

# TÉCNICA DE OPTIMIZACIÓN DE LA PIEZA CUELLO PRÓTESIS DE CADERA USANDO FEM EN SOLIDWORKS

Juliana Campuzano Palacio, Isabella Ciro Criollo, Mariana Prada Gómez.

*Universidad Autónoma de Occidente*

*Cali, Colombia*

[isaabella.ciro@uao.edu.co](mailto:isaabella.ciro@uao.edu.co); [juliana.campuzano\\_p@uao.edu.co](mailto:juliana.campuzano_p@uao.edu.co); [angeli.prada@uao.edu.co](mailto:angeli.prada@uao.edu.co)

## INTRODUCCIÓN

En la asignatura de Diseño Biomecánico Asistido por Computadora, se ha desarrollado un proyecto centrado en la optimización del cuello de una prótesis de cadera mediante el uso del software SolidWorks. El principal objetivo de este proyecto es garantizar que la prótesis alcance un factor de seguridad de 2 y/o una deformación inferior al 0.1% de la longitud de la pieza. Para llevar a cabo este análisis, se utilizó un modelo de prótesis preexistente disponible en la comunidad GRABCAD, el cual se descargó e importó a SolidWorks. Además, se empleó un documento técnico que caracteriza los parámetros críticos como las tensiones de von Mises, desplazamientos equivalentes y deformaciones unitarias de la pieza. Este documento ofrece una guía detallada sobre las opciones de materiales disponibles, así como las condiciones de sujeción y carga aplicadas.

El análisis se realizó estableciendo un sistema de referencia o coordenadas para ubicar el centro de masa del cuerpo, se consideraron factores teóricos como la distancia de la cadera y la altura desde el piso hasta la cadera para realizar un análisis estático preciso. Con la información obtenida, se identificaron las propiedades del material más adecuado para la prótesis, concluyendo que el titanio era el material óptimo debido a sus superiores propiedades mecánicas. Durante el proceso de optimización, se definieron las partes fijas de la prótesis y las zonas donde se aplicaría la carga, considerando además el efecto de la gravedad, este enfoque integral permitió analizar el comportamiento de la prótesis bajo diversas condiciones, asegurando que cumpliera con los requisitos de seguridad y deformación establecidos.

El análisis inicial demostró que se obtenía un factor de seguridad adecuado, pero la deformación no cumplía con los requisitos estipulados, esto llevó a la necesidad de modificar el tamaño de la prótesis para ajustar el factor de seguridad a los valores de referencia requeridos. Este proyecto permitió aplicar conocimientos teóricos y prácticos en el uso de SolidWorks, destacando la importancia de la selección de materiales, las condiciones de carga y sujeción, y las modificaciones necesarias para cumplir con los criterios de seguridad y desempeño establecidos.

**Palabras Clave:** *SolidWorks, Optimización, Prótesis de cadera, Factor de seguridad, Deformación, GRABCAD COMMUNITY, Tensiones de von Mises, Desplazamientos equivalentes, Deformaciones unitarias.*

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las prótesis de cadera son dispositivos médicos esenciales para pacientes con daño articular severo, permitiendo recuperar la movilidad y mejorar la calidad de vida. Sin embargo, deben soportar cargas significativas y repetitivas, lo que puede llevar a fallos mecánicos si no están adecuadamente diseñadas. Un análisis detallado de los esfuerzos y deformaciones es crucial para garantizar la durabilidad y seguridad de las prótesis de cadera. El estudio se centra en analizar los esfuerzos y deformaciones de una prótesis de cadera bajo diferentes condiciones de carga utilizando el software SolidWorks. El objetivo principal es identificar los puntos de mayor esfuerzo y las áreas con mayor deformación para evaluar la integridad estructural y mejorar el diseño de la prótesis.

Específicamente, se busca determinar los esfuerzos máximos en la prótesis, evaluar las deformaciones bajo cargas dinámicas y estáticas y comparar diferentes materiales o diseños de prótesis.

Las simulaciones permiten someter un implante a condiciones controladas y verificar que su comportamiento sea óptimo. En caso de obtener resultados desfavorables es necesario realizar los cambios pertinentes en el diseño.

La geometría de un implante de cadera está estrechamente ligada a su desempeño y es por esta razón que existen múltiples investigaciones alrededor de la optimización de parámetros geométricos intrínsecos del implante y la relación de estos respecto a diferentes condiciones de frontera (manto de cemento y hueso cortical) [2].

La mejora de la durabilidad y seguridad de las prótesis de cadera puede resultar en una mayor calidad de vida para los pacientes y una reducción de los costos asociados con reemplazos y complicaciones postoperatorias.

