



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA


ETSI Aeroespacial y Diseño Industrial

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Aeroespacial
y Diseño Industrial

Proyecto mecánico de una prótesis inferior para maratón
mediante modelado

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

AUTOR/A: Recasens Faus, Vicente

Tutor/a: Sánchez Orgaz, Eva María

Cotutor/a: Martínez Sanchís, Sandra

CURSO ACADÉMICO: 2023/2024

Resumen

Este trabajo se centra en el diseño, modelado y análisis mecánico de una prótesis inferior a partir de un modelo real de mercado específicamente adaptada para corredores de maratón. La prótesis se desarrolla con el objetivo de proporcionar una alternativa efectiva y cómoda para atletas amputados que deseen participar en competiciones de larga distancia como maratones.

El trabajo abordará el diseño más óptimo para esta actividad, el estudio se realizará mediante el método de elementos finitos (MEF) con la ayuda de un software comercial, así pues se analizará el comportamiento mecánico de la prótesis bajo condiciones similares a las sufridas durante el desarrollo de una maratón.

Además del aspecto técnico, se abordan consideraciones ergonómicas y de confort para garantizar que la prótesis sea adecuada para su uso durante largos períodos de actividad física.

Finalmente, se presenta un diseño funcional de la prótesis, respaldado por las simulaciones realizadas y analizadas mediante el software anteriormente mencionado, con el objetivo de que el mismo contribuya en la inclusión de atletas con discapacidad en el deporte.

Abstract

This work focuses on the design, modelling and mechanical analysis of a lower limb prosthesis based on a real market model specifically adapted for marathon runners. The prosthesis was developed to provide an effective and comfortable alternative for amputee athletes who wish to participate in long-distance competitions such as marathons.

The work will address the most optimal design for this activity, the study will be carried out using the finite element method (FEM) with the help of a commercial software, so the mechanical behaviour of the prosthesis under conditions like those suffered during the development of a marathon will be analysed.

In addition to the technical aspect, ergonomic and comfort considerations are considered to ensure that the prosthesis is suitable for use during long periods of physical activity.

Finally, a functional prosthesis design is presented, supported by simulations carried out with the above-mentioned software, intending to contribute to the inclusion of athletes with disabilities in sports.

Resum

Este treball es centra en el disseny, modelatge i anàlisi mecànica d'una pròtesi inferior a partir d'un model real de mercat específicament adaptada per a corredors de marató. La pròtesi es desenvolupa amb l'objectiu de proporcionar una alternativa efectiva i còmoda per a atletes amputats que desitgen participar en competicions de llarga distància com a maratons.

El treball abordarà el disseny més òptim per a esta activitat, l'estudi es realitzarà mitjançant el mètode d'elements finits (MEF) amb l'ajuda d'un programa comercial, així doncs s'analitzarà el comportament mecànic de la pròtesi sota condicions similars a les patides durant el desenvolupament d'una marató.

A més de l'aspecte tècnic, s'aborden consideracions ergonòmiques i de confort per a garantir que la pròtesi siga adequada per al seu ús durant llargs períodes d'activitat física.

Finalment, es presenta un disseny funcional de la pròtesi, recolzat per les simulacions realitzades i analitzades mitjançant el programa anteriorment esmentat, amb l'objectiu que el mateix contribuísca en la inclusió d'atletes amb discapacitat en l'esport.

Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que han hecho posible la realización de este proyecto.

En primer lugar, agradezco a mis tutoras, Eva María Sánchez Orgaz y Sandra Martínez Sanchis, por su guía, paciencia y apoyo durante todo el proceso. Gracias a sus consejos e ideas, que han sido fundamentales para el desarrollo de este trabajo. Y sobre todo agradecerles el atender mis dudas a pesar de estar ocupadas y además Sandra estar a punto de ser madre.

A mi familia, por su comprensión y apoyo en todo momento. Gracias por estar siempre ahí, por animarme y regañarme para sacar adelante este proyecto.

A mis amigos, por su ánimo constante, por comprender mis ausencias y por estar siempre dispuestos a escuchar y darme su mejor consejo.

Finalmente, agradecer a mi hermano Joaquín por estar todos los días conmigo en la biblioteca para hacer este trabajo y darnos mutuo apoyo.

Gracias a todos.

Vicente

ÍNDICE GENERAL

DOCUMENTO 1: MEMORIA	6
DOCUMENTO 2: PRESUPUESTO	55
DOCUMENTO 3: PLANOS.....	60

Documento 1

MEMORIA

Índice de la memoria

1. Capítulo 1: Introducción	10
1.1. Motivación	10
1.2. Objeto de estudio	10
1.3. Estado del Arte	11
2. Capítulo 2: Metodología.....	15
2.1. Necesidades y funciones	15
2.2. Modelo propuesto	17
2.3. Diseño y análisis de cargas	19
2.3.1. Modelado	19
2.3.2. Cargas y condiciones de contorno	24
2.4. Simulación del modelo	26
3. Resultados y discusión	37
3.1. Validación del modelo	37
3.2. Interpretación de los resultados.....	47
4. Conclusiones.....	49
4.1. Resumen y Contribuciones	49
4.2. Trabajos Futuro:.....	50
5. Referencias	52

Índice de figuras

Figura 1. Esquema Prótesis transtibial	11
Figura 2. Modelo prótesis transtibial.....	11
Figura 3. Modelo prótesis transfemoral	11
Figura 4. Esquema prótesis transfemoral	11
Figura 5. Esquema prótesis de cadera	12
Figura 6. Modelo prótesis de cadera	12
Figura 7. Modelo Ottobock 1E90 PIE "PROCARVE"	17
Figura 8. Modelo Ottobock 1E90 PIE "PROCARVE"Montado	17
Figura 9. Boceto socket.....	20
Figura 10. Socket 3D.	20
Figura 11. Boceto Pie protésico.	21
Figura 12. Pie protésico 3D.	21
Figura 13. Boceto puntera.	22
Figura 14 Puntera 3D	22
Figura 15. Boceto acople.	23
Figura 16. Acople 3D.....	23
Figura 17. Grafica de evolucion de la fuerza (peso) respecto al tiempo	24
Figura 18. Materiales del modelado.....	26
Figura 19. Datos del mallado modelado.....	27
Figura 20. Nodos y elementos.	27
Figura 21. Mallado 3D modelado.	28
Figura 22. Empotramiento puntera.	29
Figura 23. Presión interior socket.	29
Figura 24. Contacto prótesis.....	30
Figura 25. Menú fatiga Titanio.....	32
Figura 26. Gráfica S-N Titanio.	33
Figura 27. Menú fatiga Caucho.....	34
Figura 28. Gráfica S-N Caucho.	34
Figura 29. Menú fatiga Polipropileno.	35
Figura 30. Gráfica Polipropileno.	36
Figura 31. Factor de seguridad.	37
Figura 32. Tension Von Mises Total.....	38
Figura 33. Deformación total.....	39
Figura 34. Tension Von Mises Socket.....	40
Figura 35. Deformación Socket.....	40
Figura 36. Tension Von Mises Adaptador.....	41
Figura 37. Deformación adaptador.	41
Figura 38. Tension Von Mises Pie protésico.	42
Figura 39. Deformación Pie protésico.	42
Figura 40. Tension Von Mises Puntera.....	43
Figura 41. Deformación Puntera.....	43
Figura 42. Life Contour Prótesis.....	45
Figura 43. Damage contour Prótesis.....	46

Índice de tablas

Tabla 1. Materiales.....	26
Tabla 2. Propiedades fatiga Titanio.....	32
Tabla 3. Propiedades fatiga Caucho.....	33
Tabla 4. Propiedades fatiga polipropileno.....	35
Tabla 5. Resultados componentes.	44

1. Capítulo 1: Introducción

1.1. Motivación

La biomecánica ha avanzado significativamente en las últimas décadas, mejorando la calidad de vida de muchas personas, especialmente en el desarrollo de prótesis. Estos avances permiten que las personas con amputaciones lleven una vida más cómoda y autosuficiente. Sin embargo, sigue siendo un desafío crear prótesis que no solo sean funcionales en el día a día, sino que también permitan la participación en actividades deportivas de alto rendimiento.

De aquí surge la motivación principal para la realización de este proyecto, del interés por la biomecánica y el deseo de aplicar conocimientos de ingeniería para resolver problemas reales que afectan la vida de las personas. Además de apoyar a los pacientes con amputaciones a alcanzar sus metas, ya sea por superación personal o competitiva, es otra de las razones para comenzar este trabajo.

En resumen, este TFG pretende contribuir al diseño y análisis de una prótesis deportiva para extremidades inferiores, adecuada para correr maratones.

1.2. Objeto de estudio

El principal propósito de este proyecto es diseñar y analizar una prótesis de tren inferior que cumpla con las necesidades mecánicas y funcionales para la práctica de una maratón.

Por ello, en el presente proyecto se aborda el diseño y análisis mecánico de una prótesis deportiva de miembro inferior para una maratón. Este tipo de prótesis debe cumplir con requisitos específicos de resistencia, ligereza y adaptabilidad para soportar las condiciones extremas de una maratón. De esta manera, se proporciona a los usuarios la confianza y capacidad para competir al más alto nivel acercando su experiencia a la de los atletas no discapacitados.

Este proyecto se basa en el análisis y prediseño de una prótesis transtibial deportiva, tomando como referencia modelos existentes y optimizando su diseño mediante simulaciones y estudios de materiales. Con este objetivo, se han utilizado herramientas de diseño y modelado además de un software de cálculo basado en el método de elementos finitos (MEF).

1.3. Estado del Arte

En la actualidad, gracias a los avances recientes en biomecánica, las personas que han sufrido la pérdida de una o varias extremidades pueden llevar una vida cómoda y autosuficiente. Existe una amplia gama de opciones para elegir prótesis, lo que facilita la búsqueda del modelo más adecuado para las necesidades individuales.

Por ejemplo, las prótesis para piernas varían según la altura de la amputación:

- Transtibiales: cuando la amputación está por debajo de la rodilla, como se muestra en las Figuras 1 y 2.



Prótesis transtibiales

- 1 - Tipo de pie
- 2 - Componentes
- 3 - Socket y suspensión
- 4 - Cobertor cosmético



Figura 1. Esquema Prótesis transtibial [1].

Figura 2. Modelo prótesis transtibial [2].

- Transfemorales: cuando la amputación está por encima de la rodilla, como se puede apreciar en las Figuras 2 y 3.



Protesis transfemorales

- 1 - Tipo de pie
- 2 - Rotador
- 3 - Tipo de componentes
- 4 - Tipo de rodilla
- 5 - Socket y suspensión
- 6 - Cobertor cosmético



Figura 4. Esquema prótesis transfemoral [1].

Figura 3. Modelo prótesis transfemoral [2].

- Desarticuladas de cadera: cuando la altura de la amputación impide el uso natural de la articulación de la cadera, como se puede ver en las Figuras 5 y 6.



Prótesis para desarticulado de cadera

- 1 - Tipo de pie
- 2 - Tipo de componentes
- 3 - Tipo rodilla
- 4 - Tipo de cadera
- 5 - Socket
- 6 - Cobertor cosmético



Figura 5. Esquema prótesis de cadera [1]. Figura 6. Modelo prótesis de cadera [2].

Los modelos de prótesis también se diferencian en función de su uso previsto. Las prótesis diarias se diseñan para la comodidad del paciente y se busca que sean estéticamente similares a las extremidades naturales. Por otro lado, las prótesis deportivas están más especializadas y se adaptan a las especificaciones técnicas requeridas por el deporte practicado, dándole un enfoque en la calidad y resistencia del producto.

En el desarrollo de este proyecto, centrado en el diseño, modelado y análisis mecánico de una prótesis deportiva para maratón, se ha considerado los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)

Este proyecto está directamente relacionado con varios de los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) de las Naciones Unidas [3]. A continuación, se explicará cómo este trabajo contribuye a los siguientes objetivos:

ODS 3: Salud y Bienestar

Este proyecto mejora la calidad de vida de personas con amputaciones al proporcionarles prótesis deportivas funcionales. Además, facilita la participación en actividades deportivas, mejorando la salud física y mental de estas personas. También, al mejorar la accesibilidad a dispositivos médicos, contribuye a la innovación del sistema sanitario y a una mejor gestión de las necesidades sanitarias.

ODS 10: Reducción de las Desigualdades

Desarrollar una prótesis que permita a las personas con discapacidad participar en maratones y otras actividades deportivas promueve la inclusión social de las mismas. Esto reduce las desigualdades, facilitando una mayor participación en actividades que antes podían ser inaccesibles para ellos.

ODS 12: Producción y Consumo Responsables

El diseño optimizado y el uso de materiales duraderos en la fabricación de la prótesis contribuyen a la reducción de desechos y promueven prácticas de producción sostenible. Además, enfocarse en la posibilidad de reemplazo y reparación de componentes alarga la vida útil del producto y fomenta un uso más responsable.

En conclusión, el desarrollo de prótesis deportivas no solo mejora la calidad de vida de los usuarios, sino que también contribuye a varios ODS. Este proyecto demuestra el potencial de la ingeniería y la innovación tecnológica para abordar desafíos globales y promover un desarrollo inclusivo y sostenible.

En cuanto a la utilización de prótesis en carrera, cabe destacar el trabajo desarrollado por Gailey y Harsch [4], el cual proporciona una introducción exhaustiva al triatlón para atletas con amputaciones de extremidades inferiores. Este trabajo hace especial hincapié en la importancia de un ajuste adecuado de las prótesis deportivas a la extremidad para optimizar el rendimiento y reducir el riesgo de lesiones. El triatlón, que combina natación, ciclismo y carrera, presenta desafíos únicos para estos atletas debido a las distintas demandas físicas y técnicas de cada segmento de la competición.

El artículo destaca varios aspectos cruciales para el éxito de los triatletas amputados. En la natación, se enfatiza el uso de prótesis ligeras y resistentes al agua para mejorar la flotabilidad y la eficiencia en el agua. En el caso del ciclismo y la carrera, siendo esta última la que está estrechamente relacionada con el presente proyecto, se discuten las características de las prótesis que favorecen la aerodinámica y la absorción de impactos, respectivamente.

Este estudio es esencial para comprender cómo las prótesis deportivas pueden adaptarse específicamente a las demandas del triatlón, proporcionando una base sólida para el desarrollo de prótesis más efectivas y personalizadas para atletas amputados.

Además de este trabajo académico, se puede encontrar un estudio realizado por Gailey y Cooper [5], donde se aboga por la necesidad de especialización en la medicina deportiva para discapacitados, enfocándose en la ortopedia y las prótesis deportivas. Los autores argumentan que dado el creciente número de atletas con discapacidades que participan en competiciones de alto nivel. Por ello, es imperativo desarrollar una subespecialidad dedicada a las prótesis deportivas y ortopédicas para mejorar la inclusión y el rendimiento de estos atletas.

El estudio destaca cómo las prótesis deportivas especializadas pueden marcar una diferencia significativa en la capacidad de los atletas discapacitados para competir al

más alto nivel. Se discuten casos específicos donde las innovaciones en el diseño de prótesis han permitido a los atletas no solo participar, sino también sobresalir en sus respectivos deportes. Además, el artículo destaca la importancia de una formación adecuada para los profesionales de la salud en esta área, con el fin de desarrollar y proporcionar prótesis que sean seguras, cómodas y funcionales.

El artículo proporciona una base sólida para el desarrollo de programas educativos y de investigación centrados en la especialización en prótesis y ortopedia deportiva, lo que resulta crucial para mejorar la calidad de vida y el rendimiento deportivo de los atletas con discapacidades.

Además de este artículo, también cobra relevancia el siguiente dirigido trabajo realizado por Bryce T.J. Dyer, Siamak Noroozi, Sabi Redwood y Philip Sewell [6]. En él se estudia el ámbito de las carreras para discapacitados, donde el diseño de las prótesis ha pasado de ser una herramienta para restaurar la función a permitir que los atletas rindan casi al nivel de los no discapacitados.

Además, se examinan los antecedentes de esta evolución. Los autores sostienen que es probable que el impacto de la tecnología en el diseño de las prótesis afecte a las capacidades de los atletas y favorezca a quienes pueden acceder a las innovaciones más recientes. Demostrando esta afirmación con el rendimiento dado históricamente.

Por ello, los autores proponen una síntesis de los datos cuantitativos de rendimiento. De esta manera, se ayudará a vigilar estas preocupaciones y, por tanto, la competición no se verá alterada por estos avances y los atletas competirán de forma justa.

2. Capítulo 2: Metodología

2.1. Necesidades y funciones

Descripción de las necesidades

Las exigencias que deben cumplir las prótesis para extremidades inferiores son [6]:

- Forma adaptada al cuerpo humano, de manera específica para el deporte.
- Materiales resistentes a la intemperie, impacto y tensiones sometidas al esfuerzo.
- Para adultos de entre 17 a 65 años.
- Altura media de 170cm hombre.

Los siguientes requisitos se precisan para el diseño de este producto:

- Tipo estético, tales como que sea atractivo para la venta.
- Dimensiones adecuadas para todo tipo de piernas para adultos con una edad comprendida de entre 17 a 65 años, con una altura media comprendida alrededor de los 170 cm hombre.
- Materiales resistentes a la intemperie y, a su vez, a las tensiones alcanzadas durante la práctica del deporte ya sean por impacto, pandeo o fatiga.
- Ergonómicas, ofreciendo comodidad al usuario y lo más eficientes posibles minimizando así los esfuerzos a realizar.
- Acabado de la prótesis adecuado para exterior.
- Máxima duración posible.
- Mantenimiento sencillo y espaciado en el tiempo, con disponibilidad de recambios de las piezas.
- Debe estar compuesta por elementos seguros para los usuarios, es decir, no deberá tener elementos cortantes y peligrosos, tampoco que genere presión en el miembro debido a los esfuerzos mecánicos.

