



Análisis biomecánico de la distribución de esfuerzos en prótesis articuladas médicas aplicada para una prótesis transfemoral

Biomechanical analysis of stress distribution in medical articulated prostheses applied for a transfemoral prosthesis

Santiago Peña Alarcón¹, Pedro D. Ruiz Salvador², Manuel R. Ycarrayme San Miguel³, Carla X. Solorzano Cokchi⁴, Robert G. Castro Salguero⁵

RECEPCION: 23 de julio del 2022

ACEPTACION: 14 de noviembre del 2022

RESUMEN

En este proyecto se realizará un estudio de la arquitectura de una prótesis médica articulada, específicamente una prótesis transfemoral, donde se estudiará la estructura de las uniones y distribución de esfuerzos en esta. También se hará análisis del diseño y comportamiento técnico, así como la calidad de la prótesis frente a la corrosión y deformación en relación al tiempo con ayuda de simulaciones con los programas a utilizar que son Inventor 2022 y Ansys CFX. Aquellos programas hacen el uso del método de cálculo de elementos finitos ya que este suele ser el más eficiente para análisis estructurales. Luego de hacer el análisis se logró concluir con los resultados que debido al diseño mecánico de la prótesis de pierna. Este cumpliría su cometido para el uso diario, sin embargo, las limitaciones podrían generar un problema deformativo en el centro de giro al aplicarse la prótesis para situaciones no admisibles del diseño, como lo podría ser correr o saltar y actividades físicas deportivas. Cada prótesis requiere de un diseño personalizado en cuanto el peso, estatura y edad de la persona que utiliza, esto también converge con la masa corporal o índice de grasa que modifica la fuerza a soportar por la pierna, y el costo variara mucho dependiendo de los materiales para su fabricación y a la persona a quien se le va dirigido.

Palabras claves: Prótesis articulada, prótesis transfemoral, distribución de esfuerzos, Inventor, Ansys CFX

ABSTRACT

In this project, a study of the architecture of an articulated medical prosthesis will be carried out, specifically a transfemoral prosthesis, where the structure of the joints and distribution of efforts in it will be studied. There will also be analysis of the design and technical behavior, as well as the quality of the prosthesis against corrosion and deformation in relation to time with the help of simulations with the programs to be used that are Inventor 2022 and Ansys CFX. Those programs make use of the finite element calculation method since this is usually the most efficient for structural analysis. After doing the analysis it was possible to conclude with the results that due to the mechanical design of the leg prosthesis. This would fulfill its mission for daily use, however, the limitations could generate a deformative problem in the center of rotation when applying the prosthesis for situations not admissible of the design, such as running or jumping and sports physical activities. Each prosthesis requires a personalized design in terms of the weight, height and age of the person used, this also converges with the body mass or fat index that modifies the force to be supported by the leg, and the cost will vary greatly depending on the materials for its manufacture and the person to whom it is addressed.

Keywords: Articulated prosthesis, transfemoral prosthesis, stress distribution, Inventor, Ansys CFX.

¹ Estudiante del sexto ciclo de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Ricardo Palma. Voluntario en el Robotics and Automation Society RAS-IEEE 2022 de la URP. <santiago.pena@urp.edu.pe>

² Estudiante del sexto ciclo de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Ricardo Palma. <pedro.ruiz@urp.edu.pe>

³ Estudiante del sexto ciclo de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Ricardo Palma. Email: <manuel.ycarrayme@urp.edu.pe>

⁴ Estudiante del séptimo ciclo de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Ricardo Palma. Certificación de Excel en Cibertec y conocimientos en diseño CAD/CAM. <201910600@urp.edu.pe>

⁵ Docente de Ingeniería Mecatrónica en la Universidad Ricardo Palma, docente de la Facultad de Ingeniería Mecánica en la Universidad Nacional de Ingeniería, Ingeniero Mecánico-Electricista y candidato a Maestro en Automática e Instrumentación. <robert.castro@urp.edu.pe>

1. INTRODUCCIÓN

Con el paso de los años han surgido cada vez más enfermedades, muchas de las cuales no pueden ser tratadas mediante medicamentos y requieren de la intervención quirúrgica para extraer los tejidos dañados. Asimismo, con el incremento de accidentes y el aumento de guerras, se puede llegar al extremo de lastimar extremidades que deban ser amputadas para salvar a la víctima.

La biomecánica es una ciencia que utiliza los conocimientos de mecánica, ingeniería, anatomía, histología y fisiología para el estudio del movimiento con el objetivo de solucionar los problemas anatómicos y de movimiento que surgen de diversas condiciones a las que está sometido el cuerpo en las diversas actividades de la vida [1].

Actualmente, gracias a los estudios realizados por la biomecánica en el cuerpo humano, ha sido posible el desarrollo de prótesis que sirven para reemplazar y simular el funcionamiento de una extremidad que se ha tenido que extraer en una intervención quirúrgica.

Una prótesis, en definitiva, es un elemento artificial que se integra en el cuerpo con la finalidad de reemplazar un órgano o una extremidad que, por algún motivo, falta. El objetivo es que la prótesis cumpla una función similar a la que desarrollaba, o debería desarrollar, aquello que está ausente. Existen diferentes tipos de prótesis con finalidades también diversas. Una de ellas es la prótesis transfemoral, que es una prótesis de pierna diseñada para sustituir el miembro inferior del cuerpo humano por encima de la rodilla. Su propósito es sustituir de forma artificial la sección faltante de la pierna, lo que incluye parte del fémur, rodilla, ante pierna y pie [2].

Una prótesis transfemoral se conforma por un encaje protésico (socket), suspensión, una interfase, una articulación de rodilla, fundas cosméticas, una unidad de tubo y un pie protésico. Existen diversos materiales que se adaptan a las necesidades de cada paciente. La indicación debe cumplir con 2 requerimientos: favorecer una marcha con el menor gasto energético y cumplir con características de material que favorezcan una prótesis liviana para usar [9]. De esta manera se busca que los pacientes puedan recuperar la capacidad de ponerse de pie, caminar, correr o cualquier otra actividad independiente.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

El trabajo inicial consistió en la recopilación de información anatómica y biomédica para la creación de un diseño protésico simple, que brinde una completa vista de la ergonomía, rigidez y peso de otros diseños protésicos más sofisticados, para esto se escogió diseñar una prótesis transfemoral. El modelo presentado en la figura 1 muestra los planos del desarrollo del diseño de la prótesis, en mm, si bien se presentaron otros modelos alternativos con mayor eficiencia en cuanto el uso o comodidad del usuario, se tiene que destacar que la meta del diseño es estrictamente analítica y de estudio [4][8].

