

Comportamiento a fatiga del vástago de una prótesis para cadera al caminar

Fatigue behavior stem hip prosthesis for walking

Ángel Martínez Delfín^I, Javier García de la Figal Costales^{II}, Luís Manuel Rodríguez Milián^{III}, Reynaldo Rodríguez Pérez^{III}

I. Empresa Cubana de Acero. La Habana. Cuba.

Correo electrónico: angel@cubacero.co.cu

II. Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría. Facultad de Ingeniería Mecánica. La Habana. Cuba.

III. Complejo Científico Ortopédico Internacional Frank País. La Habana. Cuba.

Recibido: 20 de marzo de 2013

Aceptado: 23 de diciembre de 2013

Resumen

La prótesis de cadera consiste en sustituir la parte superior fracturada del fémur por una pieza de material biocompatible. Debido a las cargas aleatorias que sobre esta prótesis actúan al caminar la persona injertada, surge la fatiga sobre la prótesis. En este trabajo se realiza el cálculo a fatiga del vástago de una prótesis de caderas fabricada con acero inoxidable austenítico AISI 316L y de uso actual. Para ello se emplea el método de los elementos finitos, considerando la compleja geometría del vástago, el material y las cargas variables resultantes del caminar de la persona con la prótesis artificial colocada. Se calcula el daño a fatiga que estas cargas provocan en la misma así como el número de pasos que pueden darse, garantizándose una larga vida útil de la prótesis por este concepto de resistencia.

Palabras claves: fatiga, prótesis de cadera, ciclo, daño, elementos finitos.

Abstract

The hip prosthesis consists in substituting the fractured femur part by a piece of biocompatible material. Because the random character of loads acting over this prosthesis while person walk, crop up the fatigue on the prosthesis. The fatigue behavior of austenitic stainless steel hips prosthesis is studied in this article. The method of finite elements is used, considering the complex geometry of the part, the material and the variable acting loads, as results of steps of walking person. The fatigue damages are calculated as well as the number of steps that can be given, guarantying a long life of the prosthesis for fatigue resistance concept.

Key words: fatigue, hip prosthesis, cycle, damage, finite elements.

Introducción

El reemplazo total de cadera, consiste en la sustitución de forma parcial o total de la articulación de la cadera mediante una cirugía ortopédica.

A través de la utilización del método de los elementos finitos, se calcula en el vástago de una prótesis, el daño que se produce en este y la cantidad de ciclos que el mismo es capaz de resistir dada su geometría y la acción sobre él de un conjunto de cargas cíclicas no constantes que se producen al caminar la persona.

Durante los últimos años se ha incrementado el número de reemplazo total de caderas, debido a esto se hace imprescindible contar con prótesis para caderas que sean capaces de resistir sin fallos un elevado número de ciclos de carga y poder lograr así una elevada vida a fatiga. Seguidamente se analizan algunos trabajos que abordan el tema.

En el 2004, Torrenegra en [2] realiza el análisis de un vástago y cabeza para prótesis para caderas mediante la utilización del método de los elementos finitos, sus dimensiones más importantes se obtuvieron del catálogo del fabricante y en función de estas fueron modelados. Presentan 2 casos para la realización del análisis estructural, cuya diferencia consiste solamente en la modificación de las condiciones de frontera en el vástago, para ambos se aplica una carga estática de valor 4 veces mayor al peso de un persona de peso medio, distribuida está en su componente en cada eje. Una vez realizado el análisis se obtienen los valores de esfuerzo, deformación y coeficiente de seguridad para ambos casos. Así como también se determinan las zonas donde aparecen los mayores concentradores de tensiones y mayores deformaciones.

Con este método que se ha utilizado, si bien se impone una fuerza muy superior a la que realmente aparece en la prótesis, esta es aplicada de manera estática, debiendo haber sido aplicada la fuerza que actúa realmente en la prótesis la cual varía en el transcurso del ciclo de carga, pudiéndose presentar producto de esto la fatiga la cual no es analizada.

Posteriormente en el 2005, Delgado Rosas en [3] realiza el análisis a un vástago con cabeza femoral utilizando el método de los elementos finitos. A partir de una prótesis real existente, con la ayuda de una máquina de coordenadas se determinan sus dimensiones y a partir de estas se elabora el modelo tridimensional del vástago con su cabeza. Se le aplican al modelo de elementos finitos conformado las fuerzas que actúan sobre el vástago durante el ciclo de marcha humano normal, encontrándose este dividido en 20 etapas. Son considerados fijos los nodos que se encuentran en el exterior del vástago en la zona que este va empotrado en el fémur. Una vez realizado el análisis, se obtienen los valores de esfuerzos y deformaciones para cada una de las etapas en que se dividió el ciclo de marcha humana normal.

