilidad

Kt = Factor de temperatura

$Km = \text{Factor diverso}$

$$KF = 1 + (Kc - 1) * qn = 1 + (3.85 - 1)(0.8) = 3.28$$

$$Kf = 0.75$$

$$Ks = 1.189 * D^{-0.122} = 1.189 * 27^{-0.122} = 0.8$$

$$Kr(99.9\%) = 0.75$$

$$Kt = 1$$

$$Km = \frac{1}{KF} = \frac{1}{3.28} = 0.3$$

$$Se = Kf * Ks * Kr * Kt * Km * Se' = (0.75)(0.8)(0.75)(1)(0.3)(495) = 66.825 MPas$$

$$Sa = 66.825 * \frac{550 - 91.527}{550 + 66.825} = 49.669 MPas$$

$$\eta_f = \frac{Sa}{\sigma_a} = \frac{49.669}{0.231} = 215.019$$

Una vez evaluado la sección por el criterio de Goodman modificado se puede evidenciar que el elemento cuenta con un factor de seguridad de 215.019 dando un gran margen de confiabilidad de que el elemento no presentará falla por cargas cíclicas.

➤ Tapa Resorte Unida Al Adaptador

El valor de la carga aplicada se basó en el estudio de la marcha humana, en la fase propulsiva en la articulación de la rodilla.

$$P = 882.899 N$$

$$At = As$$

$$Kn = \text{diametro menor}$$

$$ES = \text{diametro mayor}$$

Área de esfuerzo a cortante para rosca externas

$As = \text{Área De Esfuerzo A Tensión}$

$$As = \pi * Kn * \left[\frac{1}{2 * n} + \frac{1}{\sqrt{3}} * (Es - Kn) \right] * n$$

$$As = \pi * 48.23 * \left[\frac{1}{2 * 12} + \frac{1}{\sqrt{3}} * (50 - 48.23) \right] * 12 = 1933.82 mm^2$$

$$\sigma_i = \frac{F}{As} = \frac{882.899}{1933.82} = 0.456 MPas$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} = \frac{0.456 + 0}{2} = 0.228MPa$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} = \frac{0.456 - 0}{2} = 0.228MPa$$

FACTOR DE SEGURIDAD (SODERBERG)

Se realiza el cálculo del factor de seguridad según el criterio de soderberg.

$$\frac{KF * \sigma_a}{Se} + \frac{\sigma_m}{Sy} = \frac{1}{\eta_s}$$

El factor de concentrador de esfuerzos es obtenido del libro “stress concentration design factors”.

$$KF = 1 + (Kc - 1) * qn = 1 + (3.85 - 1)(0.8) = 3.28$$

Se' = límite a la fatiga

Factores De Marin

KF = Factor de concentración de esfuerzo

Kf = Factor de acabado superficial

Ks = Factor de tamaño

Kr = Factor de confiabilidad

Kt = Factor de temperatura

Km = Factor diverso

$$Kf = 0.75$$

$$Ks = 1.189 * D^{-0.122} = 1.189 * 50^{-0.122} = 0.737$$

$$Kr(99.9\%) = 0.75$$

$$Kt = 1$$

$$Km = \frac{1}{KF} = \frac{1}{3.28} = 0.3$$

$$Se = Kf * Ks * Kr * Kt * Km * Se' = (0.75)(0.737)(0.75)(1)(0.3)(495) = 61.562MPas$$

$$\frac{3.28 * 0.228}{61.562} + \frac{0.228}{137.895} = \frac{1}{\eta_s}$$

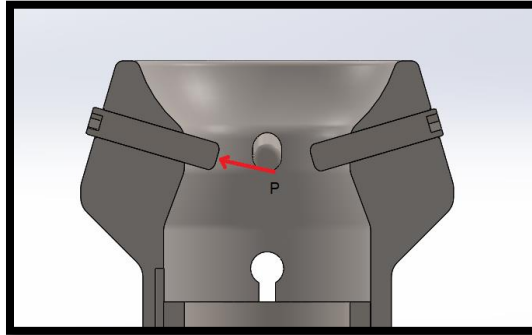
$$0.013 = \frac{1}{\eta_s}$$

$$\eta_s = 72.457$$

Una vez evaluado la sección por el criterio de Goodman modificado se puede evidenciar que el elemento cuenta con un factor de seguridad de 72.457 dando un gran margen de confiabilidad de que el elemento no presentará falla por cargas cíclicas.

- Tornillos prisioneros en la pieza de acople hembra, M8x1

Figura 17 D.C.L.



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

El valor de la carga aplicada se basó en el estudio de la marcha humana, en la fase propulsiva en la articulación de la rodilla.

P = Carga Aplicada

LT = Longitud De Rosca

Lt = Longitud De Rosca En El Agarre

A_t =Área De Esfuerzo A Tensión

A_r = Área De Diámetro Menor

A_d = Área De Diámetro Mayor

$$\begin{aligned}
 P &= 990.901 \text{ N} \\
 LT &= 30 \text{ mm} = 0.03\text{m} \\
 Lt &= 22 \text{ mm} = 0.022\text{m} \\
 Ld &= 30 - 22 = 8 \text{ mm} = 0.008\text{m} \\
 A_t &= 39.2 \text{ mm}^2 = 3.92 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \\
 A_r &= 36 \text{ mm}^2 = 3.6 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \\
 A_d &= \frac{\pi * D^2}{4} = \frac{\pi * 8^2}{4} = 50.2654 \text{ mm}^2 = 5.02654 \times 10^{-5} \text{ m}^2
 \end{aligned}$$

Se halla la rigidez efectiva.

K_m = Rigidez Del Perno

K_b = Rigidez efectiva

$$K_b = \frac{A_d * A_t * E}{A_d * L_t + A_t * L_d} = \frac{(5.02654 \times 10^{-5} \text{ m}^2)(3.92 \times 10^{-5} \text{ m}^2)(192999.997 \times 10^6)}{(5.02654 \times 10^{-5} \text{ m}^2)(0.022) + (3.92 \times 10^{-5} \text{ m}^2)(0.008)} \\ = 267.914 \times 10^6 \text{ N/m}$$

Se halla la rigidez del elemento

$$K_m = \frac{0.5774 * \pi * E * D}{2 * \ln\left(5 \frac{0.5774 * L_t + 0.5D}{0.5774 * L_t + 2.5D}\right)} = \frac{(0.5774)\pi(192999.997 \times 10^6)(0.008)}{2 * \ln\left(5 \frac{(0.5774)(0.022) + (0.5)(0.008)}{(0.5774)(0.022) + (2.5)(0.008)}\right)} \\ = 1.4936 \times 10^9 \text{ N/m}$$

Una vez que ya se obtiene el valor de la rigidez efectiva y del elemento se puede calcular el valor de la constante de la unión, esta constante se utilizará para calcular los factores de seguridad.

C = Constante De La Unión

S_p = Resistencia De Prueba Mínima

F_i = Precarga

$$C = \frac{K_b}{K_b + K_m} = \frac{267.914 \times 10^6}{267.914 \times 10^6 + 1.4936 \times 10^9} = 0.152$$

$$S_p = S_y * 0.885 = 137.895(0.885) = 122.037 \text{ MPas}$$

Hallamos el valor de la precarga, en este caso se realiza un ajuste para uniones no permanentes.

$$F_i = 0.75 * A_t * S_p = (0.75)(39.2)(122.037) = 3587.887 \text{ N}$$

Una vez calculado los parámetros necesarios para realizar el análisis de factor de carga, este factor es el que garantiza que el esfuerzo del perno no sea igual al esfuerzo de fluencia. Como se puede apreciar este factor da un resultado de 2.04 dando la certeza de que esta situación no ocurrirá con la fuerza aplicada.

n = Factor De Carga

n_o =Factor De Seguridad Contra La Separación De La Unión

$$n = \frac{Sp * At - Fi}{C * P} = \frac{(122.037)(39.2) - 3587.887}{(0.152)(990.901)} = 7.94$$

Se realiza el análisis para verificar que la unión no se separe.

$$n_o = \frac{Fi}{P * (1 - C)} = \frac{3587.887}{(990.901)(1 - 0.152)} = 4.269$$

Basados en el resultado obtenido, se obtiene un factor de 8.809 dando la certeza no se separa, evitando que el perno reciba la carga directamente.

Se realiza un análisis por esfuerzos cíclicos, se toma el valor máximo al que se somete el elemento y el valor mínimo, estos valores serán de 990.901N y 0N, se calculó el esfuerzo m.

$$\sigma_i = \frac{Fi}{At} = \frac{3587.887}{39.2} = 91.527 \text{ MPas}$$

$$\sigma_a = \frac{C * P}{2 * At} = \frac{(0.152)(990.901)}{(2)(39.2)} = 1.921 \text{ MPas}$$

$$\sigma_m = \sigma_a + \sigma_i = 91.527 + 1.921 = 93.448 \text{ MPas}$$

Obtenidos los esfuerzos medio y alternante se plantea el criterio con él se evaluará el elemento, en este estudio se implementará un análisis con el criterio de Goodman modificado.