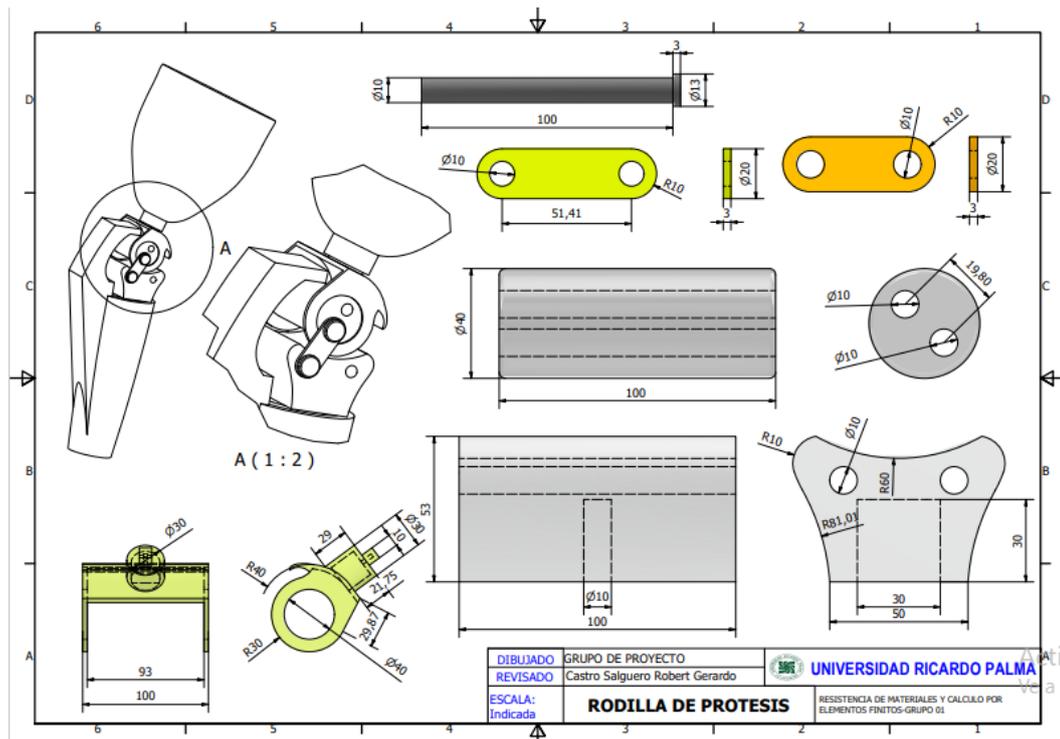


Figura 1. Plano de prótesis en Inventor

El diseño ofrecido cumple con las condiciones de una prótesis común y económica, pero idealizada en cuanto a sistema con fuerzas trabajando sobre este [6]. Como se muestra en la figura 2, el acoplamiento de juntas atornilladas cuenta con una capacidad giratoria de 120° a 180° desde el soporte tibial artificial, límites de extensión y flexión en la figura 3 y 4. El modelo trató de centrarse en la simplicidad del movimiento giratorio y la resistencia del material de las juntas para mantener el peso del paciente.

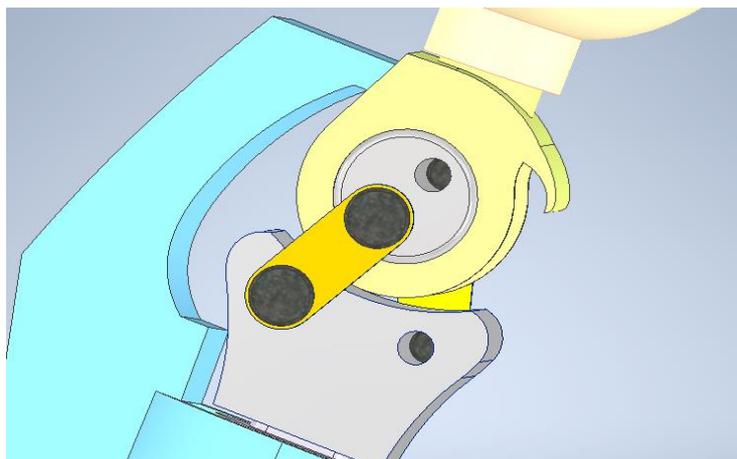


Figura 2. Vista lateral de la rodilla protésica

Como referencia de los valores condicionantes de las fuerzas externas de la prótesis se tomaron los resultados del estudio de Beauce [3]. Se seleccionó un modelo de entre los 1.60 a 1.70 m de altura con un peso idóneo de 68 kg, para una prótesis de aproximadamente una altura total de 62.035 cm y de 8.169 kg (con un error relativo = 0.474455%) de material de fibra de carbono, aluminio, acero y de resina fenólica. [5][10][11]. La simulación se realizó con la herramienta de software Autodesk Inventor en el entorno de análisis estructural y de tensión. El método utilizado fueron los elementos finitos para optimizar las proporciones correctas de los componentes en cuanto el estrés, deformación y tensión, para, así, optimizar la vida útil de la prótesis frente a sus respuestas simuladas [12].