Funciones del producto

El producto deberá cumplir las siguientes funciones.

1. Funciones de uso:

Funciones principales:

- Proporcionar rendimiento y eficacia al usuario mediante su uso.
- Que tenga un peso ligero para su manipulación.
- Con las dimensiones requeridas.

A continuación, se detallan las características y propiedades necesarias para el proyecto. Se incluyen las funciones derivadas del uso según su funcionamiento específico, manipulación y entorno de aplicación.

Funciones complementarias:

- Funciones derivadas del uso: Debe poderse transportar fácilmente y debe de proporcionar comodidad y efectividad a la hora de uso.

A continuación, se describen las funciones relacionadas con la seguridad, las funciones derivadas de impactos negativos y otras funciones relacionadas con la fabricación, el comercio, el mantenimiento, la reparación y la retirada del producto.

Funciones restrictivas o exigencias:

- Funciones de seguridad en el uso:
 - Los bordes accesibles y puntas punzantes no deben presentar un riesgo exagerado de causar heridas.
 - La prótesis debe ir acompañada de instrucciones relativas al uso, montaje y mantenimiento.
- Funciones de garantía de uso:
 - Durabilidad: que tenga una durabilidad elevada.
 - Fiabilidad: se espera que los elementos de la prótesis no se rompan (con un uso adecuado) antes del cumplimiento de la vida del producto.
- Funciones reductoras de impacto negativo:
 - Acciones del medio sobre el producto: Debe de poder utilizarse en sitios descubiertos, al aire libre.
 - Acciones del producto en el usuario (ergonomía): El producto tiene que poseer una excelente comodidad y poseer un agarre al suelo muy consistente.
 - Acciones del usuario en el producto: La zona donde se alberga la parte amputada de la pierna, tiene que soportar el roce de la piel al entrar y salir del mismo.
- Funciones industriales y comerciales:
 - Fabricación: utilización del menor número de máquinas y herramientas posible.
 - Ensamblaje: debe poderse ensamblar en los mínimos movimientos.
 - Almacenaje: el envase en el que se transporta debe de ser apilable.
 - Montaje por el usuario: considerar la utilización de herramientas sencillas y usuales.
 - Mantenimiento: los materiales y recubrimientos de los elementos componentes del producto deben de resistir la acción de los productos de limpieza.
 - Reparación: elementos comercialmente asequibles.
 - Retirada: Intentar que los distintos componentes se puedan separar fácilmente.

2.2. Modelo propuesto

El diseño propuesto ha sido elaborado teniendo en cuenta una serie de factores clave, tales como las necesidades y funciones anteriormente descritas. Con esto se obtuvo una base sólida que sirvió como punto de partida para el proceso de diseño.

Así pues, teniendo en cuenta todas las consideraciones anteriores, se presenta una propuesta de diseño conceptual basada en un modelo de Otto Bock especializado en atletismo, que satisfaga las necesidades y expectativas del usuario. En concreto, el diseño que se plantea en este trabajo está basado en el modelo Ottobock 1E90 PIE "PROCARVE", STANDARD [8].

Este modelo, llamado Sprinter, está diseñado para ofrecer un rendimiento excepcional en competición. La prótesis original se compone por un resorte de carbono que proporciona una poderosa fuerza de impulso con muy poca resistencia, lo que lo hace ideal para corredores de élite o bien por un acople más fijo, dependiendo si se va a emplear en un paciente con necesidad de una prótesis transtibial o transfemoral, dado que este modelo sirve para ambos pacientes. Sin embargo, en este trabajo se simplificarán determinadas partes de la prótesis y a su vez se sustituirán los materiales originales por otros que se consideren más económicos, duraderos o versátiles para la actividad a realizar, en este caso sería una maratón.



Figura 8. Modelo Ottobock 1E90 PIE "PROCARVE" Montado [2].



Figura 7. Modelo Ottobock 1E90 PIE "PROCARVE" [8].

Material propuesto:

El material de una prótesis es algo muy relevante y más en el caso de una deportiva, ya que en estas necesita la mejor calidad y eficiencia posible para cumplir los objetivos deportivos.

Hay que tener en cuenta que la prótesis diseñada es una transtibial y, por tanto, hay que tener en cuenta las distintas partes que la forman [10][11]:

- **Cono de enchufe, encaje protésico o socket:** es un componente personalizado para cada paciente, ya que se trata de una funda formada por fibras o gomas que conecta la prótesis con el muñón. La cual está encargada de distribuir la presión y las fuerzas de la actividad a realizar.
- **Interfase:** se trata de la parte intermedia entre el muñón y el socket, habitualmente se compone de materiales gomosos para que se produzca una buena adaptación con el muñón, sin producir dolor ni molestias.
- **Suspensión:** es el componente que conecta el muñón con la prótesis; a veces puede ser un acople al propio socket mediante interfases de materiales como polímeros o siliconas, y otras sencillamente atándose con correas.
- **Pie protésico o apoyo:** es el elemento de la prótesis que simula el pie a reemplazar y es el punto de apoyo de esta. Habitualmente está hecha de fibra de carbono, plástico de determinadas durezas o materiales compuestos dependiendo del tipo de prótesis.
- **Pilón o componente:** da el soporte estructural y está hecho de metales tales como aleaciones de ciertos aceros, titanio u otros, además de otros modelos formados a partir de fibras de carbono o vidrio si se busca una estructura más ligera.
- **Puntera:** da el agarre al apoyo para poder realizar la activa y a su vez recibe los impactos sufridos durante la práctica. Suele estar hecho por gomas, caucho u otros materiales similares.

En nuestro caso, se ha decidido por los siguientes materiales para cada uno de los componentes:

- **Cono de enchufe, encaje protésico o socket:** Polipropileno, es un material termoplástico resistente, duradero, liviano y tiene buenas propiedades mecánicas. Ofrece una excelente durabilidad y capacidad para soportar el estrés y las cargas repetitivas. Además, es resistente a la humedad y a los impactos, lo que lo convierte en una opción ideal para los deportistas de maratón. Por tanto, es considerado uno de los mejores materiales para ejercer de socket en la prótesis.

- **Interfase:** Silicona, utilizada comúnmente debido a su capacidad para adaptarse a la forma de la extremidad, su suavidad y su capacidad para reducir la fricción. Sin embargo, este componente no se va a modelar ni tener en cuenta ya que se considera demasiado personalizado y poco relevante para el proyecto.
- **Suspensión:** En nuestra prótesis no habrá suspensión como tal, ya que el propio pie protésico hará de suspensión.
- **Puntera:** caucho, dado el modelo de esta prótesis la puntera cubrirá solamente el final del componente. A su vez teniendo en cuenta que la actividad propuesta es una maratón se requiere flexibilidad, agarre y absorción de impactos. Por lo cual se considera que es la mejor opción dentro de todas las posibles por encima de la fibra de carbono que se considera bastante más cara a pesar de tener mejor rendimiento.
- **Pie protésico /pilón componente:** En este caso al ser una prótesis deportiva ambas partes se consideran la misma y se usará el titanio como material para este componente. Este es uno de los mejores materiales para prótesis, ya que aporta la resistencia y ligereza necesaria para una actividad de las dimensiones como puede ser una maratón. Otro material común para este componente sería el acero más económico, pero teniendo en cuenta la relación resistencia y peso del titanio a pesar de ser más caro se ve como una mejor opción.
- **Acople o adaptador:** En la prótesis se empleará un acople que servirá de punto de unión entre el socket y el pie protésico. Por ello se ha considerado que el material más acorde para cumplir su función que sería el titanio, porque como ya se ha explicado antes tiene una buena resistencia y ligereza perfecto para servir de acople entre ambas partes.

2.3. Diseño y análisis de cargas

2.3.1. Modelado

Como se ha comentado en el punto anterior, la prótesis tomada por referencia es del modelo Ottobock 1E90 PIE "PROCARVE", STANDARD [9], mostrado en la figura 7. En el apartado anterior de materiales se ha explicado que las prótesis están formadas por diferentes componentes: socket, interfase, suspensión, pie protésico y puntera.

Pero teniendo en cuenta lo que se ha mencionado en el apartado de materiales, en este trabajo, la interfase no se modelará ya que se considera una parte específica para cada paciente. Por esto, no se tendrá en cuenta en este proyecto ya que el propósito de este es modelar y analizar una prótesis funcional y no diseñarla para un paciente en concreto.

Por tanto, las partes a modelar serán: el socket, el pie protésico o pilón que serán la misma pieza de la prótesis, la puntera y el acople o adaptador. Todo el proceso se modelará y diseñará en el software Inventor.

Socket

El socket empleado será sencillo y solo cumplirá una función estructural, ya que normalmente se diseñan específicamente para cada paciente. Por ello, a la hora de hacerlo se tomaron como referencia las medidas de la pierna de una persona promedio.

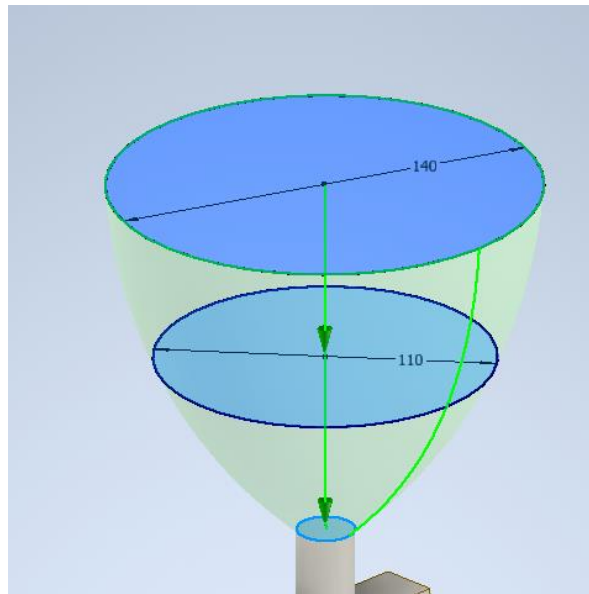


Figura 9. Boceto socket.

Una vez realizado el boceto, se construye el modelo 3D del socket que resultará en una pieza simple diseñada para unirse al acople que posteriormente se comentará en el apartado que hará referencia al modelado del acople.



Figura 10. Socket 3D.

Para acabar, se le otorgaran las propiedades elásticas y resistentes del material propuesto que en este caso será el polipropileno, ideal para la actividad para lo que está diseñada la prótesis dado que el polipropileno es un material con buenas características mecánicas y a su vez es liviano.

Pie protésico/pilón componente

Este constará de un componente único, como se ha explicado anteriormente. A partir del modelo 1E90 se creó el boceto de lo que será la parte principal de la prótesis y sobre la cual se montarán el resto de los componentes.

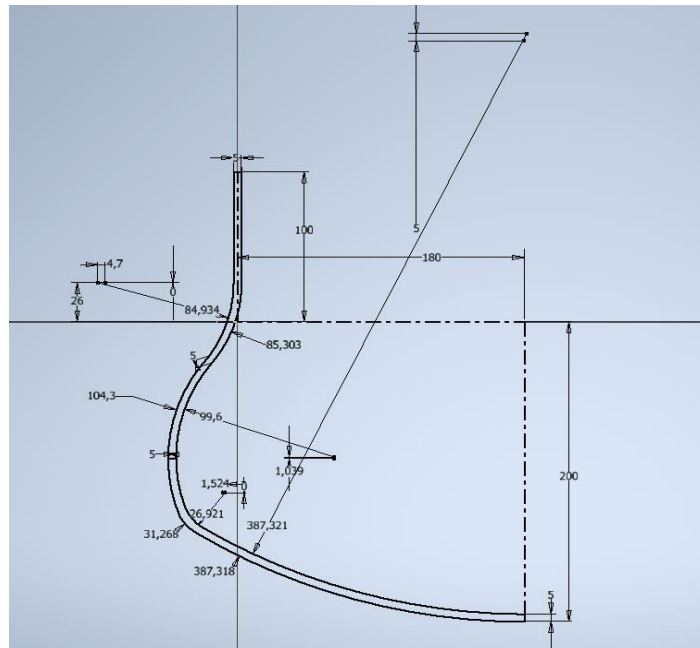


Figura 11. Boceto Pie protésico.

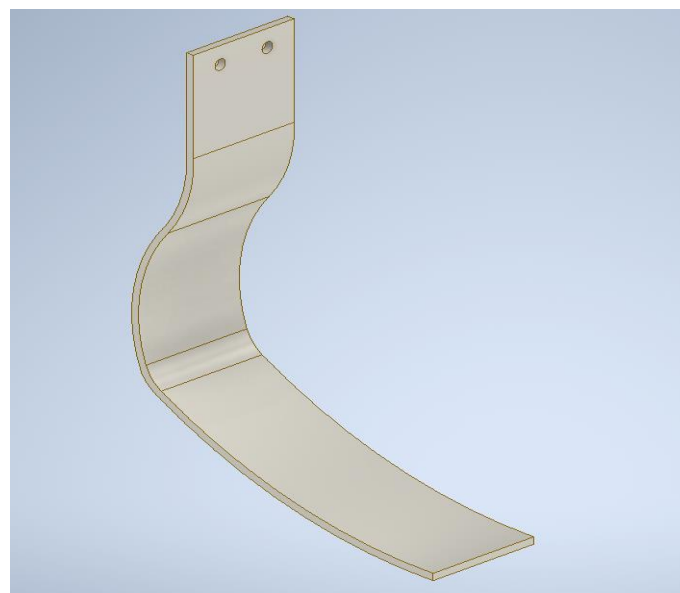


Figura 12. Pie protésico 3D.

A partir de aquí, se le atribuye al componente el material necesario de la biblioteca proporcionada el software, en este caso el material decidido es titanio como ya se explicó en la sección de materiales.

Puntera

La puntera se forma a partir del pie protésico, ya que depende de la forma de este. Por tanto, el boceto toma por referencia el pie protésico ya dimensionado para su diseño.

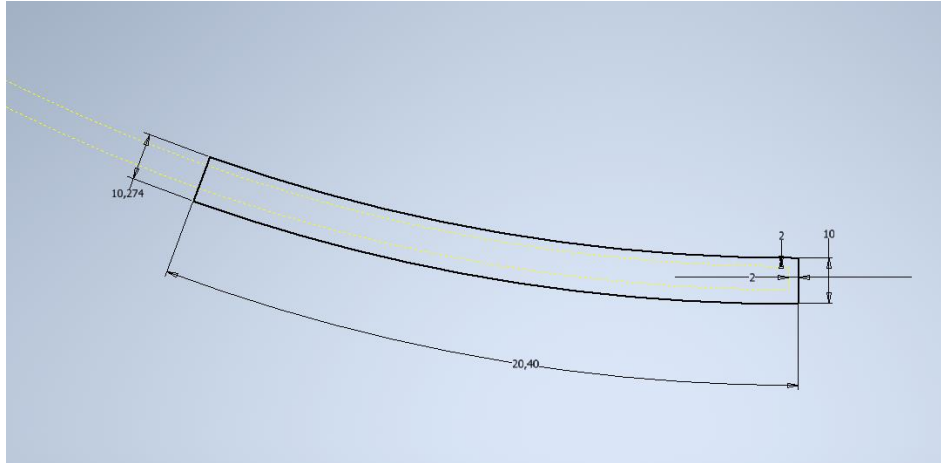


Figura 13. Boceto puntera.

Luego se modela en 3D la pieza que se acoplará en la punta del pie protésico y, por último, se implementa el material que será caucho.

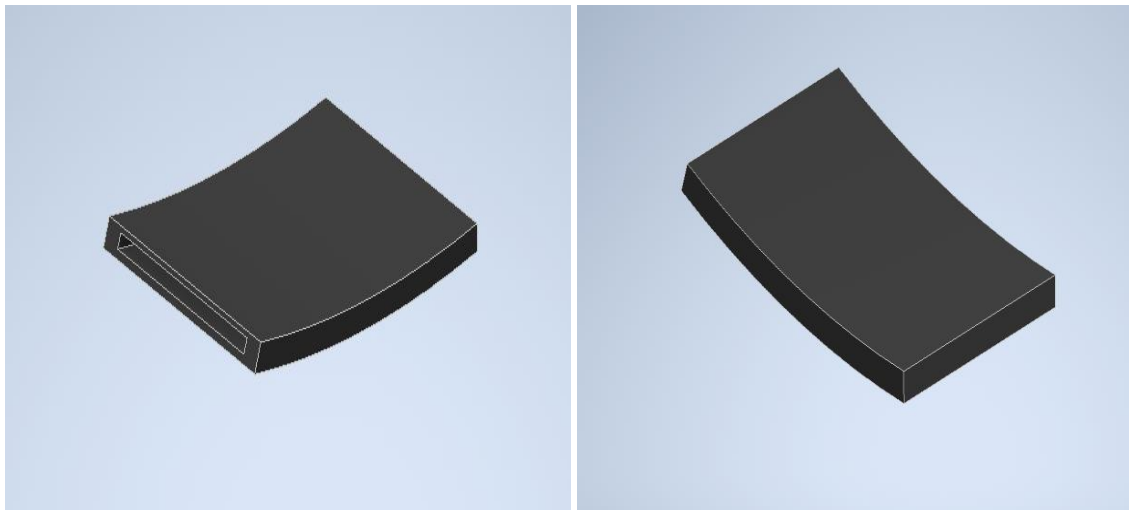


Figura 14 Puntera 3D

Acople o adaptador

El acople contará de una parte cilíndrica que funcionará como unión con el socket y una conexión a partir de tornillos que conectará con el pie protésico. El boceto se realizará en base a la funcionalidad.

