



Birmingham Mid – Head Resection Implant

Elena Blázquez and Karla García

EasyChair preprints are intended for rapid dissemination of research results and are integrated with the rest of EasyChair.

July 29, 2020

Implante Birmingham Mid – Head Resection

Elena Blázquez^{1,2*}, Karla García^{1,2*}

¹ Diplomado en diseño de implantes y prótesis

² Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, Mex.

mariaelena.blazquez@upaep.edu.mx, karlayaret.garcia@upaep.edu.mx

Resumen

El presente documento muestra el desarrollo de un estudio estático del esfuerzo al que se somete una prótesis BMHR implantada en el fémur al encontrarse el paciente en bipedestación y sin moverse. Se muestra el diseño de la prótesis, el proceso de su implantación en el hueso y se comparan los resultados del estudio, considerando dos tipos de pares de materiales.

1 Introducción

La osteonecrosis, extensos quistes en la cabeza femoral y una anatomía anormal son factores que aumentan el riesgo del fracaso de una prótesis de superficie BHR, por lo que normalmente en estos casos se recomendaría un reemplazo total de cadera THR. Sin embargo, en pacientes jóvenes resulta beneficioso un procedimiento más conservador.

Ante dicha necesidad surge el implante BMHR, el cual se indica para pacientes con buena calidad de hueso. Esta prótesis está formada por tres piezas: un vástago cónico, la cabeza femoral y un componente acetabular.

El vástago se fabrica de titanio Ti6Al4V, el cual posee una alta biocompatibilidad y se puede utilizar como material de osteosíntesis, ya que el hueso puede crecer sobre éste. Asimismo, por su bajo módulo de elasticidad es elásticamente compatible con el cuerpo humano.

La cabeza femoral y su componente acetabular pueden formar pares de fricción metal-metal o metal-cerámica.

Para el primer caso se utilizan aleaciones Cromo-Cobalto (Cr-Co), las cuales destacan por su alto grado de resistencia al desgaste y a la tracción. También presentan alta dureza y buena resistencia a la corrosión.

Por otra parte, para pacientes con alergias a metales, se utiliza una cabeza cerámica de alúmina. Este material presenta una excelente biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. La caracterizan la alta dureza y resistencia al desgaste, así como alta resistencia a la compresión.

* Licenciatura en Ingeniería Biónica

2 Metodología

El desarrollo del estudio se divide en varias etapas que se describen a continuación.

Se presenta un análisis de carga para los distintos pares de materiales mencionados, metal – metal y metal – cerámica. El implante BMHR se somete al esfuerzo generado por el peso del paciente al estar en bipedestación y sin moverse.

Cabe aclarar que para ésto se considera un implante del fémur derecho de un paciente masculino de 30 años con peso de 70 kg.

2.1 Segmentación del fémur

A partir de una tomografía de cuerpo completo, se segmentó únicamente el hueso de interés en el programa 3D Slicer (Figura 1).

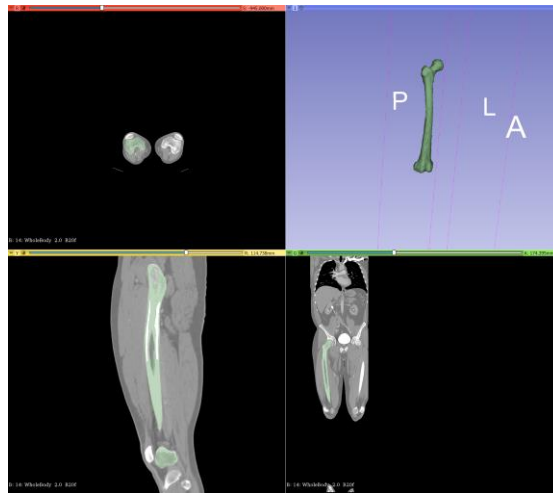


Figura 1 Proceso de segmentación del femur

2.2 Generación de una superficie

Se trabajó la segmentación del fémur derecho en el software Catia. Primero se creó una malla de segmentación para iniciar la reconstrucción del fémur. Teniendo ésto, se procedió a eliminar toda aquella imperfección y elemento no necesario para este estudio. Se decidió trabajar con la mitad del hueso (25 cm) ya que el área central a manipular para el implante BMHR es la cabeza del fémur, además que el estudio de cargas y estrés se indicó en bipedestación.