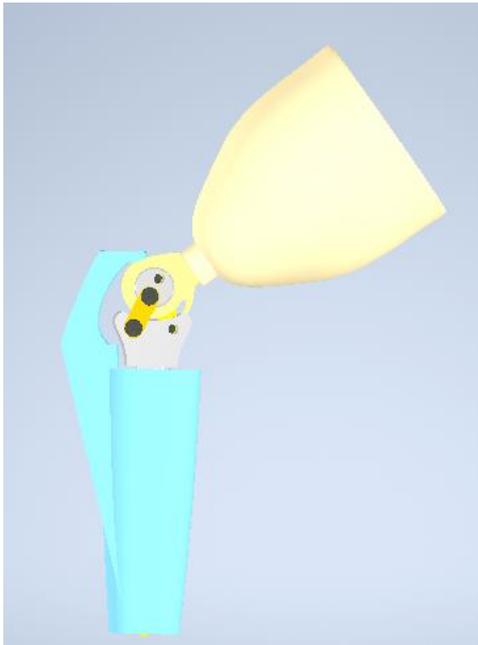


Figura 3. Vista de la prótesis completa flexionada a 120°

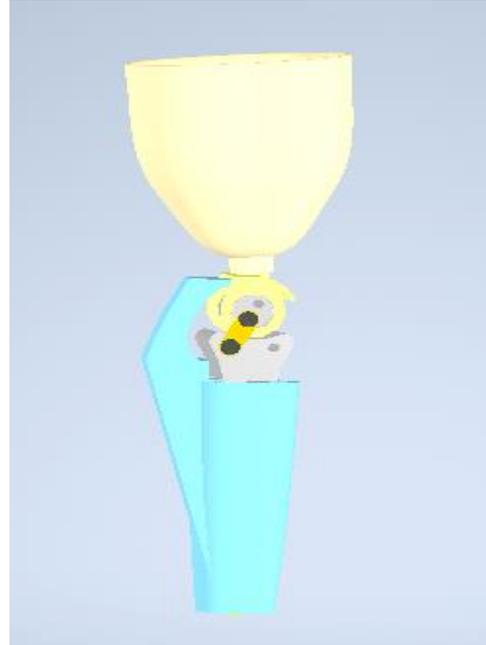


Figura 4. Vista de la prótesis completa extensión a 180°

3. RESULTADOS

Se obtuvo que los ángulos de giro del diseño fueron limitados entre los 30° y 90°, por lo que la marcha es capaz de ejecutarse para el mecanismo articulado a juntas. La restricción de este giro supera a los 120° para la flexión, pero limita a los 180° de la extensión.

Debido al diseño mecánico, esta marcha en lo regular cumpliría su cometido para el uso diario; sin embargo, las limitaciones podrían generar un problema deformativo en el centro de giro al aplicarse la prótesis para situaciones no admisibles del diseño, como correr o saltar. En la figura 5, podemos ver el ángulo máximo de giro frente a las juntas y la presión que ejerce el mecanismo para evitar un movimiento de extensión mayor al máximo ángulo.

En caso de que esta flexión se quisiera mejorar, se requeriría de un nuevo diseño mecánico de diferentes proporciones técnicas.

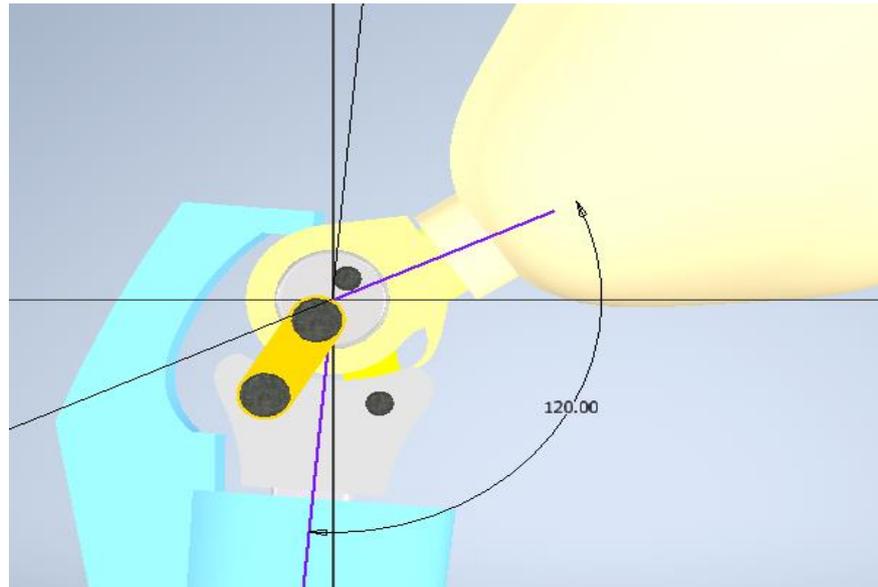


Figura 5. *Ángulo de flexión de la prótesis*

3.1. Análisis de Esfuerzos

Para el análisis de esfuerzos se tomó como fuerza máxima 333.54 N en diferentes grados en el ciclo de la marcha, el modelo considerado correspondió a una persona de 1.65 m con 68 kg de peso, peso ideal para la talla indicada. Las fuerzas concéntricas que actúan en el eje de la rodilla se observan en la figura 6, este siendo un modelo ideal de fuerzas actuantes en el movimiento de la pierna. El análisis de este modelo se observará de mejor forma en el entorno simulado de análisis de tensión. La figura 7 en contraste muestra las fuerzas cuando el modelo se encuentra en un estado estático [4].

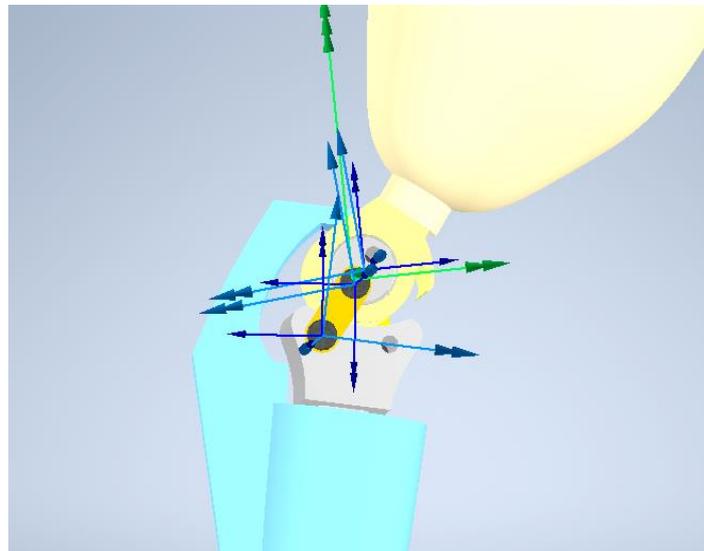


Figura 6. *Modelo de fuerzas concentradas en el movimiento de la rodilla protésica*

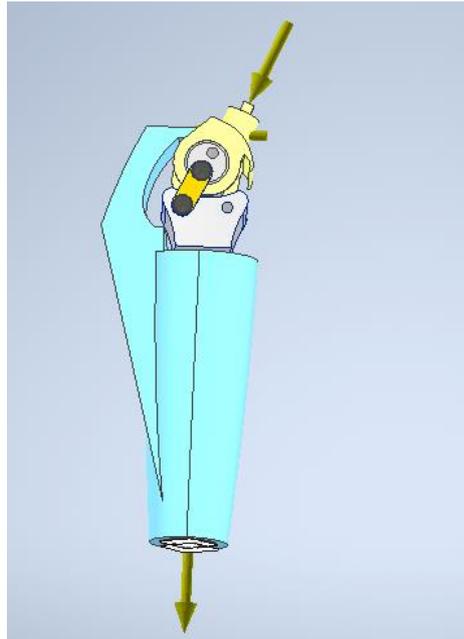


Figura 7. Fuerzas resultantes del estado estático de la prótesis

3.2. Cálculo de Elementos Finitos

Para el cálculo de elementos finitos, el método de mallado fue de 8 nodos y con un área por elemento de 0.5 mm. Se realizó el análisis de convergencia a 1 Hz para determinar el desplazamiento de los nodos y obtener resultados correctos en cuanto a deformaciones. En las figuras 8, 9 y 10, se puede visualizar la toma del análisis de tensión cuando la pierna se encuentra en la marcha a tres tomas diferentes de flexión y/o extensión, con el fin de observar el desplazamiento máximo a tener en cuenta en el movimiento rotativo de la pierna frente a las fuerzas actuantes.