Un análisis detallado proporciona datos esenciales para el desarrollo de diseños más robustos y duraderos, beneficiando tanto a los pacientes como al sistema de salud. El análisis se llevará a cabo bajo condiciones de carga estáticas y dinámicas comunes, típicas de actividades diarias como caminar y subir escaleras. Se evaluarán diferentes materiales utilizados en la fabricación de prótesis de cadera. No se considerarán condiciones extremas ni personalización específica para cada paciente. El estudio se limitará a la evaluación de prótesis estándar, sin incluir adaptaciones específicas para casos individuales.

## METODOLOGÍA

El desarrollo del presente trabajo consistió, en primera instancia, en abordar las condiciones óptimas y la viabilidad de una pieza base del software GrabCAD, de tal manera que sea utilizada en un entorno real.

Teniendo en cuenta lo anterior, el ser humano al ser un sistema equilibrado y

proporcional, debe contar con relaciones de posición y medidas establecidas para importarse a entorno de Solidworks, además, con la finalidad de tener un análisis exhaustivo de las piezas, materiales y el funcionamiento en términos de sujeción y carga, se realizaron las verificaciones pertinentes con información documentada.

Una vez cargada en el Solidworks, necesitaremos un sistema de referencia para poder ubicar el centro de masa del cuerpo, para ello se realizan los cálculos con base a los siguientes datos:

- En un hombre el centro de gravedad se encuentra a una distancia del 58% de su estatura.
- Distancia de la cadera  $0.191H$  Y del piso a la cadera  $0.530H$
- Altura seleccionada 170 cm
- Peso de 100 kg

Con los cuales se realiza estos cálculos para tener el centro de masa:

$$h := 170 \text{ cm}$$

$$170 \text{ cm} * 0,58 = 0,986 \text{ m}$$

$$0,53 * h = 0,901 \text{ m}$$

$$\frac{0,19 * h}{2} = 0,1615 \text{ m}$$

$$901 - 986 = -85$$

Con estos datos, vamos al sistema de coordenadas y definimos los valores:

- X: -85 m
- Y: 161,5 m

Ya teniendo el sistema de coordenadas, voy a simulación, nuevo estudio, análisis estático en esta parte aplico material, sujeción, fuerza y malla.

Para el material, se tuvo en cuenta la información desarrollada en la tesis [6], en donde se especifica el uso del material Ti-6Al-4V el cual cuenta con un límite elástico de  $827,37 \text{ N/mm}^2$ .

Después se realizó la sujeción de la geometría fija de la sección A y B, ya que estas son las partes que se encuentran fijas en el fémur (dentro del hueso) mostradas en la figura 1, en cargas externas seleccionamos la copa de la parte C (parte movable) donde se aplica una fuerza tangente de 100 kg correspondiente con un peso promedio de un hombre. Cabe resaltar que, la parte de la sección C a la sección B es la parte que sufre la deformación ya que es la sección que realiza el movimiento con la unión acetabular. Además de lo anterior, ponemos la simulación de la gravedad con un valor de  $9,8 m^2$  y finalmente creamos la malla de la estructura para desarrollar el análisis.

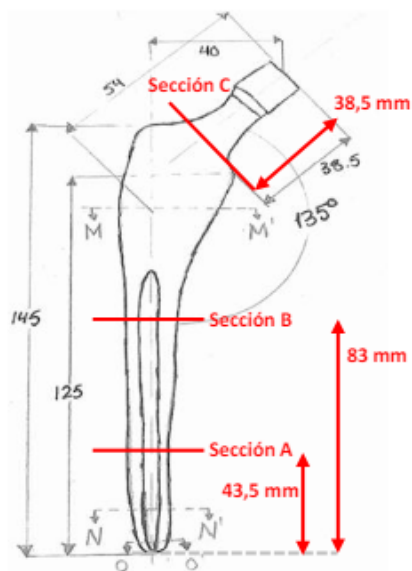


Figura 1. Partes de la prótesis [6].

Ya una vez teniendo y verificando que el factor de seguridad sea mayor o igual a 2, calculamos el factor de deformación con base a estos cálculos, donde:

L: Es la longitud total de nuestra prótesis.  
E: Es la deformación mostrada en SolidWorks.

$$L = 183,25 \text{ mm}$$

$$0,1\% * L = 0,1832 \text{ mm}$$

$$E = 0,2047 \text{ mm}$$

$$E < 0,1\% * L = 0$$

Se obtiene que la relación no es correcta, es decir, el valor de deformación con respecto a la longitud es menor que el valor máximo de deformación de la pieza. Por lo tanto, se desarrolla, un estudio de diseño para mejorar este valor, para ello se toma en cuenta el espesor de la sección C de la pieza (figura 1) y se pone un sensor con respecto al desplazamiento y un valor cercano a  $0.003 \text{ cm}$ , obteniendo el resultado más óptimo:

