



Diseño, Análisis Y Optimización De Un Vástago De Prótesis De Cadera.

Aurora Hernández¹, Nelda Gamez², y Yadira Moreno³

¹ 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
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.

1. 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]

Por primera vez en 1960 se realizó la cirugía de reemplazo de cadera y fue una de las operaciones más exitosas en toda la medicina [2].

Teniendo en consideración la cantidad de implantes de cadera fabricados cada año en el mundo, se demanda a adelantar constantemente estudios donde se evalúen los diseños y se pueda hacer predicciones acerca de su comportamiento y probabilidad de éxito clínico. Con la ayuda de múltiples herramientas de software, tanto de diseño industrial como del método de elementos finitos.

El método de elemento finito (FEM) ha sido en los últimos años una herramienta muy valiosa en la solución de problemas complejos que representan una infinidad de fenómenos físicos. En la biomecánica esta complejidad es debido a la geometría y formas, o bien a la propiedad anisotrópica de los materiales como es el caso de los huesos: los estudios por FEM permiten realizar predicciones y mejores diseños.

VIII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

15-17 JUNIO, 2017

"GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



2. 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.

2.1. PROPIEDADES MECÁNICAS

Las prótesis humanas son diseñadas con materiales resistentes a los ambientes altamente corrosivos. Las aleaciones de titanio son insensibles al ataque de los cloruros producidos por el cuerpo humano, por eso tienen menor corriente de corrosión en altos potenciales a comparación de las de Co-Cr (Colbato-Cromo) y aceros inoxidable. Estos aleaciones presentan una excepcional resistencia específica (resistencia tensión/densidad) de entre todo el conjunto de materiales metálicos utilizados en implantes además presentan el fenómeno de la pasivación por la formación espontánea de una capa de TiO₂ (Oxido de Titanio), siendo catalogado como el mejor material bioinerte para aplicaciones en implantes. [3]

El material con el que se realiza este trabajo, es una aleación de Titanio (Ti 6Al 4V), por ser uno de los materiales biocompatibles ampliamente empleados en estas aplicaciones. Este trabajo debe de cumplir con siguientes propiedades mecánicas generales mostradas en la tabla 1.

Tabla 1. Propiedades Mecánicas de Aleación de Titanio Ti6Al4V norma ASTM F1108. [4]

Módulo de elasticidad[E]	1.10*10 ⁵ Mpa
Densidad [ρ]	4540 Kg/m ³
Coefficiente de Poisson[ν]	0.34
Limite elástico	825 Mpa
Tensión de Rotura[σ_{-1}]	1040 Mpa
Tensión de Fluencia[σ_Y]	930 a

2.2. MODELO GEOMÉTRICO

Este estudio ayudará a encontrar técnicas para evitar fracturas inesperadas y para garantizar una mejor vida al vástago donde se aplicara una carga para ver el comportamiento del material y observar hasta qué punto llega a tener una fatiga mecánica esto dependerá de la carga aplicada.

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.

VIII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

"GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"

15-17 JUNIO, 2017

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



Figura 1. Modelo de Vástago en 3D.

2.3. RESTRICCIONES 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 mallado fue uniforme para el vástago utilizados los parámetros de 5 mm como el tamaño global como es mostrado en la figura 3.



Figura 3. Modelo mallado del vástago

La geometría se sometió a las situaciones reales y consultadas en la literatura por lo tanto el vástago se fijó con condiciones de restricción en donde se fijaron las caras anterior y posterior del vástago como se muestra en la figura 4 delimitando su movimiento en el eje X, Y y Z.

Se ha considerado una carga puntual de 3000 N sobre la espiga del implante simulando lo cual es equivalente a 4 veces el peso de una persona de 750N [6], los cuales representan la carga del cuerpo al estar caminando como se muestra en la figura 5.

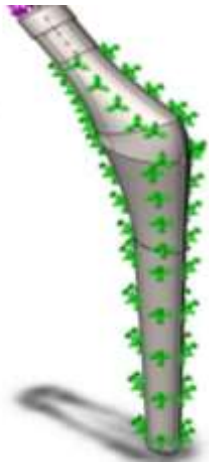


Figura 4. Restricciones de la cara anterior y posterior de vástago



Figura 5. Aplicacion de Carga

Se realizaron varias pruebas con esta variación de cargas para ver el comportamiento mecánico del vástago las cuales se analizaran a continuación.

3. 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).

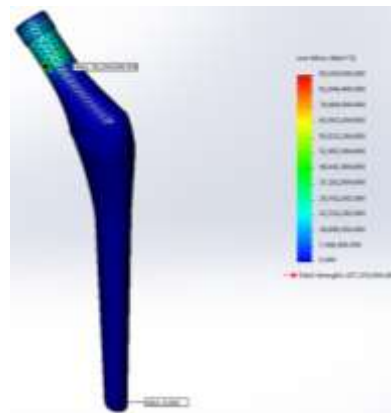


Figura 6. Resultados de Von Mises sobre el vástago

Se observa 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 0.00481402mm 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.

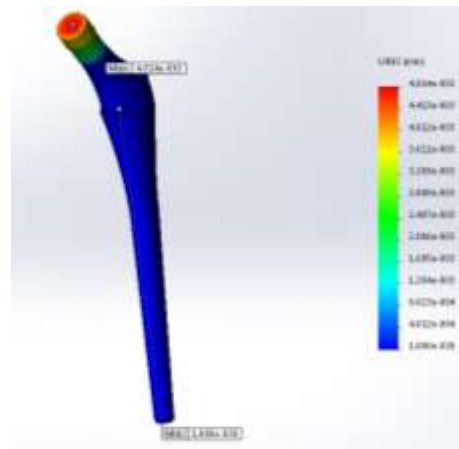


Figura 7. Distribución de los desplazamientos en el vástago.

4. 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.

Como trabajo a futuro se pretende realizar pruebas considerando diferentes cargas (peso del cuerpo humano) para verificar la carga máxima a la que la prótesis puede estar expuesta sin presentar deformación plástica.

5. REFERENCIAS

[1] Romaní 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 artroplastía 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 substitución 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)



CCADET
"CALIDAD EN LA INVESTIGACIÓN"



VIII

CONGRESO
NACIONAL DE
TECNOLOGÍA
APLICADA A
CIENCIAS DE
LA SALUD

15-17
JUNIO, 2017

"GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS
DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



[7] Á.Martínez Delfín, J.García de la Figal Costales, L.Rodríguez Milián, 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.