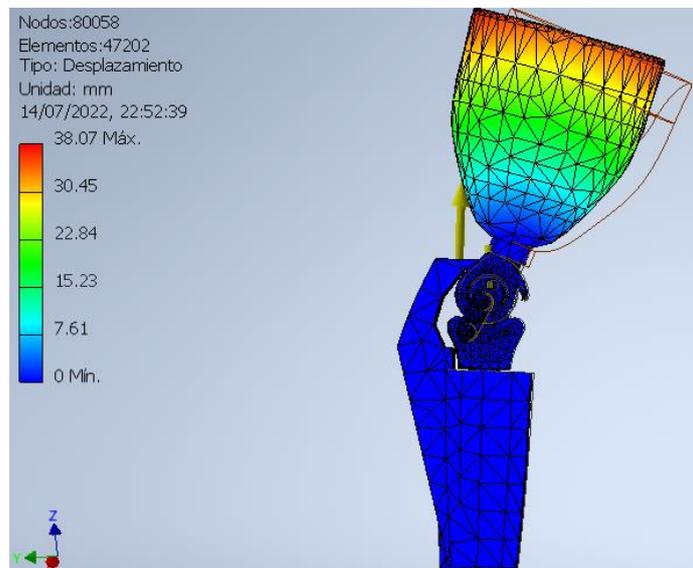


Figura 8. Análisis de flexión de 168° en marcha

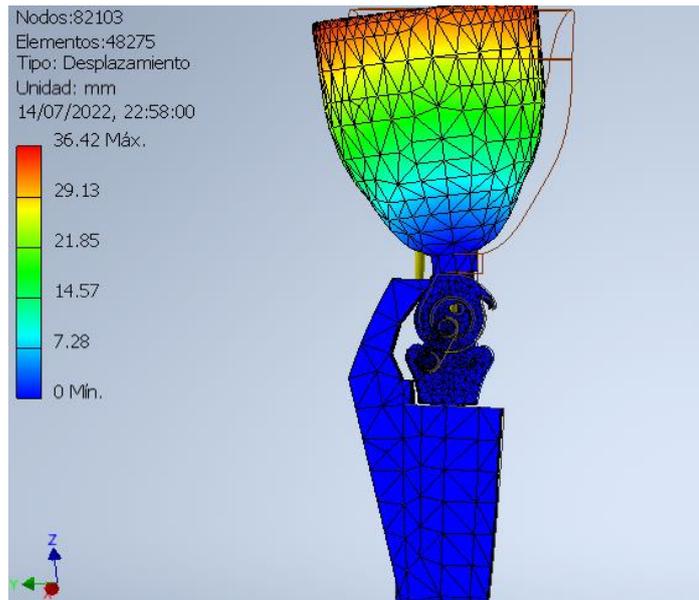


Figura 9. Análisis a extensión completa de 180o

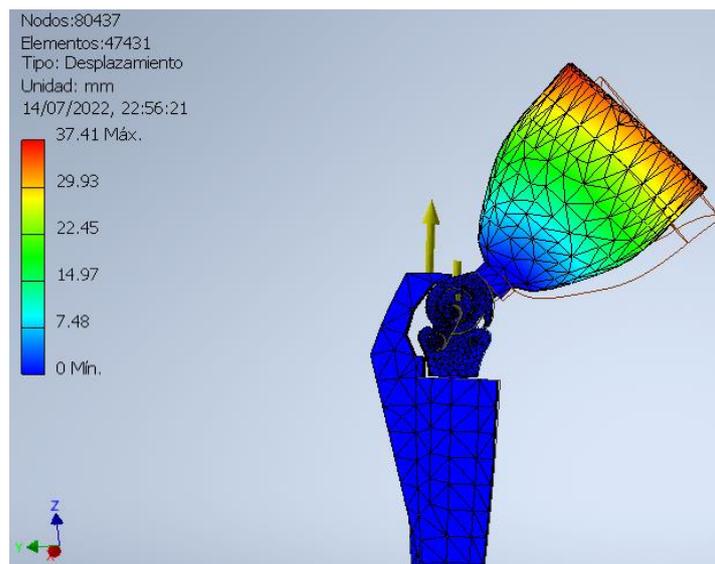


Figura 10. Análisis a flexión completa de 120o

3.3. Diagramas de Esfuerzo

Otro análisis a realizar son los diagramas de esfuerzo de las juntas implicadas y de los tornillos. Debido a que el desgaste se encuentra más frecuente en estos, tratamos de alargar la vida útil para cada uno modificando las fuerzas presentes según sus proporciones físicas. El soporte tibial y soporte femoral son donde mayor esfuerzo se acumula por el diseño, para la distribución de este consideramos a las juntas un valor de carga distribuida por todo el material.

Empezando por el eje concéntrico que soporta parte del peso de la persona más el peso de la resina fenólica adherida a la conexión del soporte giratorio. La figura 11 muestra el eje de la rodilla protésica con la carga distribuida del peso a esto le sumamos las juntas atornilladas para tener los extremos empotrados.