		Actual	Inicial	Óptimo (1)
e1		11.18mm	11.18mm	5.59mm
Desplazamiento2	Cerca de 0.03 cm	1,384e-02 cm	1,384e-02 cm	1,873e-02 cm

Con lo anterior, se evalúa nuevamente el factor de deformación obteniendo un resultado satisfactorio:

$$E = 0,1672 \text{ mm}$$

$$E < 0,1\% * L = 1$$

## RESULTADOS

### Modelo, fuerza y parte fija

La concentración de tensiones en el cuello de la prótesis sugiere que esta área es crítica para la integridad estructural del implante. Es esencial que el diseño de la prótesis considere estos puntos de alta tensión para prevenir fallas por fatiga o fracturas. Las restricciones aplicadas y simuladas en el modelo proporcionan una representación realista de las condiciones a las que la prótesis estará sometida durante su uso. Finalmente, la carga aplicada, representada como una carga remota ya que esta permite simular la fuerza que se ejercer desde el centro de masa del cuerpo humano (representado como el sistema de coordenadas) hasta la sección inicial de la prótesis, y el valor de esta carga aplicada es representada como el peso de una persona promedio, es decir, 100 kilogramos.

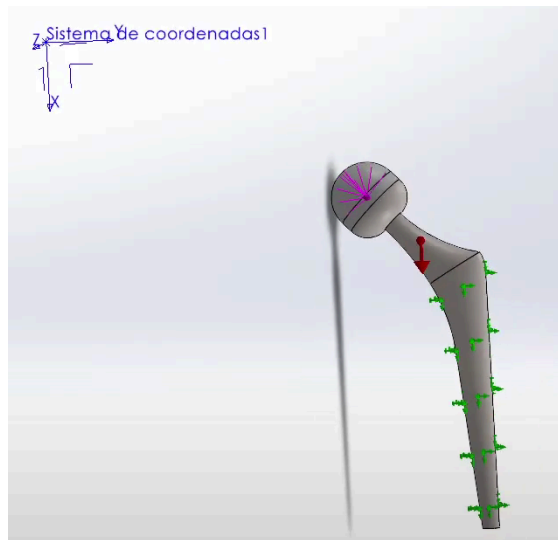


Figura 2. Modelo final.

## Factor de seguridad

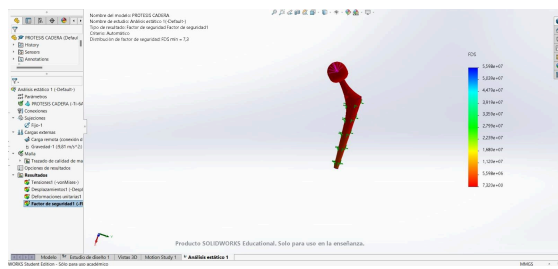


Figura 3. Ilustración de la región con un factor de seguridad  $> 2$ .

En este caso se obtuvo un factor de seguridad mucho mayor a 2, es decir, de 7,3. Esto significa que un factor de seguridad más alto garantiza una mayor protección para el usuario del dispositivo. En el caso de prótesis de cadera u otros dispositivos médicos, un factor de seguridad suficientemente alto asegura que el dispositivo pueda soportar las cargas y movimientos asociados con las actividades diarias del paciente sin riesgo de fallo o fractura.

## Desplazamientos

El desplazamiento máximo registrado es de aproximadamente 0.1672 mm, indicado en la zona roja del cuello de la prótesis. El desplazamiento mínimo es prácticamente nulo ( $1.00e-30$  mm), representado en la zona azul,

que corresponde a la parte inferior de la prótesis, donde está fijada. La mayor deformación ocurre en la cabeza de la prótesis, la región crítica debido a la transferencia de cargas del cuerpo, disminuyendo gradualmente hacia la base fijada. Esta distribución confirma que la prótesis está bien diseñada para soportar las cargas aplicadas, mostrando una excelente respuesta estructural en las áreas críticas.

El desplazamiento máximo de 0,1672 mm es ligeramente superior al límite de deformación permitido de 0,1% de la longitud de la pieza, sin embargo, este valor indica que la prótesis mantiene una rigidez adecuada y puede soportar las cargas aplicadas con un desplazamiento mínimo, lo que es un resultado positivo en términos de la funcionalidad y durabilidad del diseño.

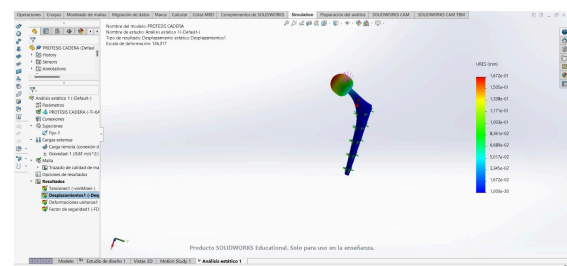


Figura 4. Desplazamientos resultantes

## Tensiones.

Las tensiones máximas se concentran en la región de la cabeza de la prótesis, alcanzando valores cercanos a  $1.13e+08$  N/m<sup>2</sup>, representados en rojo. Esta concentración de tensiones es esperada, ya que es la zona que soporta la mayor parte de las cargas durante el uso. A medida que se desciende hacia el cuerpo y la base de la prótesis, las tensiones disminuyen, lo cual se visualiza con colores más fríos (verdes y azules).