Teniendo el fémur como una superficie, se procedió a realizar las mediciones necesarias para su modelado.

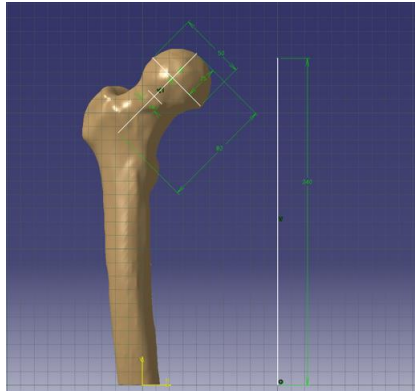


Figura 2 Mediciones del femur en Catia

2.3 Modelado del fémur

En el software SolidWorks se realizó el modelado del fémur derecho completo. Posteriormente, se realizó un corte de 25 mm desde el extremo de la cabeza del fémur en dirección de la línea del cuello y se perforó, tal como se haría en una cirugía, para así poder insertar la prótesis.

2.4 Diseño y modelado del implante

De acuerdo con las medidas del fémur con el que se trabajó anteriormente, se consideró que se trabajará una prótesis tipo 4 para cabeza femoral de 50 mm.

El modelo se realizó en el programa SolidWorks. Se diseñaron tres piezas por separado, como se muestra en las siguientes figuras. Posteriormente, dichas piezas se unieron en un ensamble y se comprobó que no hubiera interferencias entre cada uno de los componentes.



Figura 3 Piezas que conforman la prótesis

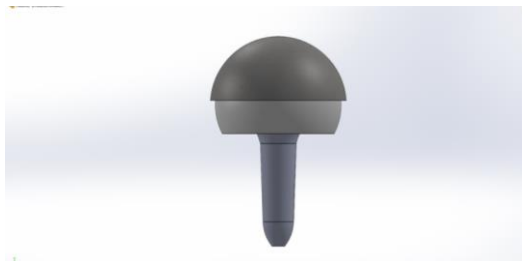


Figura 4 Ensamble de la prótesis sin interferencias detectadas

2.5 Implantación de la prótesis en el fémur

En el mismo software SolidWorks se procedió a implantar la prótesis en el modelo del fémur, sin interferencias entre los componentes.

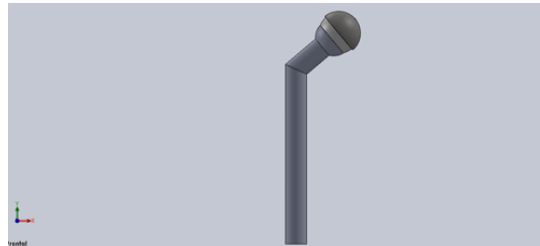


Figura 5 Implantación de prótesis en el fémur

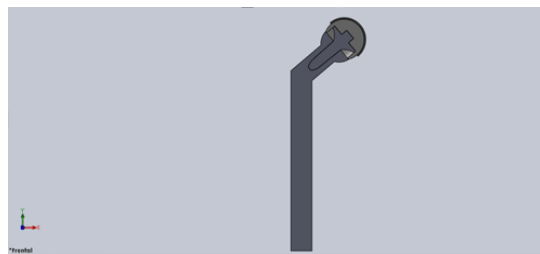


Figura 6 Vista seccionada de la implantación de la prótesis en el fémur

2.6 Análisis estático de esfuerzos en la prótesis implantada

Considerando la prótesis ya implantada en el modelo de hueso como un ensamble de sólidos, el análisis de esfuerzos se realizó en el programa ANSYS como un estudio Von - Mises.