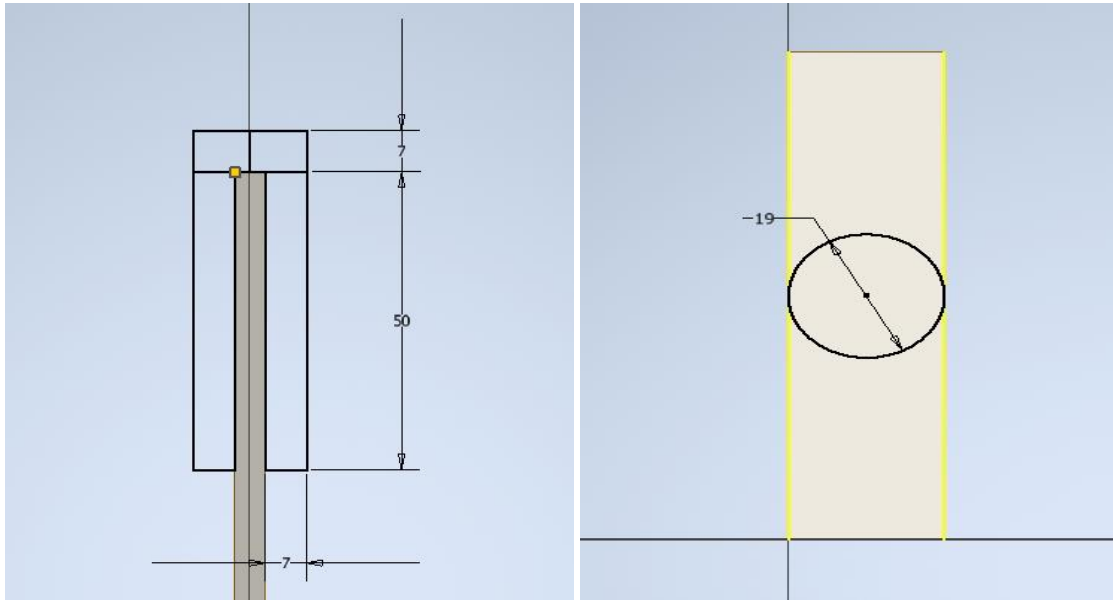


Figura 15. Boceto acople.

Como en los casos anteriores, se extruirá el boceto y se creará el componente. Se creará la conexión con el socket y por otro lado la conexión con el pie protésico será a partir de un ajuste con tornillos. A su vez, se pondrá de material titanio al igual que en el pie protésico como ya se ha comentado.

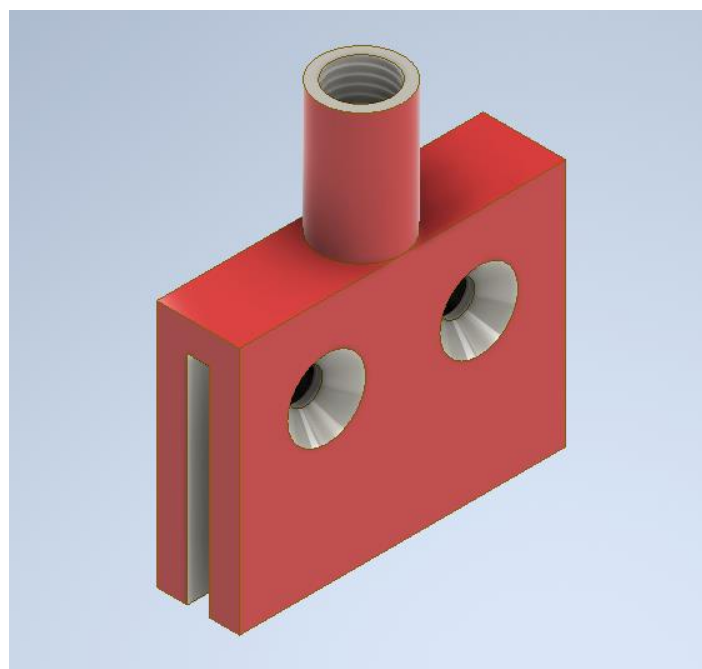


Figura 16. Acople 3D.

2.3.2. Cargas y condiciones de contorno

En este estudio se aplican dos condiciones de contorno distintas, el anclaje de la prótesis y la fuerza recibida en la pisada.

Por un lado, el anclaje debe realizarse en la puntera de la prótesis que es la parte en la que recibirá todo el impacto al apoyar la prótesis sobre el suelo.

Las condiciones de contorno consideradas están basadas en el estudio de referencia "Diseño de una prótesis deportiva de miembro inferior" [12], al igual que los datos para obtener valores aproximados de la fuerza de la pisada y su orientación.

Primero de todo, el apoyo en la puntera se considerará como un empotramiento. Esto implica que se restringen los desplazamientos en todas las direcciones para la superficie inferior de la misma. Dado que al apoyar en la puntera todo el peso, esta debe agarrarse y quedarse idealmente fija, se considerará que la hipótesis del empotramiento de este estudio es aceptable y, por tanto, se usará como referencia.

Por otro lado, es importante considerar la fuerza de impacto al correr. En un corredor sin amputación este esfuerzo se distribuye en diferentes zonas de la planta del pie durante la pisada, mientras que en la prótesis desarrollada en el presente trabajo esta fuerza se considera que se ejerce por parte de la zona amputada sobre el socket.

Tomando del estudio anterior la siguiente gráfica (Figura 17), esta fuerza se describe mediante una curva que representa su magnitud a lo largo del tiempo. El valor de esta fuerza está correlacionado con un coeficiente que aumenta proporcionalmente al peso del individuo.

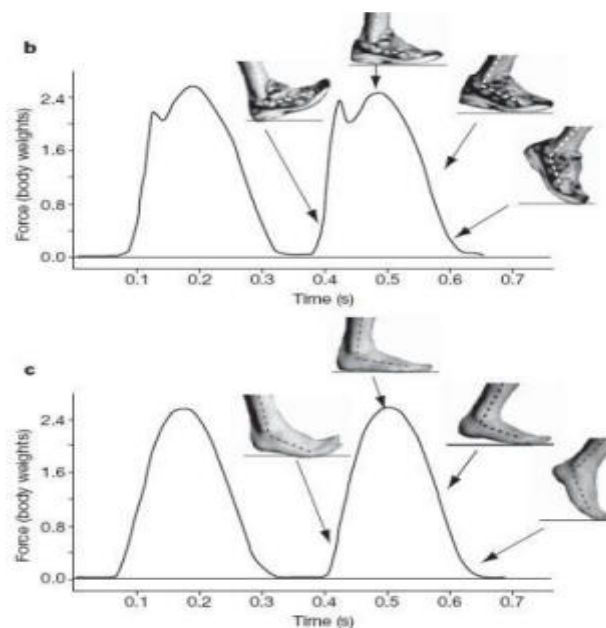


Figura 17. Gráfica de evolución de la fuerza (peso) respecto al tiempo [12].

A causa de la periodicidad y regularidad de la gráfica anterior, se ha decidido simplificarla a una función lineal a tramos. Por ello solo se considerarán que sus máximos y mínimos son los que aportan la información más relevante sobre la carga.

Se asume la gráfica como una función con tres tramos lineales para representar la carga que experimenta la prótesis durante el proceso de carrera.

En el primer tramo, cuando el pie no está en contacto con el suelo, no se aplica ninguna fuerza. En el segundo tramo, la fuerza aumenta linealmente a medida que el corredor apoya la prótesis en el suelo, alcanzando su máximo cuando está completamente apoyada. En el tercer tramo, la carga disminuye linealmente a medida que la prótesis se aleja del suelo hasta que el pie se despega por completo.

Teniendo esto en cuenta, se toma la fuerza descrita en la gráfica como una carga estática que ha sido ampliada por un "Factor de Carga Dinámica" (FCdyn), que simula el efecto de la carga dinámica.

Este factor alcanza su máximo al llegar a 2.5, en el punto en el que la prótesis está sometida a la mayor carga esperada. También es importante destacar que solo se considera el peso del individuo como carga estática a amplificar. Por lo tanto, la formulación de este esfuerzo se representa en la siguiente ecuación.

$$F = M \cdot g \cdot FC_{dyn} [N]$$

En la cual:

- M → masa del individuo, en kg
- g → aceleración de la gravedad, 9.81 m/s^2

Para el análisis mecánico del modelo, se ha tomado una masa de 80 kg ya que se estima que es el peso estándar de los corredores incluso un poco mayor de la media.

Por tanto, la fuerza total aplicada será:

$$F = M \cdot g \cdot FC_{dyn} = 80 \cdot 9.81 \cdot 2.5 = 1962N$$

No obstante, como se ha explicado anteriormente, esta carga debe aplicarse sobre una superficie en lugar de ser una fuerza puntual. Dado que se conoce el área superficial en la que se va a aplicar la fuerza que será el socket, la superficie interior del socket que es donde se ejercerá la presión es de $36684,033 \text{ mm}^2 + 518,397 \text{ mm}^2 = 37202.43 \text{ mm}^2$, que se obtiene a partir del software Inventor.

Empleando la ecuación de la presión:

$$P[\text{MPa}] = \frac{F[\text{N}]}{A[\text{mm}^2]} = \frac{1962}{37202.43} = 0.05274[\text{MPa}]$$

2.4. Simulación del modelo

A la hora de hacer el análisis mecánico, se ha considerado eliminar la tornillería del análisis ya que incluirla será una carga extra en el análisis computacional incrementando los recursos y tiempos para su resolución. A su vez se considera que hacer esta simplificación no influye en el modelo porque nuestro interés está en analizar la propia prótesis y no tanto el comportamiento de la tornillería.

En primer lugar, para el análisis mecánico del modelo, se usará el software Inventor (Nastran), dónde una vez modelada la prótesis, se procederá a especificar los materiales anteriormente seleccionados.

- **Materiales**

Se comienza asignando los materiales correspondientes a cada una de las partes, que se listan en la siguiente figura.

Component	Original Material	Override Material	Safety Factor
Protesis unida espesor			
protesis:1	Titanium	(As Defined)	Yield Strength
Puntera:1	⚠ Rubber	Rubber, Silicone	Yield Strength
adaptador:1	Titanium	(As Defined)	Yield Strength
Embudo:1	Polypropylene	(As Defined)	Yield Strength
SS ISO 2009 M8 x 30:1	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength
SS ISO 2009 M8 x 30:2	Stainless Steel, 440C	(As Defined)	Yield Strength
BS 3692 - Metric M8:3	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength
BS 3692 - Metric M8:4	Steel, Mild	(As Defined)	Yield Strength

Figura 18. Materiales del modelado.

También cabe remarcar que, a pesar de que en la imagen se muestren los materiales de la tornillería, esta se excluirá de la simulación como se ha indicado con anterioridad.

A continuación, se detallan los materiales y a qué hace referencia cada parte de la figura:

Tabla 1. Materiales.

Prótesis	Pie protésico
Puntera	Puntera
Plano	Adaptador
Embudo	Socket
SS ISO 2009 M8	SS ISO 2009 M8 tornillo
BS 3692 – Metric M8	BS 3692 – Metric M8 tuerca

Una vez asignados todos los materiales se puede estimar la masa de la prótesis a partir del propio software. Dado que cada componente tiene un material diferente, la masa de cada uno variará, por ello se diferenciará primero la masa de cada pieza:

- Socket: 0.180kg
- Acople: 0.289 kg
- Pie protésico: 0.795kg
- Puntera: 0.066kg

La masa total de la prótesis será: **1.330 kg**.

Se prosigue con el análisis creando el mallado para el modelo propuesto.

- **Mallado**

Para el mallado se empleará elementos triangulares lineales de orden parabólico que varían en tamaño según la parte de la prótesis que estén cubriendo, siendo de tamaño 8mm y pudiendo variar la cantidad según los componentes para obtener la mayor precisión de los datos posibles.

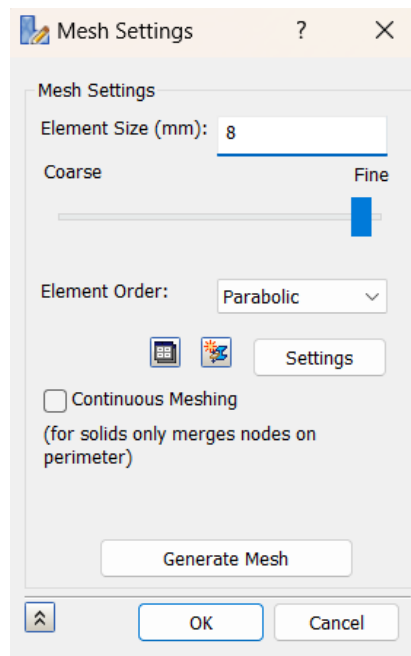


Figura 19. Datos del mallado modelado.

Una vez descritos los ajustes para crear la malla, se genera y asigna la malla al modelo. En este caso, la malla consta de 21796 nodos y 10855 elementos.

✓	Part Name	Visibility	Color	Size (mm)	Tolerance (mm)	Element Order	Settings	Nodes	Elements
✓	Protesis unid...	✓		8	0,000407418	Parabolic	Settings	0	0
✓	Embudo:1	✓	■	8	0,000407418	Parabolic	Settings	5518	2754
✓	Puntera:1	✓	■	8	0,000407418	Parabolic	Settings	5161	2647
✓	adaptador:1	✓	■	8	0,000407418	Parabolic	Settings	3591	1785
✓	protesis:1	✓	■	8	0,000407418	Parabolic	Settings	7526	3669

Figura 20. Nodos y elementos.

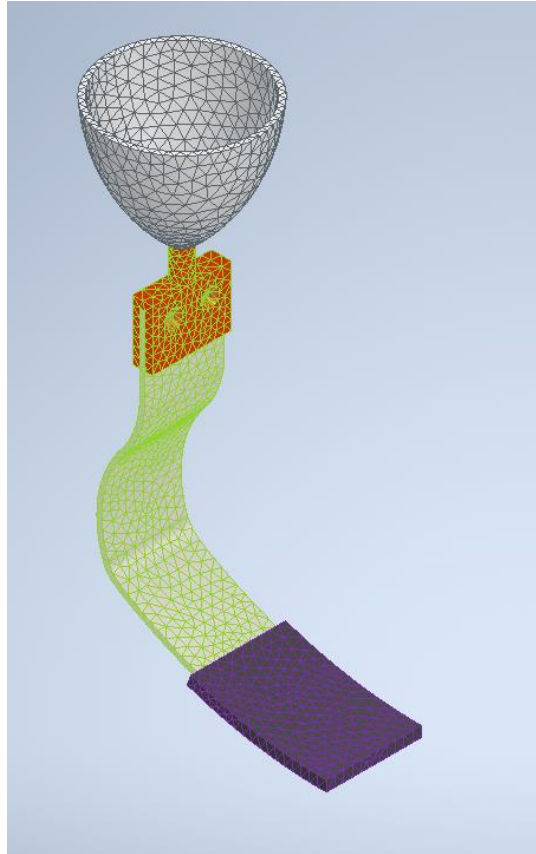


Figura 21. Mallado 3D modelado.

Como se puede observar en la Figura 20, cada parte tiene una cantidad de elementos diferentes según el componente donde se encuentre debido a la criticidad de la parte a mallar.

El siguiente paso sería colocar las condiciones de contorno, que ya han sido especificadas con anterioridad en la sección 2.3.2.

Condiciones de contorno

Primero de todo, se colocarán las restricciones, imponiendo una restricción de empotramiento en la parte inferior de la puntera pues será esta donde se apoyará el atleta durante la competición.

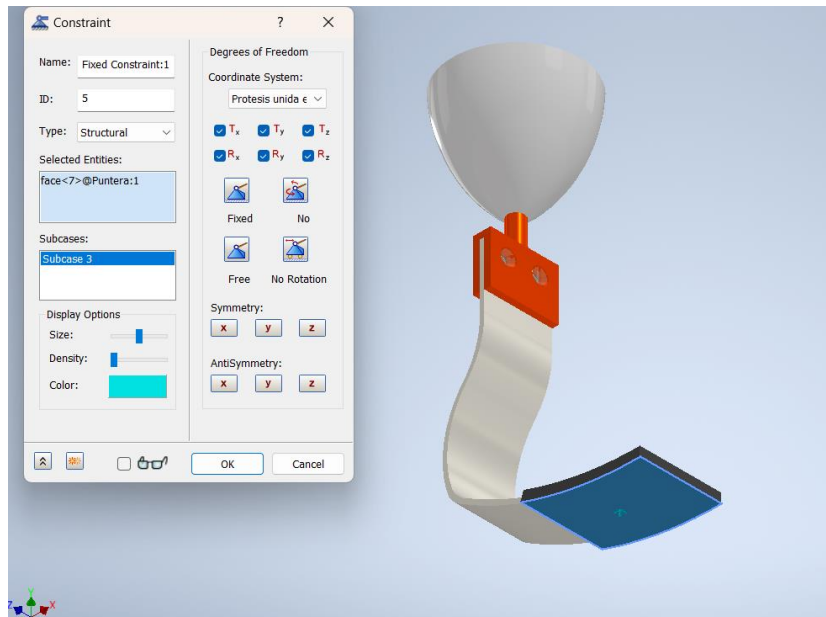


Figura 22. Empotramiento puntera.