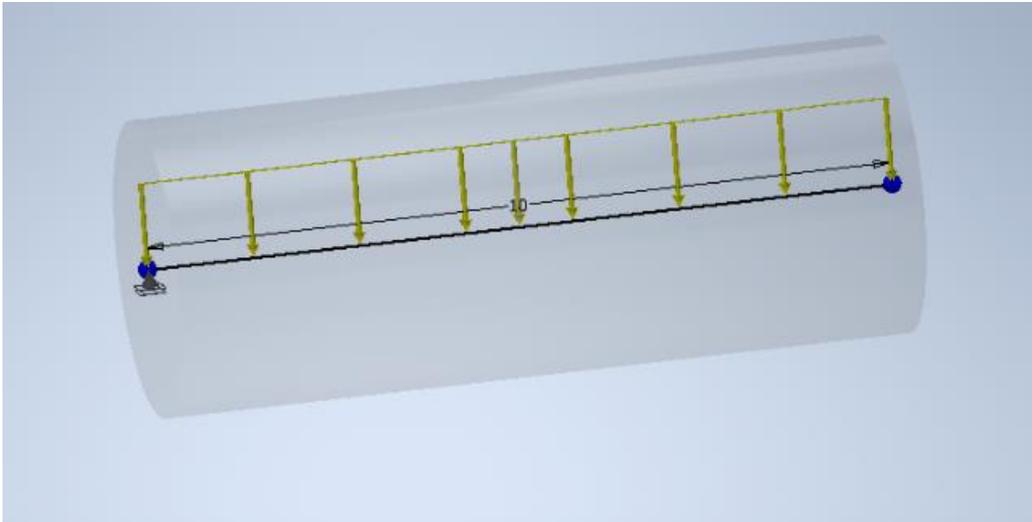


Figura 11. Fuerzas en eje de rodilla protésica

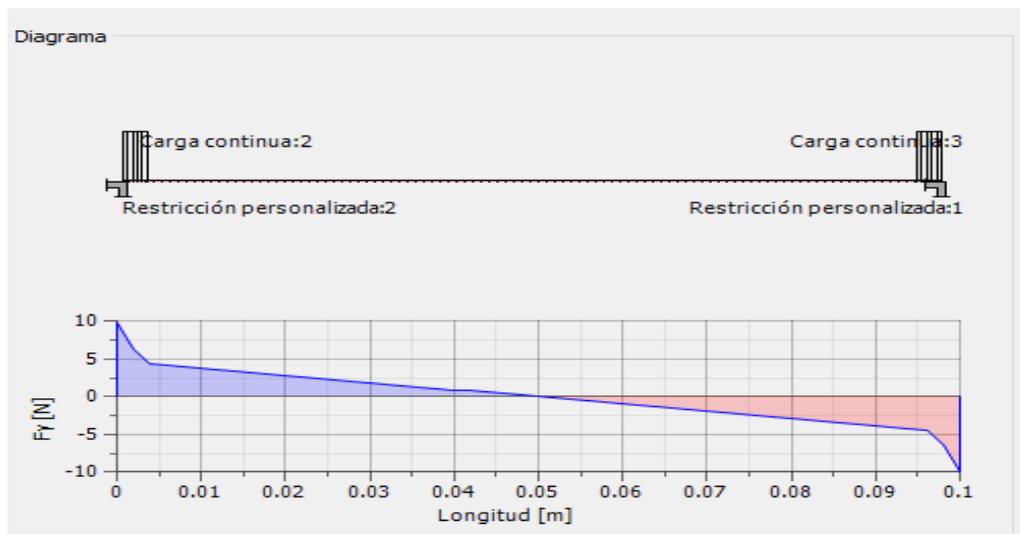


Figura 12. Diagrama de fuerzas cortantes en eje

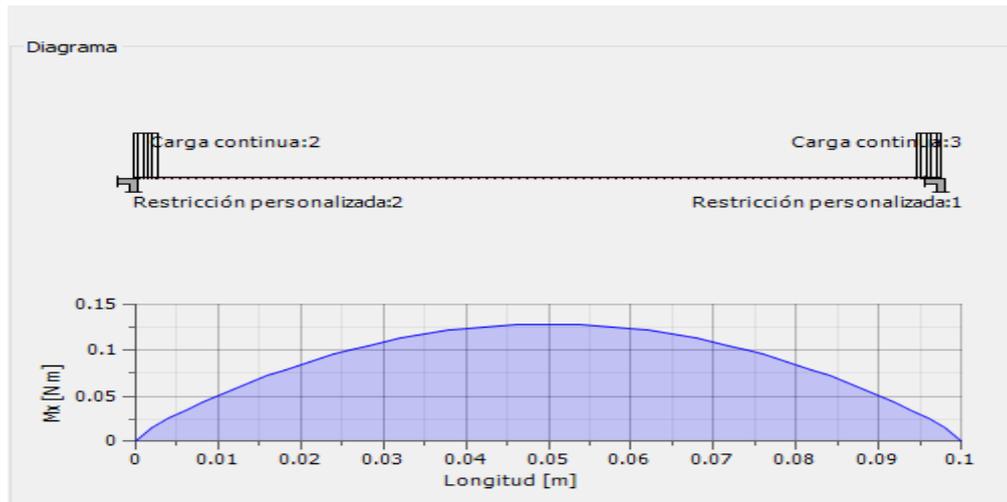


Figura 13. Diagrama de momentos en el eje

Con el análisis estructural se consiguieron los diagramas de las figuras 12 y 13, con los que se obtuvo el esfuerzo máximo de 0.020 MPa en condiciones de flexión neutral. De la misma forma, se repite lo mismo para las juntas de acero y se obtuvo que el esfuerzo máximo para estas juntas será 0.144 MPa y el desplazamiento máximo será de $3.099 \text{ e-}11 \text{ m}$.

