

DISEÑO ÓPTIMO DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL
EN BASE A UN MECANISMO DE CUATRO BARRAS.

OMAR FELIPE VILLALOBOS VERA

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
MONTERÍA
2021

DISEÑO ÓPTIMO DE UNA PRÓTESIS TRANSFEMORAL
EN BASE A UN MECANISMO DE CUATRO BARRAS.

OMAR FELIPE VILLALOBOS VERA

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO
DE INGENIERO MECÁNICO

ASESOR

CLAUDIA MARCELA PEREZ MADRID
MsC INGENIERÍA MECÁNICA

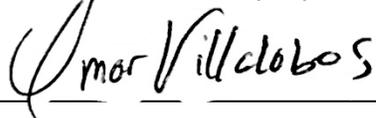
UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
MONTERÍA
2021

27 de abril del 2021

Omar Felipe Villalobos Vera

“Declaro que este trabajo de grado no ha sido presentado con anterioridad para optar a un título, ya sea en igual forma o con variaciones, en esta o en cualquiera otra universidad”. Art. 92, párrafo, Régimen Estudiantil de Formación Avanzada.

Firma del autor (es)

A handwritten signature in black ink that reads "Omar Villalobos". The signature is written in a cursive style with a large initial 'O' and 'V'. Below the signature is a solid horizontal line.

Contenido:

RESUMEN:	5
ABSTRACT:	5
1. Introducción:.....	6
1.1. Planteamiento del problema.	6
1.2. Justificación:	7
2. Estado del arte.	8
3. Objetivos	10
3.1. Objetivo general.....	10
3.2. Objetivos específicos.....	10
4. Metodología.	11
5. Diseño conceptual.....	12
5.1. Determinación de Parámetros de diseño.....	12
5.1.1 Manufactura:	12
5.1.2. Económico	13
5.1.3. Resistencia / peso:	13
5.1.4. Rango de movilidad:.....	13
5.1.5. Estética:	13
5.2. Diseño de alternativas.	14
5.2.1. Alternativa 1.	14
5.2.2. Alternativa 2	18
5.2.3. Alternativa 3.....	21
5.3 Evaluación de alternativas.	24
6. Diseño de detalle.	25
6.1 Mecanismo de resorte - guaya.	25
6.2. Modelación y simulación.....	26
6.2.1 Análisis estático.....	30
6.2.2 Análisis de fatiga.	37
7. conclusiones y recomendaciones.....	39
8. Bibliografía.	40

RESUMEN:

En este proyecto se desarrolla el diseño de un prototipo de prótesis transfemoral que soporte las condiciones normales de operación para una persona de 80 Kg. Se realizaron varias alternativas de diseño de las cuales se escogió una según los parámetros establecidos, como: manufactura, rango de movilidad, entre otros. Se analizó la marcha humana con el propósito de conocer las fuerzas a la que está sometida la rodilla al momento en que se realiza un paso, de esta manera se logró determinar con mayor certeza las fuerzas a la que es sometida, dado que, al realizar el paso la fuerza en la rodilla puede aumentar alrededor de cuatros veces la fuerza ejercida por el peso de la persona. Posterior a esto se realizaron simulaciones en SolidWorks® 2020 y optimización del prototipo para que la prótesis soporte las condiciones normales de operación.

Palabras claves: Prótesis, rodilla, transfemoral, diseño, simulación.

ABSTRACT:

In this project, the design of a prototype of transfemoral prosthesis that supports normal operating conditions for a person weighing 80 kg is developed. Several design alternatives were made, one of which was chosen according to the established parameters, such as: manufacturing, range of mobility, among others. Human gait was analyzed with the purpose of knowing the forces to which the knee is subjected at the moment in which a step is made, in this way it was possible to determine with greater certainty the forces to which it is subjected, since, when performing The step force on the knee can increase about four times the force exerted by the person's weight. After this, simulations were carried out in SolidWorks® 2020 and the optimization prototype so that the prosthesis supports normal operating conditions.

1. Introducción:

1.1. Planteamiento del problema.

Se conoce como discapacidad o situación de discapacidad a cualquier dificultad que presente una persona para realizar o desarrollar las tareas cotidianas. Estas discapacidades pueden estar relacionadas a trastornos en las facultades físicas o mentales. El Censo del Departamento Administrativo Nacional de estadística (DANE) en el año 2005 estimó que 2.624.898 personas (6.1% de la población total) refirieron estar en situación de discapacidad, para el año 2010 la misma entidad, realizó un Censo en el departamento de Córdoba reportando un total de 61.961 personas en condición de discapacidad, de las cuales 12.063 residen en Montería. Adicionalmente, para el departamento de Córdoba se estima que 12.825 personas se ven impedidas o con problemas para caminar, correr y saltar con normalidad debido a malformaciones, enfermedades o discapacidad, de las cuales 2.350 personas viven en Montería.

Por otro lado, 20.157 personas en condición de discapacidad viven en estrato 1, y 3.052 personas son de estrato 2, esto en el departamento de Córdoba (DANE, 2015) Para la ciudad de Montería, para los estratos 1 y 2, el número de discapacitados es de 3.460 y 764, respectivamente. En muchos de estos casos la obtención de una prótesis se ve afectada por sus altos costo en el mercado, debido a que el precio de una prótesis está entre 10 y 30 millones de pesos dependiendo de la tecnología y la marca disponible(Escalante, 2016).

La ingeniería mecánica busca crear diseños de elementos mecánicos que den soluciones a problemas reales, por tanto, al conocer que en Montería y el departamento de Córdoba presenta un porcentaje representativo de personas con dificultad para desplazarse, en especial aquellas con amputación en una o ambas piernas y considerando la baja accesibilidad de las prótesis en el mercado colombiano, ¿será posible el diseño de prótesis transfemorales de bajo costo y que representen una solución viable para estas comunidades?

1.2. Justificación:

La prótesis mecánica es de las mejores soluciones existentes para mejorar la calidad de vida de aquellas personas que han perdido cierto grado de funcionalidad en alguna parte de su cuerpo debido a amputaciones. Adicionalmente, dependiendo del grado de complejidad la prótesis a usar pueden tener la mejor relación precio – funcionalidad, un ejemplo claro son las prótesis biónicas, que al poseer sistemas electrónicos presentan un precio más elevado, a cambio las prótesis tipo otto block que presentan diseños simples, manteniendo su funcionalidad a un menor costo. Debido a que existe el 0.91% discapacitados en la región de Córdoba que no tienen las condiciones económicas para costearse una prótesis, se evidencia una oportunidad para la realización de proyectos enfocados en mejorar la calidad de vida de estas personas con discapacidad. Por esto, este trabajo de grado tiene como objetivo el diseño conceptual y de detalle de una prótesis de bajo costo para pacientes con amputación transfemoral tipo Otto Bock. Este proyecto busca optimizar el diseño del mecanismo de cuatro barras para obtener un producto comercial que cumpla con los requerimientos del cliente y que resulte asequible para la población de bajos recursos, especialmente en zonas rurales del departamento.

Adicionalmente, el semillero SIMEC del programa de ingeniería mecánica de la UPB seccional Montería ha realizado recientemente proyectos en el área de diseño de prótesis transfemorales de cuatro barras, concretando proyectos como el diseño óptimo de un mecanismo de cuatro barras para prótesis transfemoral (Jhan Gonzales, 2018) de este proyecto se determinaron las distancias de los eslabones necesarios para que la prótesis emule el correcto movimiento de la rodilla. En este semillero cabe resaltar la labor del Mag. Néider Nadid el cual colaboró en todo el desarrollo de la optimización del mecanismo para la prótesis y que estará presente en la realización de este proyecto, también a la Mag. Claudia Pérez Madrid que estará asesorando en toda el área del diseño y optimización estructural de la prótesis.

2. Estado del arte.

Ann Simon(Simon et al., 2016) en su investigación establece que las personas con un miembro inferior amputado transfemoral, genera mayor peso en la pierna sana al momento de sentarse y pararse, lo cual conlleva a la pérdida del equilibrio; por lo tanto, implementó una estrategia de prótesis motorizada con una nueva estrategia de control, la cual es modulada por el usuario que les permite un mejor control del peso al sentarse o ponerse de pie; con el uso de estas prótesis en el estudio, se logró comparar estadísticamente la asimetría de las extremidades, la fuerza de reacción con el suelo y la duración del movimiento. Gracias a las prótesis, se logró desarrollar un mayor control sobre tiempo y la velocidad de la generación de energía de la rodilla-tobillo, lo que traduce que los usuarios lograrán distribuir mejor su peso de manera más equitativa entre sus miembros inferiores.

Anteriormente se mencionaba que para las personas amputadas transfemoralmente realizar ciertas acciones pueden significar un mayor esfuerzo que una persona normal, por tal motivo David C. Morgenroth (Morgenroth et al., 2018) estudiaron la diferencia entre los esfuerzos que ejercen los amputados transfemorales y los no amputados y los efectos en los mecanismos de rodillas protésicas, para ello, se analizaron dos tipos de prótesis de rodilla, el Power Knee y la C-pierna. Los parámetros analizados fueron la longitud del paso, velocidad de marcha, fuerza de reacción del suelo con el miembro principal y la absorción de la energía en los tobillos y rodillas de las extremidades anteriores y posteriores.

En este estudio no se observó diferencias en la carga máxima de la extremidad intacta del amputado transfemoral o la tasa de carga en comparación con los con los tipos de rodilla en descenso de rampa; también el tipo de rodilla protésica no tuvo efectos significativos en estas variables de carga. De igual forma, se observó que los amputados transfemorales tienen una longitud de paso más corta, lo que reduce el centro de velocidad de la masa en contacto con el talón de la extremidad intacta; esto resalta la importancia de la estabilidad de la prótesis, debido a que las personas que usan este tipo de prótesis reducen su velocidad al caminar con el fin de distribuir bien los esfuerzos y no desestabilizarse.

Uno de los principales objetivos de las prótesis es que se comporte lo más natural posible al miembro faltante, debido a que genera mayor confort a la persona que la utiliza; por tal motivo Yusuke Okita (Okita et al., 2018) y su equipo estudiaron las diferencias cinéticas entre la marcha en el descenso en rampas con individuos que poseen prótesis de rodilla con mecanismo de control de postura y los que no presentaban este mecanismo. Se estudiaron seis sujetos con amputación transfemoral analizando la fuerza de reacción en el suelo y el momento de la

articulación; la potencia y la cinemática se derivaron de la captura del movimiento tridimensional, que combinada con la medición de la fuerza se logró comparar la cinemática y la cinética durante las caminatas a nivel y descenso de rampa durante las pruebas.