Ahora una vez especificada la restricción, seguirá con las cargas a aplicar que en este caso se trata de una presión de $0.05274 [MPa]$ que ya se ha calculado anteriormente. Por otro lado, esta presión se ejercerá sobre la superficie interior del socket pues es donde el atleta pondrá todo su peso.

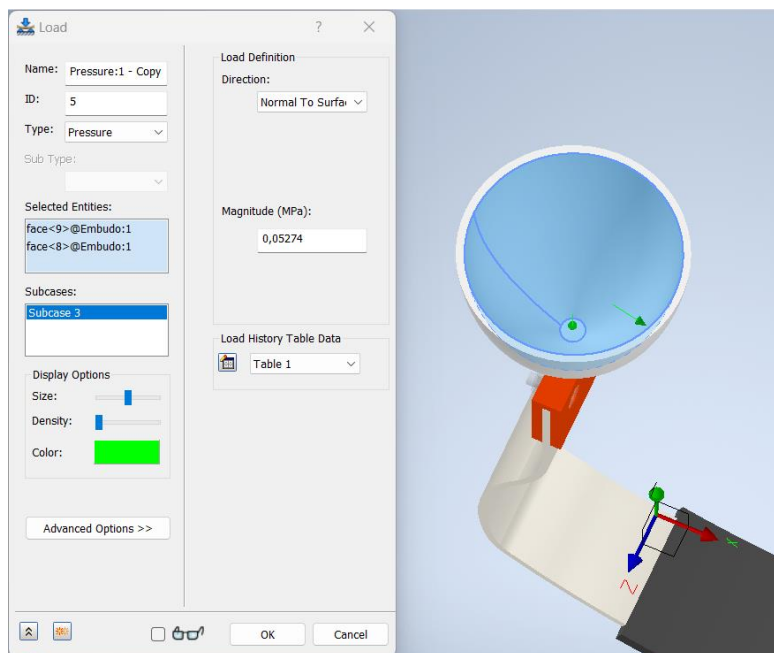


Figura 23. Presión interior socket.

- **Contactos**

Por último, se estipularán de manera automática los contactos de las diferentes partes de la prótesis.

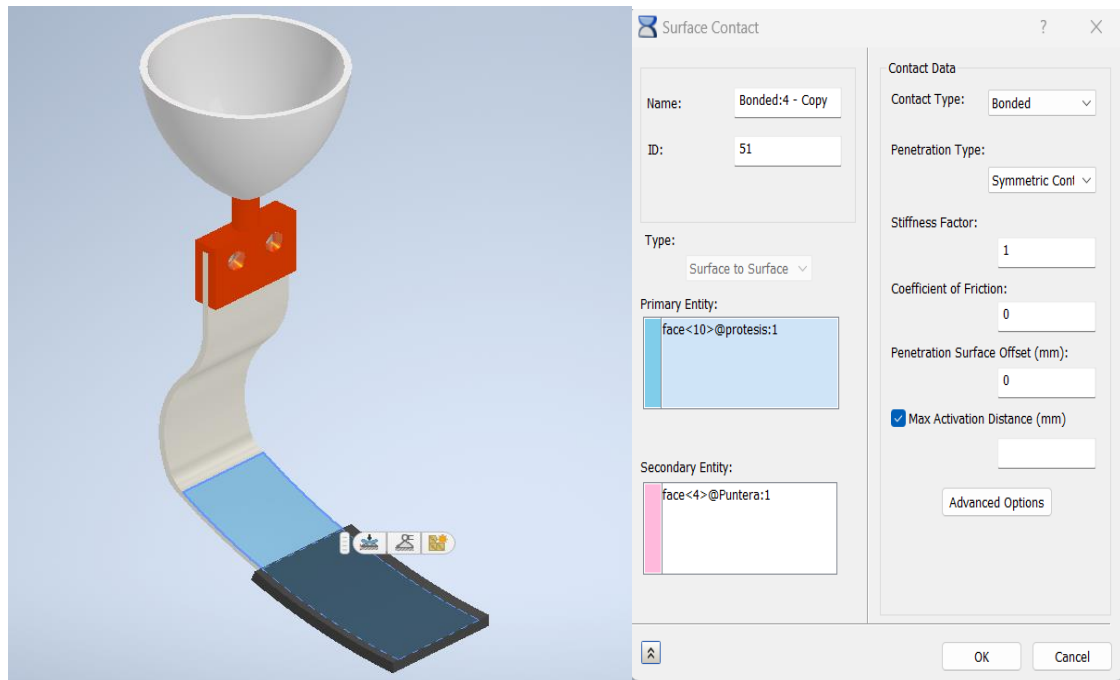


Figura 24. Contacto prótesis.

Las condiciones de contacto son esenciales para representar de manera precisa las interacciones entre componentes. En este modelo las condiciones son del mismo tipo para todas las caras en contacto, son del tipo “Bonded” es decir, unión. Estas condiciones de contacto no son relevantes para el trabajo, ya que este se centrará más en el análisis mecánico, por lo que se generaran de manera automática a partir del software. Como son de tipo “Bonded” restringen todo tipo de movimiento, pero transmiten las cargas eficientemente simplificando de esta manera el modelo.

Una vez estipulado todo lo anterior se procederá a hacer el análisis mecánico del modelo, que se analizará y comentará posteriormente en el análisis.

No obstante, primero se estipularán con qué tipo de análisis se procederá a simular en el software.

- **Análisis**

Para este modelo se ha decidido realizar un análisis estático y de fatiga para la prótesis deportiva, ya que es esencial garantizar la seguridad, durabilidad y rendimiento óptimo del dispositivo.

Análisis estático:

Mediante el análisis estático se puede:

- **Evaluar la Resistencia Estructural:**

El análisis estático permite determinar cómo la prótesis soporta las cargas máximas que se encuentran durante el curso de una maratón. Gracias a este análisis se ayuda a identificar áreas de alta tensión y posibles puntos de fallo, asegurando que la prótesis pueda resistir las fuerzas aplicadas sin romperse o deformarse de manera inaceptable. [13]

- **Validar el diseño:**

Mediante este análisis se asegura que el diseño cumpla con los requisitos de seguridad y funcionalidad establecidos.

Además, es crucial verificar que todas las partes de la prótesis puedan soportar la carga estática, que se ha establecido anteriormente. Es decir, el peso del corredor mayorado para ejemplificar las fuerzas de impacto al correr, sin exceder los límites de tensión permitidos. [13]

Análisis de Fatiga

Es crucial tener en cuenta el análisis de fatiga ya que la actividad a realizar es una maratón y por ello el corredor aplicara un gran número de ciclos a la prótesis por ello es fundamental comprobar:

- **Durabilidad a largo plazo:**

El análisis de fatiga es esencial para predecir la vida útil de la prótesis bajo condiciones de carga cíclica, como las que experimenta un corredor durante un maratón.

Este análisis ayuda a determinar cuántos ciclos de carga (pasos) puede soportar la prótesis antes de que ocurra una falla por fatiga. [14]

- **Prevención de fallos:**

Identificar y mitigar los riesgos de fallo por fatiga es vital para la seguridad. Al igual que en el caso estático.

Los fallos por fatiga pueden ser catastróficas y ocurrir sin previo aviso, por lo que este análisis ayuda a asegurar que la prótesis sea segura durante toda su vida útil prevista [14].

Para simular el análisis de fatiga en Nastran, se tendrá que estipular los siguientes datos:

- **Numero de ciclos:**

Para obtener el número de ciclos, se multiplica la cadencia media de un corredor por el tiempo medio de una maratón. [15]

$$N^{\circ} \text{ ciclos} = 180 \text{ pasos/min} \cdot 3:30\text{h} (210 \text{ min}) = 37800 \text{ ciclos}$$

Sin embargo, se ha introducido un número de ciclos indefinido hasta el fallo del material para poder estudiar donde estarán las zonas críticas y, a su vez, tener en cuenta si la prótesis puede usarse para correr el equivalente a varias pruebas de maratón.

- **Propiedades de materiales para análisis de fatiga:**

Titanio (CP-Ti comercial) [16]:

Tabla 2. Propiedades fatiga Titanio.

B	0.07	Pendiente de la línea de la región de alta ciclos de la curva S-N (logarítmica).
S_u	344.5	Resistencia última a la tracción del material
B_e	0.01	Pendiente de la línea de la región de baja ciclos de la curva S-N (logarítmica).
S_e	275.6	Esfuerzo límite de fatiga del material

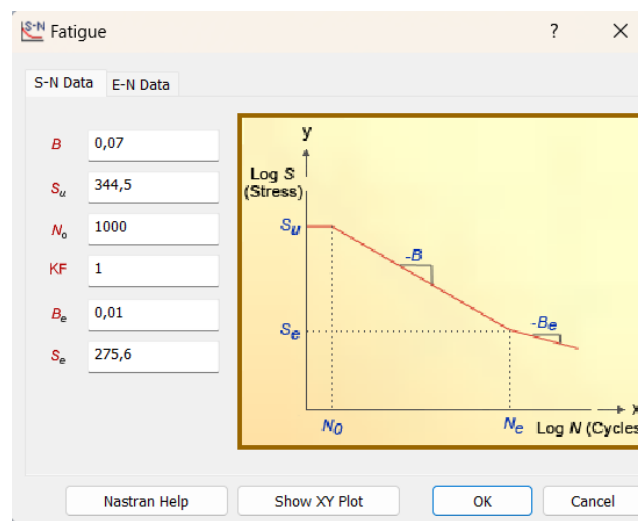


Figura 25. Menú fatiga Titanio.

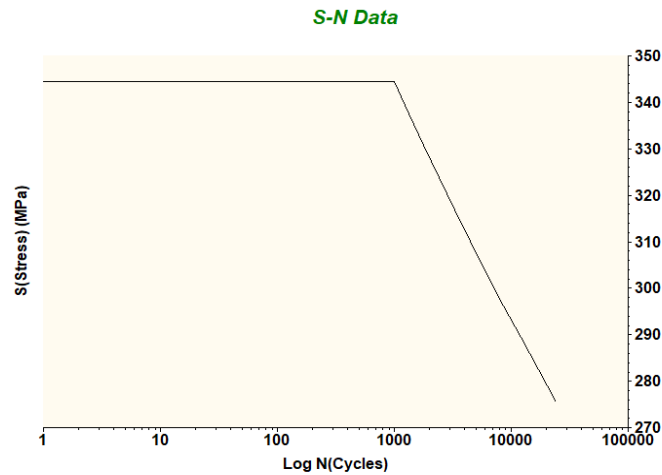


Figura 26. Gráfica S-N Titanio.

A partir de la Figura 26, que hace referencia al menú de Nastran donde indicar las propiedades a fatiga para cada material, se obtiene la gráfica de la Figura 25. Esta muestra una curva S-N que ilustra la relación entre el esfuerzo aplicado (S) y el número de ciclos hasta la falla (N) para el titanio comercialmente puro.

A altos esfuerzos (344.5 MPa), tiene vida a fatiga de bajo ciclo (menos de 1,000 ciclos). Para llegar a una vida de alto ciclo la pendiente cambia, indicando un mayor número de ciclos a menores esfuerzos, hasta alcanzar aproximadamente 275.6 MPa.

Caucho [17]:

Tabla 3. Propiedades fatiga Caucho.

B	0.05	Pendiente de la línea de la región de alta ciclos de la curva S-N (logarítmica).
S_u	20	Resistencia última a la tracción del material
B_e	0.0005	Pendiente de la línea de la región de baja ciclos de la curva S-N (logarítmica).
S_e	10	Esfuerzo límite de fatiga del material

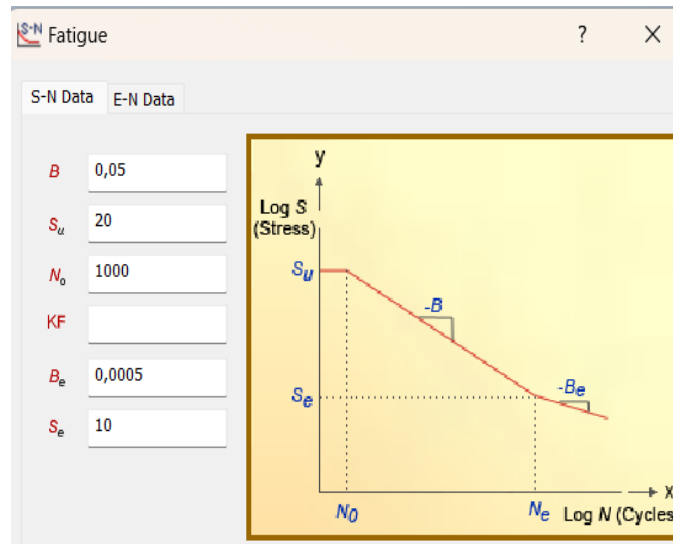


Figura 27. Menú fatiga Caucho.

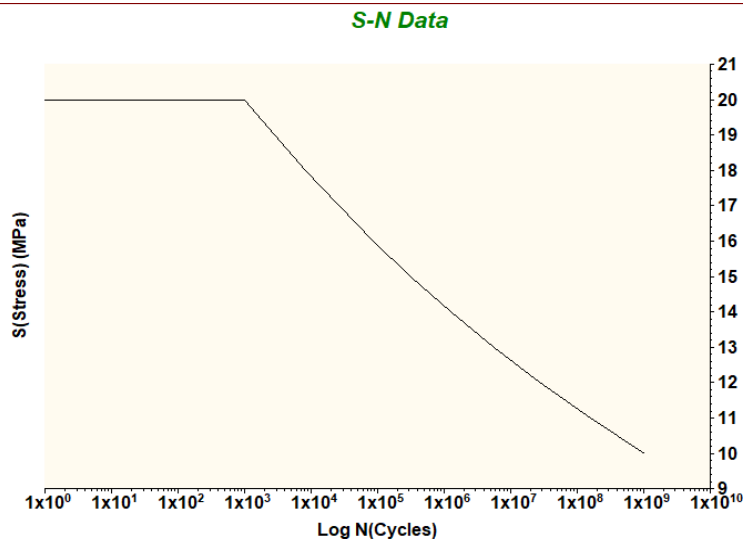


Figura 28. Gráfica S-N Caucho.

Como en el caso del titanio, a partir de la Figura 28 se obtiene la gráfica S-N de la Figura 27 para el caucho.

Como ilustra la gráfica a altos esfuerzos (20 MPa), la vida a fatiga es de bajo ciclo. Pero una vez se reduce el esfuerzo la pendiente cambia, indicando una extensa vida a fatiga de alto ciclo (1×10^6 ciclos) a menores esfuerzos, hasta alcanzar aproximadamente 1×10^9 ciclos cuando el esfuerzo es de 10 MPa.

Polipropileno [18]:

Tabla 4. Propiedades fatiga polipropileno.

B	0.1	Pendiente de la línea de la región de alta ciclos de la curva S-N (logarítmica).
S_u	35	Resistencia última a la tracción del material
B_e	0.001	Pendiente de la línea de la región de baja ciclos de la curva S-N (logarítmica).
S_e	20	Esfuerzo límite de fatiga del material

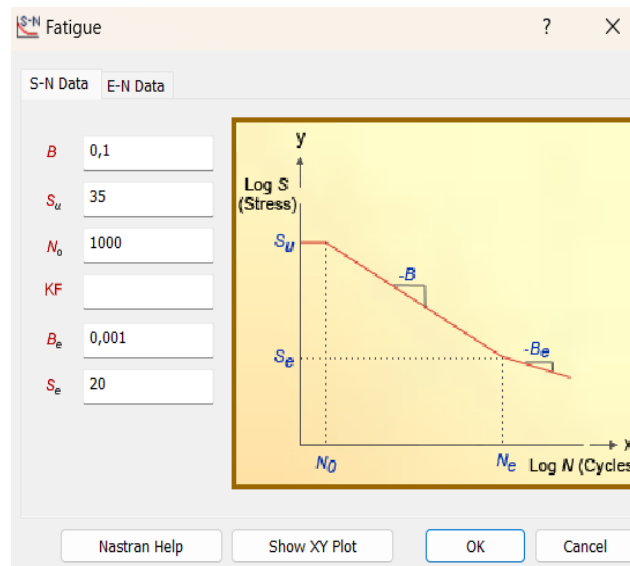


Figura 29. Menú fatiga Polipropileno.