CRITERIO DE GOODMAN MODIFICADO

$$S_a = S_e * \frac{S_{ult} - \sigma_i}{S_{ult} + S_e}$$

S_e' = límete a la fatiga

$$S_e' = 0.9 S_{ult} = (0.9)(550) = 495 \text{ MPas}$$

El factor de concentrador de esfuerzos es obtenido del libro “stress concentration design factors”.

$$K_F = 1 + (K_c - 1) * qn = 1 + (3.85 - 1)(0.8) = 3.28$$

$$K_f = 0.75$$

Factores De Marin

K_F = Factor de concentración de esfuerzo

K_f = Factor de acabado superficial

K_s = Factor de tamaño

K_r = Factor de confiabilidad
 K_t = Factor de temperatura
 K_m = Factor diverso

$$S_e' = 0.9 S_{ult} = (0.9)(550) = 495 \text{ MPas}$$

$$K_s = 1.189 * D^{-0.122} = 1.189 * 8^{-0.122} = 0.922$$

$$K_r(99.9\%) = 0.75$$

$$K_t = 1$$

$$K_m = \frac{1}{KF} = \frac{1}{3.28} = 0.3$$

$$S_e = K_f * K_s * K_r * K_t * K_m * S_e' = (0.75)(0.922)(0.75)(1)(0.3)(495) = 82.083 \text{ MPas}$$

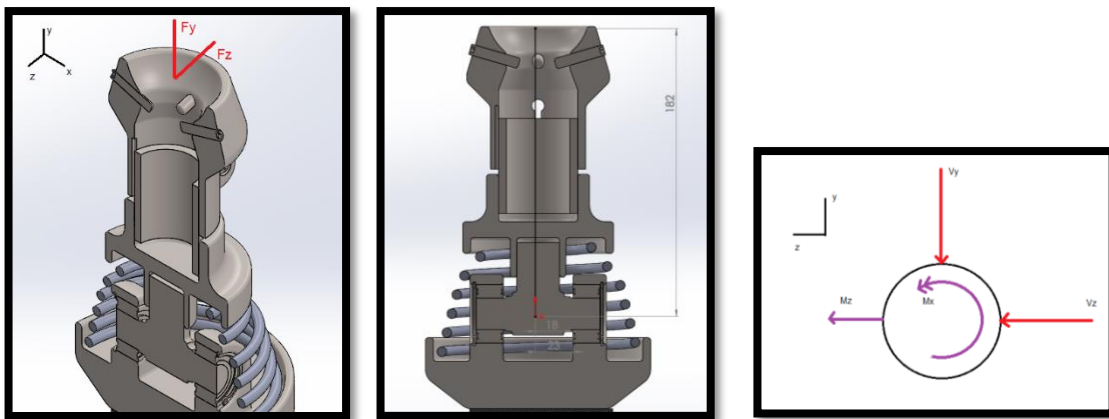
$$S_a = 82.083 * \frac{550 - 91.527}{550 + 82.083} = 59.537 \text{ MPas}$$

$$\eta_f = \frac{S_a}{\sigma_a} = \frac{59.537}{1.921} = 30.993$$

Una vez evaluado la sección por el criterio de Goodman modificado se puede evidenciar que el elemento cuenta con un factor de seguridad de 30.993 dando un gran margen de confiabilidad de que el elemento no presentará falla por cargas cíclicas.

7.2.2. Ejes

Figura 18 D.C.L.



(a) vista isométrica

(b) vista frontal

(c) vista de la sección evaluada

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Se analiza la pieza denominada “eje de rodamientos” esta pieza cuenta con dos secciones escalonadas con un redondeo de 2mm en cada una de ellas, estas se catalogan en tres secciones, la primera sección cuenta con un diámetro de 20mm el cual corresponde al diámetro interno del rodamiento, su segunda sección cuenta con un diámetro de 22mm y su tercera sección tiene un diámetro de 27mm, el material con el que es elaborado es de acero inoxidable 316L. A continuación, se puede evidenciar los cálculos realizados al elemento

SECCIÓN 1

$$E = 192999.997 \text{ MPas}$$

$$S_{ult} = 619.999 \text{ MPas}$$

$$S_y = 137.895 \text{ MPas}$$

$$F = 453.061 \text{ N}$$

$$F_z = 453.061 * \cos(77) = 101.916 \text{ N}$$

$$F_y = 453.061 * \text{sen}(77) = 441.449 \text{ N}$$

Se hallaron las propiedades de la sección y el momento que actúa sobre dicha sección.

$$M_1 = (441.449)(0.022) = 9.711 \text{ N} * m(z)$$

$$T_2 = (101.916)(0.182) = 18.548 * m(x)$$

$$I = \text{momento de inercia}$$

$$J = \text{momento polar de inercia}$$

$$C = \text{Distancia del centro al punto de análisis}$$

$$C = 0.010 \text{ mm}$$

$$I = \frac{\pi}{4} * r^4 = \frac{\pi}{4} * (0.010)^4 = 7.853 \times 10^{-9} \text{ m}^4$$

$$Q = \frac{2 * r^3}{3} = \frac{(2)(0.010)^3}{3} = 6.666 \times 10^{-7} \text{ m}^3$$

$$J = \frac{\pi}{32} * D^4 = \frac{\pi}{32} * (0.020)^4 = 1.570 \times 10^{-8} \text{ m}^4$$

En la sección se presentan dos tipos de esfuerzos, uno causado por la carga transversal y otro por un momento flector causado por la carga transversal.

ANÁLISIS POR FLEXIÓN

$$\sigma_1 = \frac{M_1 * C}{I} * K_c = \frac{(9.711)(0.010)}{7.853 \times 10^{-9}} 1.48 = 18.301 MPa(z)$$

ANÁLISIS POR TORSIÓN

$$\tau_1 = \frac{T_2 * C}{J} * K_c = \frac{(18.548)(0.010)}{1.570 \times 10^{-8}} 1.48 = 17.484 MPa(x)$$

ANÁLISIS POR CARGA TRANSVERSAL

$$\tau_2 = \frac{V * Q}{I * t} * K_c = \frac{(441.449)(6.666 \times 10^{-7})}{(7.853 \times 10^{-9})(0.020)} 1.46 = -2.73 MPa(y)$$

$$\tau_3 = \frac{V * Q}{I * t} * K_t = \frac{(101.916)(6.666 \times 10^{-7})}{(7.853 \times 10^{-9})(0.020)} 1.46 = 0.63145 MPa(x)$$

$$\tau_t = 17.484 + 0.63145 = 18.1154 MPa(x)$$

Obtenidos los esfuerzos ocasionados por las fuerzas resultantes, se procedió a realizar el estado inicial de esfuerzos.

$$b = \frac{\sigma_x - \sigma_z}{2} = \frac{18.301 - 0}{2} = 9.1505 MPa$$

$$c = \frac{\sigma_x + \sigma_z}{2} = \frac{18.301 + 0}{2} = 9.1505 MPa$$

$$h = 18.115$$

$$r = \sqrt{b^2 + h^2} = \sqrt{9.1505^2 + 18.115^2} = 20.29 MPa$$

$$\sigma_1 = c + r = 9.1505 + 20.29 = 29.445 MPa$$

$$\sigma_2 = 0$$

$$\sigma_3 = c - r = 9.1505 - 20.29 = -11.1395 MPa$$

$$\sigma_e = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1 * \sigma_3} = \sqrt{29.445^2 + 11.1395^2 - 29.445 * -11.1395} = 38.3194 MPa$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} = \frac{36.3194 + 0}{2} = 18.159 MPa$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} = \frac{36.3194 - 0}{2} = 18.159 MPa$$

Se realiza un análisis por fatiga, ya que cada sección va a estar sometida a una carga que oscila de 0N a 453.065N.

El factor de concentrador de esfuerzos es obtenido del libro "stress concentration design factors".

$$KF = 1 + (Kc - 1) * qn = 1 + (1.48 - 1)(0.83) = 1.3984$$

$$Kf = 1$$

Factores De Marin

KF = Factor de concentración de esfuerzo

Kf = Factor de acabado superficial

Ks = Factor de tamaño

Kr = Factor de confiabilidad

Kt = Factor de temperatura

Km = Factor diverso

$$Ks = 1.189 * D^{-0.122} = 1.189 * 20^{-0.122} = 0.825$$

$$Kr(99.9\%) = 0.75$$

$$Kt = 1$$

$$Km = \frac{1}{KF} = \frac{1}{1.3984} = 0.715$$

$$Se = Kf * Ks * Kr * Kt * Km * Se' = (1)(0.825)(0.75)(1)(0.715)(275) = 133.016 MPas$$

FACTOR DE SEGURIDAD (SODERBERG)

Se realiza el cálculo del factor de seguridad según el criterio de soderberg.

$$\frac{KF * \sigma_a}{Se} + \frac{\sigma_m}{Sy} = \frac{1}{\eta_s}$$

$$\frac{(1.3984)(18.159)}{133.016} + \frac{18.159}{137.895} = \frac{1}{\eta_s}$$

$$0.322 = \frac{1}{\eta_s}$$

$$\eta_s = 3.099$$

Una vez evaluado la sección por el criterio de soderberg se puede evidenciar que el elemento cuenta con un factor de seguridad de 3.099 dando un margen prudente de confiabilidad, se puede afirmar que el elemento no presentará falla por cargas cíclicas.