Para los sujetos sin control de postura, la diferencia de la marcha a nivel, en descenso en rampa aumentó la fuerza máxima de reacción vertical con el suelo contralateral en un 16% del peso corporal, también indujo una potencia en la cadera concéntrica más pequeña durante el giro tardío y una potencia excéntrica de la cadera mayor en el lado protésico durante la postura tardía, esto quiere decir que hubo una mayor demanda de esfuerzos durante el descenso para las personas que no tiene un control de postura, por tal motivo, las personas caminan más lento para aliviar este efecto; este artículo brinda conocimientos sobre los esfuerzos ejercidos entre el suelo y la prótesis al andar, especialmente en una pendiente.

Con el fin de conocer maneras de aumentar la simulación del movimiento natural de la rodilla en una prótesis que la remplazara, K.R. Kaufman (Kaufman et al., 2007) realizó un estudio entre las diferencias del uso de prótesis mecánicas y prótesis controladas por microprocesador; el estudio básicamente consistió en el análisis del comportamiento y calidad de la marcha y el equilibrio, dando resultados favorables para las prótesis controladas por microprocesador; las mejoras en la marcha fueron una transición de una rodilla hiperextendida a una rodilla flexionante durante la respuesta de la carga, lo que resultó en un cambio desde un momento flexor interno de la rodilla a un momento extensor de la misma; esta cambio produjo un mejor balance en la postura de los sujetos, brindando alternativas que ayudan a la realización una prótesis que desarrolle de manera más natural el movimiento de la rodilla.

3. Objetivos

3.1. Objetivo general.

Diseño conceptual y de detalle de una prótesis de bajo costo para pacientes con amputación transfemoral tipo Otto Bock.

3.2. Objetivos específicos.

- Definir los parámetros de diseño de la prótesis de acuerdo con las características del público objetivo y caracterizar los esfuerzos que deberá soportar bajo condiciones normales de operación.
- Generar alternativas de diseño para una prótesis transfemoral Otto Bock de acuerdo con las restricciones establecidas previamente.
- Evaluar alternativas para una prótesis transfemoral de bajo costo tipo Otto Bock a partir de los parámetros de diseño escogidos.
- Diseño de detalle de la alternativa escogida y su optimización a partir del análisis de elementos finitos.

4. Metodología.

La metodología de este trabajo de grado emplea un método inductivo, ya que se analiza los casos particulares de una población que presenta un peso aproximado de 90Kg y una altura promedio de 170,4cm; con el fin de realizar conclusiones de carácter general en el diseño de la prótesis transfemoral de tipo Otto Bock; por otro lado, este trabajo presenta un grado de abstracción de investigación aplicada porque su principal objetivo se basa en resolver el problema que presenta los altos costos de las prótesis transfemorales en el mercado colombiano y así generar un prototipo económico y funcional.

El desarrollo de este trabajo se divide en 2 fases principales: El diseño conceptual y el diseño a detalle cómo se ve en la Figura 1. En la primera etapa es necesario determinar los parámetros de diseño para luego generar y evaluar las alternativas disponibles; una vez escogido un diseño conceptual que responda a todos los requerimientos, se llevará a cabo la modelación y la escogencia de piezas comerciales para el diseño de detalle. Esta etapa incluye además la simulación por elementos finitos del prototipo con mayor calificación y de cada pieza por separado para su optimización y verificación. A continuación, se describe en detalle cada una de las etapas mencionadas:



Figura 1. Fases de desarrollo de la metodología.

5. Diseño conceptual.

5.1. Determinación de Parámetros de diseño

Para el diseño de la prótesis es importante caracterizar la población objetivo, es decir, determinar las características físicas (peso y altura) de la población de interés, que se encuentra en situación de discapacidad debido a amputación transfemoral de en una o ambas piernas.

Para el análisis estructural de la prótesis se usarán los valores promedio para ambas características, los cuales se encontraron a partir de una búsqueda bibliográfica para este tipo de amputación en Colombia. De acuerdo con la información recopilada, se toma entonces la altura de un adulto de 40 años como 170.64 cm (Meisel & Vega, 2004) y un peso de 120 Kg como valor extremo, debido a que el peso promedio para un colombiano es de 67 Kg (País, 2016).

En la Tabla 1 . Requerimientos de diseño, elaboración propia. se resumen los requerimientos escogidos de acuerdo con una búsqueda bibliográfica de los parámetros más importantes al momento de escoger una prótesis por parte de un paciente y de las condiciones del diseño; a cada uno de estos parámetros se le asignó un peso en el diseño según su importancia el cuál fue escogido de acuerdo al criterio del diseñador. A continuación, se explica con más detalle cada uno estos parámetros escogidos:

Requerimientos	Peso (%)
Manufactura	30%
Económica	25%
Resistencia / peso	20%
Rango de movilidad	20%
Estética	5%

Tabla 1 . Requerimientos de diseño, elaboración propia.

5.1.1 Manufactura: Este parámetro es el más importante debido a que está ligado al factor económico; la prótesis debe ser de fácil manufactura, evitando geometrías complejas que acarreen en mayores horas de trabajo y la utilización de equipos y procesos especializados que eleven su costo. Adicionalmente, como la calidad del

proceso de elaboración impacta directamente en el nivel de la calidad del producto, se le dio el mayor nivel de importancia con un peso de 30%.

5.1.2. Económico: Con el fin de hacer que la prototipo sea lo más asequible posible, se busca utilizar materiales económicos pero que puedan soportar los esfuerzos a los que estará sometida la prótesis, además, se podrán utilizar piezas comerciales con el fin de reducir costos de mantenimiento. Debido a que se busca competir en precio de elaboración con las prótesis del mercado, se le otorga un peso correspondiente al 25%.

5.1.3. Resistencia / peso: La prótesis será diseñada para que soporte una carga máxima de 120 Kg con el fin de que pueda operar sin inconvenientes cuando soporte el promedio de la población colombiana de 67Kg, además, esta debe tener un peso que no resulte incomodo al caminar. Adicionalmente se buscará que la prótesis no sea excesivamente pesada, pero a la vez no tan liviana con el fin de que la persona sienta mayor confort y seguridad al caminar con la prótesis, por estas razones se le asigna un valor del 20%.

5.1.4. Rango de movilidad: Este factor es importante debido a que está relacionado con el nivel de confort de la persona al realiza cualquier movimiento, por tal motivo, se establece como meta un rango mínimo de movilidad de 0° a 90° para garantizar que la persona realice sus actividades sin inconvenientes y se le asigna un peso del 20%.

5.1.5. Estética: El diseño de la prótesis está orientada a garantizar la funcionalidad, sin embargo, se incluye un porcentaje del 5% para favorecer diseños que sean ergonómicos y atractivos al cliente, debido a que finalmente la prótesis es un mecanismo de uso diario.

5.2. Diseño de alternativas.

De acuerdo a los requerimientos de diseño se plantearon tres alternativas diferentes, las cuales se obtuvieron tomando como base la distancia de los nodos de los eslabones (Jhan Gonzales, 2018), adicionalmente a partir de una búsqueda bibliográfica se toman como referencias los diseños comerciales de las prótesis Otto Bock 3R46, Otto Bock 3R60 y Kniegelenk 3A25. A continuación, se explicará en detalle cada uno de los diseños planteados:

5.2.1. Alternativa 1.

En la figura 2 se ilustra la propuesta ensamblada para este primer diseño y en la figura 3 se aprecia una vista explosionada donde se observa cada una de sus partes. En esta propuesta se usará un sistema de resorte para garantizar que el mecanismo vuelva a su posición inicial una vez se ha realizado el movimiento de flexión de rodilla.

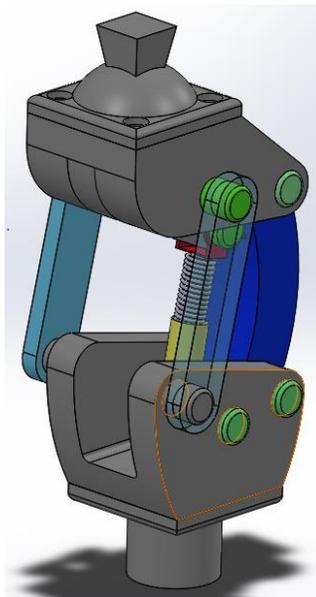


Figura 2. Diseño 1.

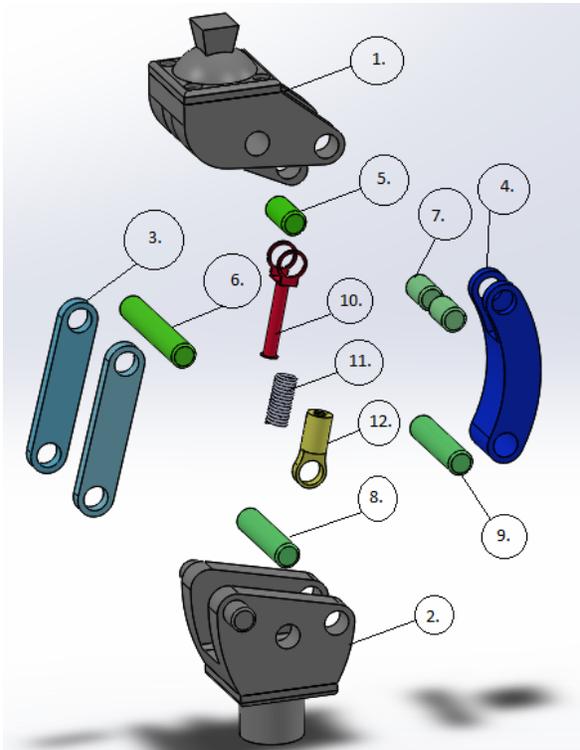


Figura 3. Prótesis explosionada.

Pieza	Nombre
1	Parte superior.
2	Parte inferior
3	Eslabones laterales.
4	Eslabón trasero
5	Pasador 1
6	Pasador 2
7	Pasador 3
8	Pasador 4
9	Pasador 5.
10	Parte uno del mecanismo resorte.
11	Resorte
12	Parte dos del mecanismo resorte

Este diseño cuenta con cinco pasadores que tienen la función de fijar los eslabones y el sistema de resorte a las partes superiores e inferiores de la prótesis; además, estos ejes también soportarán las cargas al momento de realizar cualquier movimiento, por este motivo, es esencial seleccionar un material que soporte las fuerzas cortantes a las que será sometido.