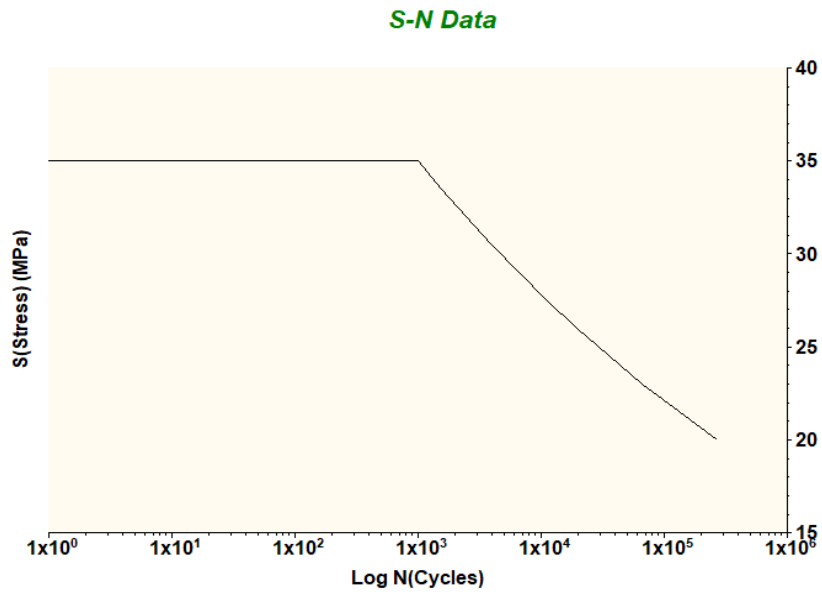


Figura 30. Gráfica Polipropileno.

Para el polipropileno, se puede observar como para este material a altos esfuerzos (35 MPa), la vida a la fatiga es baja como en los casos anteriores (fatiga de bajo ciclo). Una vez pasada este punto la pendiente baja progresivamente, indicando una mayor vida para menores esfuerzos, hasta alcanzar más de 1 E+5 ciclos para un esfuerzo de 20 MPa.

3. Resultados y discusión

3.1. Validación del modelo

En el presente trabajo se ha llevado a cabo un análisis que incluye tanto un estudio estático como uno de fatiga, con el objetivo de evaluar la resistencia estructural y la durabilidad a largo plazo de la prótesis bajo las condiciones exigidas para una carrera de maratón.

Objetivos del Análisis

- **Análisis Estático:** Determinar la capacidad de la prótesis para soportar las cargas estáticas máximas que se generan durante la actividad.
- **Análisis de Fatiga:** Evaluar la vida útil de la prótesis bajo cargas repetitivas, identificando los puntos críticos donde pueden ocurrir fallos por fatiga.

Análisis estático

Este análisis proporcionará información sobre la distribución de tensiones y deformaciones en la prótesis bajo las condiciones de carga establecida.

Se procederá a calcular tanto la deformación total que experimenta la pieza como su tensión máxima aplicada. Esto permitirá determinar el desplazamiento y tensión máxima que sufre la pieza en estas condiciones.

En primer lugar, se comprueba que la prótesis no falla, para ello se estudia el coeficiente de seguridad.

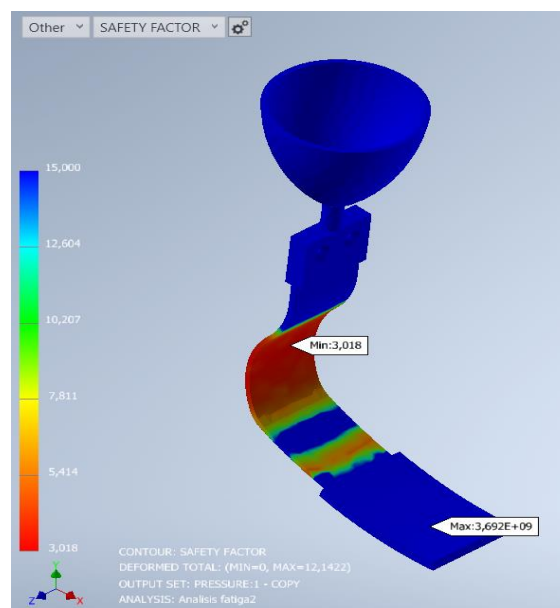


Figura 31. Factor de seguridad.

Como se puede observar en la Figura 31, el factor de seguridad obtenido es de 3.018 por lo que se concluye que la prótesis no fallará, teniendo un margen de seguridad considerable.

A continuación, se presenta el análisis completo del conjunto:

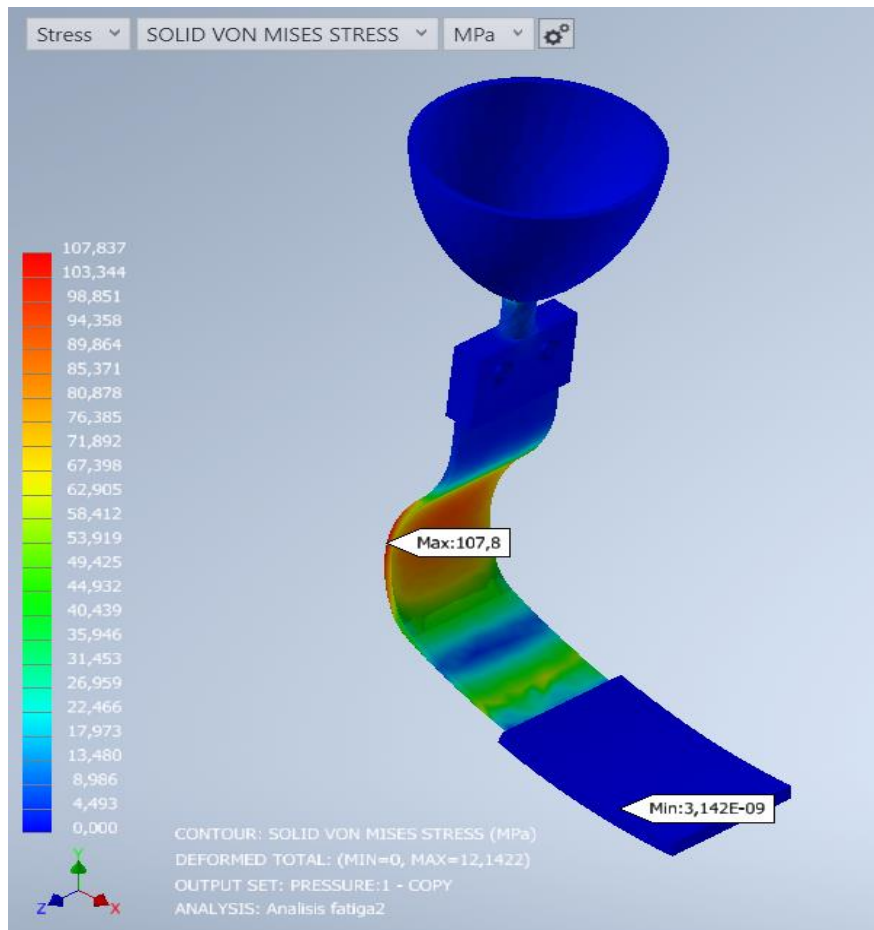


Figura 32. Tension Von Mises Total.

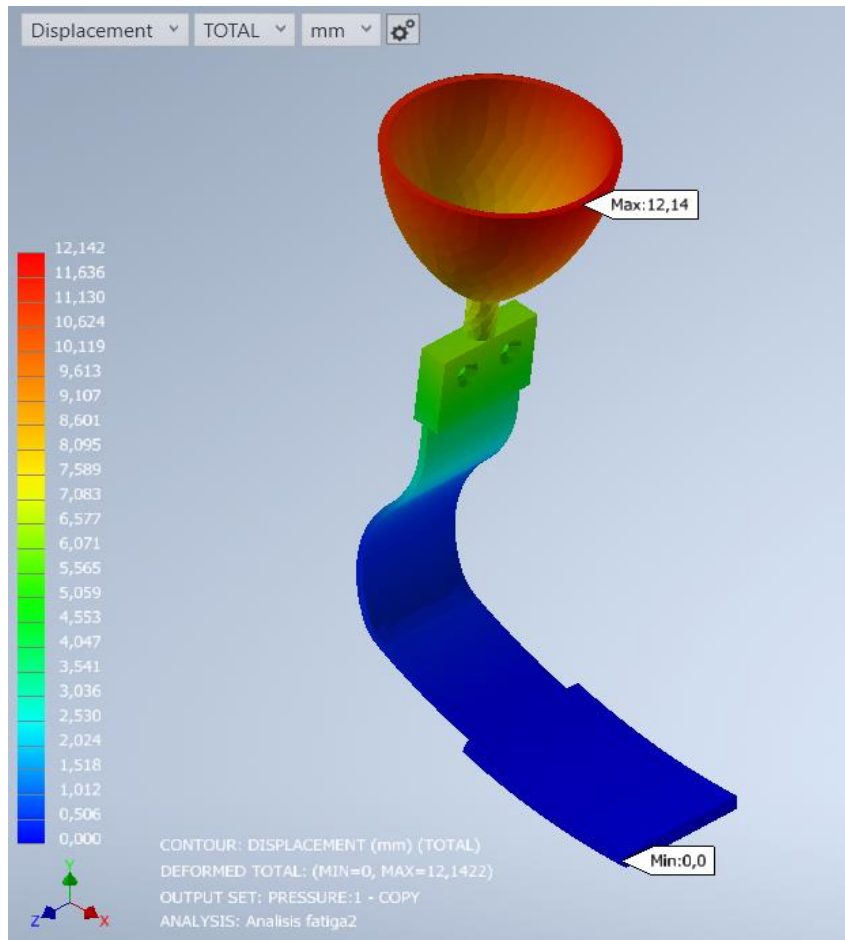


Figura 33. Deformación total.

Como se puede ver a partir de las Figuras 32 y 33, los resultados obtenidos del conjunto sufren una deformación máxima de 12.14 mm y una tensión equivalente máxima de 107.8 MPa y mínima de 3.142 E-9 MPa.

Para estudiar los resultados de la prótesis de manera más completa, y que cumpla con las condiciones necesarias y no se rompa durante su utilización, es necesario estudiar las propiedades de cada componente por separado, dado que están hechos de materiales diferentes.

- **Socket:**

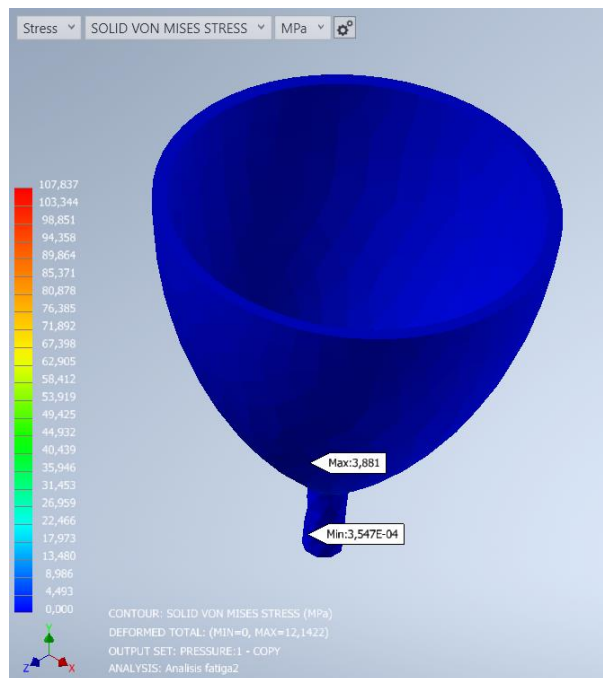


Figura 34. Tension Von Mises Socket.

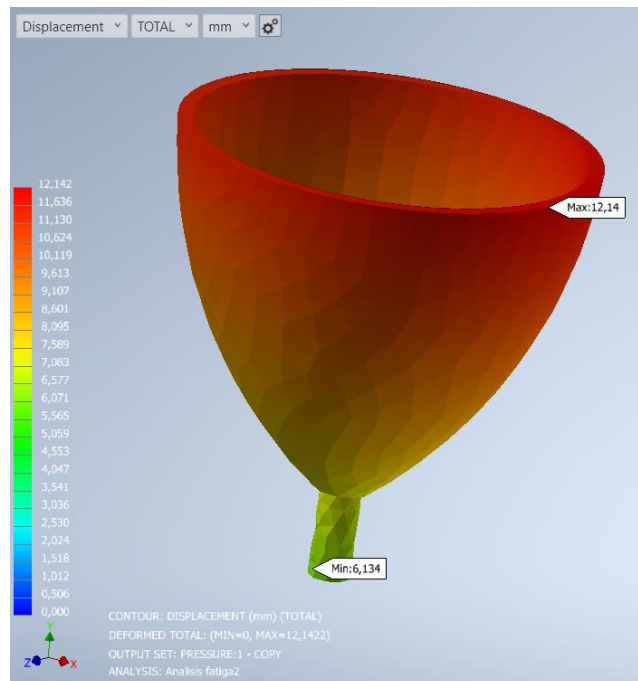


Figura 35. Deformación Socket.

Teniendo en cuenta las Figuras 34 y 35, extraídas de la simulación realizada en el software, los resultados obtenidos del Socket han sido que sufre una deformación máxima de 12.14 mm y una tensión equivalente máxima de 3.881 MPa y mínima de 3.547 E-04 MPa.

- **Adaptador:**

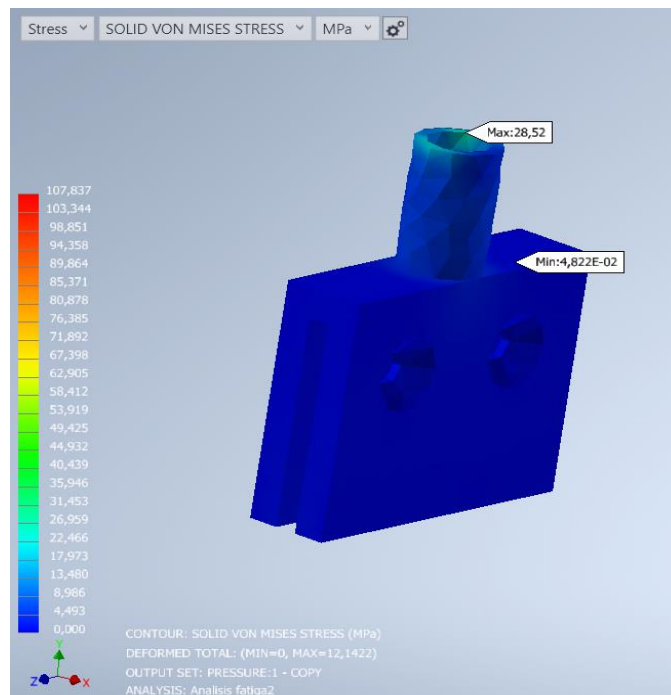


Figura 36. Tension Von Mises Adaptador.

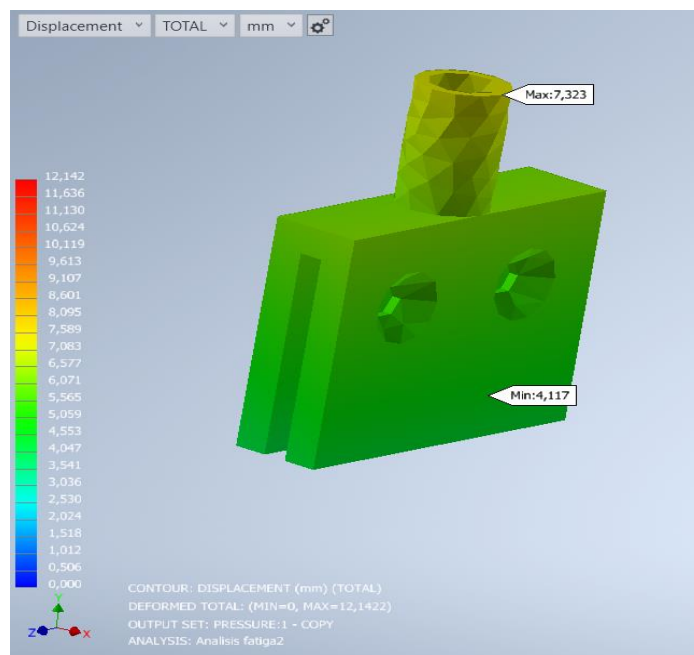


Figura 37. Deformación adaptador.

Al igual que con el socket, a partir de las imágenes mostradas en las Figuras 36 y 37, los resultados obtenidos han sido que sufre una deformación máxima de 7.323 mm y una tensión máxima de 28.52 MPa y mínima de 4.822 E-02 MPa.

- Pie protésico

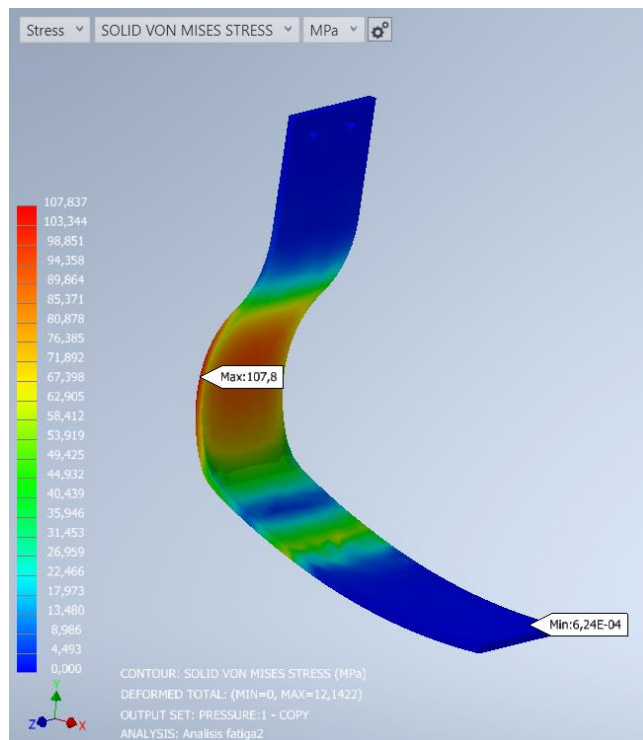


Figura 38. Tension Von Mises Pie protésico.