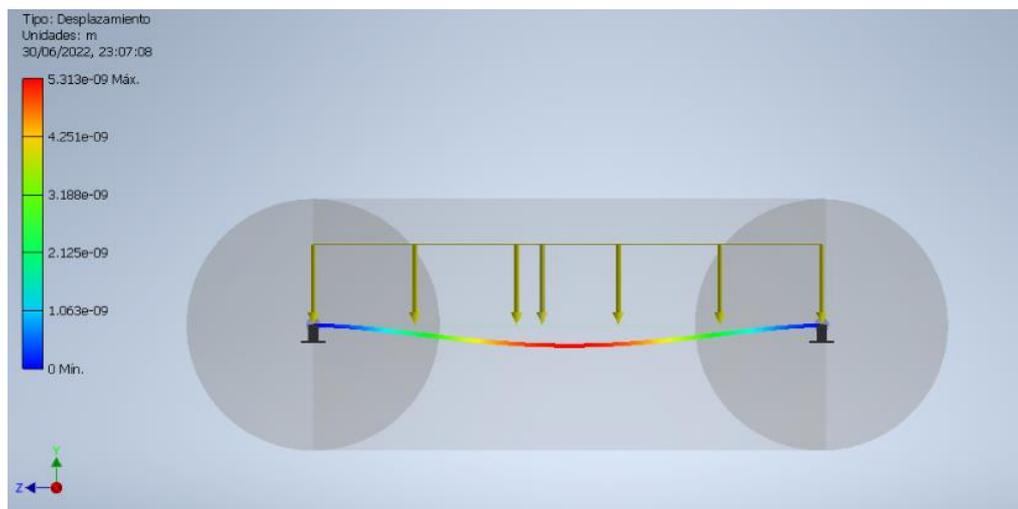


Figura 14. Análisis de fuerzas en las juntas

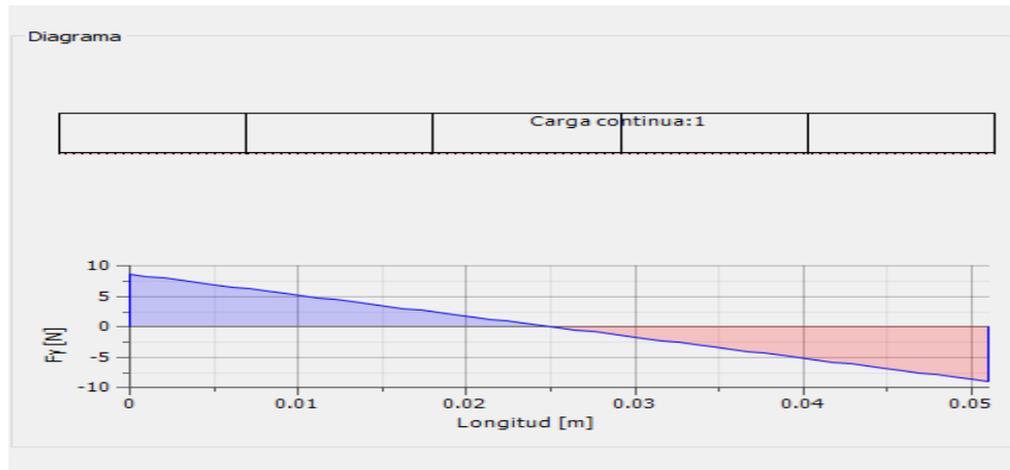


Figura 15. Diagrama de fuerzas cortantes en las juntas

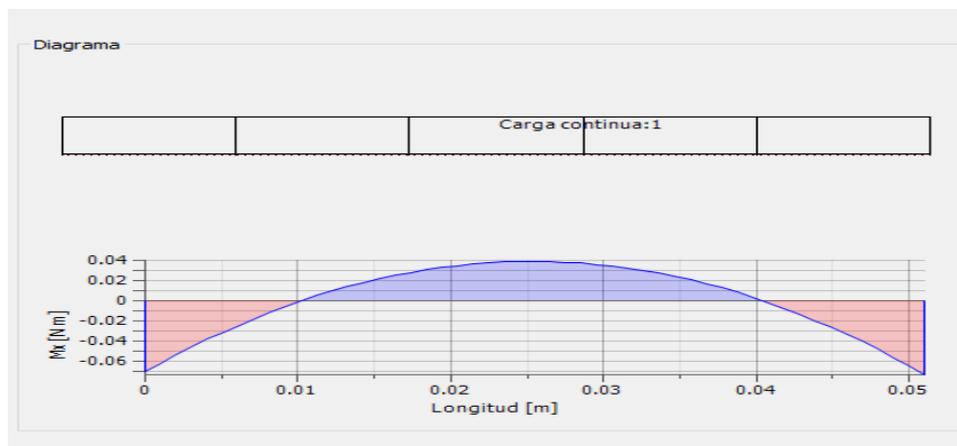


Figura 16. Diagrama de momentos en la junta

Para el desarrollo de los tornillos se tomaron de igual forma una carga distribuida del peso más el peso de las juntas y la resina, al igual que las reacciones contra las extremidades de cada lado del tornillo donde se aprecia mayor presión.

El primer modelo mostrado en la figura 17 tuvo un desplazamiento de 8.189×10^{-7} m como máximo y según las figuras 18 y 19 obtenidas del análisis estructural este es de 2.110 MPa como esfuerzo máximo permisible.

Con el fin de mejorar estos valores se propuso cambiar la proporción del tornillo y fijar las tensiones en el inicio de la articulación, como se ve en la figura 20.