La parte superior cuenta con una geometría en forma de nariz como se muestra en la figura 4, con el fin de que sirva de tope para el eslabón trasero y de esta manera la prótesis no sobrepase su posición inicial cuando la pierna este recto o erguida; de esta manera se evita esfuerzos excesivos para el usuario cuando quiera dar el siguiente paso.

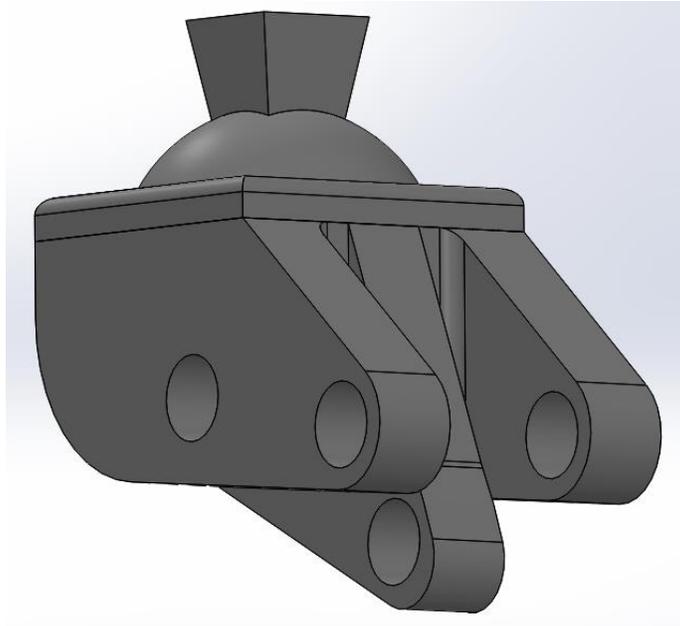


Figura 4. Parte superior de la prótesis.

Debido a la geometría en forma de nariz de la parte superior y su acople al mecanismo del resorte, se observó que la prótesis se flexionaba menos de 90° debido a que la superficie del resorte chocaba con el eslabón trasero, lo cual es una condición desfavorable para el diseño.

Para corregir esto se propuso un corte en la parte superior del eslabón trasero, solucionando así este inconveniente en el movimiento de flexión de la rodilla, como se ve en la figura 5.

En la figura 6 se aprecia el mecanismo del resorte con los cambios en la geometría en el eslabón trasero.

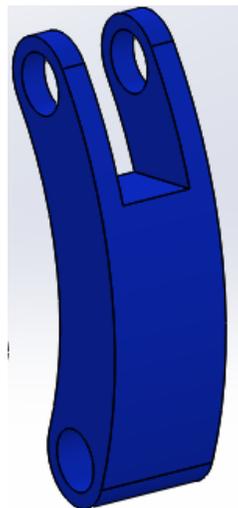


Figura 5. Eslabón trasero.

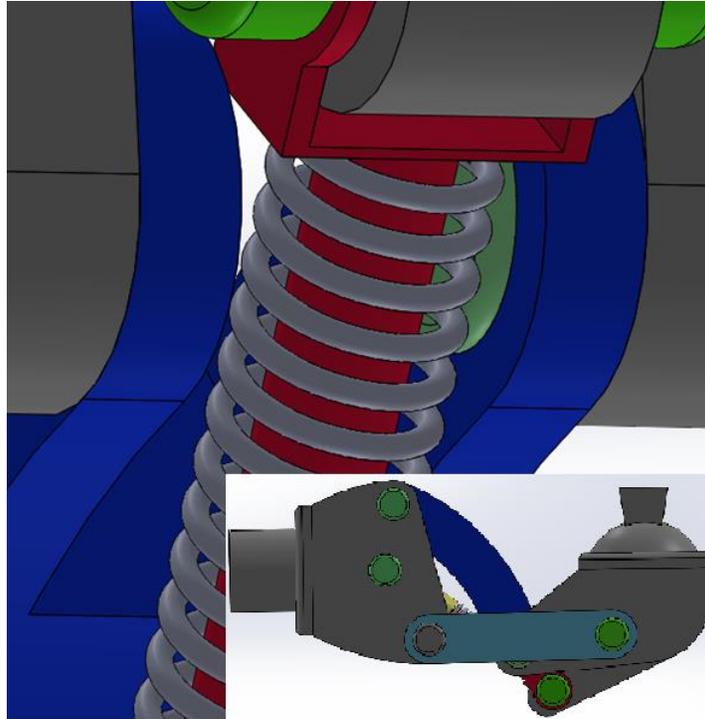


Figura 6. Comportamiento del eslabón trasero con el mecanismo resorte con flexión de prótesis.

Este prototipo presenta geometrías complejas en la parte superior de la prótesis y el eslabón trasero, esto podría llevar a que el proceso de manufactura sea más costoso en comparación a las demás piezas, esto podría ser un factor negativo al momento de escoger entre otras alternativas.

5.2.2. Alternativa 2.

En la figura 7 se observa la segunda propuesta de diseño de la prótesis y en la figura 8 se muestra con una vista explosionada con cada una de sus partes. esta propuesta cuenta con dos mecanismos de resorte para llevar la prótesis a la posición inicial, pero con la diferencia de que en vez de tener el mecanismo en el centro de la prótesis esta alternativa tiene los dos mecanismos a ambos lados, con el fin de hacer más fácil su mantenimiento.

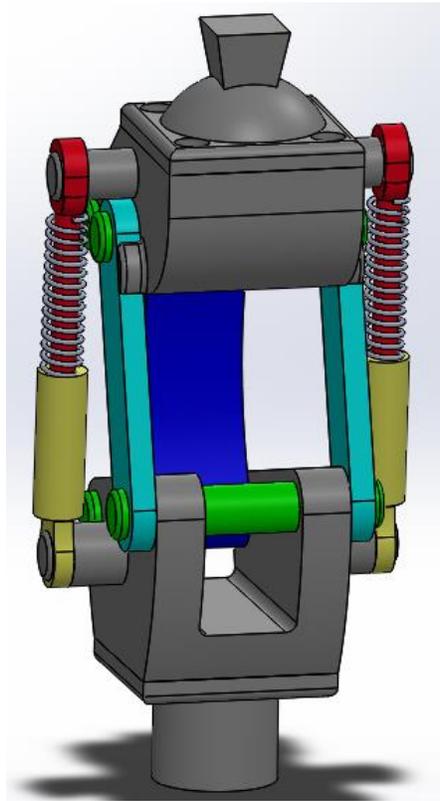


Figura 7. Alternativa 2.

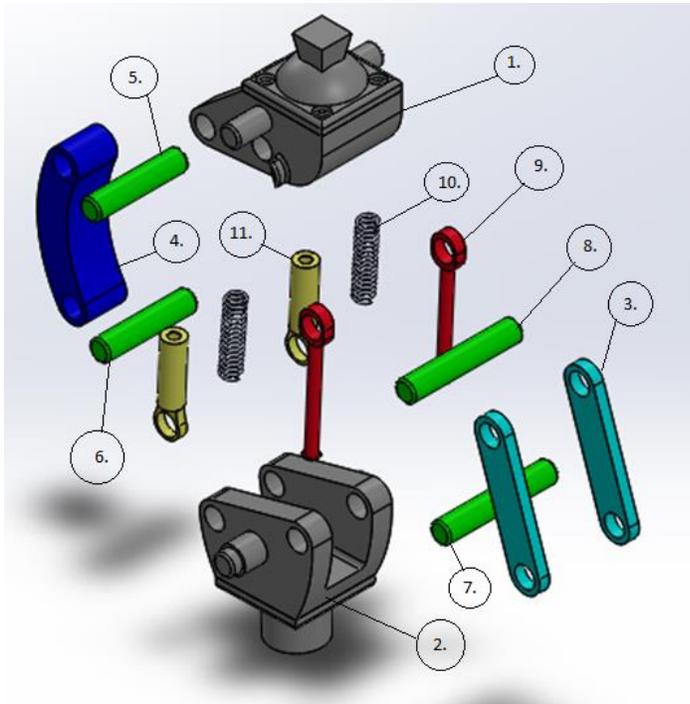


Figura 8. Vista explosionada del diseño de la alternativa 2.

Pieza	Nombre
1.	Parte superior de la prótesis.
2.	Parte inferior de la prótesis.
3.	Eslabones laterales.
4.	Eslabón trasero.
5.	Pasador 1.
6.	Pasador 2.
7.	Pasador 3.
8.	Pasador 4.
9.	Parte uno del mecanismo del resorte.
10.	Resorte.
11.	Parte dos del mecanismo del resorte

Este diseño cuenta con cuatro pasadores de fijación, en la parte superior en comparación con la alternativa uno se hicieron algunos cambios físicos, como la eliminación de la “nariz” que servía de tope a la prótesis y como soporte para ensamblar el mecanismo del resorte. A cambio de esto se incluyen dos ejes laterales que sobresalen a ambos lados de la pieza y este cambio se agregó a la parte inferior como se ve en la figura 9. También se añadieron dos pequeñas “orejas” a la parte superior que servirán de tope a la prótesis cuando llegue a la posición inicial, tal como se aprecia en la figura 10.

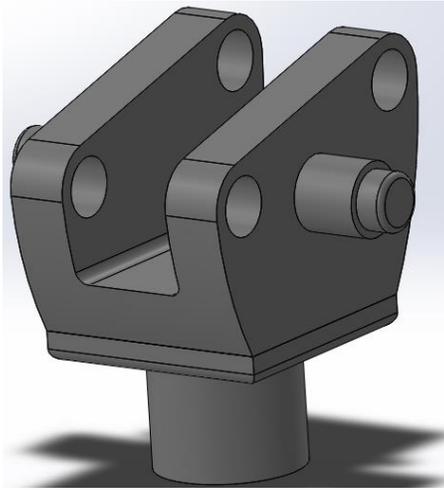


Figura 9. Parte inferior del diseño de la alternativa 2.