Se destaca en este trabajo el análisis que se realiza con las fuerzas que surgen en la prótesis durante el ciclo de carga de marcha humana normal, sin embargo no se realiza el análisis a fatiga para el vástago que se estudia.

En el año 2011, Vigil [4] realiza un ensayo a fatiga en el laboratorio a un vástago de prótesis para caderas, posteriormente se ejecuta este mismo análisis al vástago considerando las mismas condiciones, pero utilizando el método de los elementos finitos (MEF). Con la utilización de este último se llegaron a los resultados que se habían obtenido inicialmente en el laboratorio, pudiéndose validar el análisis que se realizó utilizando el método de los elementos finitos. Seguidamente se procedió con la utilización del MEF al rediseño del vástago con el objetivo de aumentar la vida a fatiga en este, siendo posteriormente ensayado este último prototipo en el laboratorio y obteniéndose los resultados esperados.

En este trabajo, se cuenta con la realización de un análisis a fatiga del vástago de cadera y su posterior ensayo en laboratorio, sin embargo el análisis se efectúa para 2 valores de fuerzas y las curvas a fatiga utilizadas son para un ciclo simétrico ($R = -1$), cuando en la práctica las fuerzas que actúan sobre el vástago tienen carácter aleatorio durante el ciclo de carga actuante, debido a lo cual se deben utilizar en el análisis para el material utilizado, varias curvas de fatiga con varias razones de ciclo.

Abhijit [5], realizó el estudio a una prótesis para caderas en la cual se analizan 2 variantes, en un caso se utiliza la cabeza femoral de la prótesis fabricada de acero inoxidable 316L y para el otro caso el material de esta se sustituye por un polietileno de alto peso molecular. Importante destacar que con excepción de la cabeza femoral, el resto de los componentes que intervienen en el análisis presentan los mismos materiales y propiedades en ambas variantes analizadas. Se realiza el análisis utilizando el método de los elementos finitos definiéndose para ambos las mismas condiciones de carga y de contorno. El estudio se realizó para la condición de carga en la cual la persona se encuentra parada. Se determinan los esfuerzos y desplazamientos, en el caso del esfuerzo equivalente la prótesis con cabeza de polietileno de alto peso molecular es recomendada, no siendo así desde el punto de vista de los desplazamientos obtenidos. Finalmente se determina la utilización de la prótesis con cabeza femoral de acero inoxidable 316L.

Como positivo se puede observar que se valoró la posibilidad de la utilización de otros materiales en la fabricación de partes en la prótesis para caderas. Sin embargo no se realizó un análisis a fatiga, no pudiéndose determinar la cantidad de ciclos de carga que podrán tener las prótesis analizadas.

Martel en [6] realiza un análisis comparativo entre 2 tipos de prótesis de un mismo fabricante, implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos, para este último tipo se analizan cada una de las combinaciones geométricas posibles que brinda; el estudio tiene como objetivo determinar con cuál de estas 2 técnicas se obtienen mejores resultados, se realiza la simulación para cada una de las variantes que se presentan en el trabajo, tanto para el caso de implantaciones correctas en el paciente, así como implantaciones incorrectas. En cada caso se determinan los esfuerzos que surgen en estas prótesis, así como su hundimiento en el hueso.

En el trabajo antes analizado, se tiene la posibilidad a partir de los resultados obtenidos dado unas condiciones de carga y fijación, determinar cuál de los 2 tipos de prótesis analizados es la que mejores resultados presenta, adicionalmente se determina cual es la que menos invasiva resulta al paciente injertado. Sin embargo no se realiza un análisis a fatiga para estas prótesis, con el cual se pudiera determinar para cada caso analizado la cantidad de ciclos que podrían resistir antes de fallar.

En su artículo Cruz-Vázquez FJ [7] en 2011, realiza un estudio a una población de un determinado tipo de vástago corto de prótesis para caderas, con el objetivo de obtener de estos el comportamiento de un grupo de parámetros de interés después de encontrarse injertados durante un determinado periodo de tiempo. Esto se logra mediante la realización de un estudio estadístico practicado a una determinada muestra poblacional.

Vale destacar que los resultados obtenidos en el estudio son favorables referente al comportamiento de los vástagos objetos de estudio, y como positivo del trabajo se muestra que se realizó sobre la base de vástagos injertados durante un determinado periodo de tiempo. Sin embargo aunque los vástagos analizados muestran un buen comportamiento, no se realiza un estudio a fatiga de los mismos, pudiéndose con esto predecir el comportamiento que los mismos tendrían.

