

Diseño, análisis y optimización de un vástago de prótesis de cadera

Aurora Hernández¹, Nelda Gamez², y Yadira Moreno³

Universidad Autónoma de Nuevo León
Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica
Ave. Universidad S/N, Cd. Universitaria
San Nicolás de los Garza, NL 66450 México

Corresponding Author's e-mail:
aura.yamil@gmail.com

RESUMEN

En la ingeniería actualmente la biomecánica ha tenido un gran enfoque en la traumatología en donde ha llegado a tener grandes avances en el diseño de prótesis. En el caso de este estudio, el principal objetivo es analizar el comportamiento estructural de un vástago bajo distintas condiciones de carga y restricciones, permitiendo visualizar los diferentes patrones de esfuerzo, se muestra el diseño y análisis de un vástago de prótesis de cadera sujeto a diferentes tensiones provocando fatiga mecánica. En el análisis se consideran las propiedades mecánicas y las condiciones operativas del vástago; utilizando una modelación en 3D del componente con herramientas computacionales conocidas como CAD (Diseño Asistido por Computadora), así mismo se realizó un diseño en CAE (Ingeniería Asistida por Computadora) utilizando métodos numéricos y obtener su comportamiento mecánico y realizar mejoras en el diseño de la prótesis para tener mayor resistencia y larga vida en el componente.

Palabras claves: FEM, Optimización, biomecánica

Introducción

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objetivo el estudio de estructuras mecánicas que existen en los seres vivos, fundamentalmente en el cuerpo humano, en particular, los desarrollos en la rama de la biomecánica resultan un aporte importante a la ortopedia y traumatología. [1]

Metodología

La metodología seguida en el presente análisis consta de los siguientes pasos:

- Definición de las propiedades de los materiales del vástago.
- Generación del modelo geométrico utilizando herramientas de modelado en 3D
 - Investigación del estado del arte para obtención de condiciones frontera.
- Modelación por elementos finitos considerando las restricciones y cargas aplicadas al modelo.
 - Análisis de los resultados.



Propiedades Mecánicas

Módulo de elasticidad[E] $1.10 \cdot 10^5$ Mpa
Densidad [ρ] 4540 Kg/m³
Coeficiente de Poisson[ν] 0.34
Limite elástico 825 Mpa
Tensión de Rotura[σ_{-1}] 1040 Mpa
Tensión de Fluencia[σ_Y] 930 Mpa

Modelo Geométrico



Figura 1. Modelo de Vástago en 3D.

Las medidas que se utilizaron para el vástago se tomaron del catálogo Novation [5] que posee el modelo estándar y suministra las dimensiones más relevantes. Algunas medidas no provistas fueron aproximadas con referencia a dimensiones existentes. Los datos de dimensionamiento obtenidos fueron usados para modelar el vástago en el programa de diseño SolidWorks® como se muestra en la figura 1.

Reacciones y cargas

Se seleccionó el modelo de simulación el cual trabaja mediante modelación por elemento finito, donde se realizó un análisis de tipo estático y la creación de malla fue uniforme para el vástago utilizados los parámetros de 5 mm como el tamaño global como es mostrado.



Figura 3. Restricciones de la cara anterior y posterior del vástago

Figura 4. Aplicación de carga

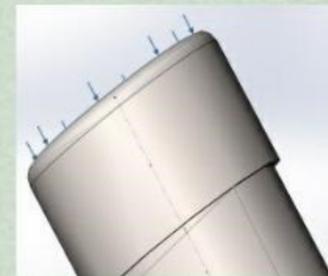


Figura 2. Modelo malla del vástago

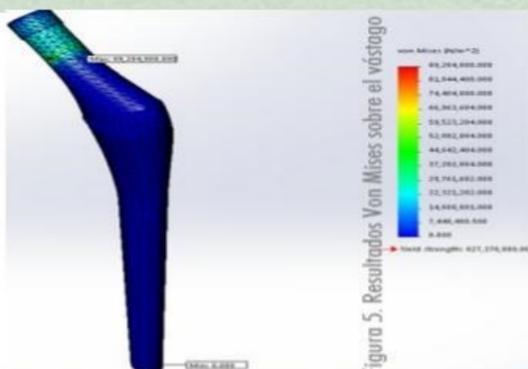


Figura 5. Resultados Von Mises sobre el vástago

RESULTADOS

En la figura a continuación se muestra la distribución de esfuerzos mecánicos de von Mises (en Pascales) en el vástago donde el primer objetivo es analizar si existen las zonas más susceptibles a una deformación plástica, lo cual significa que la prótesis pudiera presentar una deformación. Esto para ver si existen esfuerzos mayores al esfuerzo de cedencia del material (825 Mpa).

Se observa que el punto con mayor tensión es de 89.28 MPa y se encuentra en el cuello y la base de la espiga del vástago lo cual es evidente debido al cambio de área del modelo. En la figura 7 se muestra la distribución de los desplazamientos obtenido con un valor máximo de 0.00481402m m. Este valor indica que el vástago presenta un comportamiento muy rígido, acorde con las funciones que el mismo debe realizar y dentro del marco de tolerancia marcados por las normas de diseño.

CONCLUSIONES

Los resultados muestran que el valor máximo presentado en el cuello del vástago equivale al 10% del esfuerzo de cedencia del material lo cual es bueno, además de presentar muy poco desplazamiento. A través de los resultados se puede validar que el modelo diseñado cumple con las características de diseño y garantizar la confiabilidad del componente, asegurar el buen funcionamiento del mismo e integridad del usuario siempre y cuando este dentro de los parámetros simulados.

REFERENCIAS

- [1] Román F, Vilcahuamán L. (2010) Ingeniería clínica y su relación con la epidemiología. Rev Peruana Epidemiol, 14(1): 6-16
- [2] Simesen-de Bielke H, González-Della Valle A. (2011) Vástagos cementados en la artroplastia de cadera: Historia y evolución, Simesen-de Bielke H y cols. Acta Ortopédica Mexicana
- [3] F.J. Gil, M.P. Ginebra, J.A. Planell. (1999), Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos Duros, Biomecánica, VII, 13, pp73-78
- [4] William F. Smith. (1993). Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. Mc Graw Hill, Second edition, pp 586
- [5] Norman A. Johanson, MD, Richard A. Boiardo, MD. Sistema integral de cadera novation, pp 5
- [6] Prat, J., Comín, M., Peris, J.L. et al., (1998), Biomecánica articular y sustituciones protésicas, Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia (España)
- [7] Á. Martínez Delfín, J. García de la Fígal Costales, L. Rodríguez Millán, R. Rodríguez Pérez. (2014), Comportamiento a fatiga del vástago de una prótesis para cadera al caminar, Ingeniería Mecánica. Vol. 17. No. 1, pp 1-11