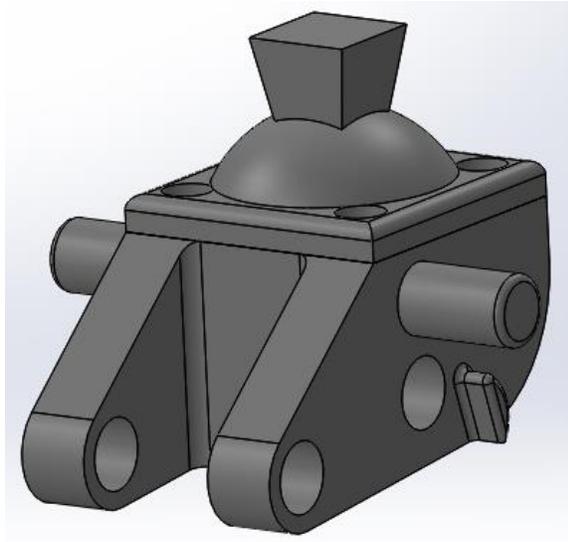


Figura 10. Parte superior del diseño de la alternativa 2.

Esta alternativa presenta mayor facilidad para acceder a las diferentes partes de la prótesis cuando se requiera hacer algún cambio o mantenimiento, pero mantiene el mismo número de piezas con diseños complejos que podrían subir costos de manufactura. Además, este diseño es menos estético con respecto al diseño anterior, debido a la presencia de los resortes en las partes laterales de la prótesis. Por último, debe considerarse que estos resortes necesitarían un recubrimiento para evitar molestias adicionales.

5.2.3. Alternativa 3.

En la figura 11 se aprecia el diseño de esta alternativa y en la figura 12 una vista explosionada con sus partes. Este diseño cuenta con mecanismo de resorte – guaya para llevar a la prótesis a su posición inicial una vez realizada la flexión de rodilla.

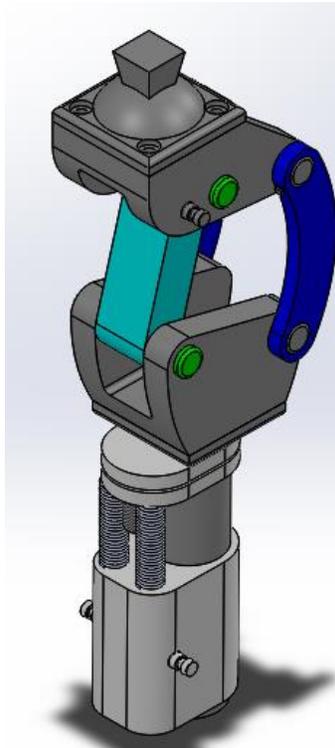


Figura 11. Diseño de la alternativa 3.

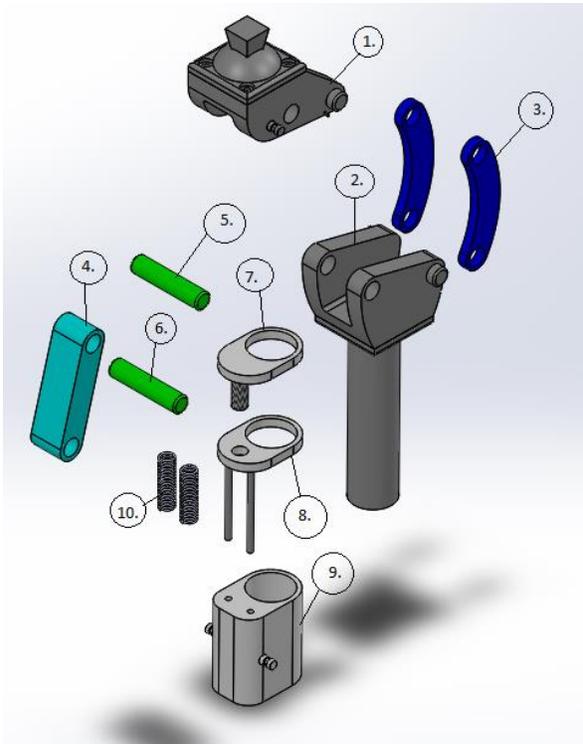


Figura 12. Vista explosionada del diseño de la alternativa 3.

Pieza	Nombre
1.	Parte superior.
2.	Parte inferior.
3.	Eslabones traseros.
4.	Eslabón delantero.
5.	Pasador uno.
6.	Pasador dos.
7.	Parte uno del mecanismo de resorte – guaya.
8.	Parte dos del mecanismo de resorte – guaya.
9.	Parte tres del mecanismo de resorte – guaya.
10.	Resorte.

En este diseño la parte superior e inferior de la prótesis sufrieron cambios tal y como se evidencia en las ilustraciones 13 y 14 correspondientemente. En la parte superior se propuso retirar material en el centro para que el eslabón delantero pudiera entrar sin dificultad, además, se le agregaron dos ejes en las partes laterales de este para posicionar los eslabones traseros. Estos ejes también se agregaron en la parte inferior.

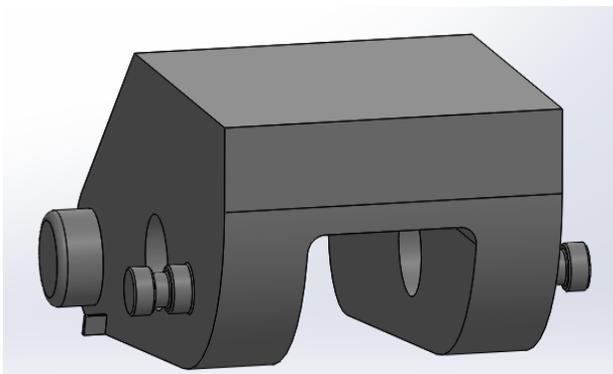


Figura 13. Parte superior de la alternativa 3.

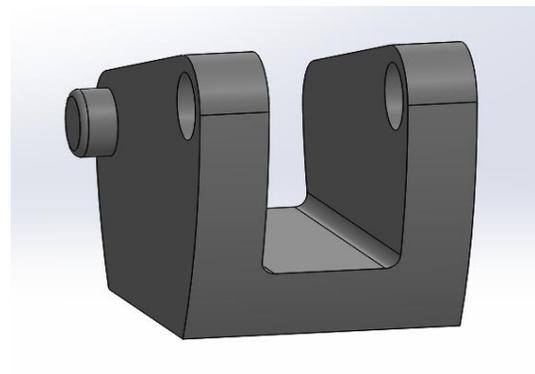


Figura 14. Parte inferior de la alternativa 3.

Esta propuesta a diferencia de las anteriores presenta un mecanismo de resorte – guaya como se puede ver en la figura 15. En este mecanismo la guaya va sujeta desde las partes laterales de la parte superior de la prótesis como se aprecia en la figura 16, hasta la parte tres del mecanismo.

Cuando la pierna se flexiona la distancia entre estos puntos aumenta, provocando que los resortes se contraigan en el momento en que la fuerza que mantiene la flexión de la pierna desaparece. La fuerza de los resortes contraídos hará que la pierna vuelva a su posición inicial y los resortes volverán también a su longitud inicial.

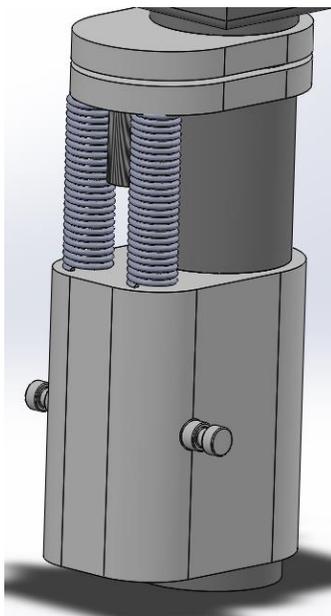


Figura 15. Mecanismo resorte guaya de alternativa 3.

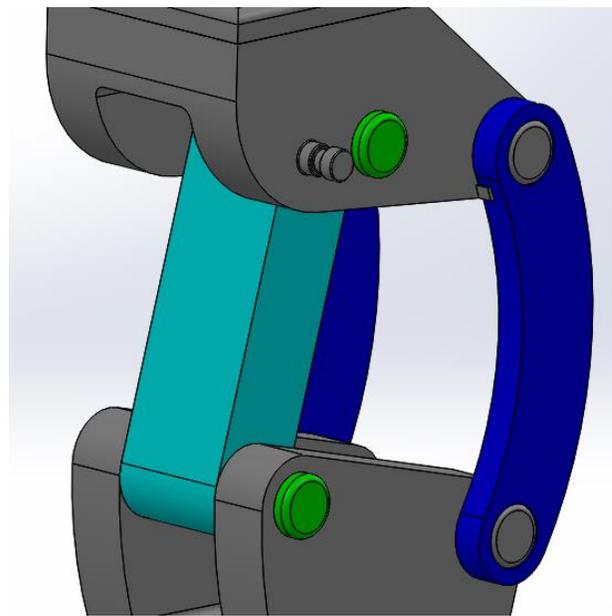


Figura 16. Parte superior de alternativa 3.

Este mecanismo es el más elaborado en comparación a las dos alternativas anteriores. Esta opción presenta una mezcla de ambas ideas reemplazando los resortes laterales por guayas, pero manteniendo la ayuda del comportamiento de los resortes para que la prótesis vuelva a su posición inicial.

Este mecanismo puede ser elaborado en su mayoría por un polímero que sea resistente, minimizando así los costos en materiales; además, es de fácil mantenimiento, ya que con solo remover las guayas laterales se podrán retirar las distintas piezas, sin tener que recurrir al mecanismo de movimiento de la prótesis.

5.3 Evaluación de alternativas.

Para la selección de las alternativas con mejor desempeño de los parámetros de diseños establecidos anteriormente, se evaluará cada una de las opciones por medio de una matriz Pugh como se muestra en la tabla 2.

En este caso se establecen unos rangos de calificación entre 0 y 2 donde cero (0) indica que el criterio no se cumple satisfactoriamente y dos (2) indica un cumplimiento satisfactorio.

#	Criterio	Concepto 1	Concepto 2	Concepto 3
1	Manufactura	1	0	2
2	Económica	1	0	2
3	Resistencia / peso	2	2	2
4	Rango de movilidad	1	2	2
5	Estética	2	0	1
	Total de puntos	7	4	9

Tabla 2. Matriz de pugh, elaboración propia.

La tabla 2 muestra que el diseño conceptual con mayor puntuación es el tercer prototipo, el cual obtuvo 9 puntos en total. Este diseño presenta geometrías más simples en las parte superior e inferior, lo que se considera una ventaja tanto al evaluar los costos de manufactura, como en los materiales a escoger. Esta reducción esperada se debe a que el mecanismo para que la prótesis vuelva a su posición inicial puede ser elaborado con materiales con menor resistencia mecánica. De esta manera el sistema con un requerimiento alto en términos de resistencia será únicamente el mecanismo que simula el movimiento de la rodilla, teniendo la posibilidad de evaluar los materiales por separado. Este diseño presenta ventajas adicionales como el fácil acceso a cada una de las partes, facilitando su mantenimiento.