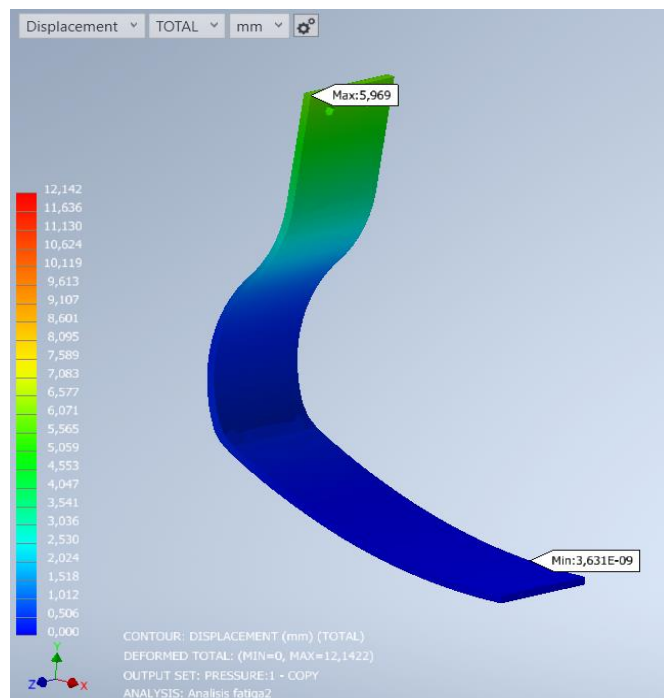


Figura 39. Deformación Pie protésico.

Los datos que muestran la simulación para el pie protésico, representados en las Figuras 38 y 39, muestran que la prótesis sufre un desplazamiento de 5.969 mm y una tensión de 107.8 MPa y 6.24 E-04 MPa.

- **Puntera**

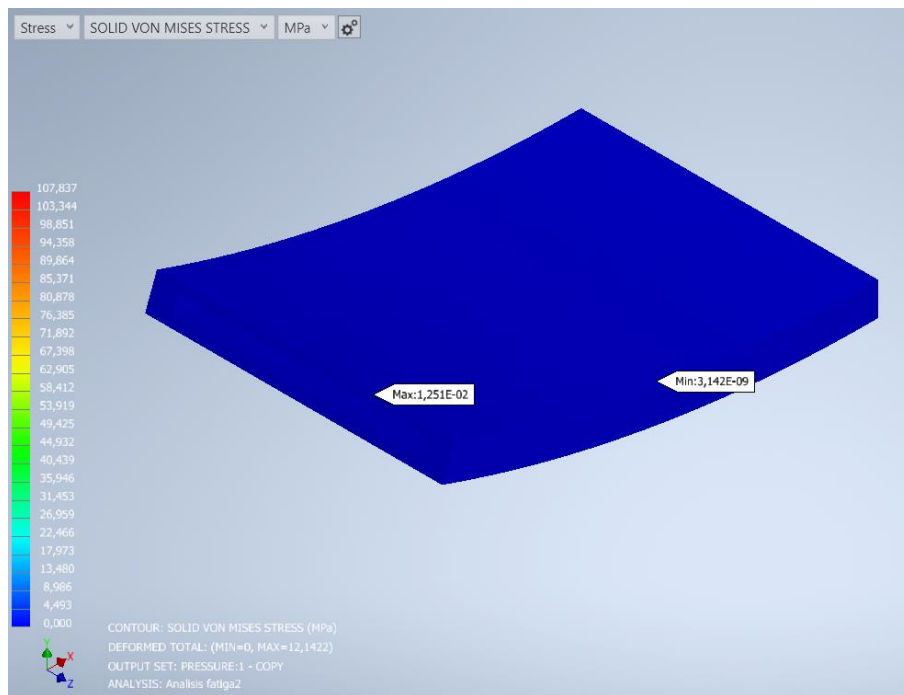


Figura 40. Tension Von Mises Puntera.

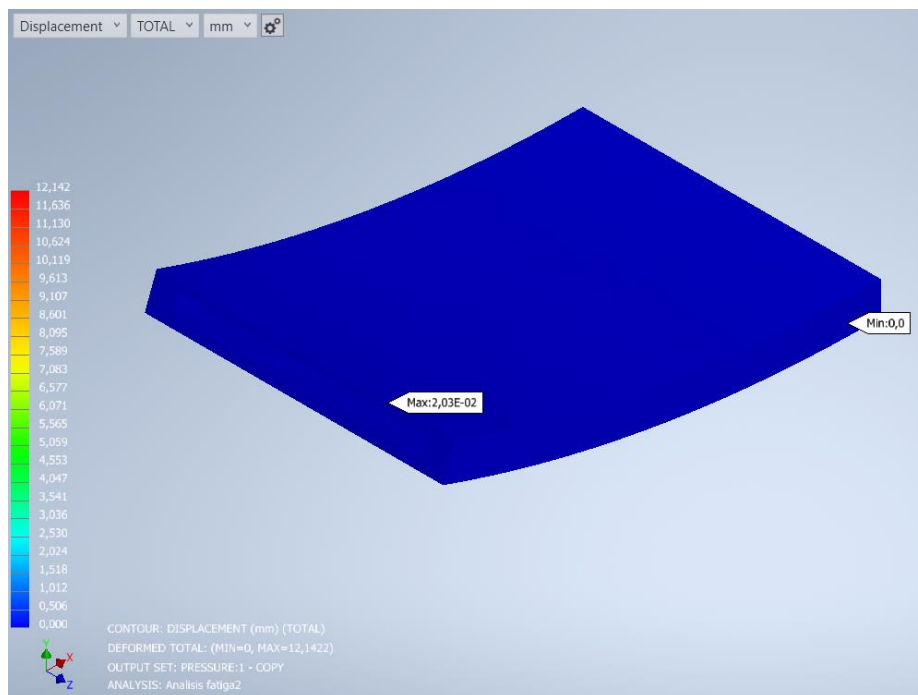


Figura 41. Deformación Puntera.

Si se analizan las Figuras 40 y 41, los resultados hallados de la puntera demuestran que sufre una deformación máxima de 2.03 E-02 mm y una tensión con un valor máximo de 1.251E-02 MPa y un mínimo de 3.142 E-09 MPa.

A continuación, en la Tabla 5, se muestra un resumen de los resultados obtenidos a partir del análisis:

Tabla 5. Resultados componentes.

Pieza	Deformación total	Tensión	
		Máxima	Mínima
Socket	12.14 mm	3.881 MPa	3.547 E-04 MPa.
Adaptador	7.323 mm	28.52 MPa	4.117 MPa.
Pie protésico	5.969 mm	107.8 MPa	6.24 E-04 MPa.
Puntera	2.03 E-02 mm	1.251E-02 MPa	3.142 E-09 MPa

Según los resultados obtenidos, se puede observar que todos los componentes de la prótesis (Socket, Adaptador, Pie protésico y puntera) cumplen con los valores necesarios para evitar roturas.

Estas piezas están fabricadas en: titanio, polipropileno y caucho. Y en ningún caso se sobrepasa el límite máximo de rotura a tracción.

Los límites de rotura para estos materiales son los siguientes:

- **Caucho Natural:** El límite de rotura del caucho varía entre 20 y 30 MPa. Esta variación depende de la composición y el tratamiento del caucho. [19]
- **Titanio:** El titanio puro tiene un límite de rotura de aproximadamente 240-370 MPa, mientras que las aleaciones de titanio como el Ti-6Al-4V, pueden alcanzar entre 900 y 1200 MPa. [20]
- **Polipropileno:** El límite de rotura del polipropileno generalmente se encuentra entre 20 y 40 MPa. [21]

Estos valores confirman que el producto es apto para su uso, garantizando que ninguna de sus piezas se verá comprometida por las cargas estipuladas en las condiciones de contorno, con un amplio margen de seguridad.

Análisis de fatiga

En este apartado se presentarán los resultados obtenidos del análisis de fatiga realizado utilizando Nastran.

El objetivo del análisis es evaluar la vida útil del componente bajo cargas cíclicas y determinar las áreas más críticas propensas a fallar debido a la fatiga.

- **Contorno de Vida (Life Contour)**

Este análisis de fatiga proporciona una representación visual de la vida útil de un componente bajo condiciones de carga cíclica

El Life Contour calcula y muestra el número de ciclos que un componente puede soportar antes de fallar por fatiga. Este cálculo se basa en la respuesta del material y las condiciones de carga aplicadas. La vida útil se expresa en términos de número de ciclos hasta el fallo.

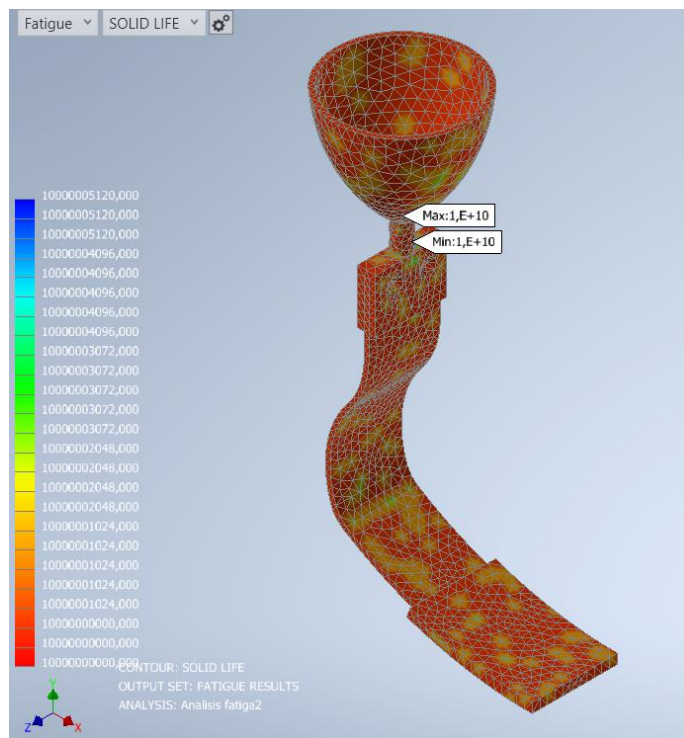


Figura 42. Life Contour Prótesis.

Los resultados del análisis para el modelo estudiado representados en la Figura 42. Muestran que la vida útil mínima (sección roja) es de 1 E+10 ciclos y la vida máxima 10000005120 ciclos (sección azul).

Por ello, se asume que el fallo a fatiga tiene una posibilidad mínima de ocurrir hasta el límite establecido. Además, se observa como la diferencia entre la vida máxima y mínima es prácticamente nula.

Contorno de daño (Damage contour)

Este análisis visualiza y evalúa el daño acumulado en la prótesis bajo condiciones de carga cíclica, específicamente en el contexto de análisis de fatiga.

La acumulación de daño se expresa en términos de un índice de daño, que varía de 0 (sin daño) a 1 (daño completo), indicando que el material ha alcanzado su límite de vida por fatiga.

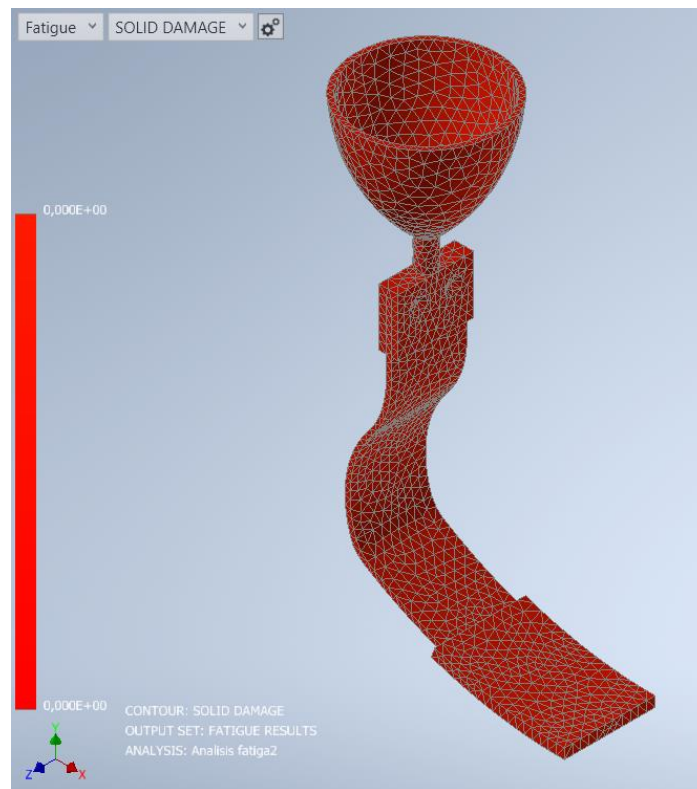


Figura 43. Damage contour Prótesis.

Observando los resultados de la Figura 43, y haciendo uso de la información anterior expuesta se puede decir que el modelo no fallará a fatiga durante el número de ciclos equivalentes a los acordes a una maratón. Ya que muestra que toda la prótesis tiene índice de daño muy pequeño, lo que significa que, según los resultados, no se ha acumulado daño significativo en los materiales.

Este resultado indica que el modelo tiene una buena resistencia a las condiciones de carga cíclica aplicadas.

Conclusión resultados a fatiga

El análisis de fatiga es esencial para garantizar la integridad y durabilidad de componentes críticos sometidos a cargas cíclicas. En este estudio se han utilizado dos herramientas de Nastran: **Life Contour** y **Damage Contour**, para evaluar la vida útil y la acumulación de daño en un componente específico.

Al combinar los resultados de ambos análisis, se puede concluir lo siguiente:

El análisis de Life Contour indica que los componentes tienen una vida útil muy extensa. Por otro lado, el Damage Contour sugiere que, bajo las condiciones actuales, el modelo no ha acumulado prácticamente ningún daño significativo, lo cual como ya se había explicado demuestra que bajo circunstancias normales la prótesis no tendrá ningún defecto durante la práctica de una maratón.

3.2. Interpretación de los resultados

En este apartado se interpretarán los resultados obtenidos del análisis estático y de fatiga realizados sobre la prótesis de manera conjunta porque ya han sido analizados por separado.

Los análisis fueron enfocados en evaluar la distribución de tensiones y deformaciones bajo una condición de carga establecida (análisis estático) y la vida útil y acumulación de daño bajo cargas cíclicas (análisis de fatiga).

Ambos análisis combinados proporcionan una visión completa de la capacidad de la prótesis para soportar las exigencias físicas de una maratón:

- **Integridad Estructural:**

El análisis estático confirma que la prótesis puede soportar las cargas establecidas sin fallar, con tensiones y deformaciones dentro de los límites aceptables. Incluso con un cierto margen de seguridad.

También se han detectado las áreas de máxima tensión y deformación, lo que nos permitirá enfocarse en estas regiones para posibles mejoras a futuro.

- **Durabilidad y Resistencia a la Fatiga:**

Por otro lado, el análisis de fatiga sugiere que la prótesis tiene una vida útil muy extensa y no acumula daño significativo bajo estas cargas cíclicas, asegurando su fiabilidad durante la práctica deportiva.

La prótesis es capaz de soportar más de $1 \text{ E}+10$ ciclos, lo que es más que suficiente para las condiciones de uso durante una maratón. Además, se ha comprobado la ausencia de daño acumulado significativo, indicando que los materiales seleccionados y el diseño de la prótesis son altamente eficientes para su propósito.

De esta manera, se puede afirmar que bajo estas condiciones de carga cíclica los materiales no pasan del límite elástico y por tanto no alcanzan la zona plástica. Por ello, no hay prácticamente efecto a fatiga, lo cual significa como se ha mostrado en los resultados que para que haya fallo por fatiga se tendrá que alcanzar unos ciclos muy elevados.

- **Evaluación de la Eficiencia de Materiales y Diseño:**

A partir de los resultados, se podría afirmar que la selección de titanio, polipropileno y caucho cumple con los requisitos establecidos en cuanto a resistencia, proporcionado la flexibilidad y durabilidad necesarias para una prótesis deportiva.

La validación de estos materiales bajo condiciones extremas asegura que la prótesis puede ser utilizada de manera segura y efectiva durante una maratón, sin riesgo de fallos estructurales.

En resumen, este estudio ha confirmado que la prótesis diseñada cumple con los requisitos estructurales y de durabilidad necesarios para resistir las exigencias extremas de una maratón. Los análisis realizados no solo respaldan el diseño actual, sino que también ofrecen una base para futuras mejoras, garantizando la seguridad del producto final.

4. Conclusiones

4.1. Resumen y Contribuciones

Resumen

Este proyecto se ha centrado en el modelado de una prótesis para maratón, utilizando el software Inventor y en un posterior análisis mecánico llevado a cabo en Inventor Nastran mediante método de elementos finitos (MEF), para evaluar su resistencia y durabilidad.

Además de los aspectos técnicos, se consideran factores ergonómicos y de confort para asegurar el acondicionamiento de la prótesis durante largos períodos de actividad física. El resultado ha sido un diseño funcional respaldado por simulaciones, que busca facilitar la inclusión de atletas con discapacidad en el deporte.

Contribuciones

Este proyecto de modelado y análisis de una prótesis deportiva para maratón pretende contribuir al conocimiento en los ámbitos de la ingeniería, el deporte adaptado y la inclusión social.