De la misma manera se realiza el cálculo de sus esfuerzos y factor de seguridad siguiendo los parámetros y criterios anteriormente mencionados.

SECCIÓN 2

$$M1 = (441.449)(0.017) = 7.504N * m(z)$$

$$T2 = (101.916)(0.182) = 18.548 * m(x)$$

I = momento de inercia

J = momento polar de inerci

C = Distancia del centro al punto de análisis

$$C = 0.011mm$$

$$I = \frac{\pi}{4} * r^4 = \frac{\pi}{4} * (0.011)^4 = 1.149x10^{-8}m^4$$

$$Q = \frac{2 * r^3}{3} = \frac{(2)(0.011)^3}{3} = 8.873x10^{-7}m^3$$

$$J = \frac{\pi}{32} * D^4 = \frac{\pi}{32} * (0.022)^4 = 2.299x10^{-8}m^4$$

ANÁLISIS POR FLEXIÓN

$$y = \frac{M1 * C}{I} * Kc = \frac{(7.504)(0.011)}{1.149x10^{-8}} 1.48 = 10.63MPa(z)$$

ANÁLISIS POR TORSIÓN

$$\tau_1 = \frac{T2 * C}{J} * Kc = \frac{(18.548)(0.011)}{2.299x10^{-8}} 1.48 = 13.134MPa(x)$$

ANÁLISIS POR CARGA TRANSVERSAL

$$\tau_2 = \frac{V * Q}{I * t} * Kc = \frac{(441.449)(8.873 \times 10^{-7})}{(1.149 \times 10^{-8})(0.022)} 1.46 = -1.55 \text{MPa}(y)$$

$$\tau_3 = \frac{V * Q}{I * t} * Kt = \frac{(101.916)(6.666 \times 10^{-7})}{(1.149 \times 10^{-8})(0.022)} 1.46 = 0.358 \text{MPa}(x)$$

$$\tau_t = 13.134 + 0.358 = 13.492 \text{MPa}(x)$$

Obtenidos los esfuerzos ocasionados por las fuerzas resultantes, se procedió a realizar el estado inicial de esfuerzos.

$$b = \frac{\sigma_x - \sigma_z}{2} = \frac{10.63 - 0}{2} = 5.315 \text{MPa}$$

$$c = \frac{\sigma_x + \sigma_z}{2} = \frac{10.63 + 0}{2} = 5.315 \text{MPa}$$

$$h = 13.492$$

$$r = \sqrt{b^2 + h^2} = \sqrt{5.315^2 + 13.492^2} = 14.501 \text{MPa}$$

$$\sigma_1 = c + r = 5.315 + 14.501 = 19.816 \text{MPa}$$

$$\sigma_2 = 0$$

$$\sigma_3 = c - r = 5.315 - 14.501 = -9.186 \text{MPa}$$

$$\sigma_e = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1 * \sigma_3} = \sqrt{19.816^2 + 9.186^2 - 19.816 * -9.186} = 25.672 \text{MPa}$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} = \frac{25.672 + 0}{2} = 12.836 \text{MPa}$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} = \frac{25.672 - 0}{2} = 12.836 \text{MPa}$$

Se realiza un análisis por fatiga, ya que cada sección va a estar sometida a una carga que oscila de 0N a 453.065N.

El factor de concentrador de esfuerzos es obtenido del libro "stress concentration design factors".

$$KF = 1 + (Kc - 1) * qn = 1 + (1.53 - 1)(0.83) = 1.439$$

$$Kf = 1$$

Factores De Marin

$KF = \text{Factor de concentración de esfuerzo}$

K_f = Factor de acabado superficial

K_s = Factor de tamaño

K_r = Factor de confiabilidad

K_t = Factor de temperatura

K_m = Factor diverso

$$K_s = 1.189 * D^{-0.122} = 1.189 * 22^{-0.122} = 0.815$$

$$K_r(99.9\%) = 0.75$$

$$K_t = 1$$

$$K_m = \frac{1}{K_F} = \frac{1}{1.439} = 0.694$$

$$S_e = K_f * K_s * K_r * K_t * K_m * S_e' = (1)(0.815)(0.75)(1)(0.694)(275) \\ = 116.65 \text{ MPas}$$

FACTOR DE SEGURIDAD (SODERBERG)

Se realiza el cálculo del factor de seguridad según el criterio de soderberg.

$$\frac{K_F * \sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{\eta_s}$$
$$\frac{(1.439)(12.83)}{116.65} + \frac{12.836}{137.895} = \frac{1}{\eta_s}$$
$$0.251 = \frac{1}{\eta_s}$$
$$\eta_s = 3.97$$

7.2.3. Rodamientos

El siguiente análisis se realizó según los criterios estipulados en el catálogo SKF para rodamientos y en el estudio realizado en la sección de la marcha humana.

Se selecciono el rodamiento SKF 4906 ya que este es un rodamiento de agujas y estos soportan con mayor facilidad las cargas estáticas a los que se verá enfrentado dicho rodamiento, ya que el rodamiento va a estar bajo un movimiento no mayor a 10 RPM este rodamiento solo se analizará bajo carga estática. Los parámetros geométricos se podrán contemplar en el Anexo D.

Según el catalogo SKF en la página 81, Tabla 11

Rodamiento SKF 4906

Carga estática básica (C_o) = 28 KN

Carga estática equivalente (P_o)= 495.45N

Factor de seguridad estático (S_o)

$$S_o = \frac{C_o}{P_o} = \frac{28000}{495.45} = 56.51$$

Según el catalogo SKF en la página 81 Tabla 11, se recomienda un factor de seguridad de 1.5 para cargas de choque estático, se asume que el rodamiento está bajo un efecto estático ya que el rodamiento gira bajo carga a velocidades muy bajas (número de revoluciones <10 RPM) [8]

Una vez verificado que el rodamiento no falla por carga estática se procede a realizar el cálculo de la vida nominal del rodamiento.

$$L_{10} = \left(\frac{C}{P}\right)^3 = \left(\frac{28000}{495.45}\right)^3 = 180498 \text{ Millones de Revolucionese}$$

El análisis efectuado para hallar la vida efectiva del rodamiento da como resultado que el rodamiento podrá efectuar 180.498 millones de revoluciones, este valor asegura que el rodamiento no presentará ninguna avería a lo largo de su funcionamiento, ya que este rodamiento no tiene como función realizar una gran cantidad de revoluciones.

7.2.4. Resorte

El resorte es una parte fundamental en el diseño planteado por este motivo se realiza el cálculo del esfuerzo cortante máximo al que va a estar sometido.

Df = relación de diámetro

F = fuerza

d = diámetro de hilo

nf = número de espirales libres de flexión

na = número de espirales activas

$D1$ = diámetro menor

$D2$ = diámetro mayor

K = factor de corrección del esfuerzo cortante

$$Df = \frac{D1 + nf(D2 - D1)}{na} = \frac{60 + 2(125 - 60)}{8} = 23.75 \text{ mm}$$

$$K = \frac{\frac{Df}{d + 0.5}}{\frac{Df}{d - 0.75}} = \frac{\frac{23.75}{6 + 0.5}}{\frac{23.75}{6 - 0.75}} = 0.807$$

$$\tau = \frac{8 * Df * F * K}{\pi * d^3} = \frac{8 * 23.75 * 906.123 * 0.807}{\pi * 6^3} = 204.74MPa$$

$$\eta = \frac{Sy}{\tau} = \frac{2599.828}{204.74} = 12.69$$

Una vez calculado el factor de seguridad se verifica que el resorte soporta la carga que es efectuada al momento de realizar la fase propulsiva. Los cálculos se basaron en las fórmulas obtenidas del artículo titulado “optimal designo of conical spring” elaborado por Emmanuel Rodríguez en el año 2008.

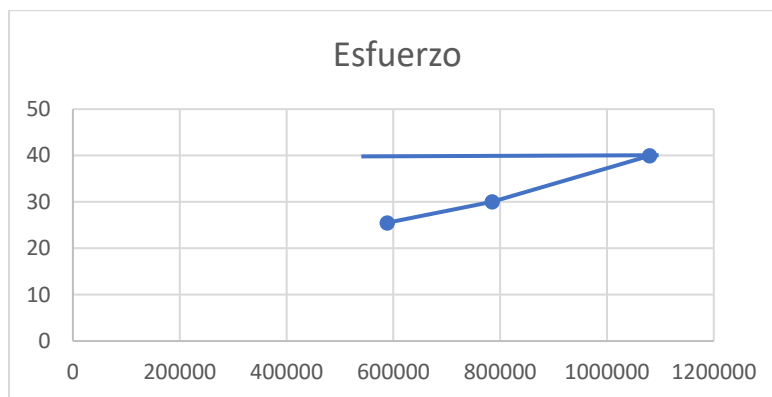
7.3. SIMULACIONES

Las simulaciones fueron realizadas basándose en los resultados obtenidos en el análisis de la marcha humana, como se pudo evidenciar en el análisis, la fase propulsiva es la más crítica entre las tres fases evaluadas, por este motivo la simulación se centrará en dicha fase. Las simulaciones siguen la metodología planteada con anterioridad.

Inicialmente se realizó una simulación con la fuerza que va dirigida de la rodilla al tobillo, la fuerza se puede contemplar en el apartado 7.1.3.