De la revisión bibliográfica realizada, se puede plantear que el procedimiento que más se acerca al que se debe aplicar es el mostrado por [4] en su trabajo. No obstante hay elementos que deben de modificarse en el mismo, por ejemplo las fuerzas que se deben aplicar serán las que realmente surgen en la prótesis durante un ciclo de marcha humana normal, mostradas por [3]; producto de este último elemento planteado, las curvas de fatiga que se utilizarán serán las de las razones de ciclo que se presentan durante el ciclo de carga actuante para el material utilizado.

Después de haber sido revisada la bibliografía consultada sobre el tema, se puede plantear como elemento novedoso del trabajo que aquí se presenta, la creación de una metodología que permite realizar el cálculo a fatiga para prótesis de caderas, sobre la cual inciden las cargas por un paso completo en marcha humana normal, es necesario destacar que estas cargas son aleatorias en el transcurso del paso, se incorporan las 3 curvas de fatiga del material utilizado. Pudiéndose a partir de esto determinar los valores de los esfuerzos y deformaciones que surgen en el vástago, su ubicación en la geometría de la pieza, cantidad de ciclos de carga que soportará antes de fallar, coeficiente de seguridad, así como el daño que provocará en estas las cargas actuantes. Destacar que esta metodología puede ser utilizada en otros elementos o ensambles en los que desee analizar el fenómeno de la fatiga, por ejemplo: largueros de vehículos de transporte automotor, diseño de estructuras metálicas, vigas armadas con soldadura.

Métodos y materiales

La fatiga y las cargas cíclicas

Una vez realizado el reemplazo de cadera en la persona injertada, este queda como se muestra en la figura 1, donde se pueden apreciar las partes componentes de la prótesis, entre estas el vástago femoral objeto de estudio en este trabajo. Adicionalmente aparecen enmarcadas en dicha figura las partes óseas sobre las cuales queda fijada la prótesis.

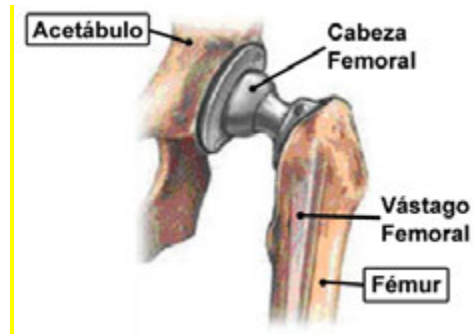


Fig. 1. Prótesis injertada con su partes componentes

En el presente trabajo se realiza el análisis al vástago de una prótesis de cadera de la marca *Muller*, sometida a cargas que no se repiten con igual magnitud en el tiempo, el nivel de tensión actuante producto de las fuerzas puede variar al azar en amplitud y frecuencia. Por lo que durante la acción de un ciclo de carga sobre el vástago estarán presentes varios valores de Razón de ciclo (R).

El proceso de caminar se puede definir como el conjunto de pasos que da una persona para desplazarse de un lugar a otro. Estos pasos nunca se repiten de manera idéntica a ningún otro anterior. Para el caso de pacientes que tengan colocada una prótesis de cadera, esto nos indica que sobre la misma actúan un conjunto de fuerzas que al ser siempre de valores diferentes proporcionan un comportamiento aleatorio de las mismas y por consiguiente también son aleatorios los esfuerzos que estas provocan.

El cálculo a fatiga para las cargas aleatorias actuantes es realizado a un vástago para prótesis de caderas de la marca *Muller*, en la figura 2a se observa una vista isométrica de dicho vástago con sus ejes coordenados globales de referencia. Para este trabajo se tomaron las fuerzas actuantes sobre la prótesis durante las etapas del ciclo de carga de la marcha humana normal, siendo estas reflejadas en la tabla 1 en sus componentes de fuerzas en un sistema de ejes coordenados cartesiano, el sentido en que actúa cada una de ellas aparece representada en la figura 2b, donde adicionalmente se refleja la resultante de estas componentes, dicha figura es un detalle de la zona superior del vástago donde se encuentra la espiga, a través de la que se trasmite la carga a este, y sobre la cual va colocada la cabeza femoral. Un ciclo de carga se considera igual a la duración de un paso de la persona durante su marcha normal.

Es importante destacar, que las dimensiones del vástago están en función de la estatura de la persona a la que le es colocada la prótesis.