A continuación, se detallan las principales aportaciones del proyecto, que se diferenciarán en dos áreas, por un lado, el humano y social como por el otro el científico y académico.

Ámbito Humano y Social:

- **Mejora de la Calidad de Vida:** Al proporcionar una prótesis optimizada y funcional, se pretende colaborar en la mejora de la calidad de vida de los atletas amputados, permitiéndoles participar en maratones y otras actividades deportivas de alto rendimiento.
- **Inclusión en el deporte:** El proyecto busca promover la inclusión de personas con discapacidades en el deporte.
- **Conciencia y Sensibilización:** El trabajo conciencia socialmente sobre las habilidades y potencial de los atletas discapacitados, fomentando una mayor aceptación y apoyo, y a su vez promoviendo una visión más inclusiva.

Ámbito Científico y Académico:

- **Contribuciones y Avances:** El proyecto es una nueva aportación en el campo de la ingeniería biomédica y la biomecánica.

Estas aportaciones pretenden posibilitar el desarrollo de prótesis más eficientes y adaptadas a las necesidades específicas de los atletas.

- **Promoción de los resultados:** Una vez presentado el proyecto los resultados obtenidos estarán disponibles para uso público. Por lo tanto, de esta manera contribuirá al avance del conocimiento en el área.
- **Formación:** El trabajo ha servido como educación, la realización del mismo ha conllevado al aprendizaje en este nuevo campo de la ingeniería.

En conclusión, el proyecto no solo ha contribuido en el ámbito tecnológico, sino que también tendrá un impacto en la vida de los atletas, promoviendo la inclusión social, y a su vez enriquecer el conocimiento científico y colaborar con el ámbito académico.

Estas contribuciones reflejan el poder transformador de la ingeniería y la ciencia que ejerce a la humanidad.

4.2. Trabajos Futuro:

A partir de los resultados obtenidos en este proyecto, se pueden identificar varias líneas de investigación para ampliar y mejorar el modelo propuesto, así como para profundizar más en sus prestaciones mecánicas. Se proponen las siguientes recomendaciones para futuros trabajos:

- **Análisis Dinámico:**

Se sugiere realizar futuros estudios utilizando un análisis dinámico del movimiento. Esto permitirá comprender mejor el comportamiento de la prótesis bajo condiciones reales de uso, como las fuerzas y movimientos experimentados durante una maratón.

- **Mejora de modelos con otros materiales:**

Investigar nuevos materiales que ofrezcan mayor durabilidad, ligereza y comodidad para las prótesis deportivas. A su vez desarrollar métodos más sofisticados para personalizar la prótesis según las necesidades individuales de cada atleta.

- **Simulación Avanzada**

Utilizar técnicas avanzadas de simulación computacional para predecir con mayor precisión el comportamiento de la prótesis bajo diferentes condiciones de carga y uso. Esto incluye la implementación de modelos más complejos que consideren variables dinámicas u otros.

- **Validación Experimental**

Mediante la realización de pruebas experimentales con distintos prototipos, para validar las simulaciones y modelos obtenidos en este proyecto.

También se pueden implementar pruebas y estudios, en eventos deportivos reales para recopilar datos sobre el rendimiento y la aceptación de la prótesis. Estos estudios permitirán ajustar el diseño y mejorar la experiencia del usuario.

En conclusión, la continuación de este proyecto mediante las sugerencias anteriores no solo mejorará el modelo de prótesis desarrollado, sino que también contribuirá significativamente al conocimiento y desarrollo de tecnologías más avanzadas y eficientes. Estos futuros trabajos ofrecerán mejoras sustanciales en el diseño y funcionalidad de las prótesis deportivas, beneficiando a los usuarios y al campo de la biomecánica.

5. Referencias

- [1] Ortepro, "Prótesis," [En línea]. Disponible: <https://ortepro.com/protesis/>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [2] Ortopedia García Ferriz, "Prótesis miembro inferior: Pierna, pie, cadera," [En línea]. Disponible: <https://www.ortopediagarciaferriz.com/es/category/384257-protesis-miembroinferior-pierna-pie-cadera->. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [3] Programa De Las Naciones Unidas Para El Desarrollo, "Objetivos de Desarrollo Sostenible," [En línea]. Disponible: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/>. [Accedido: 1 de julio de 2024].
- [4] R. Gailey y P. Harsch, "Introduction to Triathlon for the Lower Limb Amputee Triathlete," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 33, no. 3, pp. 242-255, 2009. Disponible: <https://doi.org/10.1080/03093640902995070>.
- [5] R. S. Gailey y R. A. Cooper, "Sports – Medicine for the Disabled. The Time for Specialization in Prosthetics and Orthotics is Now," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 33, no. 3, pp. 187-191, 2009. Disponible: <https://doi.org/10.1080/03093640903083934>.
- [6] B. T. Dyer, S. Noroozi, S. Redwood y P. Sewell, "The design of lower-limb sports prostheses: fair inclusion in disability sport," *Disability & Society*, vol. 25, no. 5, pp. 593-602, 2010. Disponible: <https://doi.org/10.1080/09687599.2010.489309>.
- [7] "Advances in Lower Limb Prosthetics," IntechOpen, [En línea]. Disponible: <https://www.intechopen.com/chapters/76822>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [8] Ottobock, "1E90 Sprinter," [En línea]. Disponible: <https://www.ottobock.com/es-co/product/1E90>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [9] Ottobock, "Prosthetics Lower Limb Catalogue - 2021," [En línea]. Disponible: https://downloads.ctfassets.net/8ks1shyq5m87/1xxc92o2MTBwvOR6gpRqQn/e58d3a1431926fea2ef17ff34499efcd/2021_Prosthetics_Lower_Limb_Catalogue_-_EN.pdf. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [10] R. LeMoynes, "Passive Transtibial Prosthesis and Associated Prosthetic Components," en *Advances for Prosthetic Technology*, Tokio: Springer, 2016. [En línea]. Disponible: https://doi.org/10.1007/978-4-431-55816-3_5. [Accedido: 21 de junio de 2024].
- [11] "Prosthetic Components," MSD Manual Professional Edition, [En línea]. Disponible: <https://www.msmanuals.com/professional/special-subjects/limb-prosthetics/prosthetic-components>. [Accedido: 20 de junio de 2024].

- [12] J. Dorador González, "Diseño de una prótesis deportiva de miembro inferior," en Memorias del XXIII Congreso Internacional Anual de la SOMIM, Ciudad de México, México, 2017. Disponible: https://somim.org.mx/memorias/memorias2017/articulos/A1_150.pdf. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [13] P. Nandivada, J. Nikhil, I. A. Kumar y R. K. Mandava, "Static Structural Analysis of Below Knee Prosthesis Using Fea," en Recent Advances in Materials and Manufacturing Technology. ICAMMT 2022. Lecture Notes in Mechanical Engineering, R. K. Nayak, M. K. Pradhan, A. Mandal, y J. P. Davim, Eds., Singapur: Springer, 2023. [En línea]. Disponible: https://doi.org/10.1007/978-981-99-2921-4_83. [Accedido: 21 de junio de 2024].
- [14] M. Mahjoob y A. Abd Alameer, "Material Characterization and Fatigue Analysis of Lower Limb Prosthesis Materials," Association of Arab Universities Journal of Engineering Sciences, vol. 25, no. 3, pp. 137-154, 2018. Disponible: <https://jaaru.org/index.php/auisseng/article/view/173>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [15] "Everything You Need to Know About Step Count and Cadence," Running Philosopher, 24 de febrero de 2020. Disponible: <https://runningphilosopher.com/2020/02/24/everything-you-need-to-know-about-step-count-and-cadence/>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [16] S. Hosseini, "Fatigue of Ti-6Al-4V," en Titanium Alloys - Advances in Properties Control, IntechOpen, 2013. Disponible: https://cdn.intechopen.com/pdfs/38773/InTech-Fatigue_of_ti_6al_4v.pdf. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [17] H. Guo, P. Ji, I. Z. Halász, D. Z. Pirtiyi, T. Bárány, Z. Xu, L. Zheng, L. Zhang, L. Liu y S. Wen, "Enhanced Fatigue and Durability Properties of Natural Rubber Composites Reinforced with Carbon Nanotubes and Graphene Oxide," Materials, vol. 13, no. 24, p. 5746, 2020. Disponible: <https://doi.org/10.3390/ma13245746>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [18] C. L. Davidson, R. T. Dahowski, H. C. McJeon, L. E. Clarke, G. C. Iyer y M. Muratori, "The Value of CCS under Current Policy Scenarios: NDCs and Beyond," en Energy Procedia, vol. 114, pp. 7521-7527, 2017, Proc. 13th Int. Conf. on Greenhouse Gas Control Technologies, Lausanne, Switzerland, Nov. 14-18, 2016. Disponible: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1876610217313266>. [Accedido: 20 de junio de 2024].
- [19] Silicone Engineering, "Rubber Properties Comparison," Silicone Engineering Blog, 2020. Disponible: <https://www.siliconedx.com/Blog/rubber-properties-comparison/>. [Accedido: 20 de junio de 2024].

[20] "Material Property Data for Engineering Materials," ANSYS, agosto 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.ansys.com/content/dam/amp/2021/august/webpage-requests/education-resources-dam-upload-batch-2/material-property-data-for-eng-materials-BOKENGEN21.pdf>. [Accedido: 21 de junio de 2024].

[21] C. Núñez, A. Roca y J. Jorba, "Comportamiento Mecánico de los Materiales, Volumen 2: Ensayos Mecánicos. Ensayos no destructivos," Publicacions de la Universitat de Barcelona, 2004. [En línea]. Disponible: <http://www.publicacions.ub.edu/refs/indices/07452.pdf>. [Accedido: 21 de junio de 2024].

Documento 2

Presupuesto

Índice del Presupuesto

1. Coste de la Mano de Obra.....	57
2. Coste de Hardware	57
3. Coste de Software	59
4. Coste Presupuesto Final	59

En esta sección se analiza el coste económico del proyecto. Para obtener un resultado más preciso, se diferencian tres secciones: el personal necesario para realizar el trabajo, el hardware y el software necesarios. Se incluirá una sección adicional con el presupuesto global.

1. Coste de la Mano de Obra

Para la ejecución de este proyecto se ha requerido del trabajo de un ingeniero mecánico junior, quien ha liderado la investigación y supervisión del estudio.

En España, en 2024, un ingeniero mecánico gana aproximadamente 45.000 euros anuales. Un ingeniero mecánico senior recibe alrededor de 55.000 euros al año, y un ingeniero junior, unos 31.000 euros anuales. Mensualmente, esto equivale a 2.583 euros para un junior y 4.583 euros para un senior.

La siguiente tabla desglosa el coste de la mano de obra:

Tabla 1: Coste de la Mano de Obra

Trabajador	Coste/Hora (€)	Horas Trabajadas	Coste Total (€)
Ingeniero Mecánico Junior	23	300	6900

Coste Total Mano de Obra: 6.900 €

2. Coste de Hardware

Para el proyecto sobre el modelado y análisis de una prótesis inferior para maratón, se han utilizado diversos dispositivos, incluyendo un ordenador portátil Lenovo Ideapad gaming 3 (Procesador: AMD Ryzen 5 5600H with Radeon Graphics 3.30 GHz, RAM: 16,0 GB). La siguiente tabla detalla los costes iniciales de estos equipos:

Tabla 2: Coste del Hardware en su Adquisición

Producto	Cantidad	Coste (€)
Lenovo Ideapad gaming 3	1	600
Ratón inalámbrico Logitech	1	20

Coste total de adquisición: 620 €

La amortización se considera como la relación entre el valor real del producto en el momento en que se compró y el período de tiempo durante el cual se ha utilizado para el proyecto. Por lo tanto, la fórmula sería:

$$\text{Costo} = \frac{\text{Periodo de uso}}{\text{Periodo de amortización}} \cdot \text{Precio}$$

Para este proyecto, los períodos de tiempo se midieron en meses y los costos en euros.

Tabla 3: Coste de Amortización de los Productos

Producto	Periodo de Uso	Periodo amortización	Amortización (ratio)	Coste (€)	Depreciación (€)
Lenovo Ideapad gaming 3	5	36	5/36	600	83.34
Ratón inalámbrico HP	5	36	5/36	20	2,78

Coste total de amortización: 86.12 €

Por tanto, el coste de hardware será la suma total de la adquisición más el total amortizado.

$$\text{Coste Hardware} = \text{Coste adquisición} + \text{Coste amortizado} = 620 + 83.12 = 703.12€$$

Coste total Hardware: 703,12€

3. Coste de Software

Se han utilizado diversas licencias de software para la recopilación de datos, texto escrito, simulación y análisis. La siguiente tabla detalla los costes asociados a estas licencias:

Tabla 4: Coste del Software

Software	Coste (€)	Duración licencia	Periodo de uso	Amortización (ratio)	Coste real (€)
Licencia Autodesk Product Design & Manufacturing Collection*	3.764	12	5	5/12	1568.33
Licencia Microsoft Office 365	100	12	5	5/12	41.67

*Este pack incluye: Autodesk Inventor, Autodesk Nastran, AutoCAD y más estos son los utilizados durante el proyecto.

Coste total de software: 1610 €

4. Coste Presupuesto Final

El coste total del proyecto se presenta a continuación:

Tabla 5: Coste Presupuesto Final del Proyecto

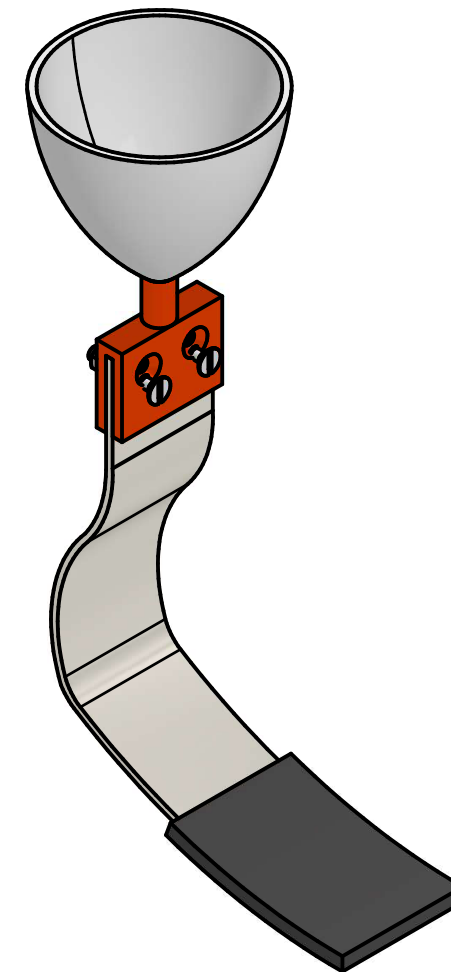
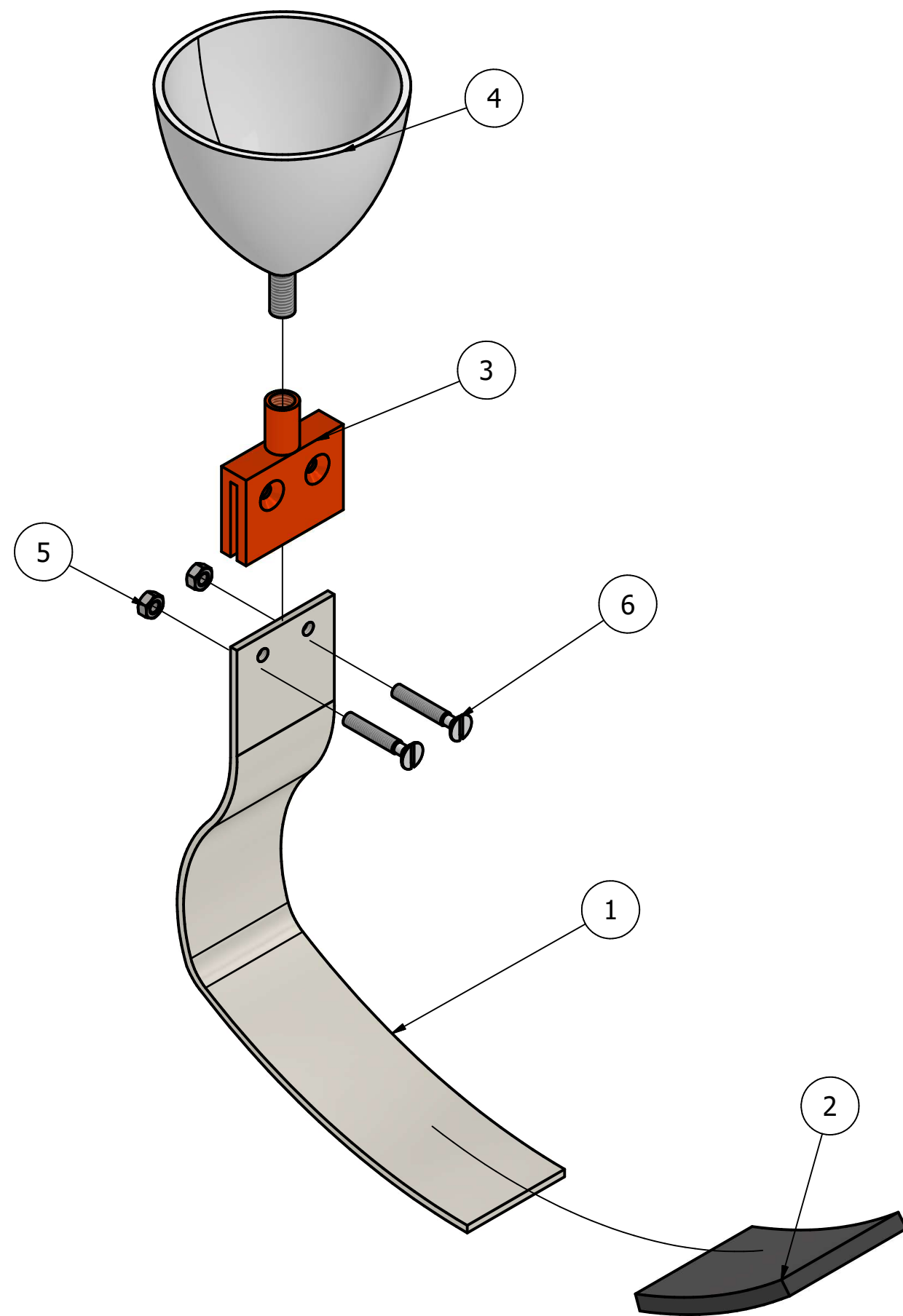
Tipo de Coste	Coste Parcial (€)
Mano de Obra	6900
Hardware	703,12
Software	1610