Se realizaron tres simulaciones, dejando las mismas fuerzas, pero variando el número de nodos con el fin de verificar si al cambiar este parámetro, los resultados presentan alguna alteración entre ellas, la primer simulación conto con 588.154 nodos, la segunda simulación conto con 784.754 y la tercera simulación conto con 1.079.855 nodos, no se pudo realizar más simulaciones ya que al realizar el aumento de nodos, esta acción va aumentando los recursos computacionales necesarios, excediendo así los recursos físicos existentes. En el siguiente grafico se puede observar que el estudio realizado con 1.079.855 nodos es el que más se aproxima al valor de referencia, teniendo un error aproximado del 4%.

Grafica 1 Comparación de malla



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

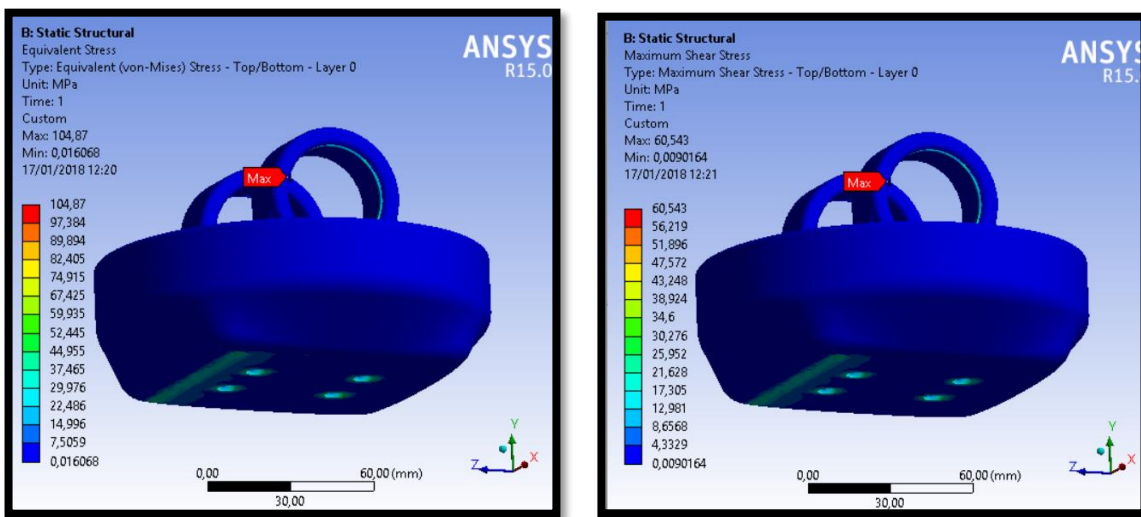
La simulación número tres, cuenta con un mallado tipo tetraédrico con los siguientes parámetros de malla.

Tabla 19 parámetros de malla

ÍTEM	VALOR
Min Size	1.5 (mm)
Max Face Size	3 (mm)
Max Size	3 (mm)
Nº Nodes	1.079.855
Nº Elements	658.305

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Figura 19 Simulación Fase Propulsiva-Base Rodamientos



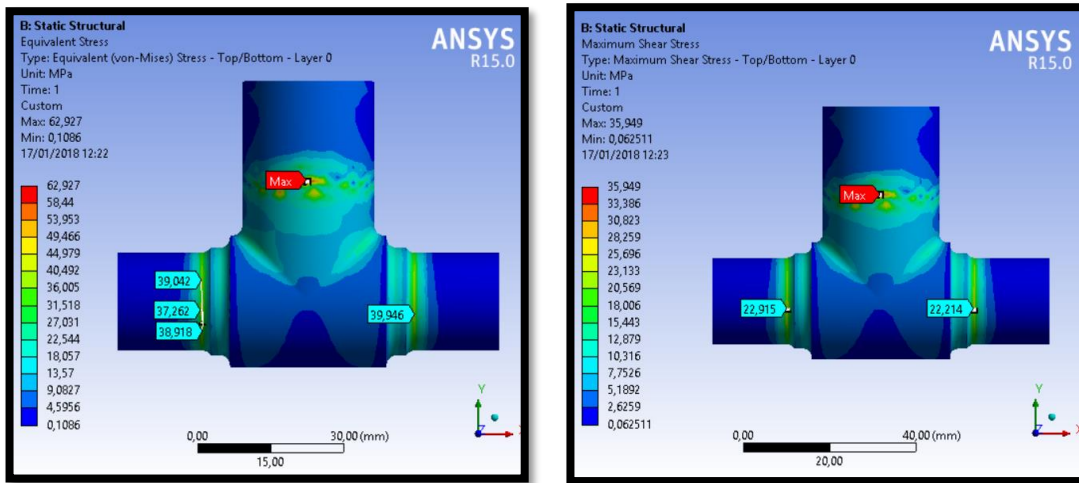
(a) Equivalent Stress

(b) Maximum Shear Stress

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Figura 19 se puede observar la simulación correspondiente a la pieza nombrada Base Rodamiento, en ella se evidencia el esfuerzo máximo que se presenta está ubicado en la sección donde va situado el anillo de retención seeger dando un esfuerzo equivalente de 104.87 MPa, se realizó un estudio de factor de seguridad para verificar que dicho esfuerzo no ocasionará daños a la pieza, ya sea bajo carga estática o carga cíclica. la carga cíclica se realizó bajo el criterio de SODERBERG, para realizar este estudio se tuvo que calcular los factores de marin, en el cual el factor de concentración de esfuerzos fue obtenido del artículo escrito por G. M Kurajian, en el que presenta una formula donde de manera teórica se puede calcular dicho factor. El resultado de los factores de seguridad se puede evidenciar en la Tabla 20 y Tabla 21. (Kurajian, 1980) [16]

Figura 20 Simulación Fase Propulsiva- Eje Rodamientos



(a) Equivalent Stress

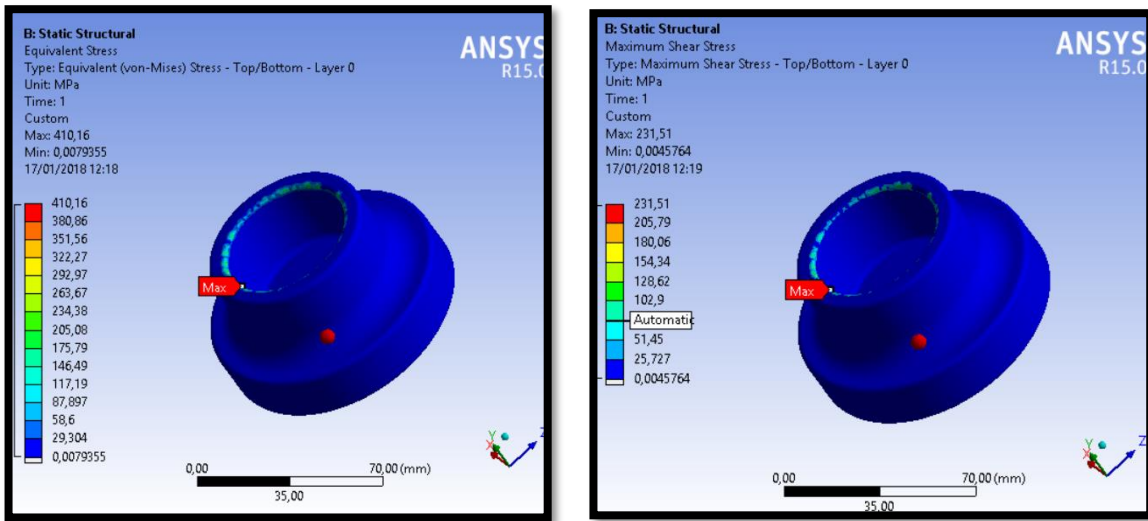
(b) Maximum Shear Stress

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Figura 20 se puede observar la simulación correspondiente a la pieza nombrada Eje Rodamientos, en ella se evidencia que el esfuerzo máximo que se presenta está ubicado en la sección donde va acoplada con la pieza Tapa resorte dando un esfuerzo equivalente de 62.927 MPa, se realizó un estudio de factor de seguridad para verificar que dicho esfuerzo no ocasionará daños a la pieza, ya sea bajo carga estática o carga cíclica. la carga cíclica se realizó bajo el criterio de SODERBERG, para realizar este estudio se tuvo que calcular los factores de marin, en el cual el factor de concentración de esfuerzos fue obtenido del artículo escrito por G. M Kurajian, en el que presenta una formula donde de manera teórica se puede calcular dicho factor. El resultado de los factores de seguridad se puede evidenciar en la Tabla 20 y Tabla 21. (Kurajian, 1980) [16]

Con los resultados obtenidos en los cálculos estructurales del eje se validaron los resultados obtenidos en la simulación ya que de los valores obtenidos en dicho calculo mostró que la sección más crítica es donde van apoyados los rodamientos teniendo un esfuerzo equivalente de 38.3194 MPa y en la simulación en la misma sección se obtuvo un esfuerzo equivalente de 39.946 MPa, presentando un error del 4.07% con respecto a la simulación.