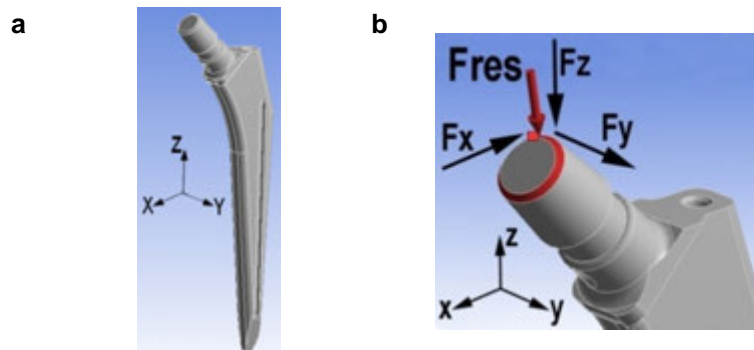


Fig. 2. a) Vista isométrica del vástago femoral. b) Acción de las cargas sobre la espiga

Tabla 1. Cargas por un paso completo en marcha humana normal. [3].

Tiempo (Seg.)	Fx(N)	Fy(N)	Fz(N)	Tiempo (Seg.)	Fx(N)	Fy(N)	Fz(N)
0	-119,30	- 0.451	-528,3	11	-143,8	115,2000	-1373,0
1	-181,20	176,940	-1094,0	12	-322,0	62,8200	-1080,0
2	-245,60	419,220	-1840,0	13	-355,4	32,2650	-801,3
3	-282,80	518,400	-2021,0	14	-295,4	7,7409	-643,0
4	-273,80	443,250	-1892,0	15	-240,2	- 9,0000	-499,0
5	-247,10	315,990	-1756,0	16	-202,1	-16,8300	-401,3
6	-223,70	205,290	-1667,0	17	-164,0	- 503,0000	-327,2
7	-186,20	125,640	-1567,0	18	-123,2	9,7650	-323,6
8	-142,40	67,140	-1465,0	19	-100,7	8,6850	-437,9
9	-71,67	47,475	-1383,0	20	-97,2	- 9,0000	-509,9
10	-21,60	97,470	-1398,0				

El material con el que está construido el vástago que se analiza, es el acero inoxidable austenítico 316L, por ser uno de los materiales biocompatibles ampliamente empleados en estas aplicaciones. Con las propiedades mecánicas generales mostradas en la tabla 2.

Tabla 2. Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable Austenítico AISI 316L [8]

Modulo de elasticidad [E] =	2*10 ⁵ MPa.
Densidad [ρ] =	8000 kg/m ³ .
Limite de fluencia [σ _{fl}] =	228 MPa.
Limite de rotura [σ _R] =	560 MPa.
Limite de fatiga [σ ₋₁] =	200 MPa.

A continuación los parámetros que se investigarán en el comportamiento a fatiga del vástago analizado.

Esfuerzos equivalentes

Estos son calculados utilizando la ecuación 1, según el criterio de resistencia de Huber – Mises.

$$\sigma_e = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2} \quad (1)$$

El esfuerzo equivalente es frecuentemente utilizado en trabajos de diseño debido a que el mismo permite representar un estado de esfuerzo arbitrario tridimensional como un valor de esfuerzo lineal positivo de igual peligrosidad.

Life o vida a fatiga

Este parámetro brinda la vida disponible de la pieza para un análisis de fatiga dado. En este caso se trata de una carga no constante, de amplitud variable dentro del ciclo de carga, es decir cargas periódicas no armónicas. Por lo que la vida representará el número de ciclos de carga hasta que la pieza falle, que a su vez son los pasos que da la persona en su caminar normal.

Damage o Daño

Se puede definir como el valor que se obtiene de dividir la vida de diseño, entre la vida disponible. Cuando se obtiene un valor de daño mayor que 1 se está indicando que la pieza fallará por fatiga antes de alcanzarse la vida de diseño. Se calcula utilizando la ecuación 2.

$$\sum \left(\frac{n_i}{N_i} \right) = \frac{\text{design life}}{N_i} \quad (2)$$

Siendo:

- n_i – Número de ciclos en que actúa el esfuerzo σ_i .
- N_i – Número de ciclos hasta la rotura si se hubiese mantenido el esfuerzo σ_i constante todo el tiempo.
- σ_i – Si $\sigma_i > \sigma_r$ – se producirá daño por fatiga.
- σ_r – Limite de fatiga del material para una razón de ciclo R.

Coficiente de seguridad a fatiga o *Safety factor*

Es el coeficiente de seguridad que tiene la pieza bajo un sistema de cargas dado, respecto al fallo por fatiga para una vida de diseño dada.