El límite elástico del material de la prótesis está marcado en la escala de colores con una línea roja a  $8.274e+08$  N/m<sup>2</sup>. Es importante destacar que las tensiones máximas observadas en la prótesis están por debajo del límite elástico, lo que indica que el material puede soportar las cargas aplicadas sin sufrir deformaciones permanentes.



Figura 5. Tensión de Von Mises.

Link enlace Archivo SolidWORKS:  
[https://uao-my.sharepoint.com/:f/g/personal/juliana\\_campuzano\\_p\\_uao\\_edu\\_co/EnRzWW6UpV5LoFPmrqhnGt8BT6Ja5RrS65taXvvjTzwCoQ?e=01cCrZ](https://uao-my.sharepoint.com/:f/g/personal/juliana_campuzano_p_uao_edu_co/EnRzWW6UpV5LoFPmrqhnGt8BT6Ja5RrS65taXvvjTzwCoQ?e=01cCrZ)

## Conclusiones

El proyecto de optimización del cuello de una prótesis de cadera utilizando SolidWorks ha arrojado conclusiones fundamentales para el diseño y la seguridad de estos dispositivos médicos esenciales. A través de un exhaustivo análisis biomecánico, se ha podido evaluar la viabilidad y el rendimiento de la prótesis en condiciones de carga realistas. En primer lugar, la selección del material resultó ser un paso crítico en el proceso. Se optó por el titanio (Ti6Al4V) debido a sus excepcionales propiedades mecánicas, garantizando una resistencia y durabilidad óptimas para la prótesis.

Los resultados del análisis revelaron un factor de seguridad satisfactorio, superando el umbral de 2. Este hallazgo es crucial, ya que indica que la prótesis puede soportar las cargas y movimientos asociados con las actividades diarias del paciente sin riesgo de fallo o fractura. Aunque se registró una ligera deformación que supera el límite del 0.1% de la longitud de la pieza, se consideró aceptable dada la rigidez adecuada mantenida por la prótesis bajo cargas aplicadas, lo que sugiere una buena funcionalidad y durabilidad del diseño.

La distribución de tensiones máximas en la región de la cabeza de la prótesis fue coherente

con las expectativas, dada su función en la transferencia de cargas. Sin embargo, es alentador observar que estas tensiones se mantuvieron por debajo del límite elástico del material, lo que indica que la prótesis puede soportar las cargas sin sufrir deformaciones permanentes.

## Bibliografía

- [1] GRABCAD, "Hip Prosthesis," GRABCAD Community Library, [Online]. Disponible en: <https://grabcad.com/library/hip-prosthesis-2>.
- [2] D. A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2009. [Online]. Disponible en: [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4174628/mod\\_resource/content/2/David%20A.%20Winter-Biomechanics%20and%20Motor%20Control%20of%20Human%20Movement-Wiley%20\(2009\).pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4174628/mod_resource/content/2/David%20A.%20Winter-Biomechanics%20and%20Motor%20Control%20of%20Human%20Movement-Wiley%20(2009).pdf).
- [3] "¿Dónde está el centro de gravedad del cuerpo?," López-Dóriga Digital, 02-Oct-2018. [Online]. Disponible en: <https://lopezdoriga.com/vida-y-estilo/donde-esta-el-centro-de-gravedad-del-cuerpo-core/>.
- [4] J. A. Ramirez Jimenez, C. M. Moreno Rosas, y V. M. Salinas Avalos, "Diseño de un sistema de inmovilización de cabeza para pacientes de radioterapia," Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, vol. 38, no. 1, pp. 37-48, 2017. [Online]. Disponible en: <https://www.rmib.mx/index.php/rmib/article/view/1031>.
- [5] L. García Ruiz, "Aplicaciones de la biomecánica," Revista de la Educación Superior, vol. 31, no. 2, pp. 83-95, 2002. [Online]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/304/30400404.pdf>.
- [6] P. Acebo, "Diseño y validación de un vástago de cadera largo para minimizar el uso de material y posibles fracturas," M.S. thesis, Universitat Politècnica de València, Valencia, Spain, 2020. [Online]. Disponible en: <https://m.riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/174246/Acebo%20-%20Diseno%20y%20validacion%20de%20un%20vastago%20de%20cadera%20largo%20para%20minimizar%20el%20uso%20de%20material%20y%20pos....pdf?sequence=1&isAllowed=y>.