Por último, esta alternativa de diseño cumple también a cabalidad los parámetros establecidos inicialmente para la movilidad y estética, como ya fue evidenciado al evaluar las alternativas.

6. Diseño de detalle.

6.1 Mecanismo de resorte - guaya.

Este mecanismo es el encargado de llevar la prótesis a la posición inicial cuando la prótesis se encuentra flexionada y está compuesto de 5 partes como se puede apreciar en la figura 17.

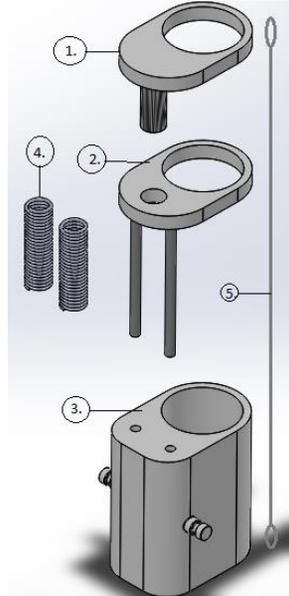


Figura 17. Vista Explosionada del mecanismo resorte - guaya.

La guaya cumple la función de transmitir el desplazamiento de la prótesis a la pieza tres; esta se deslizará comprimiendo los resortes a través de ejes guías que contiene la parte dos, lo que hará que los resortes se contraigan. Cuando la fuerza ejercida por la guaya desaparece, la fuerza del resorte hará que el sistema se desplace en sentido contrario llevando la prótesis a su posición inicial. Adicionalmente, este sistema cuenta con la pieza uno, el cual tiene un eje roscado y con la ayuda de un sin fin la persona puede manipular la altura inicial de los resortes, variando así la resistencia de la prótesis para ser flexionada a su gusto. Dependiendo de los requerimientos del paciente es posible intercambiar el resorte para atender a sus necesidades particulares.

Para saber cuál guaya es la más idónea para esta situación, se realizó una búsqueda bibliográfica donde se encontró que para las prótesis de tipo bisagra es común usar una guaya que soporte los 110Kg de referencia 6x7+1 de 2mm, teniendo una mínima cara de rotura de 2,35 KN.

6.2. Modelación y simulación.

Durante la marcha humana los esfuerzos que se generan en la rodilla producto de la reacción con el suelo varían en su magnitud, si observamos la Figura 18 podremos apreciar el comportamiento de la fuerza en la rodilla en cada una de los componentes X, Y, Z.

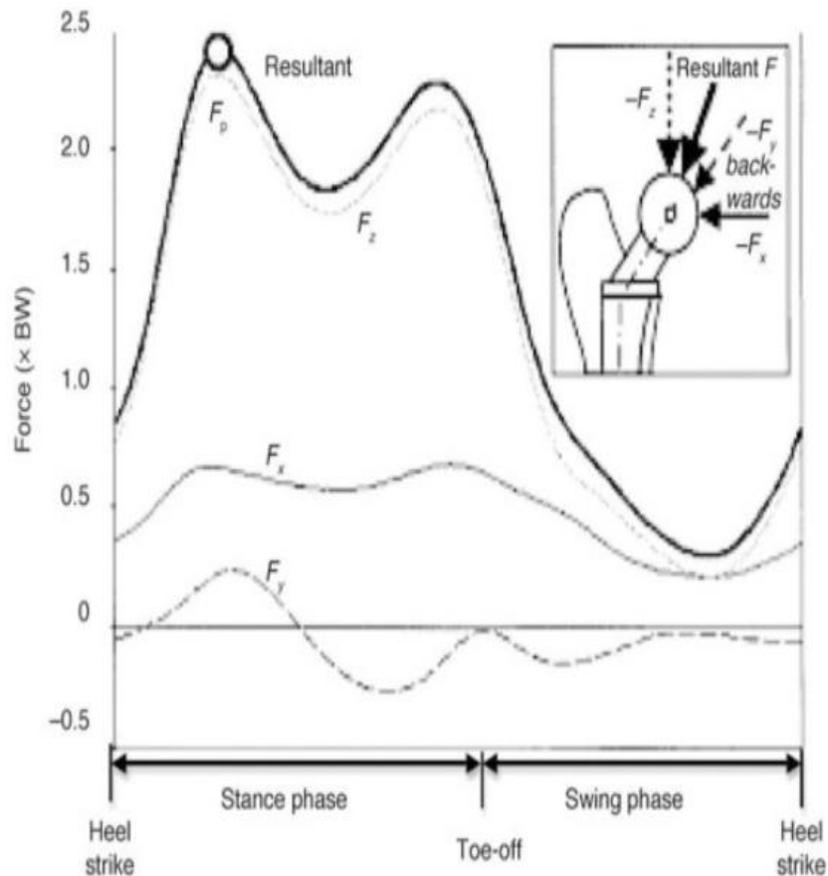


Figura 18. Componentes de la fuerza en la rodilla durante la marcha humana. (Kennedy, 2013).

De esto se concluye que los esfuerzos en el eje Z son los más significativos durante el proceso de la marcha, dado que sus valores son muy cercanos a los esfuerzos resultantes. Si se analiza un poco más la gráfica se concluye que el mayor esfuerzo está en el primer instante en que el pie toca el suelo donde la fuerza a la que es sometida la rodilla puede aumentar entre 2,1 y 4,5 veces el peso de la persona. Este valor varía debido a diferentes factores, tales como la fisionomía de cada persona, los equipos y procesos realizados para determinar el aumento de los esfuerzos, el tipo de actividad que se analizó, entre otros. En la Figura 19 vemos los diferentes valores para el aumento de la carga obtenidos por diferentes autores a lo largo del

tiempo, en el que se puede ver una coincidencia en estos valores para diferentes actividades.

Activity	Authors	Maximum knee joint force (multiple of body weight)
Level walking	Morrison (1970)	2.1–4.0
Level walking	Paul (1976)	2.7–4.3
Level walking	Wimmer and Andriacchi (1997)	3.3
Level walking	Kuster <i>et al.</i> (1997)	3.4–3.9
Level walking	Taylor and Walker (2001)	2.6–2.8
Level walking	Komistek <i>et al.</i> (2005)	2.1–3.4
Downhill walking	Paul (1976)	4.4
Downhill walking	Kuster <i>et al.</i> (1997)	7.0–8.0
Uphill walking	Paul (1976)	3.7
Descending stairs	Paul (1976)	4.9
Descending stairs	Taylor and Walker (2001)	2.9–3.1
Ascending stairs	Paul (1976)	4.4
Ascending stairs	Taylor and Walker (2001)	2.4–2.5
Jogging	Taylor and Walker (2001)	3.1–3.6
Jogging	D'Lima <i>et al.</i> (2008)	4.1–4.5

Figura 19. Máximos valores de esfuerzos obtenido por diferentes autores. (Kennedy, 2013)

Si se grafica la variación de la magnitud de la fuerza ejercida en la rodilla durante el ciclo de la marcha se obtiene una gráfica representada en la figura 20, donde se notará que el primer contacto del pie con el suelo, es donde se presenta mayor esfuerzo y ocurre entre el 0 y 20%. Después del 60% la pierna se encuentra en el aire preparándose para dar el siguiente paso.

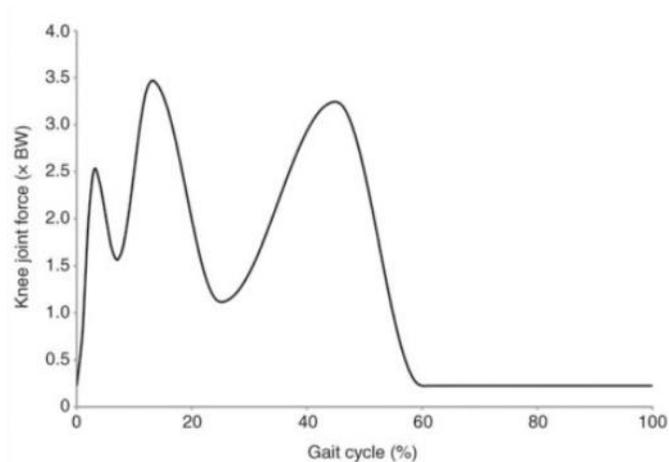


Figura 20. Fuerza ejercida en la rodilla, como múltiplo del peso corporal durante el ciclo de la marcha.(Kennedy, 2013)

Los momentos generados por estas fuerzas se ilustran en la figura 21, donde se aprecia el momento máximo en el lapso de 0 a 20% del ciclo de la marcha obteniendo un valor aproximado del 0.4 Nm/kg. Estos valores de momento, al igual que las fuerzas ejercidas varían para cada autor debido a la fisonomía de la persona, la calidad de los equipos y procesos para la adquisición de datos. La zona gris de la figura representa esta variación de los datos de acuerdo a lo mencionado anteriormente.

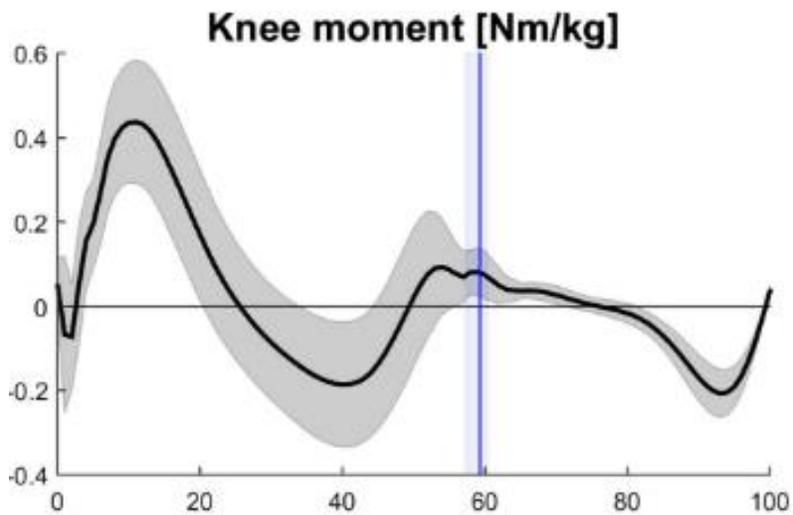


Figura 21. Momento en la rodilla durante el ciclo de la marcha.(Modenese et al., 2018)

Para determinar el material se realizó una búsqueda bibliográfica referente a los materiales más usados en las prótesis comerciales, del cual se encontró que el titanio, aluminio 7075 y acero inoxidable son los más representativos. De estos

materiales se escogió el aluminio debido a que tiene una mejor relación peso – resistencia, gracias a sus cualidades mecánicas. Se contempló la idea hacer uso de materiales de impresión 3D como el PLA, pero debido a las bajas resistencias mecánicas los componentes tendrían que ser muy robustos para alcanzar los requerimientos de resistencia por lo que esta idea quedo descartada.