Figura 21 Simulación Fase Propulsiva- Tapa Resorte



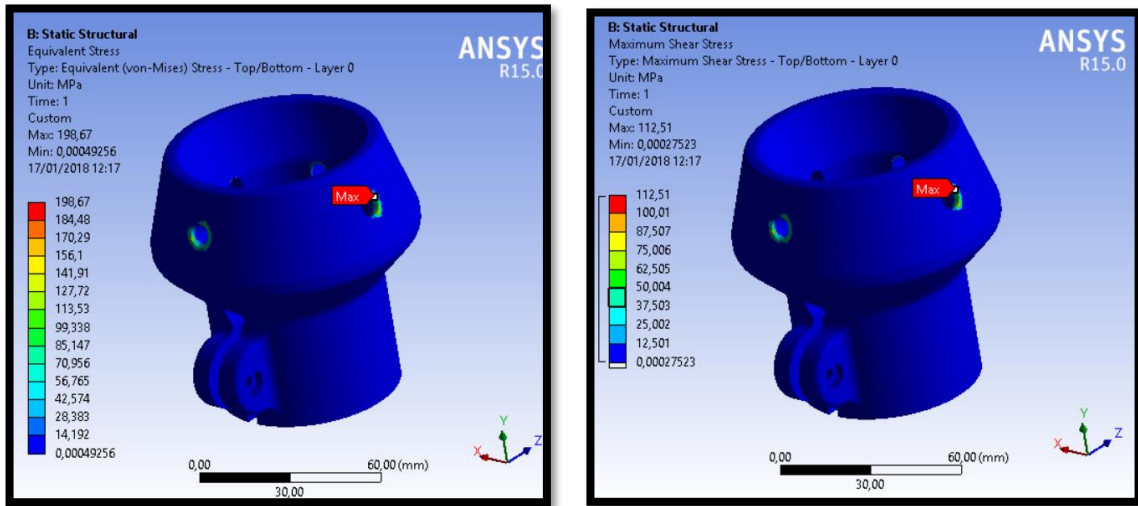
(a) Equivalent Stress

(b) Maximum Shear Stress

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Figura 21 se puede observar la simulación correspondiente a la pieza nombrada Tapa Resorte, en ella se evidencia que el esfuerzo máximo que se presenta está ubicado en la sección donde va acoplada con la pieza Adaptador dando un esfuerzo equivalente de 410.16 MPa, se realizó un estudio de factor de seguridad para verificar que dicho esfuerzo no ocasionará daños a la pieza, ya sea bajo carga estática o carga cíclica. la carga cíclica se realizó bajo el criterio de SODERBERG, para realizar este estudio se tuvo que calcular los factores de marin, en el cual el factor de concentración de esfuerzos fue obtenido del artículo escrito por G. M Kurajian, en el que presenta una formula donde de manera teórica se puede calcular dicho factor. El resultado de los factores de seguridad se puede evidenciar en la Tabla 20 y Tabla 21. (Kurajian, 1980) [16]

Figura 22 Simulación Fase Propulsiva- Adaptador Hembra



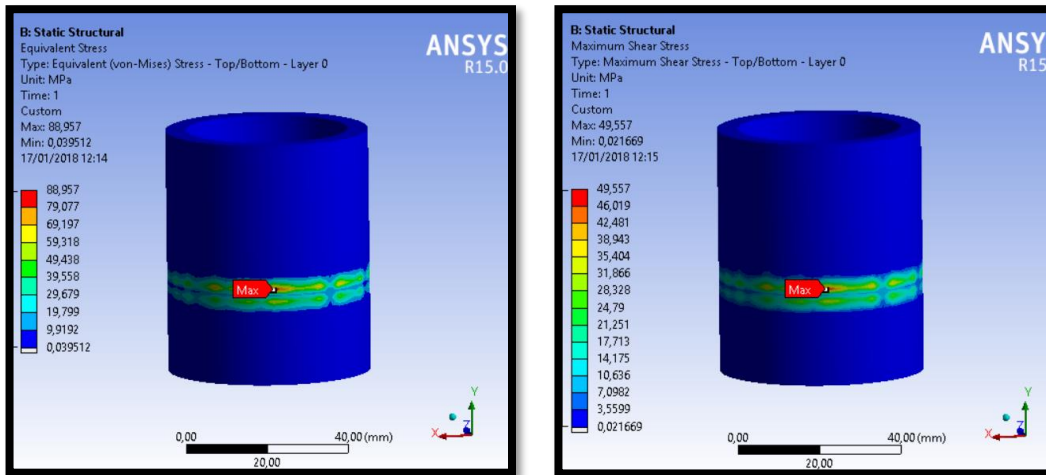
(a) Equivalent Stress

(b) Maximum Shear Stress

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Figura 22 se puede observar la simulación correspondiente a la pieza nombrada Adaptador Hembra, en ella se evidencia que el esfuerzo máximo que se presenta está ubicado en la sección donde va atornillado un prisionero dando un esfuerzo equivalente de 198.67 MPa, se realizó un estudio de factor de seguridad para verificar que dicho esfuerzo no ocasionará daños a la pieza, ya sea bajo carga estática o carga cíclica. la carga cíclica se realizó bajo el criterio de SODERBERG, para realizar este estudio se tuvo que calcular los factores de marin, en el cual el factor de concentración de esfuerzos fue obtenido del artículo escrito por G. M Kurajian, en el que presenta una formula donde de manera teórica se puede calcular dicho factor. El resultado de los factores de seguridad se puede evidenciar en la Tabla 20 y Tabla 21.[16]

Figura 23 Simulación Fase Propulsiva- Adaptador



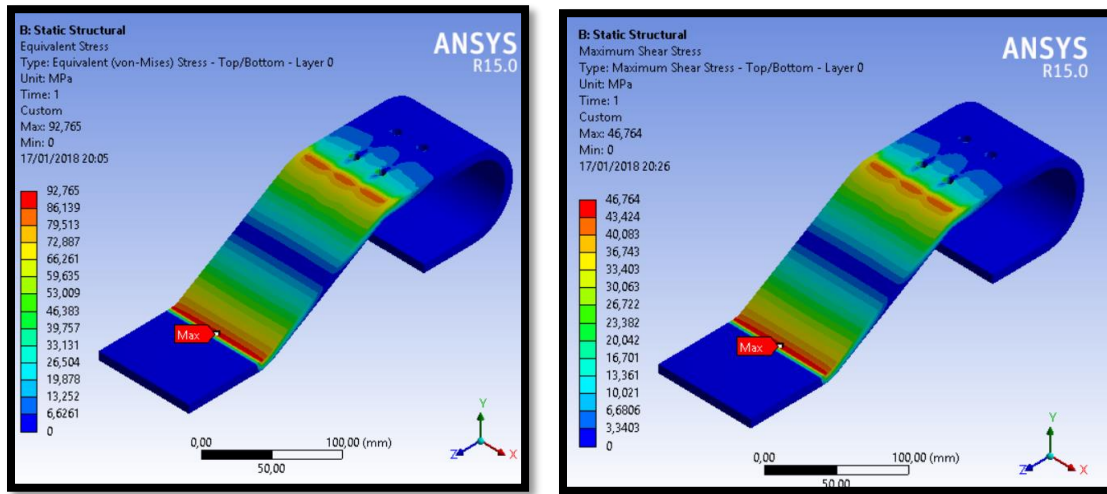
(a) Equivalent Stress

(b) Maximum Shear Stress

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Figura 23 se puede observar la simulación correspondiente a la pieza nombrada Adaptador, en ella se evidencia que el esfuerzo máximo que se presenta está ubicado en la sección donde va situado el adaptador hembra dando un esfuerzo equivalente de 88.857 MPa, se realizó un estudio de factor de seguridad para verificar que dicho esfuerzo no ocasionará daños a la pieza, ya sea bajo carga estática o carga cíclica. la carga cíclica se realizó bajo el criterio de SODERBERG, para realizar este estudio se tuvo que calcular los factores de marin, en el cual el factor de concentración de esfuerzos fue obtenido del artículo escrito por G. M Kurajian, en el que presenta una formula donde de manera teórica se puede calcular dicho factor. El resultado de los factores de seguridad se puede evidenciar en la Tabla 20 y Tabla 21.[16]

Figura 24 Simulación Fase Propulsiva- Pie Protésico



(a) Equivalent Stress

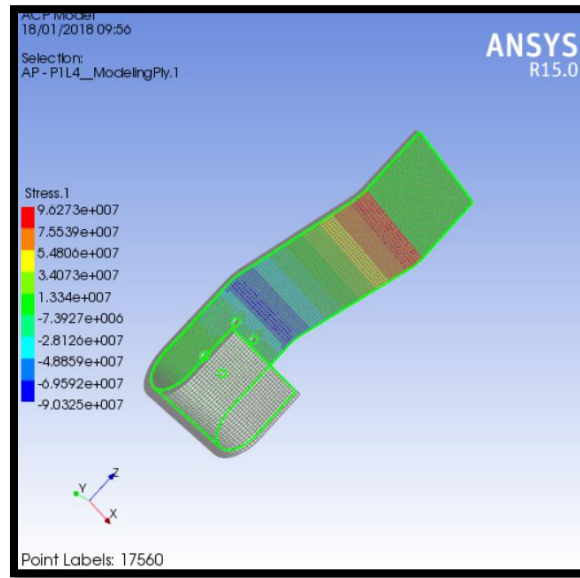
(b) Maximum Shear Stress

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

En la Figura 24 se puede observar la simulación correspondiente a la pieza nombrada Pie Protésico, en ella se evidencia que el esfuerzo máximo que se presenta está ubicado en la sección delantera donde se realiza la flexión dando un esfuerzo equivalente de 92.765 MPa, este esfuerzo representa la combinación de las cuatro capas con las que se ha formado la pieza, se realizó un estudio de factor de seguridad para verificar que dicho esfuerzo no ocasionará daños a la pieza, ya sea bajo carga estática o carga cíclica. la carga cíclica se realizó bajo el criterio de SODERBERG, para realizar este estudio se tuvo que calcular los factores de marin, en el cual el factor de concentración de esfuerzos fue obtenido del artículo escrito por G. M Kurajian, en el que presenta una formula donde de manera teórica se puede calcular dicho factor. El resultado de los factores de seguridad se puede evidenciar en la Tabla 20 y Tabla 21. [16]

En la parte de ACP (Post) se puede verificar los esfuerzos que son ejercidos en cada una de las láminas, analizando dichos resultados se puede evidenciar que la lámina numero 4 es la que soporta mayor esfuerzo, el resultado de este análisis se puede observar en la Figura 25.