Curvas de fatiga. Definición de las curvas de fatiga del material

Ante cargas periódicas no armónicas como las actuantes en la prótesis analizada durante el paso dado por una persona, se requerirán las curvas de fatiga del material con las razones de ciclo correspondientes a las razones de ciclos de las cargas aplicadas que requeriría de numerosas curvas de fatiga del material, correspondientes a cada una de las razones de ciclo actuantes, muchas de las cuales no están disponibles en la literatura. Hay que tener en cuenta que la obtención de una de estas curvas requiere de largos y costosos experimentos, no siempre proporcionadas por las firmas fabricantes de estos materiales.

Según García de la Figal Costales, Javier, en su monografía *Temas Avanzados de Fatiga* en 2012, basta con el conocimiento de las curvas para 3 razones de ciclos diferentes del material para considerar adecuadamente el comportamiento a fatiga del material bajo otras razones de ciclo. En la tabla 3, se muestran los valores de números de ciclos que resiste el material en función de los esfuerzos alternativos, para cada una de las 3 razones de ciclo que se utilizan en el presente trabajo. Donde:

σ_{-1} - limite fatiga alternativa, σ_0 - limite fatiga pulsante, $\sigma_{0.1}$ - limite fatiga para R = 0.1

Tabla 3. Limites de fatiga del material respecto al número de ciclos [1].

σ_{-1}		σ_0 y $\sigma_{0.1}$: Que son semejantes	
N [Ciclos]	σ_a [MPa]	N [Ciclos]	σ_a [MPa]
100	500	100	500
1000	400	1000	360
10000	300	10000	250
1e5	230	1e5	170
1e6	200	1e6	150

Modelo de elementos finitos

Para la realización de los cálculos por el método de los elementos finitos (MEF), se utilizó un elemento finito del tipo solido, hexahédrico con las siguientes características.

Elemento solido 3D de alto orden, de 20 nodos, isoparamétrico con funciones de interpolación cuadrática y capacidades de análisis estructurales. Cada nodo presenta 3 grados de libertad, los cuales son de traslación en las direcciones de los ejes X, Y y Z. El elemento soporta los siguientes tipos de análisis:

- Plasticidad
- Hiperelasticidad
- Elasticidad
- Rigidez por esfuerzo
- Grandes desplazamientos
- Gran capacidad de deformación

Presenta una formulación matemática mixta, que le permite ser utilizado para simular comportamientos de materiales no lineales, incluidos:

- Materiales que se acerquen a materiales elastoplásticos incompresibles.
- Para materiales hiperelásticos incompresibles.

Satisface adecuadamente la modelación de mallas irregulares, como las que se generan en aquellas piezas solidas que generalmente provienen de varios sistemas de diseño asistido por computadora. El elemento puede tener cualquier orientación en el espacio. En los análisis aquí realizados se utilizaran las capacidades de Elasticidad y Plasticidad.

La geometría, localización de los nodos y el sistema de coordenadas del elemento se muestran en la figura 3. Las direcciones de los esfuerzos en el elemento, son paralelas al sistema de coordenadas del elemento.

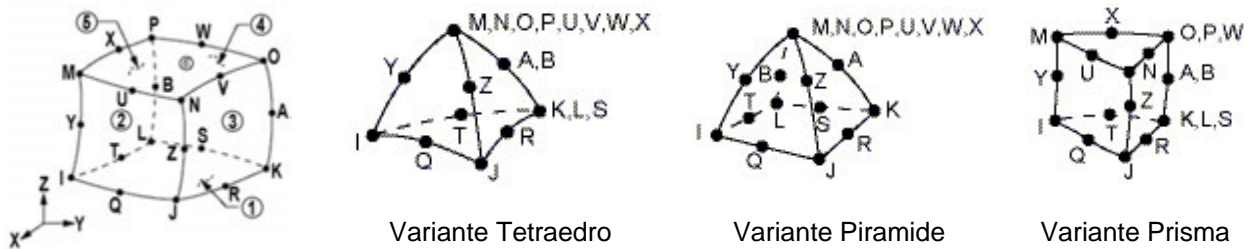


Fig. 3. Geometría del elemento finito sólido estructural.

En la figura 4 se muestra el mallado de la geometría de la pieza, con un refinamiento en zonas de complejidad geométrica, fuente de fuertes concentradores de tensiones.

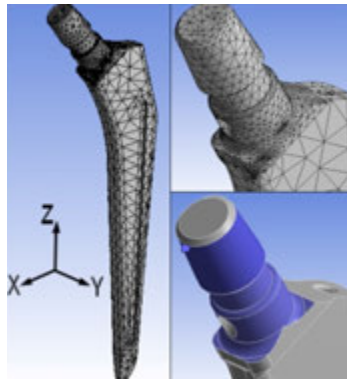


Fig. 4. Modelo de elementos finitos del vástago

Las fuerzas externas actuantes, tabla 1, son aplicadas en el área del vástago con el borde de color rojo, figura 5, que es la zona a través de la cual se trasmite la carga proveniente de la cadera. Las fuerzas se colocaron en forma de presión con los valores mostrados en la tabla 4.