6.2.1 Análisis estático.

Durante la simulación del prototipo se utilizó el método de malla adaptativa, la cual produce un mayor número de nodos en los lugares donde se concentran los esfuerzos y menos cantidad en las zonas donde no hay incidencia. Este método se usa para tener mayor certeza en los datos obtenidos en las zonas críticas y ahorrar costo computacional en zonas donde no se es necesario, tal como se ilustra en la figura 22 y figura 23.

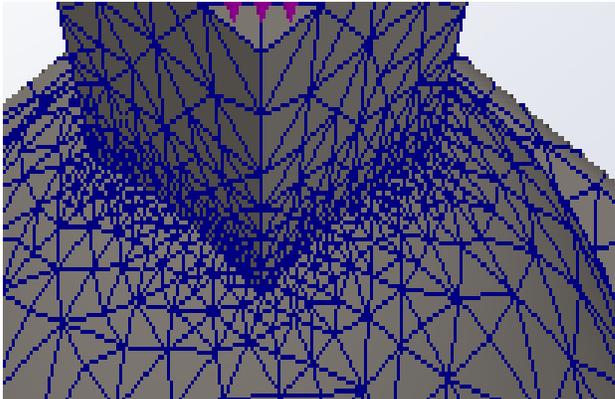


Figura 22. Zona donde hay concentración de nodos debido a una concentración de esfuerzos.

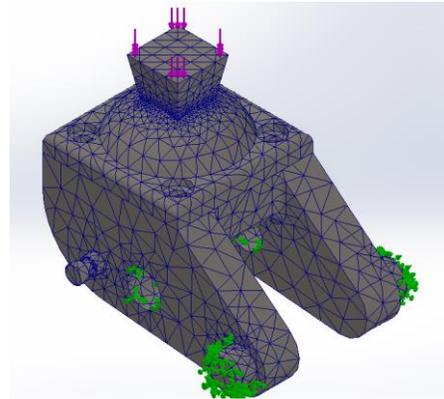


Figura 23. Vista general de la malla donde se aprecia las zonas con menos nodos en la malla.

La fuerza resultante que una persona de 80 KG ejerce sobre la rodilla es de 2744 N con un momento de 32 Nm; estos datos se usaron como las condiciones de frontera para la simulación estática del prototipo ilustrada en la Figura 24, donde se coloca la fuerza y el momento en la parte superior de la prótesis y se restringe en la parte inferior.

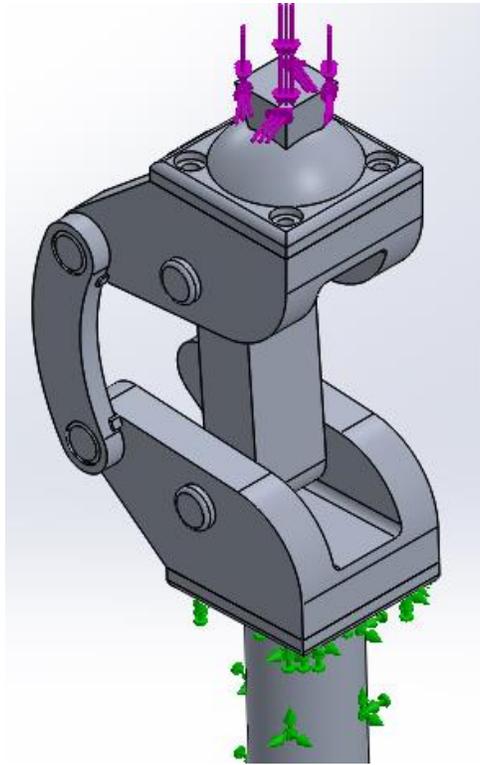


Figura 24. Aplicación de las cargas y restricciones en el prototipo.

Una vez determinadas las condiciones de frontera se procede a realizar la simulación estática del mecanismo obteniendo los resultados mostrados en la Figura 25, donde en una primera instancia se utilizó el material de aleación de aluminio 7075 en cada una de las piezas para conocer el comportamiento de estas ante la carga a las que se sometió.

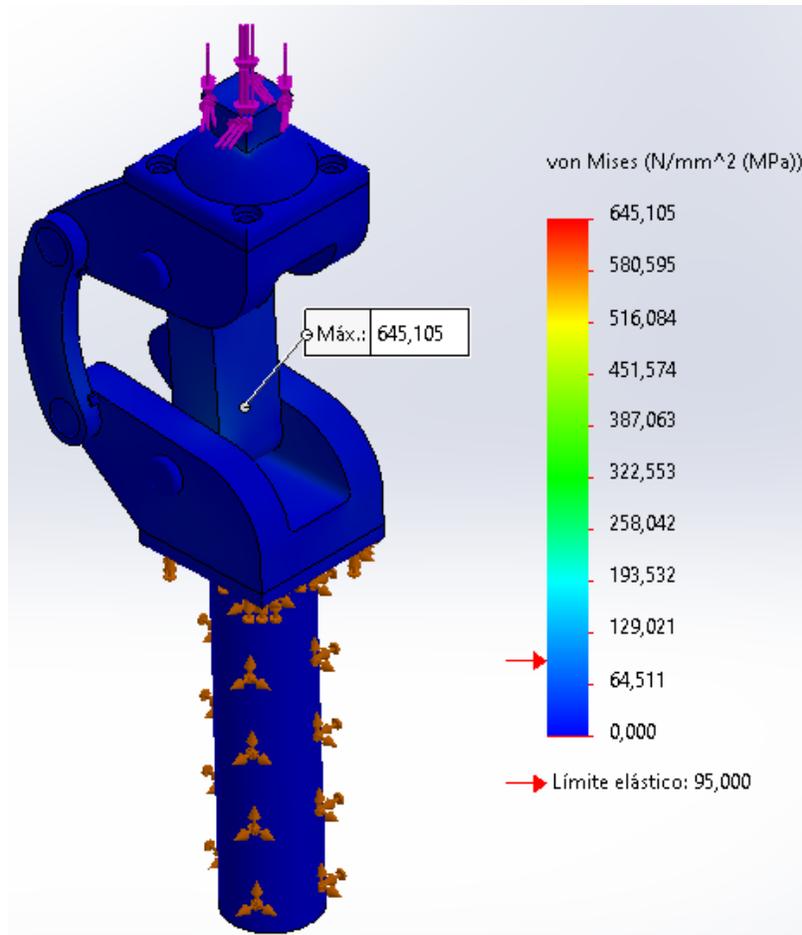


Figura 25. Análisis estático de la alternativa 3.

Como se puede observar la prótesis no soporta la carga impuesta por el peso de la persona durante la marcha, provocando falla en algunas de sus piezas. Los componentes donde se presentan los mayores esfuerzos son: la parte inferior de la prótesis, el eslabón delantero y el pasador que une el eslabón delantero con la parte inferior.

Para la parte inferior el máximo esfuerzo se obtuvo en la zona de la arista interna, cuyo esfuerzo fue de 597,406 MPa tal como se aprecia en la Figura 26.

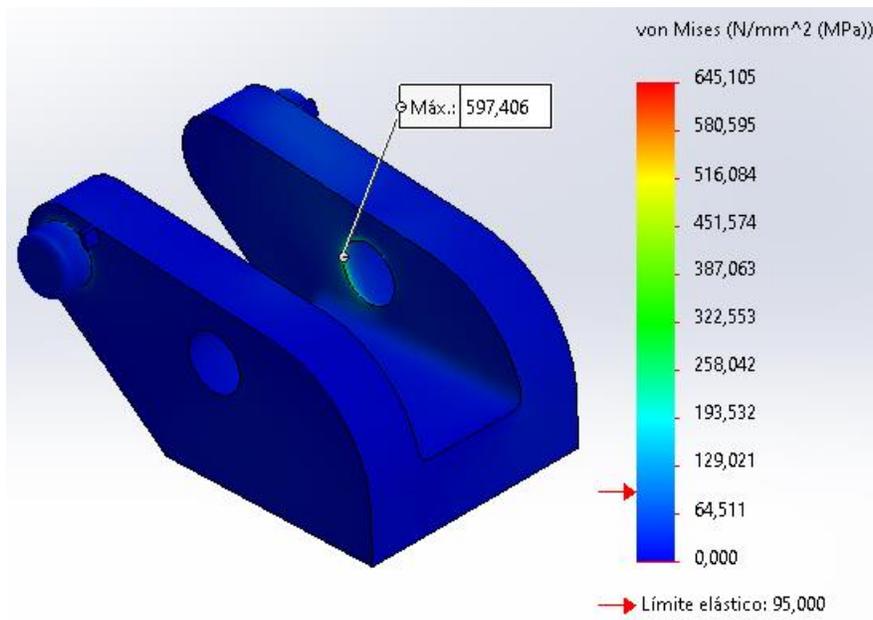


Figura 26. Esfuerzos en la parte inferior de la prótesis.

El eslabón delantero es el que soporta el mayor esfuerzo con un valor de 645,105 MPa, ubicado en la arista inferior, como se muestra en la Figura 27.

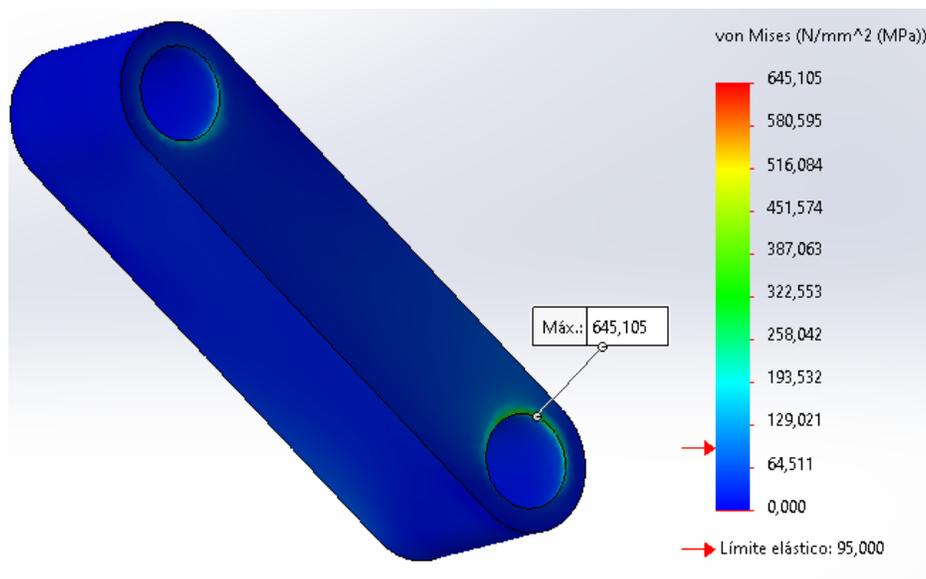


Figura 27. Esfuerzos en el eslabón delantero.