Figura 25 simulación lamina numero 4



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 20 factor de seguridad estático

NOMBRE DE PIEZA	EQUIVALENT (VON-MISES) MPA	MAXIMUM SHEAR STRESS MPA	ESFUERZO DE FLUENCIA DEL MATERIAL	ESFUERZO ULTIMO	η ESTÁTICO
BASE RODAMIENTOS	104,87	60,543	1138	1276	10,852
EJE RODAMIENTOS	62,927	35,949	137,895	550	2,191
TAPA RESORTE	410,16	231,51	1138	1276	2,775
ADAPTADOR HEMBRA	198,67	112,51	1138	1276	5,728
ADAPTADOR RESORTE	88,957	49,557	137,895	550	1,550
PIE PROTÉSICO	87,001	49,77	2599,828	4642,55	29,883
PIE PROTÉSICO	204,74	46,764	121609	222000	593,968

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 21 factor de seguridad carga cíclica

NOMBRE DE PIEZA	EQUIVALENT (VON-MISES) (MPa)	SA (MPa)	SA* (MPa)	SM (MPa)	SM* (MPa)	SE (MPa)	η CARCA CÍCLICA
BASE RODAMIENTOS	104,87	52,435	69,214	52,435	69,214	327,411	3,684
EJE RODAMIENTOS	62,927	31,4635	41,531	31,463	41,531	141,125	2,646
TAPA RESORTE	410,16	205,08	270,705	205,08	270,705	356,498	1,00
ADAPTADOR HEMBRA	198,67	99,335	131,122	99,335	131,122	327,411	1,944
ADAPTADOR RESORTE	88,957	44,4785	58,711	44,478	58,711	141,125	1,872
PIE PROTÉSICO	204,74	102,37	135,128	102,37	135,128	56963,451	328,350

Fuente: Autor del proyecto, (2018) (Kurajian, 1980)

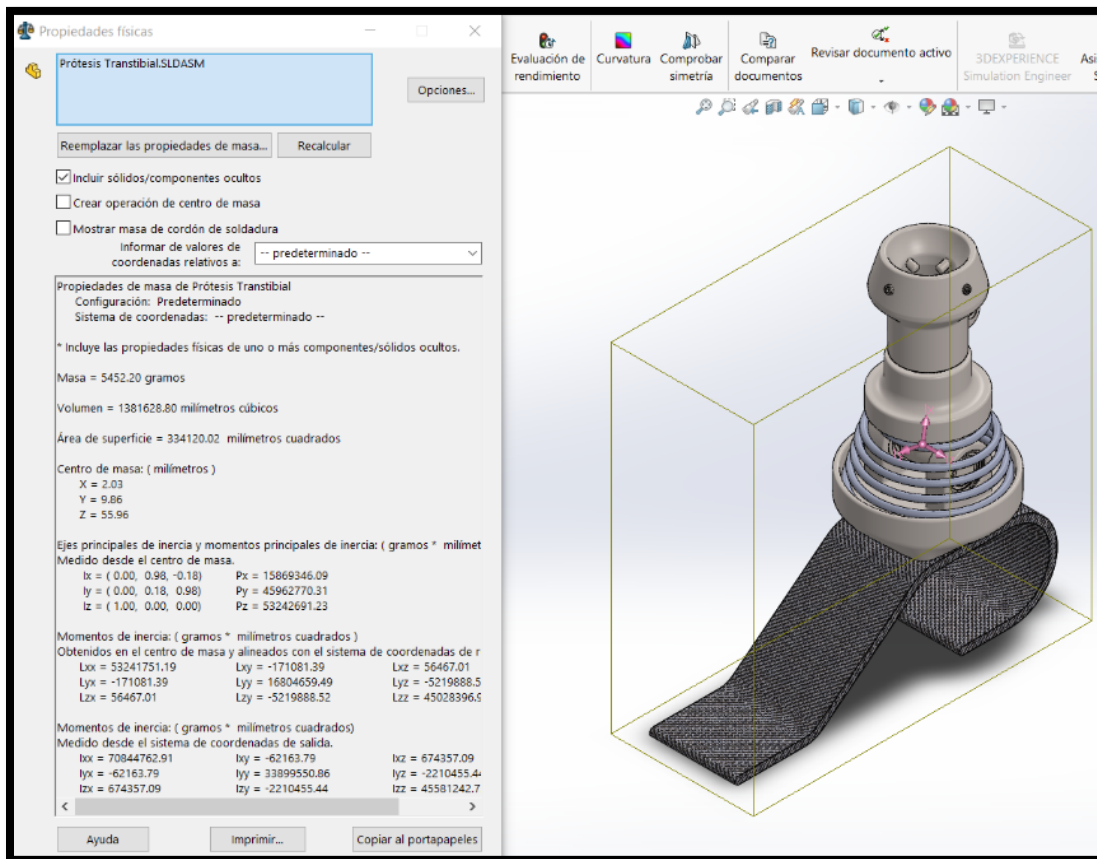
Basados en los resultados obtenidos en la Tabla 20 y Tabla 21 se puede evidenciar que ninguna de las piezas en mención presenta fallo por ninguno de los dos parámetros evaluados, carga estática y carga cíclica. La pieza Tapa Resorte, presenta un factor de seguridad de 1, dando un margen muy estrecho, pero aun así aceptado por el criterio de sooderberg.

7.4. PROPIEDADES DEL DISEÑO PLANTEADO

El diseño implementado en este proyecto cuenta con pie protésico el cual presenta una articulación que permite realizar movimientos tale como, flexión dorsal y plantar, esto es logrado gracias a la implementación de un sistema de rodamientos los cuales son los que brindan el movimiento, este es controlado gracias a un resorte posicionado en todo el centro de la articulación. La sección elaborada con fibra de carbono gracias a su geometría logra absorber los impactos que son generados en cada una de las fases de la marcha.

En la Figura 26 se puede observar las propiedades físicas que presenta el diseño, teniendo un peso total de 5.5 Kg aproximadamente.

Figura 26 Propiedades físicas de la prótesis



Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Costos de producción

Tabla 22 Precio materia prima

MATERIAS PRIMAS	PRECIO POR KILO
Fibra de carbono	\$ 300.000,00
Aleación de titanio	\$ 220.000,00
Acero inoxidable 316l	\$ 80.000,00

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 23 Precio proceso de conformado

PIEZA	PROCESO DE CONFORMADO	COSTO POR UNIDAD	MECANIZADO	COSTO TOTAL POR UNIDAD
Soporte rodamiento	Fundición	\$ 576.000,00	\$ 50.000,00	\$ 626.000,00
Eje rodamientos	Fundición	\$ 254.000,00	\$ 50.000,00	\$ 304.000,00
Tapa resorte	Fundición	\$ 224.000,00	\$ 20.000,00	\$ 244.000,00
Pie protésico	Laminación	\$ 340.000,00	\$ 10.000,00	\$ 350.000,00
TOTAL				\$ 1.524.000,00

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Tabla 24 Costo de la prótesis

PIEZA	COSTO ELEMENTO
Conjunto de pie	\$ 1.524.000,00
Juego de acople	\$ 125.000,00
Adaptador	\$ 50.000,00
Tornillería	\$ 10.000,00
Resorte	\$ 180.000,00
Total	\$ 1.889.000,00

Fuente: Autor del proyecto, (2018)

Según el valor obtenido en la Tabla 24 se puede evidenciar que el costo promedio de la elaboración de la prótesis es de un millón ochocientos ochentainueve mil pesos colombianos (\$1.889.000,00 COP). Si lo comparamos con las ofertas que actualmente nos ofrece el mercado podemos afirmar que la prótesis tiene un precio inferior ya que las prótesis que actualmente ofrece el mercado pueden oscilar entre tres millones de pesos y once millones de pesos.