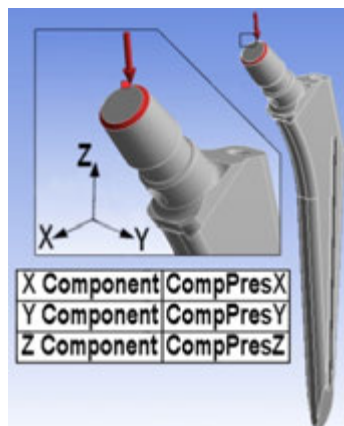


Fig. 5. Zona de aplicación de las cargas

Tabla 4. Presión aplicada en cada eje en la zona de aplicación de las cargas

Tiempo (Seg.)	ComPresX MPa	ComPresY MPa	ComPresZ MPa
0	-2,521	0,000	-11,186
1	-3,835	3,750	-23,178
2	-5,191	8,877	-38,983
3	-5,996	10,975	-42,818
4	-5,805	9,386	-40,085
5	-5,233	6,695	-37,203
6	-4,725	4,343	-39,979
7	-3,941	2,669	-33,199
8	-0,297	1,419	-31,038
9	-1,525	1,017	-29,301
10	-0,466	2,076	-29,619
11	-3,051	2,436	-29,089
12	-6,822	1,335	-22,881
13	-7,521	0,678	-16,970
14	-6,250	0,169	-13,623
15	-5,085	-0,191	-10,572
16	-4,280	-0,360	-8,496
17	-3,475	-10,657	-6,928
18	-2,606	0,212	-6,843
19	-2,119	0,191	-9,280
20	-2,055	-0,191	-10,784

El vástago es insertado completamente en el hueso de modo que queda empotrado en el mismo. Para simular este constreñimiento en el modelo, se imponen restricciones completas al movimiento en las 2 caras laterales del vástago. Se trata de constreñir los 3 grados de libertad de los nodos presentes en esas caras.

De este modo se tiene completamente conformado el modelo y listo para proceder a su corrida y solución.

Resultados y Discusión

En la figura 6, se muestran en cada uno de los nodos de los elementos finitos del modelo los valores máximos de los esfuerzos equivalentes producto de las cargas actuantes. Estos máximos ocurren para un tiempo de 2.4 s del ciclo de carga y tienen un valor de 250.19 MPa, figura 6 b y c, estos se obtienen en la base de la espiga del vástago y alrededor del hueco allí presente (color rojo en figura 6b, debido a que es una de las zonas con mayor concentración de tensiones producto de su configuración geométrica.

Adicionalmente en la figura 6c se muestra un gráfico con la distribución de los esfuerzos máximos para cada instante del ciclo de carga, el máximo obtenido se encuentra en la zona de fluencia del material, obteniéndose valores en esta zona durante un corto periodo de cada ciclo, por lo que puede decirse que no hay necesidad de considerar la plasticidad en el análisis, considerando que se está fundamentalmente en zona elástica en todo momento.