Coste total del proyecto: 9213,12 €

El costo con su presupuesto final destinado para el trabajo es de NUEVE MIL DOSCIENTOS TRECE CON DOCE EUROS

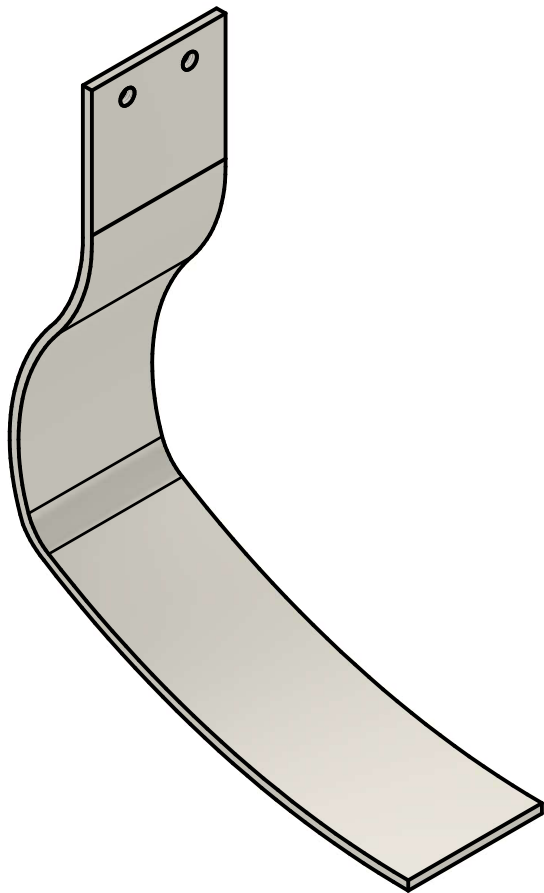
Documento 3

Planos

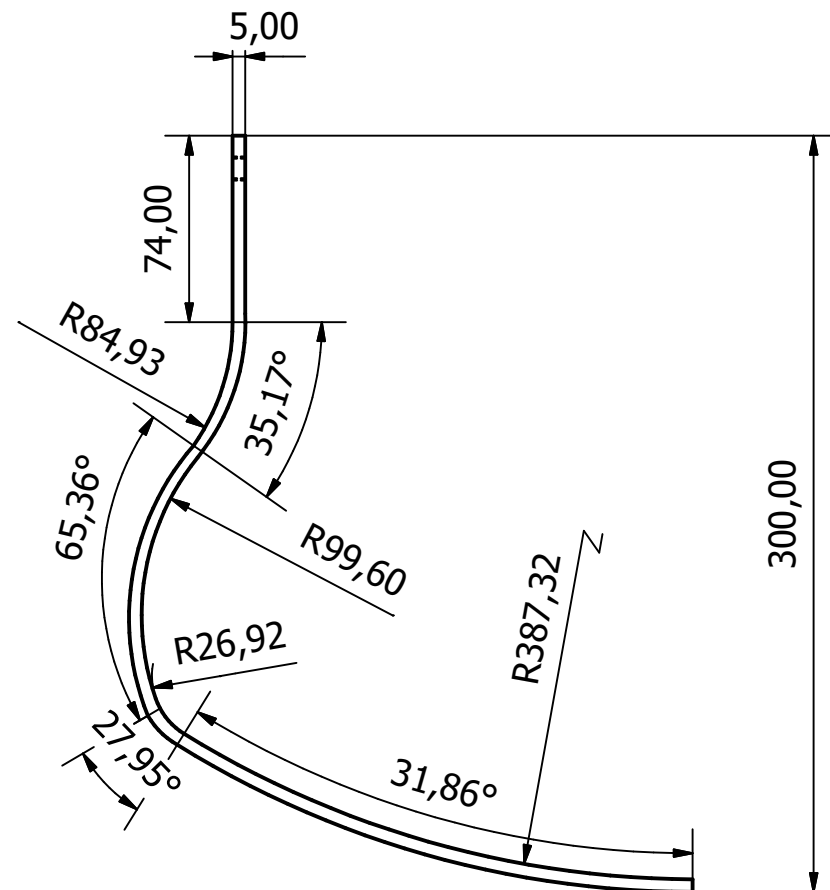
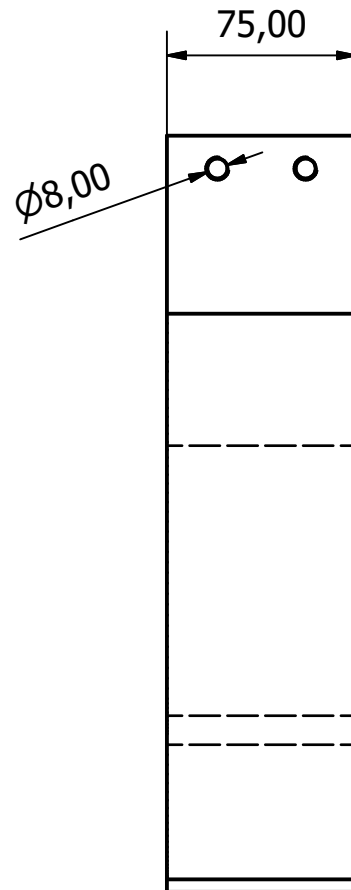


Scale (1 : 4)

PARTS LIST						
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION		
1	1	Pie Prostético				
2	1	Puntera				
3	1	Adaptador				
4	1	Socket				
5	2	BS 3692 - M8		Precision hexagon nuts		
6	2	ISO 2009 - M8 x 50		Slotted countersunk flat head screws - Product grade A		
Designed by Vicente Recasens		Checked by		Approved by		Date 18/06/2024
				Scale 1:3		
Universitat Politècnica de València				Plano Conjunto Prótesis		
				Prótesis Inferior		Edition Sheet 1/5

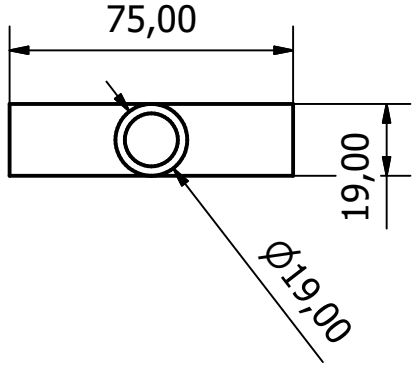
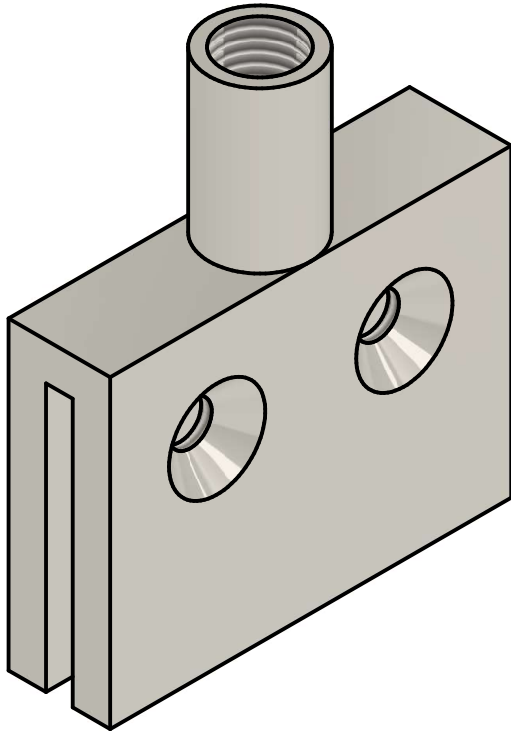
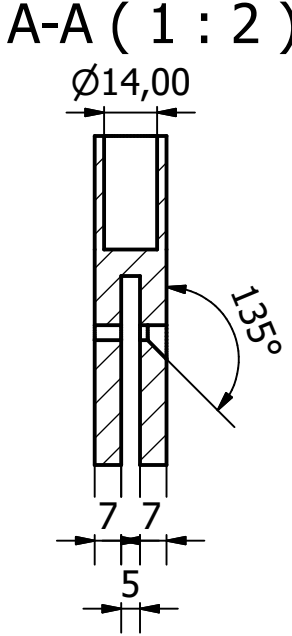
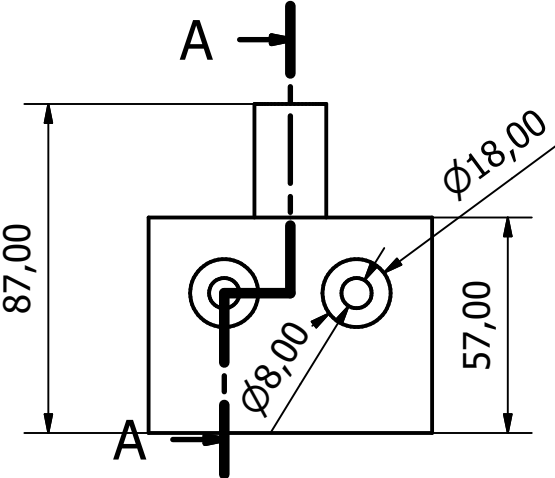


Escala (1 : 3)

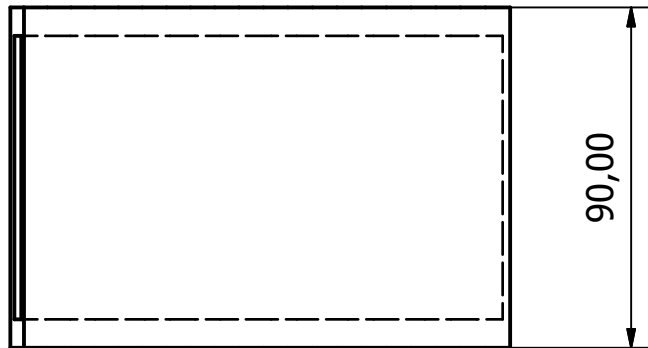
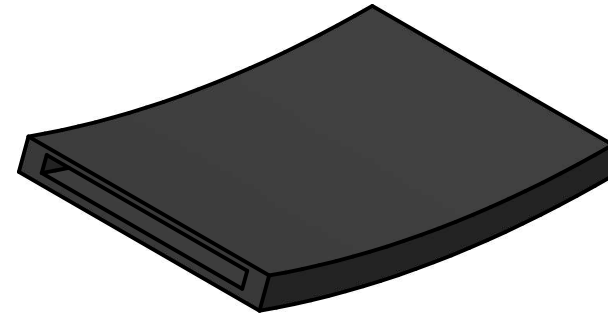
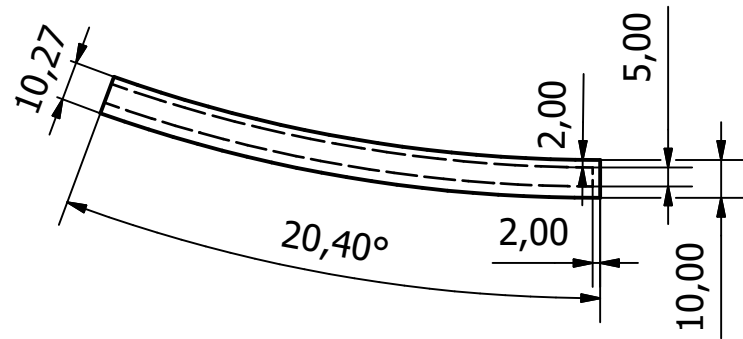


Designed by Vicente Recasens	Checked by	Approved by	Date	Scale 1:3	Date 12/06/2024	
Universitat Politècnica de València			Pie Protésico			
			Prótesis Inferior		Edition	Sheet 2/5

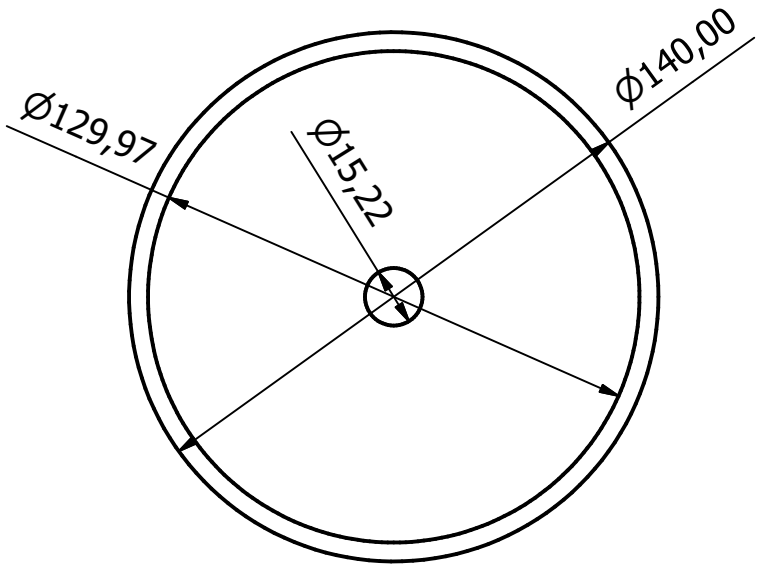
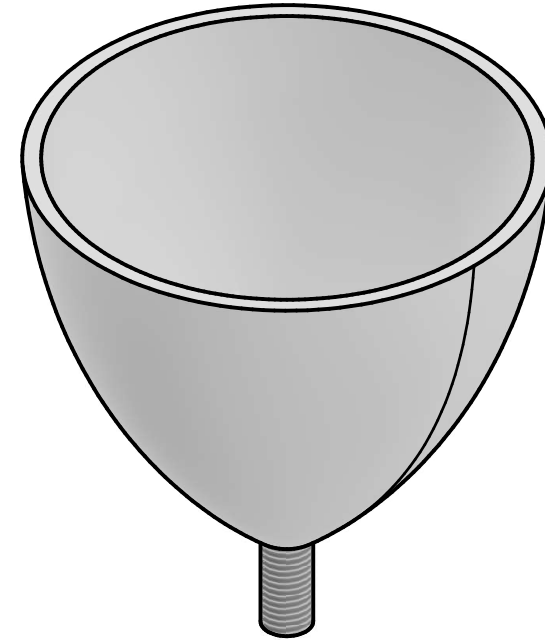
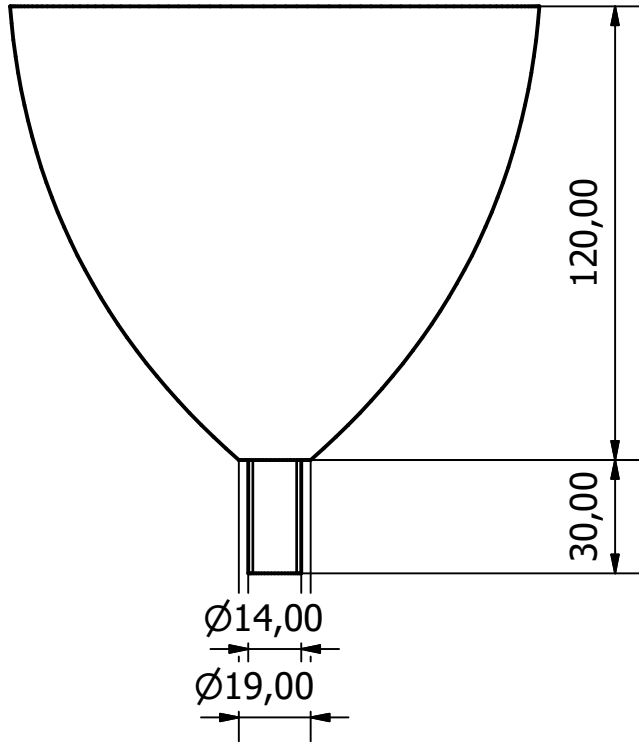
Scale (1 : 1)



Designed by Vicente Recasens	Checked by	Approved by	Date	Scale 1:2	Date 12/06/2024	
Universitat Politècnica de València			Adaptador			
			Prótesis inferior		Edition	Sheet 3/5



Designed by Vicente Recasens	Checked by	Approved by	Date	Scale 1:2	Date 12/06/2024	
Universitat Politècnica de València			Puntera			
			Prótesis inferior		Edition	Sheet 4/5



Designed by Vicente Recasens	Checked by	Approved by	Date	Scale 1:2	Date 18/06/2024	
Universitat Politècnica de València			Socket			
			Prótesis Inferior		Edition	Sheet 5/5