8. CONCLUSIONES

- Se implemento la herramienta de selección QFD, esto permitió que se desarrollara un diseño más ajustado a las necesidades del paciente, logrando un diseño que pueda generar movimientos los cuales son la flexión dorsal y plantar.
- Se realizo un diseño, obteniendo como resultado una prótesis transtibial con movimientos de flexión dorsal y plantar, así facilitando que el paciente pueda lograr una marcha con una cadencia más natural. La prótesis logra una estabilidad gracias a la implementación de un resorte cónico, el cual va ubicado en toda la que sería la articulación del tobillo y tiene como función permitir que la prótesis logre realizar estos movimientos y vuelva a su posición neutral.
- Se efectuó un análisis de la marcha humana, teniendo como resultado las tres fases más críticas que se presentan, las cuales son la fase de contacto, contacto medio y propulsiva. De esta manera, se puede observar que la fase propulsiva logra generar más fuerza sobre las articulaciones, las cargas obtenidas en la articulación del tobillo en la fase en mención alcanzan una fuerza de 906.123N que va dirigida de la rodilla al tobillo y una fuerza de 1120.41N que va dirigida del punto de apoyo a la articulación del tobillo.
- Se realizó una simulación de la prótesis cuando esta alcanza su fase más crítica (fase propulsiva), los resultados obtenidos muestra que los esfuerzos obtenidos no superan en ningún momento los esfuerzos admisibles de cada una de los elementos, la pieza más crítica del estudio es la denominada "tapa resorte" la cual en la sección superior presenta un esfuerzo de 4101.16 MPa, obteniendo un factor de seguridad a cargas estáticas de 2.775 y de carga cíclica de 1, este factor de seguridad es el mínimo recomendado por el criterio de Sooderberg.
- Basándose en los resultados obtenidos en el análisis de costo se puede afirmar que esta opción de diseño es más accesible para la población afectada, ya que representa un costo menor a comparación de las que ofrece el mercado local.
- Se realizó plan de montaje de la prótesis con el fin de brindar una ayuda a la entidad que pretenda realizar la implementación de dicho diseño, con ello se entrega los planos correspondientes a cada pieza elaborada, se omiten las piezas estandarizadas y se entrega un plan de mantenimiento preventivo el cual cuenta con los periodos recomendados para realizar la inspección a cada elemento.

9. RECOMENDACIONES

Se deja realizado un diseño funcional, con la posibilidad de realizar mejoras en futuros trabajos de grado, se recomienda elaborar un protector a la pieza del pie protésico, el cual pueda proteger dicha pieza.

A los que deseen continuar con la mejora de este diseño, se recomienda mirar otras alternativas de movimiento y de sujeción para lograr que la prótesis pueda efectuar los movimientos de flexión dorsal, plantar, eversión e inversión

10. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Aaron Holgate, M. (2009). CONTROL OF A ROBOTIC TRANSTIBIAL PROSTHESIS.
- [2] Acosta, P. (2010). *Biomecánica de la marcha* . Universidad De Santander .
- [3] Arqhys. (s.f.). *arqhys*. Obtenido de Ingeniería asistida por ordenador: <http://www.arqhys.com/contenidos/ingenieria-asistida-ordenador.html>
- [4] Ávila, C. A. (s.f.). Estudio sobre la marcha humana . *ingenio libre* , 55-62.
- [5] Bergelin, B. J. (2010). DESIGN OF A TRANSTIBIAL PROSTHESIS UTILIZING ACTIVE AND PASSIVE COMPONENTS IN CONJUNCTION WITH A FOUR-BAR MECHANISM.
- [6] Calderón , J. M., Erazo, L. A., & Ienis, A. M. (2010). DISEÑO DE UNA PROTESIS TRANSTIBIAL QUE PERMTE REALIZAR LA MARCHA HUMANA DE FORMA MAS NATURAL.
- [7] Camargo , E., Luengas, L. A., & Balaguera, M. (2012). Respuesta a carga de una prótesis transtibial con elementos infinitos durante el apoyo y balanceo. *VISIÓN ELECTRÓNICA*, 82-92.
- [8] Catalogo de Rodamientos SKF. (2015). En SKF.
- [9] clinic, M. (s.f.). *Mayo clinic*. Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/broken-ankle-broken-foot/multimedia/foot-and-ankle-bones/img-20008997>
- [10] COLOMBIA, E. N. (26 de MARZO de 2015). *EJERCITO NACIONAL DE COLOMBIA*. Obtenido de <https://www.ejercito.mil.co/?idcategoria=377025>
- [11] Contreras, L. A. (2016). *Modelo de alineación estática para Prótesis transtibiales* . Bogotá D.C.
- [12] Escribano Ródenas, M. (s.f.). EL ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS: UNA METODOLOGÍA MUY RECIENTE EN ECONOMÍA. *XIV Jornadas de ASEPUMA y II Encuentro Internacional* , (págs. 1-5). madrid.
- [13] Gil Almodóvar, L., Martínez López, S., Olivares Illana, E., & Reolid López, P. (22 de diciembre de 2011). Cinética y cinemática de las articulaciones en el ciclo de la marcha . Valencia .
- [14] international organization for standardization. (s.f.). ISO.
- [15] Kendell, C. (2009). DYNAMIC STABILITY IN UNILATERAL TRANSTIBIAL PROTHESIS USER.

- [16]Kurajian, G. M. (1980). Combined Fatigue Stress Concentration Factor Determination .
- [17]*lowstars*. (s.f.). Obtenido de <http://www.lowstars.com/VrjvEbrk/>
- [18]*med line plus*. (s.f.). Obtenido de <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002286.htm>
- [19]Nordin, M., & Frankel, V. (2001). *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*. Madrid.
- [20]NTC 1486. (s.f.). DOCUMENTACION PRESENTACION DE TESIS, TRABAJOS DE GRADO Y OTROS TRABAJOS DE INVESTIGACION. NTC.
- [21]NTC 1831. (s.f.). DIBUJO TECNICO, TOLERANCIAS GEOMETRICAS, TOLERANCIAS DE FORMA, ORIENTACION, LOCALIZACION Y ALINEACION. GENERALIDADES, DEFINICIONES SIMBOLOS E INDICACIONES EN DIBUJO. NTC.
- [22]NTC 4424. (s.f.). PRUEBAS ESTRUCTURALES DE LAS PROTESIS DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES . *PROTESIS*. NTC.
- [23]NTC 5613. (s.f.). REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS CONTENIDO FORMA Y ESTRUCTURA. NTC.
- [24]Oliveira de Cerqueira Soares, A., Yuji Yamaguti, E., Mochizuki, L., Amadio, A. C., & Cerca Serrão, J. (2009). BIOMECHANICAL PARAMETES OF GAIT AMONG TRANSTIBIAL AMPUTEES. 302-306.
- [25]OTTOBOCK. (s.f.). *OTTOBOCK*. Obtenido de <http://www.ottobock.com.mx/prosthetics/information-for-amputees/technical-terms/technical-terms-lower-limb/>
- [26]Pancoati, A. T. (7 de NOVIEMBRE de 2014). *angiet12*. Obtenido de <https://angiet12.wordpress.com/tag/ventajas-y-desventajas-de-las-protesis/>
- [27]Patrick J., M. (2009). TRANSTIBIAL DIAGNOSTIC PROSTHESIS FABRICATION. 16-18.
- [28]Pérez, E. (12 de OCTUBRE de 2013). *la discapacidad motriz*. Obtenido de <http://latecnologiaenladiscapacidadmotriz.blogspot.com.co/>
- [29]Pirouzi, G., Abu Osman, Eshraghi, A., Ali, S., Gholizadeh, H., & Wan Abas, W. (2014). REVIEW OF THE SOCKET DESIGN AND INTERFACE PRESSURE MEASUREMENT FOR TRANSTIBIAL PROTHESIS. *The Scientific World Journal*.
- [30]Schaffer, E., & CP. (s.f.). *MANUAL MSD*. Obtenido de <https://www.msdmanuals.com/es/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/introducci%C3%B3n-a-los-miembros-prot%C3%A9sicos>

[31]SEMANA. (2014). Seis millones de víctimas deja el conflicto en Colombia.
SEMANA.

[32]Zevallos Oscategui , M. (12 de JUNIO de 2013). *TECNOLOGIA EN INGENIERIA*. Obtenido de <http://tecnologiaeningenieria.blogspot.com.co/>

11. ANEXOS

Anexo A: Manual de instrucciones adaptador hembra

3HO2C - 3HO2T

> Tubo con adaptador hembra

INSTRUCCIONES DE USO Y CONSERVACIÓN

Estimado Cliente,

Por favor, lea las instrucciones atentamente. Asegúrese de que el usuario entienda las instrucciones de uso, prestando especial atención a las advertencias de seguridad y mantenimiento.