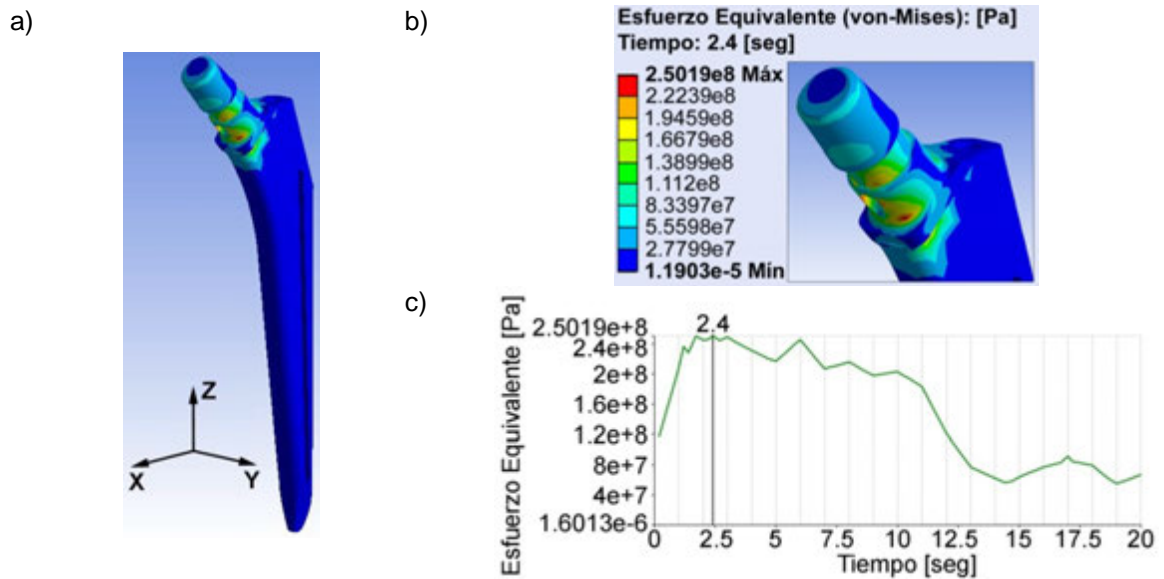


Fig. 6. a) y b) Distribución de esfuerzo equivalente. c) Gráfico de esfuerzo equivalente en el tiempo del ciclo de carga y descarga

En la figura 7a se observa la distribución de los mayores desplazamientos obtenidos, estos surgen para el tiempo de 3 segundos del ciclo de carga actuante, figura 7 a y b. Obteniéndose como valor máximo $7.1403e^{-5}$ m; este valor indica que el vástago presenta un comportamiento muy rígido, acorde con las funciones que el mismo debe realizar. En la figura 7b se brinda un gráfico donde se muestra el comportamiento del desplazamiento máximo para cada instante del ciclo de carga.

Los mayores valores de desplazamientos se obtienen en la parte superior de la espiga del vástago (zona roja), siendo este el lugar más alejado de los apoyo del vástago y donde además son aplicadas las cargas.

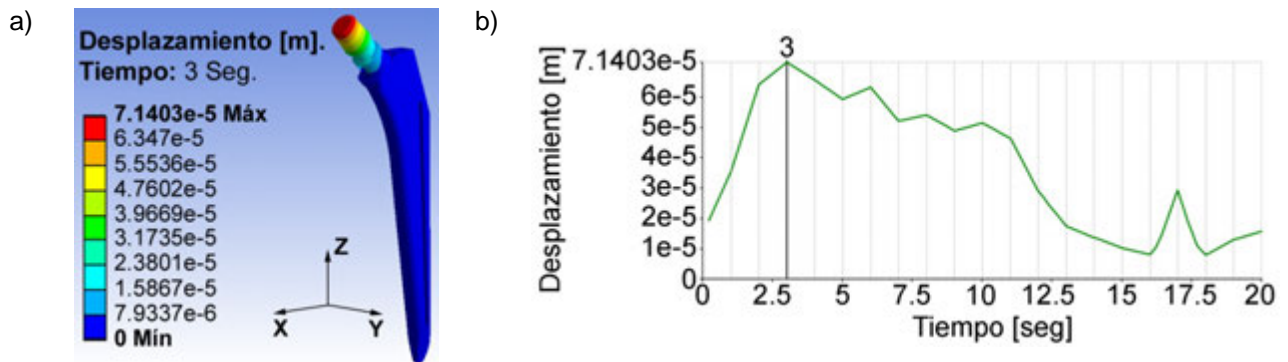


Fig. 7. a) Distribución de los desplazamientos en el vástago. b) Gráfico de desplazamiento máximo en el tiempo, durante el ciclo de carga y descarga

Life o vida a fatiga

La vida a fatiga obtenida en los cálculos realizados es de $2,5e+008$ ciclos de carga, este resultado constituye un valor elevado.

Damage o Daño

El daño que se produce en el vástago producto de los ciclos de carga actuantes tiene un valor de 0.004, constituyendo un valor bajo. Esto indica que dichas cargas provocan un daño acumulativo a fatiga muy pequeño. Esto se debe a que la mayoría de los esfuerzos resultantes en el vástago son inferiores a los límites de fatiga del material, por lo que no tienen incidencia en la fatiga de la mayor parte de la pieza.

Coefficiente de seguridad a fatiga o *Safety factor*

El menor valor de coeficiente de seguridad a fatiga obtenido es 5.423, para el instante y lugar de máximos esfuerzos equivalentes, resultando este un valor elevado; dando la medida que el vástago analizado soporta las cargas que sobre el actúan sin que se produzca en este el fallo por fatiga. Este mínimo aparece en la zona del cuello del vástago junto al agujero, zona de elevados concentradores de tensiones. Se muestran en la figura 8 los valores del coeficiente de seguridad en todo el volumen de la pieza, con valores notablemente mayores que el mínimo, llegando hasta un máximo de 15.