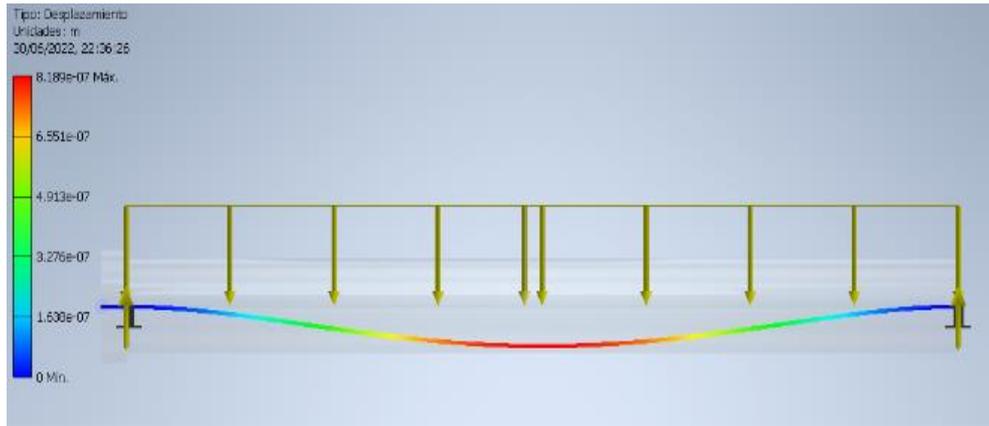


Figura 17. Diseño de fuerzas en la conexión atornillada

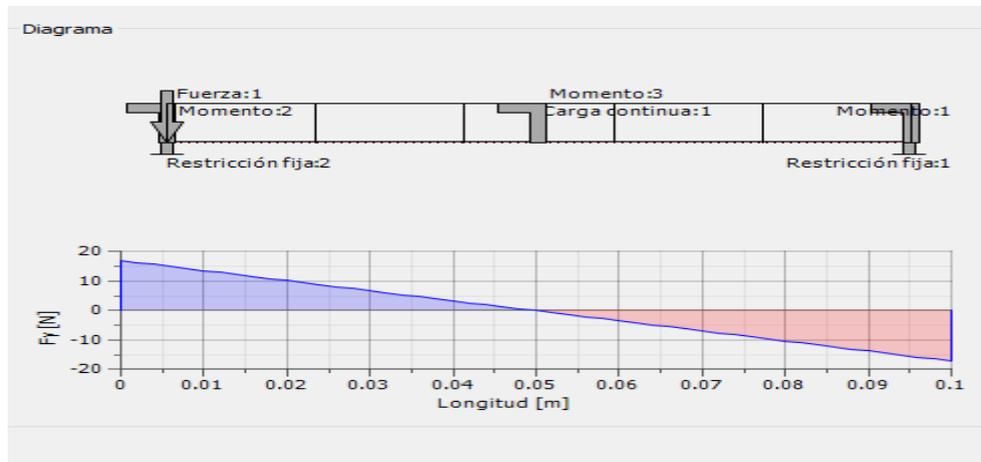


Figura 18. Diagrama de fuerzas cortantes en la conexión atornillada

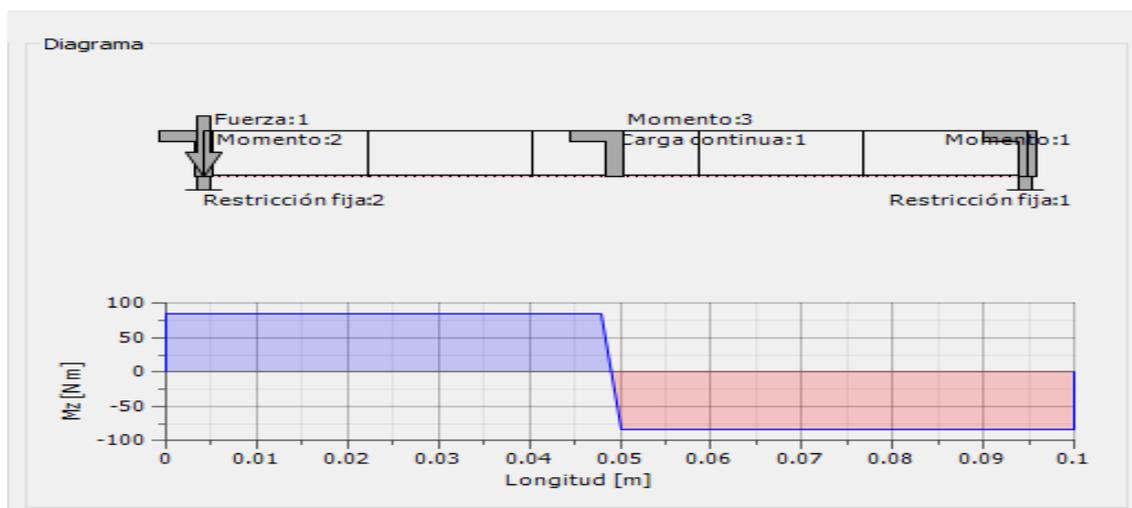


Figura 19. Diagrama de momentos en la conexión atornillada

Esto dio como resultado que se ampliara el esfuerzo permisible según las figuras 21 y 22 a 3.114 MPa y que el desplazamiento máximo solo sea de 7.496 e-7 m.