En el pasador o eje el esfuerzo mayor alcanzado fue de 411.195 MPa ubicado en el dónde hay mayor esfuerzo cortante por el cambio de dirección de las fuerzas, tal como se observa en la figura 28. El valor del esfuerzo para el pasado superior fue de 175,365MPa, siendo aún mayor que el esfuerzo último que soporta el material.

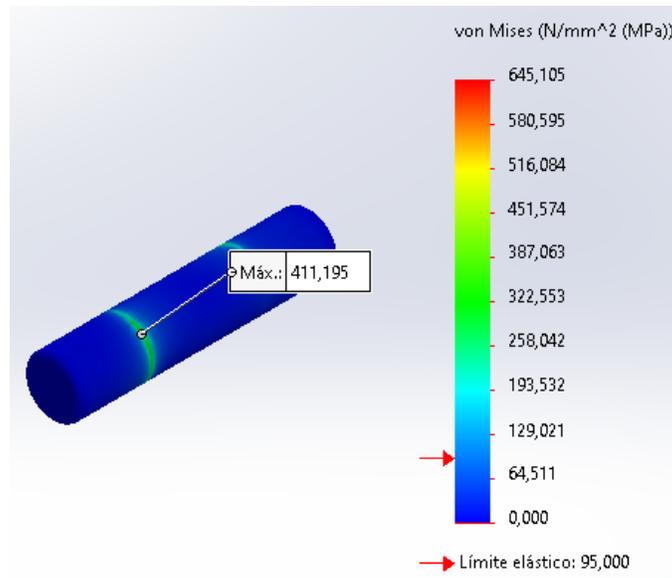


Figura 28. Esfuerzos en el pasador inferior.

Debido a estos resultados en las simulaciones se procedió a cambiar la geometría y el material para que estas piezas puedan soportar los esfuerzos sin ningún inconveniente. Los cambios realizados fueron los siguientes:

Para la parte inferior, al igual que para la superior de la prótesis se aumentaron las dimensiones, pasando de tener 45mm x 45 mm a tener 70mm x 70 mm para el caso de la parte superior y para el inferior pasar de 45mm x 45 mm a 40 mm x 70mm. El material utilizado en ambas piezas pasó a ser una aleación de aluminio 2014 T6 el cual es un material comúnmente usado en aplicaciones diversas desde componentes aeronáuticos o en bicicletas de alto desempeño, debido a un elevado límite elástico de 415 MPa. Los resultados de la simulación estática con estos cambios para la pieza inferior se ven en la Figura 29; cómo se puede apreciar el máximo esfuerzo fue de 297 MPa, por debajo del límite del material y el factor de seguridad para la zona crítica de la pieza fue de 1,478 ilustrado en la Figura 30.

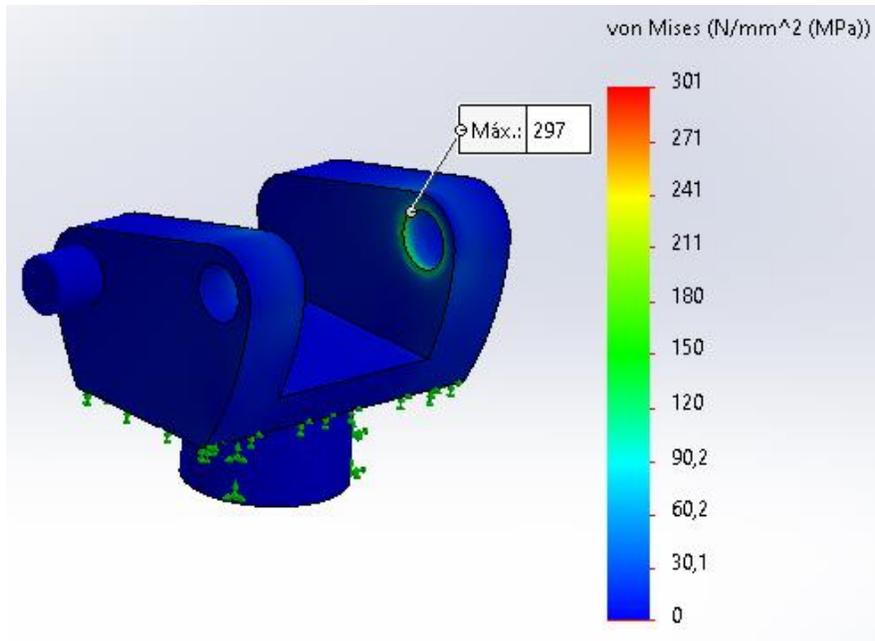


Figura 29. Esfuerzos de la parte inferior de la prótesis.

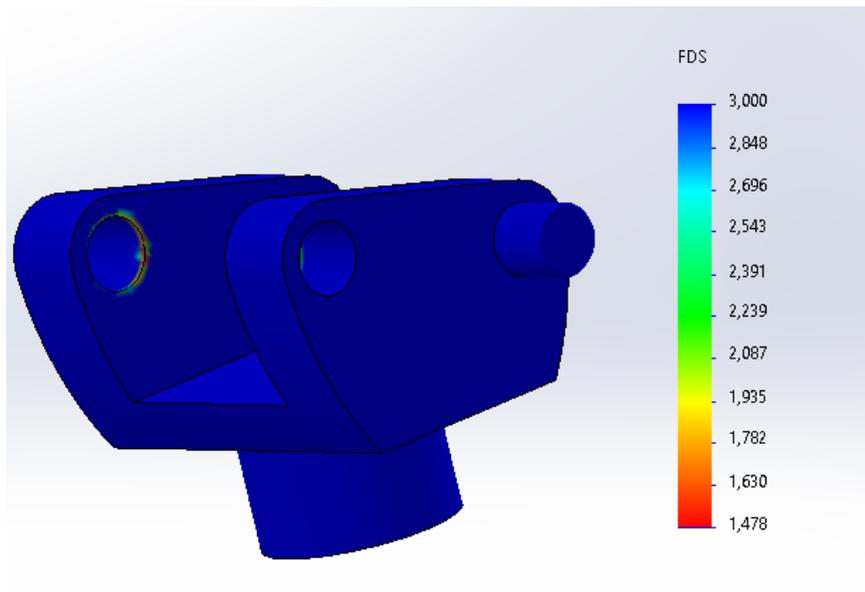


Figura 30. Factor de seguridad de la parte inferior de la pieza.

En el caso del pasador se aumentó el diámetro, pasando de 10 mm a 12.7 mm y se aumentó la longitud debido a los cambios realizados en la piezas superiores e inferiores de la prótesis, pasando de 42 mm a 72 mm, los resultados de la simulación se aprecian en las Figuras 31 y 32, teniendo un esfuerzo máximo de 301MPa y un factor de seguridad mínimo en la zona crítica de 1,503 con aluminio 2014 t6.

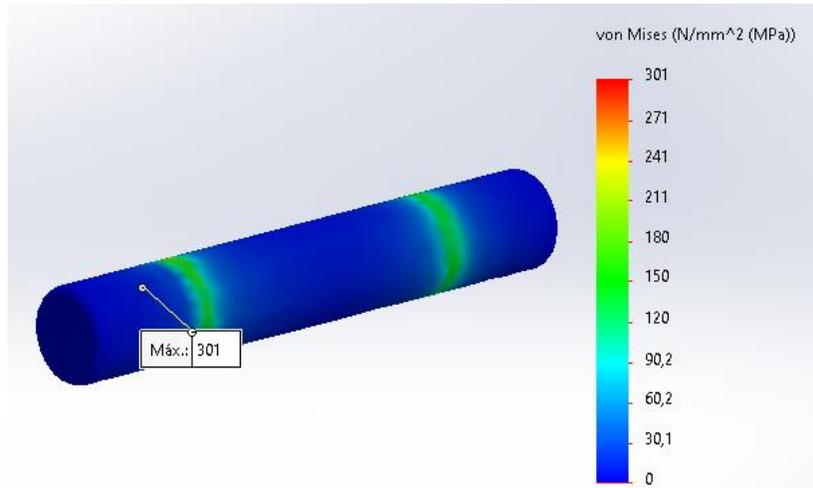


Figura 31. Esfuerzos en el eje pasador inferior.

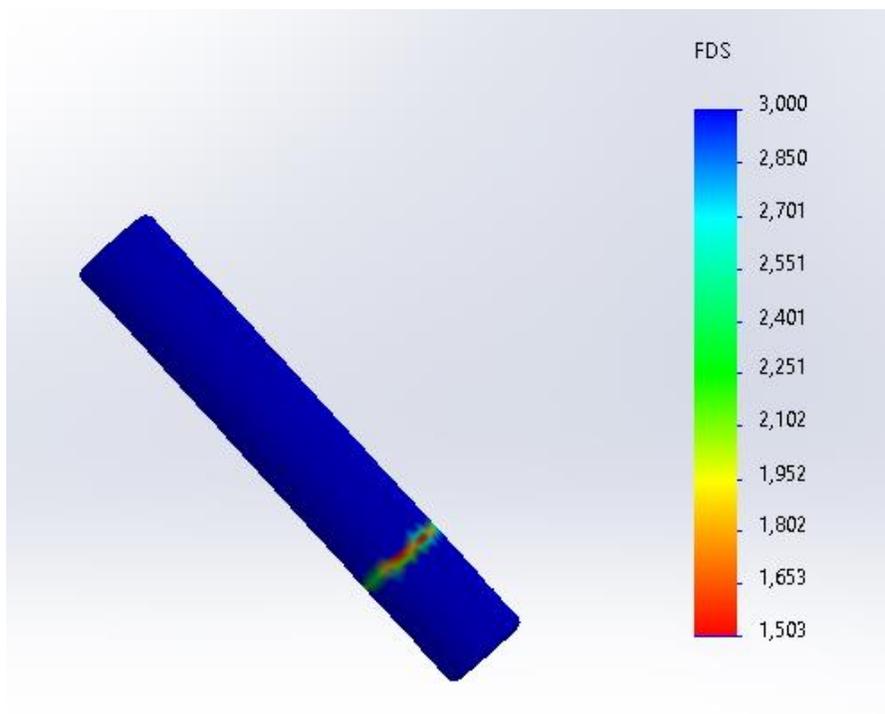


Figura 32. Factor de seguridad del eje pasador inferior.