APLICACIÓN

El tubo con adaptador hembra se utiliza en prótesis tibiales, femorales y después de la desarticulación de cadera. Compensa el acortamiento de la parte amputada de la pierna o del muslo, garantizando la unión regulable con otros módulos protésicos.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

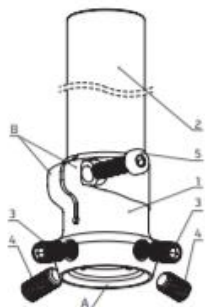
Código	3HO2T/200K	3HO2T/400K	3HO2C/200K	3HO2C/400K
Longitud del artículo, mm	215	415	216	416
Peso del artículo, g	200	400	200	400
Peso del paciente, kg no más de	150		125	
Material del adaptador 1	Titanio		A. Inox.	
Material del tubo 2	Aluminio			
Diámetro exterior del tubo	30 mm			
Rango de temperaturas para el uso	De -40 a 40 °C			
Regulación angular en el conjunto de la prótesis en los planos frontal y sagital	De -7,5 a 7,5°			
Período de garantía	2 años			

DESCRIPCIÓN DE LA ESTRUCTURA

El tubo con adaptador consta del adaptador piramidal (1) y tubo (2) (Fig. 1). La unión del adaptador 1 y del tubo 2 se realiza apretando la abrazadera B con el tornillo 5. El adaptador 1 cuenta con un rojete hembra de superficie esférica A y está provisto de dos pares de tornillos 3 y 4 de 12 mm y 16 mm de longitud para la unión con los módulos de la prótesis. En la prótesis esta unión permite realizar el ajuste angular en los planos frontal y sagital en un rango de 7,5°.

El tubo 2 se fabrica en aluminio y tiene la forma de un cilindro hueco con diámetro exterior de 30 mm. Está diseñado para su instalación en los módulos que poseen elementos similares a una abrazadera de fijación con diámetro interior de 30 mm. En la prótesis dicha unión permite realizar giros horizontales en el ángulo deseado.

El tubo con adaptador es compatible con los sistemas protésicos modulares de miembros inferiores de Orliman.



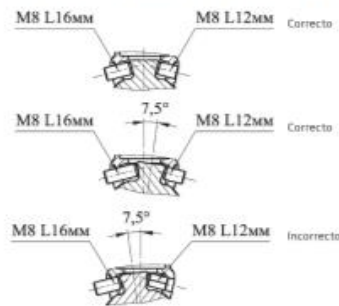
1 Adaptador piramidal hembra	1 unid.	4 Tornillo M8, L=16 mm	2 unid.
2 Tubo	1 unid.	5 Tornillo	1 unid.
3 Tornillo M8, L=12 mm	2 unid.		

INSTALACIÓN DEL ARTÍCULO EN LA PRÓTESIS

El tubo con adaptador tiene una longitud suficiente como para poder cortar a la longitud necesaria según necesidades del ensamblaje. En ese caso, se debe evitar la deformación del tubo; la superficie de corte debe ser lisa y formar ángulo recto con el eje longitudinal del tubo, el contorno exterior del tubo no debe tener rebabas.

Al conectar el módulo portante a otros módulos de la prótesis se deberán instalar los tornillos 3 y 4 según la figura 2, de la siguiente manera: los tornillos de longitud 12 mm se deben colocar donde el espacio entre la carcasa de anillo y la pirámide es menor, y los de 16 mm de longitud, desde el lado opuesto. Es necesario garantizar que los tornillos sobresalgan respecto a la superficie exterior del adaptador del tubo.

Durante el montaje final de la prótesis se recomienda aplicar fija tornillos tipo Lockite 243 (o 241) sobre la superficie roscada de los tornillos 3 y 4 y se apretarán a 15 Nm.



RECOMENDACIONES - ADVERTENCIAS

Estos productos no deben ser usados para otros fines que los descritos en estas instrucciones. Sólo deben ser utilizados por una única persona y en las condiciones prescritas. Antes de su utilización el producto debe ser adaptado por un técnico ortopédico.

Para el deshecho del envase y el producto, cumpla estrictamente con las normas legales de su comunidad.

En las articulaciones de rodilla existe riesgo de atrapamiento, tenga precaución.

El producto incluye componentes metálicos por lo que exteme las precauciones en caso de Resonancia Magnética.

GARANTÍA

Estos productos son conformes a la Directiva Europea de Productos Sanitarios 93/42/CEE (RD 1591/2009). Se han realizado los ensayos conforme a la normativa internacional EN ISO 22523 de Prótesis y Ortesis, y EN ISO 10328 de Prótesis de Miembros Inferiores. ORLIMAN, S.L.U. garantiza todos sus productos, siempre que estos no hayan sido manipulados ni alterados en su configuración original. No garantiza aquellos productos en que por mal uso, deficiencias o roturas de cualquier tipo, sus características se vean alteradas. Si observara alguna deficiencia o anomalía, comuníquelo inmediatamente al establecimiento expendedor para proceder a su cambio.

ORLIMAN
PROTHESIS

ORLIMAN S. L. U.
C/ Avda March, 3 - Pol. Ind. La Piedad-C/ Diana - Apdo. de correos 49
C.P.: 46185 - La Piedad de Valbuena Valencia - España (Spain)
Tel: +34 96 274 27 04 - Fax: +34 96 274 87 00 - Tel. Externos: +34 96 274 23 33
E-mail: ortoped@orliman.com - Export mail: export@orliman.com - www.orliman.com

LB-I-3102
EDICIÓN: 04/2015



GARANTÍA

2 años a partir de la compra

Referencia	nº de tubo	Fecha de compra
Firma y sello de la ortopedista	Para la validez de la garantía es necesario complementar estos datos.	

Fuente: <http://www.hedasa.com/protésica/tubosdispositivosadaptadores>

Anexo B: Propiedades de la aleación de titanio Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si

Composition

Element	Weight %
Al	6
Sn	2
Zr	2
Mo	2
Cr	2
Si	0.25

Mechanical Properties

Properties		Conditions	
		T (°C)	Treatment
Density ($\times 1000 \text{ kg/m}^3$)	4.57	25	
Poisson's Ratio	0.33	25	
Elastic Modulus (GPa)	122	25	
Tensile Strength (Mpa)	1276		
Yield Strength (Mpa)	1138	25	solution+age
Elongation (%)	11		
Reduction in Area (%)	33		

Thermal Properties

Properties		Conditions	
		T (°C)	Treatment
Thermal Expansion ($10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)	9.2	20-315	

Fuente: http://www.efunda.com/materials/alloys/alloy_steels

Anexo C: Propiedades del acero inoxidable 316L

Propiedades mecánicas: ASTM A240

Tipo	Límite elástico 0,2 % compensación (KSI)	Resistencia a la tracción (KSI)	% de elongación (longitud de calibre de 2")	Dureza Rockwell
316	30 min.	75 min.	40 min.	HRB 95 máx.
316L	25 min.	70 min.	40 min.	HRB 95 máx.

Propiedades físicas:

Densidad (libra/ pulg.^2) a RT		0.29
Módulo de elasticidad en tensión (psi x 10^6)		28.0
Calor específico (BTU/o F/libra)	32 a 212 °F (0 a 100 °C)	0.12
Conductividad térmica (BTU/h/pies^2/pies)	212 °F	9.4
	932 °F (500 °C)	12.4
	32 a 212 °F (0 a 100 °C)	8.9
Coeficiente promedio de expansión térmica (pulg. x 10^-6 por o F)	32 a 600 °F (0 a 316 °C)	9.0
	32 a 1000 °F (0 a 538 °C)	9.7
	32 a 1200 °F (0 a 649 °C)	10.3
	a 70 °F (21 °C)	29.4
Resistencia eléctrica (microhomios por cm)		29.4
Rango de punto de fusión (°F)		2500 - 2550

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	192999.9974	N/mm^2
Coeficiente de Poisson	0.3	N/D
Límite de tracción	550.0000017	N/mm^2
Límite elástico	137.8951459	N/mm^2
Módulo tangente		N/mm^2
Coeficiente de expansión térmica	1.6e-005	/K
Densidad de masa	8000	kg/m^3
Factor de endurecimiento	0.85	N/D

Fuente: http://www.nks.com/es/distribuidor_de_acero_inoxidable, Biblioteca de materiales solidworks

Anexo D: Rodamiento SKF NA 4904

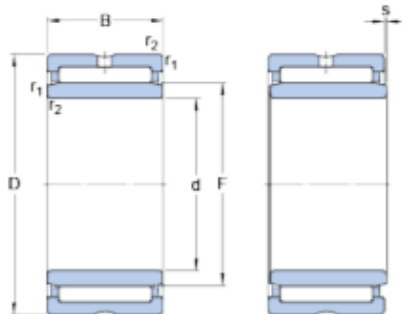
SKF



NA 4904

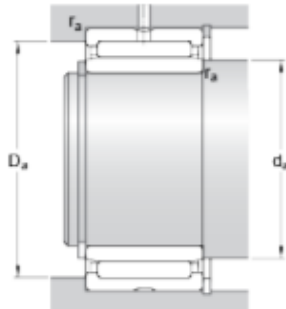
product_table_popular_item[96]

Dimensiones



d	20	mm
D	37	mm
B	17	mm
F	25	mm
r _{1,2}	min. 0.3	mm
s	max. 0.8	mm

Dimensiones de los resaltes



d _a	min. 22	mm
D _a	max. 35	mm
r _a	max. 0.3	mm

Datos del cálculo

Capacidad de carga dinámica básica	C	21.6	kN
Capacidad de carga estática básica	C ₀	28	kN
Carga límite de fatiga	P _u	3.35	kN
Velocidad de referencia		15000	r/min
Velocidad límite		17000	r/min

Masa

Rodamiento de masa		0.075	kg
--------------------	--	-------	----

Fuente: <http://www.skf.com/co/products/bearings-units-housings/roller-bearings>