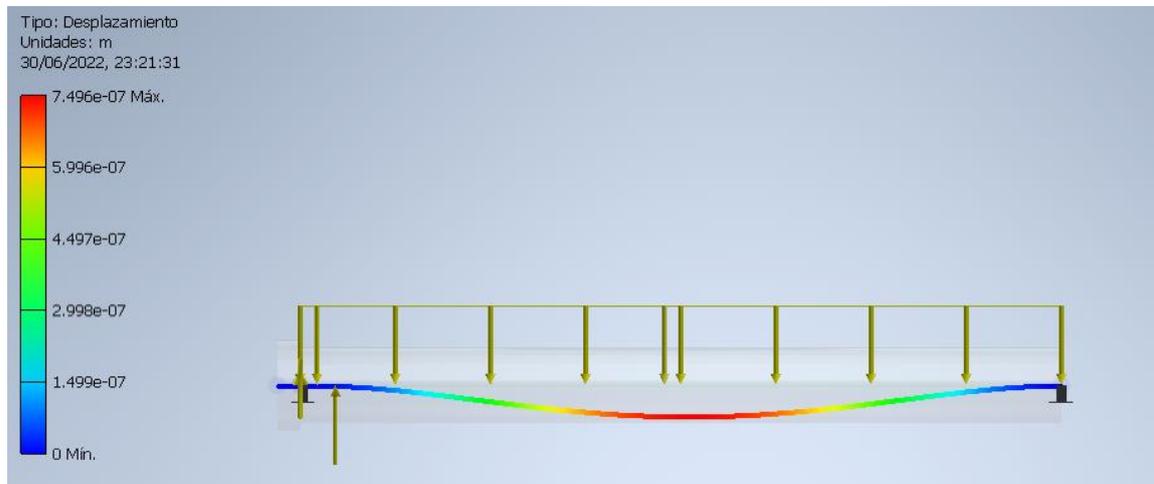


Figura 20. Diseño mejorado de fuerzas en la conexión atornillada

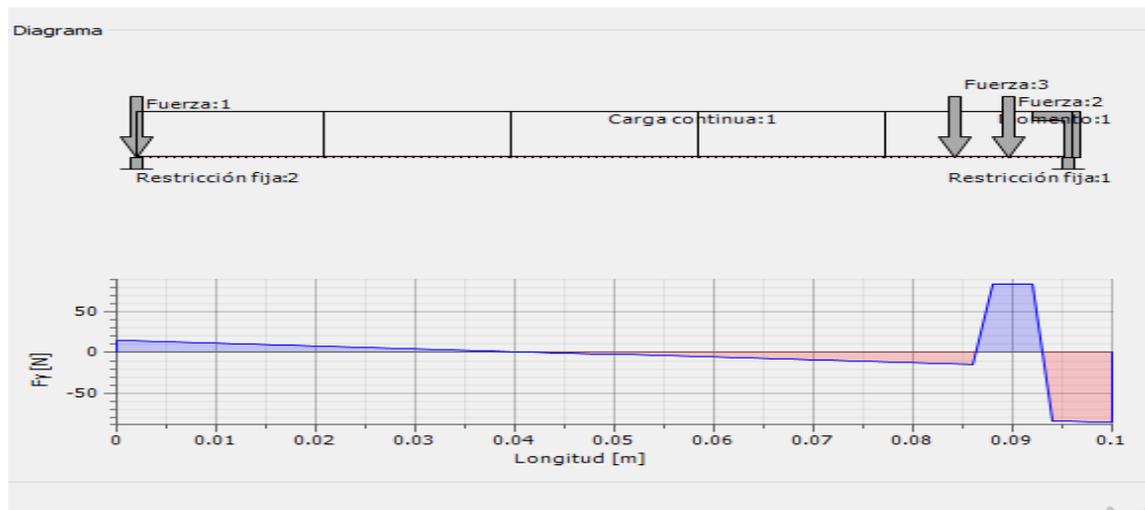


Figura 21. Diagrama de fuerzas cortantes en la conexión atornillada

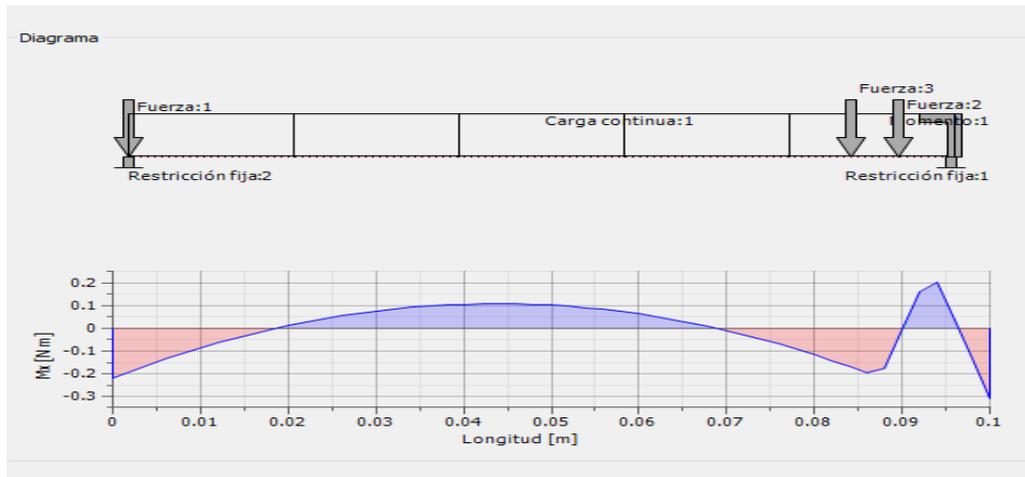


Figura 22. Diagrama de momentos en la conexión atornillada

4. CONCLUSIONES

- Se estudió el concepto de una prótesis transfemoral y así se determinó los parámetros de evaluación, siendo dichos parámetros los más importantes al momento de la realización del presente trabajo.
- Cada una de las simulaciones fueron realizadas para contrarrestar la eficiencia de cada componente propio de la prótesis en su momento de armado, por lo que las condiciones de cada parte están sesgadas por valores estáticos e idealizados.
- Cada prótesis requiere de un diseño personalizado en cuanto el peso, estatura y edad de la persona que utiliza, esto también converge con la masa corporal o índice de grasa que modifica la fuerza a soportar por la pierna o la selección de un centro de gravedad propio, el trabajo no contempla alteraciones personales en cuanto a medidas anatómicas, pero si valores promedios e ideales en la simulación.
- En el resultado final podemos observar que la relación que hay entre las proporciones del tornillo y el esfuerzo máximo es directamente proporcional, mientras que es inversamente proporcional con el desplazamiento máximo.
- Con el análisis estructural se obtuvo un esfuerzo máximo de 0.020 MPa en condiciones de flexión neutral, de la misma forma repetimos lo mismo para las juntas de acero. Obteniendo que el esfuerzo máximo para estas juntas será de 0.144 MPa y el desplazamiento máximo será de 3.099×10^{-11} m.
- Para el desarrollo de los tornillos se obtuvo un esfuerzo permisible de 3.114 MPa y que el desplazamiento máximo solo sea de 7.496×10^{-7} m.
- Se espera en un futuro mejorar el prototipo mediante el uso de materiales ligeros y pruebas funcionales de simulación que aseguren su implementación, logrando de esta manera que las personas puedan adquirirlo y mejorar su calidad de vida.

5. REFERENCIAS

- [1] "Definición – Qué es Biomecánica". Fisioonline rodo sobre fisioterapia. <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/biomecanica> (accedido el 18 de junio de 2022)
- [2] "Prótesis transfemoral". Especialistas en Prótesis. <https://miprotesis.mx/protesis-transfemoral/> (accedido el 18 de junio de 2022).
- [3] G. Beauce, "Índice de masa corporal, peso ideal y porcentaje de grasa corporal en personas de diferentes grupos etarios", Revista Digital de Postgrado, vol. 11, n.º 1, agosto de 2021. Accedido el 17 de junio de 2022. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.37910/rdp.2022.11.1.e331>

- [4] Ballit, "Design and manufacturing process optimization for prosthesis of the lower limb", PhD Thesis, Université de Technologie de Compiègne, Compiègne, 2020. Accedido el 20 de junio de 2022. [En línea]. Disponible: <https://www.theses.fr/2020COMP2589/abes>
- [5] C. Quintero-Quiroz y V. Z. Pérez, "Materials for lower limb prosthetic and orthotic interfaces and sockets: Evolution and associated skin problems", *Revista de la Facultad de Medicina*, vol. 67, n.º 1, pp. 117–125, enero de 2019. Accedido el 12 de junio de 2022. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.15446/revfacmed.v67n1.64470>
- [6] F. V. Valencia Aguirre y F. Olmedo, "Diseño y simulación de una articulación de rodilla para prótesis externa usando herramientas CAD-CAE", *Biomecánica*, vol. 24, pp. 39–54, 2016. Accedido el 22 de julio de 2022. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.5821/sibb.24.1.4833>
- [7] J. Sánchez, R. J. Hernández y J. E. Torres, "Diseño mecánico para una prótesis transfemoral mediante el uso de herramientas computacionales y metodologías de diseño", *Ingeniería e Investigación*, vol. 32, n.º 3, pp. 14–18, diciembre de 2012.
- [8] Barr, S., & Howe, T. E. (2018). Prosthetic rehabilitation for older dysvascular people following a unilateral transfemoral amputation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2018(10). <https://doi.org/10.1002/14651858.cd005260.pub4>
- [9] "Diseño personalizado para prótesis transfemoral interbionic". Interbionic. <https://interbionic.mx/protesis-transfemorales/> (accedido el 22 de junio de 2022).
- [10] "Conoce los materiales más utilizados en prótesis | Mediprax". Mediprax Artículos ortopédicos en Puebla. <https://mediprax.mx/conoce-los-materiales-mas-utilizados-en-protesis> (accedido el 18 de junio de 2022).
- [11] J. E. Uellendahl, "Prosthetic primer: Materials used in prosthetics", *Amputee Coalition Organization*, vol. 8, n.º 6, diciembre de 1998.
- [12] J. Cornejo et al., "Anatomical Engineering and 3D printing for surgery and medical devices: International review and future exponential innovations," *Biomed Res. Int.*, vol. 2022, p. 6797745, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/6797745>