De acuerdo a la siguiente tabla, se definieron las propiedades de los materiales que se tomaron en cuenta para el estudio.

| | Densidad (kg/m ³) | Módulo de Young (GPa) | Razón de Poisson |
|----------------|----------------------------------|-----------------------------|---------------------|
| Ti6Al4V | 4429 | 115 | 0.34 |
| Cr-Co | 8300 | 210 | 0.3 |
| Alúmina | 3900 | 350 | 0.26 |
| Hidroxiapatita | 3160 | 10 | 0.27 |
| Hueso | 1800 | 12 | 0.3 |

Tabla 1 Propiedades de los materiales utilizados en el estudio

Cabe aclarar que para la construcción del modelo se considera la carga aplicada en la cabeza de la prótesis, ya que la cabeza femoral recibe la carga del peso en bipedestación. El valor de dicha carga se obtiene considerando el peso del paciente en cuestión y el valor de la gravedad, siguiendo esta ecuación:

$$F = m * a = 70 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2 = 690 \text{ N}$$

Por otra parte, el soporte del sistema se considera al final del hueso.

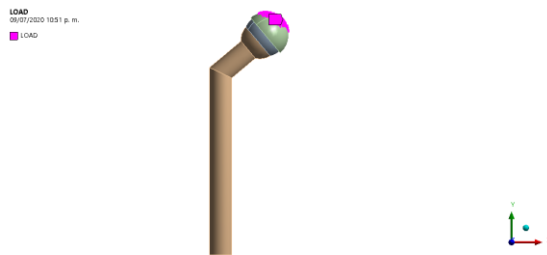


Figura 7 Distribución de la carga sobre la cabeza de la prótesis



Figura 8 Área de soporte de la prótesis

Se realizaron dos estudios diferentes, considerando distintos materiales para la cabeza de la prótesis.

Caso 1: Análisis de prótesis de cadera derecha sometida a una carga de 690N en dirección Z en parte de la cabeza. Su fabricación consiste en: vástago de titanio Ti6Al4V, cabeza de aleación Cr-Co y componente acetabular de Cr-Co con recubrimiento de hidroxiapatita.

Caso 2: Análisis de prótesis de cadera derecha sometida a una carga de 690N en dirección Z en parte de la cabeza. Su fabricación consiste en vástago de titanio Ti6Al4V, cabeza de aleación Cr-Co y componente acetabular de alúmina con recubrimiento de hidroxiapatita.

3 Resultados

A continuación, se presentan los resultados obtenidos tras el análisis de esfuerzos realizado. Cabe aclarar que en las imágenes el color rojo indica la zona de mayor concentración de esfuerzos en el implante, mientras que el color azul representa el menor; los valores numéricos de esfuerzo se presentan en unidades de Pascales.

| Esfuerzo | Pa |
|----------|--|
| Mínimo | 1.18e5 |
| Máximo | 3.24e8 |
| Zona | Unión interna entre la cabeza y el vástago |

Tabla 2 Resultados caso 1

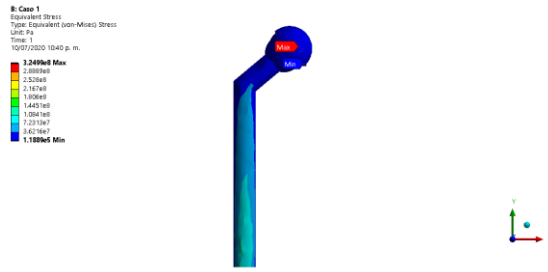


Figura 9 Caso 1 vista frontal

| Esfuerzo | Pa |
|----------|--|
| Mínimo | 1.33e5 |
| Máximo | 2.94e8 |
| Zona | Unión interna entre la cabeza y el vástago |