En el eslabón delantero se aumentó el ancho de la pieza, pasando de 20 mm a 4 mm, adicionalmente se cambió el material también a aluminio 2014 t6. El valor de esfuerzo máximo en la simulación estática fue de 297 MPa y el factor de seguridad mínimo de 1,329, tal como se aprecian en la Figura 33 y34.

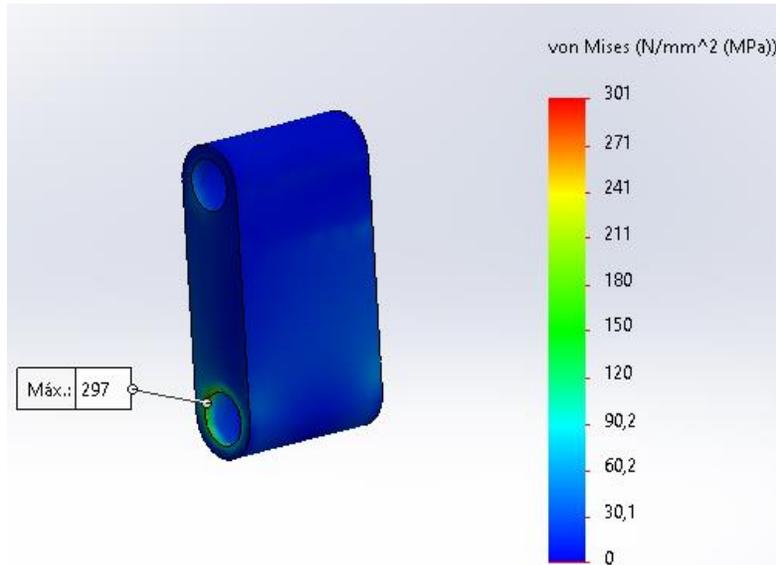


Figura 33. Esfuerzos en eslabón delantero.

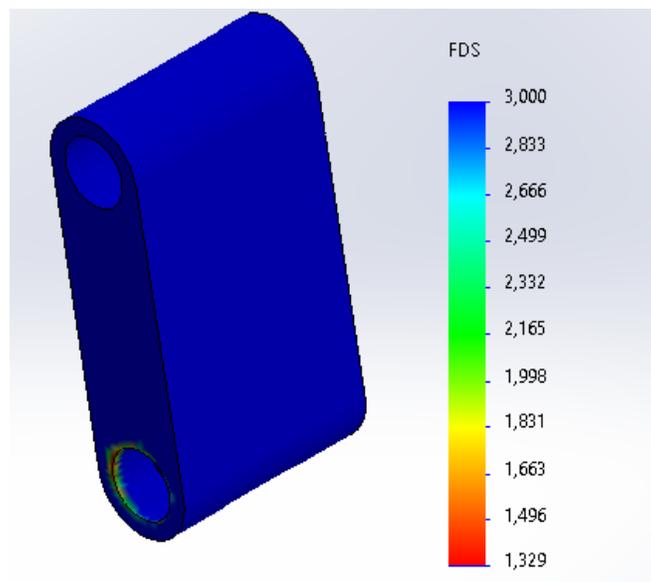


Figura 34. Factor de seguridad. Del eslabón delantero.

6.2.2 Análisis de fatiga.

Una vez comprobado que todas las piezas soportan las cargas ejercidas se procedió a realizar un análisis de fatiga con un tipo de carga completamente invertida.

Obteniendo un máximo de 3'490.000 ciclos y un mínimo de 558.255 ciclos, tal como se ilustra en la Figura 35. La zona donde se presentan menor número de ciclos de vida se encuentra localizada en el vértice del orificio donde va el eje de la parte inferior de la prótesis como se aprecia en la Figura 36, esto se puede solucionar aplicando un recubrimiento especial que aumente su resistencia o el uso de cojinetes con un material más resistente.

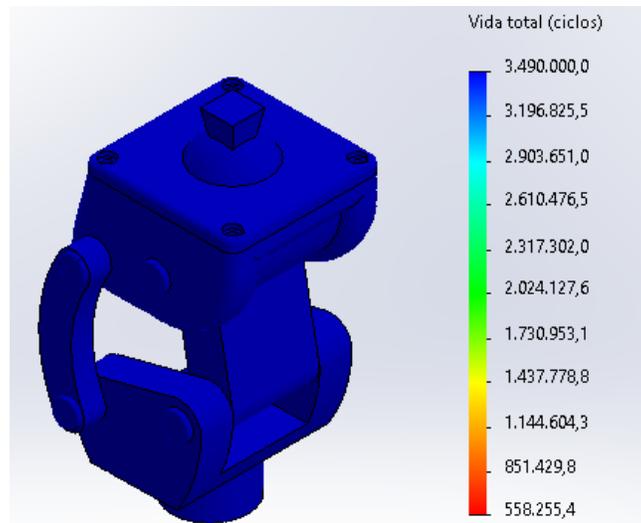


Figura 35. Vida total en ciclos de la prótesis.

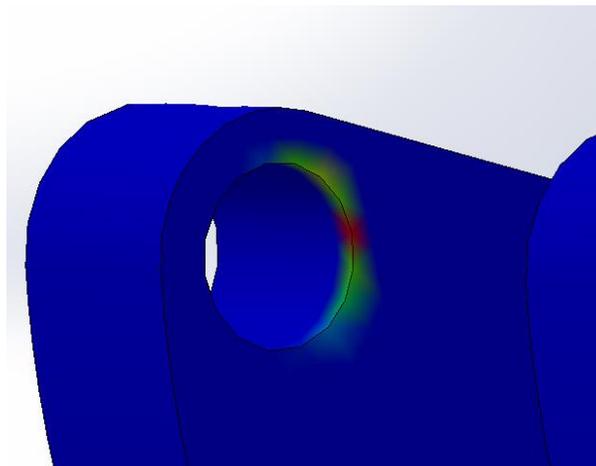


Figura 36. Zona donde presenta menos ciclos de vida.

7. conclusiones y recomendaciones

Se logró parametrizar las condiciones de esfuerzos a las que será sometida la prótesis según las necesidades de la población (Manufactura, economía, resistencia, rango de movilidad, estética) creando diferentes prototipos de los cuales se escogió el que mejor cumple con todas las necesidades de diseño y las distancias de los nodos para el mecanismo de cuatro barras.

El material utilizado para que la prótesis soporte las cargas en el análisis estático presenta un mayor grado de dificultad de manufactura que la primera aleación de aluminio propuesta, pero estos costos no se elevarán de forma exagerada. Esta consideración es importante debido a que es necesario que el precio final de la prótesis sea accesible a la población como fue establecido en el diseño conceptual. Por esta misma razón se descarta el uso de titanio debido a los costos elevados de manufactura.

El análisis por fatiga mostraba una falla recurrente en el vértice interior del orificio donde va el pasador que une el eslabón delantero con la parte inferior de la prótesis, por lo que se sugiere el uso de cojinetes o recubrimiento especial para aumentar la resistencia a la fatiga en esta zona debido que es donde se presenta el menor número de ciclos en comparación al resto de componentes de la prótesis.

Para trabajos futuros se sugiere el uso de herramientas de optimización topológica para evaluar nuevas geometrías que permitan el uso de manufactura aditiva, con el fin de economizar en materiales manteniendo la misma resistencia a los esfuerzos a los que es sometido cada componente de la prótesis.

Se recomienda además explorar diseños donde los nodos de los eslabones no son fijos, si no que su posición varía a medida que se articula la rodilla, ayudando así a realizar un movimiento más natural y soportar de forma más óptima las cargas a las que es sometida la prótesis.

8. Bibliografía.

- DANE. (2015). Total nacional. In *Ine* (Vols. 10-13 AÑOS, Issue 6, p. 2016).
- Escalante, J. (2016). *Prótesis | Fundación para el Desarrollo de la Solidaridad y la Inclusión Social*. <https://inclusocial.org.co/donacion-de-protesis/>
- Jhan Gonzales, A. R. (2018). *Jhan_Alejandro_Trabajo de grado*.
- Kaufman, K. R., Levine, J. A., Brey, R. H., Iverson, B. K., McCrady, S. K., Padgett, D. J., & Joyner, M. J. (2007). Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait and Posture*, 26(4), 489–493.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.011>
- Kennedy, F. E. (2013). *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joint*. Elsevier.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780857091284500030>
- Meisel, A., & Vega, M. (2004). *La estatura de los colombianos: un ensayo de antropometría histórica, 1910-2002*.
- Modenese, L., Montefiori, E., Wang, A., Wesarg, S., Viceconti, M., & Mazzà, C. (2018). Investigation of the dependence of joint contact forces on musculotendon parameters using a codified workflow for image-based modelling. *Journal of Biomechanics*, 73, 108–118.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.039>
- Morgenroth, D. C., Roland, M., Pruziner, A. L., & Czerniecki, J. M. (2018). Transfemoral amputee intact limb loading and compensatory gait mechanics during down slope ambulation and the effect of prosthetic knee mechanisms. *Clinical Biomechanics*, 55, 65–72.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.04.007>
- Okita, Y., Yamasaki, N., Nakamura, T., Kubo, T., Mitsumoto, A., & Akune, T. (2018). Kinetic differences between level walking and ramp descent in individuals with unilateral transfemoral amputation using a prosthetic knee without a stance control mechanism. *Gait and Posture*, 63, 80–85.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.043>
- País, E. El. (2016). *¿Eres el colombiano promedio?*
- Simon, A. M., Fey, N. P., Ingraham, K. A., Finucane, S. B., Halsne, E. G., & Hargrove, L. J. (2016). Improved Weight-Bearing Symmetry for Transfemoral Amputees during Standing Up and Sitting Down with a Powered Knee-Ankle Prosthesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(7), 1100–1106. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.11.006>