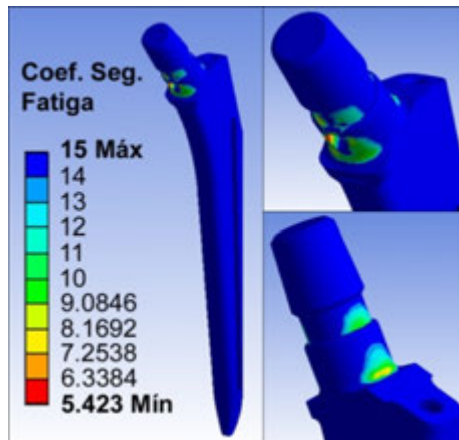


Fig. 8. Distribución de los coeficientes de seguridad a fatiga en el vástago

Conclusiones

El desplazamiento obtenido es muy bajo, puede decirse que prácticamente el vástago presenta un comportamiento rígido, lo cual corresponde con las funciones que debe realizar.

Teniéndose en cuenta el elevado número de ciclos de carga que soporta el vástago, teniendo en cuenta que las cargas actuantes casi no producen daño en este y el elevado valor de coeficiente de seguridad a fatiga obtenido, puede concluirse que la pieza trabaja prácticamente en su zona elástica, es decir con ausencia de esfuerzos plásticos o permanentes.

La suposición asumida de un empotramiento perfecto del vástago en el hueso del fémur, solo puede ser cierta en las primeras etapas de su inserción, pues el hueso es un elemento vivo que está en constante evolución y transformación. La practica muestra que con el paso del tiempo pueden ocurrir aflojamientos del vástago dentro del hueso.

Referencias

1. Jean Lemaitre, J. y Chaboche, J., *Mechanics of solid material*, UK: Cambridge University Press, 1990. ISBN: 9780521328531
2. Torrenegra, C. "Análisis estructural de endoprotesis para cadera, utilizando un modelo de elementos finitos". *Umbral Científico*. 2004, n° 4, p. 21-28. [Consultado el: 27 de junio de 2012]. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=30400404>. ISSN 1692-3375.
3. Delgado, M. y Enriquez, J. "Distribución de esfuerzos en una prótesis parcial de cadera cementada". *Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo*. 2005, vol. 2, n° 1, p. 1-5. [Consultado el: 3 de junio de 2012]. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=76820101>. ISSN 1665-7381.
4. Vigil, F., Guerrero, M., Jorge, J. *et al.* "Diseño y validación a fatiga de un vástago de revisión de prótesis de cadera empleando el método de los elementos finitos". En: *XXVIII Encuentro del Grupo Español de Fractura*, Gijón, Asturias, España, 2011, p. 817-822. [Consultado: 5 de agosto de 2012]. Disponible en: <http://www.gef.es/Congresos/28/pdf/Anales28-132.pdf>
5. Abhijit, R., Sandip, S., Eknath, N. *et al.* "Finite element analysis of modified hip prosthesis". *International Journal of Advanced Biotechnology and Research*. 2011, vol. 2, n° 2, p. 278-285. [Consultado el: 5 de octubre de 2012]. Disponible en: <http://bipublication.com/files/IJABRv2i2201108.pdf>. ISSN 0976-2612.

6. Martel, O., Afonso, H., Bermejo, J. *et al.* "Análisis Comparativo de Prótesis de Cadera: Implantes Tradicionales Frente a Implantes Mínimamente Invasivos". *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*. 2011, vol. 15, nº 2, p. 85-94. [Consultado el: 5 de agosto de 2012]. Disponible en: <http://www.uned.es/ribim/volumenes/Vol15N2Octubre2011/V15N2A08%202011%20Martel%2085-94.pdf>. ISSN 1137-2729.
7. Cruz Vázquez, FJ., De la Rosa Aguilar, M., Gómez López, CA. "Evaluación del vástago de cadera Mayo no cementado. Los primeros 10 años". *Acta Ortopédica Mexicana*. 2011, vol. 25, nº 2, p. 108-113. [Consultado el: 28 de noviembre de 2012]. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2011/or112g.pdf>. ISSN 1665-4717
8. Ramos Botello, Y., Estrada Cingualbres, R. y Bosch Cabrera, J. " Empleo de elementos finitos en un estudio comparativo de dos sistemas de fijación interna para la fractura de cadera". *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*. 2013, vol. 27, No 2, p. 186-198. [Consultado el: 12 de septiembre de 2013]. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/ort/v27n2/ort04213.pdf> ISSN 0864-215X.