Tabla 3 Resultados caso 2

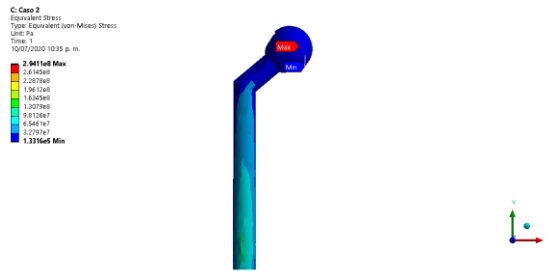


Figura 10 Caso 2 vista frontal

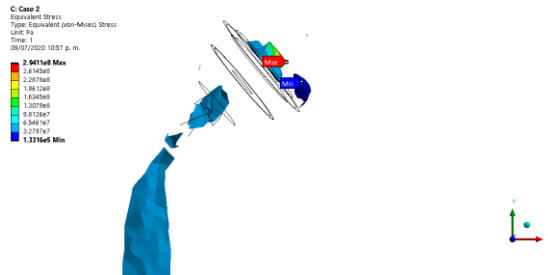


Figura 11 Caso 2 vista Iso Surfaces

4 Análisis

Como se aprecia en las figuras anteriores, en el Caso 1 se presenta un esfuerzo máximo mayor que en el Caso 2, sin embargo ambos valores son del mismo orden. También se puede notar que la zona en la cual se distribuyen los esfuerzos es exactamente la misma. Dicha zona se aprecia con más detalle en la **Figura 11**.

Es de alta importancia destacar que todos los valores de esfuerzo obtenidos están muy por debajo del Módulo de Young de cualquiera de los materiales utilizados. Explicado con un ejemplo, si se compara el esfuerzo máximo obtenido en todo el estudio (0.324 GPa), contra el Módulo de Young del titanio Ti6Al4V (115 GPa), queda claro que la carga aplicada durante el estudio, no hará que se sobrepase el límite elástico del material en cuestión. Ésto significa que no hay riesgo de fractura de los componentes de la prótesis. Los valores anteriormente mencionados se pueden consultar en **Tabla 2** Resultados caso 1 y **Tabla 1** Propiedades de los materiales del estudio, respectivamente.

5 Conclusiones

De acuerdo con el estudio estático realizado, ambos pares de materiales que se analizaron muestran respuestas altamente similares al someterse a la carga y ambos resisten el esfuerzo muy por encima de los límites requeridos. Sin embargo, conociendo las propiedades de los materiales en cuestión, se puede reconocer las ventajas entre dichos pares.

Los pares metal - cerámica presentan un buen coeficiente de fricción, sin embargo, como el módulo elástico del hueso tiene un valor de 12 GPa, siendo 30 veces inferior al de la alúmina, el hueso esponjoso puede atrofiarse y producir un aflojamiento de la prótesis.

Por su parte, los pares metal - metal tienen una mejor resistencia a la carga, sin embargo, existe la posibilidad de acumulación de iones que pudieran causar hipersensibilidad.

También, al presentar un esfuerzo mínimo menor que los pares metal - cerámica indica que sufre antes la deformación, es decir que tiene una pronta reacción de la carga a la que es sometido. Sin embargo, en este caso, la diferencia es prácticamente despreciable.

Por lo anterior, se afirma que ambos pares de materiales del estudio son excelentes opciones para la fabricación del implante BMHR.

Bibliografía

Medicina ortopedista Michał Nowak. (2019). *Endoprótesis superficial de la articulación de la cadera - capoplastia*. Alemania. FIZJ. Recuperado de <https://fizjoplaner.pl/endoproteza-powierzchniowa-stawu-biodrowego-kapoplastyka.html>

Ramirez, Edgar & Pineda, José & Ruiz Cervantes, Osvaldo & Jacobo, Víctor & Ortiz Prado, Armando. (2015). *Análisis del efecto de una prótesis Müller® en la distribución de cargas en el fémur*. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/291333307_Analisis_del_efecto_de_una_protesis_MullerR_en_la_distribucion_de_cargas_en_el_femur

Garzón-Alvarado, Diego Alexander, Roa Garzón, Máximo Alejandro, & Ramírez Martínez, Angélica María. (2008). *Predicción del proceso de remodelación ósea para diferentes implantes de cadera al utilizar optimización topológica*. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 22(2) Recuperado el 05 de febrero de 2020, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2008000200009&lng=es&tlng=es.

Jo Ann Stugaard-Jones. (2014). *The Anatomy of exercise and Movement*. España: Paidotribo.

Marín, O., Fernández, E., Dantas, P., Rego, P., y Pérez, L. (2016). *Anatomía y función de la articulación coxofemoral. Anatomía artroscópica de la cadera*. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 23(1), 3-10.

Losa, P. (2018) *Diseño de una prótesis liviana de cadera*. U. Politécnica. Recuperado de: file:///G:/Diplomado/TFG_PAULA_LOSA_ZAPICO.pdf