

Evaluación numérica a la fatiga de prótesis tumoral de rodilla

Numerical Fatigue Evaluation of Tumorous Knee Prosthesis

Tomas de la Mora-Ramírez¹, Elvis Coutiño-Moreno²
Daniel Maldonado-Onofre³, José Aparicio-Urbano⁴

Tecnológico Nacional de México, Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán, MÉXICO

¹<https://orcid.org/0000-0001-6594-2777> | tomas.delamora@tesjo.edu.mx

²<https://orcid.org/0000-0003-2455-2574> | elvis.coutino@tesjo.edu.mx

³<https://orcid.org/0000-0002-6078-2206> | daniel.maldonado@tesjo.edu.mx

⁴<https://orcid.org/0000-0001-7866-1202> | jose.aparicio@tesjo.edu.mx

Recibido 11-04-2023, aceptado 29-05-2023.

Resumen

En los últimos años, el rendimiento mecánico de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) ha atraído una gran cantidad de interés en aplicaciones de prótesis articulares. La importancia clínica de la fatiga y las propiedades a la fractura de las piezas fabricadas con UHMWPE depende del dispositivo protésico. Los mecanismos de desgaste abrasivo y adhesivo usualmente prevalecen en los insertos acetabulares recuperados, observando que las superficies dañadas por fatiga se presentan a menudo en insertos tibiales. Por lo tanto, la resistencia al desgaste es de gran importancia en los componentes protésicos, ya que a mayores presiones de contacto de la articulación hacen que las propiedades de fatiga y fractura sean más relevantes. Se puede concluir así que las formulaciones de grado médico del UHMWPE deben representar un equilibrio entre las consideraciones de diseño, resistencia al desgaste, resistencia a la oxidación, propiedades de fatiga y a la fractura. Por lo que una de las principales consideraciones para el diseño de algún dispositivo con cargas variables es el diseño por fatiga, evitando grietas a nivel micro, macro y como consecuencia falla súbita del sistema. Provocando como consecuencia un reemplazamiento total de la pieza o en el peor de los casos catástrofes donde se involucra vidas humanas.

El objetivo de la presente investigación es proporcionar un análisis de fatiga y fractura, a través de una evaluación numérica a los bujes de material de UHMWPE utilizados en la articulación de la prótesis de rodilla. Se realizó un estudio de fatiga a la pieza buje tomando en consideración una posición en cuclillas de 130 grados de flexión del fémur con respecto a la tibia, mostrando resultados de la localización en donde inicia el daño en el buje, así como su tiempo de vida en años. Los resultados indican un ciclo de vida de 15.8 años antes de llegar a la falla del material.

Palabras clave: análisis de elemento finito, fatiga, prótesis de rodilla, UHMWPE.

Abstract

In recent years, the mechanical performance of ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) has attracted a great deal of interest in joint replacement applications. The clinical significance of the fatigue and fracture properties of parts made of UHMWPE depends on the prosthetic device. Abrasive and adhesive wear mechanisms usually prevail in retrieved acetabular inserts, noting that fatigue-damaged surfaces often occur in tibial inserts. Therefore, wear resistance is of great importance in prosthetic components, as higher joint contact pressures make fatigue and fracture properties more relevant. It can thus be concluded that medical grade formulations of UHMWPE should represent a balance between design considerations, wear resistance, oxidation resistance, fatigue and fracture properties.

Therefore, one of the main considerations for the design of any device with variable loads is the design by fatigue, avoiding cracks at micro and macro level, and as a consequence sudden failure of the system. This causes a total replacement of the part or, in the worst case, a catastrophe involving human lives.

The objective of the present investigation is to provide a fatigue and fracture analysis, through a numerical evaluation to UHMWPE material bushings used in the knee prosthesis joint. A fatigue study was carried out on the bushing piece taking into consideration a squatting position of 130 degrees of flexion of the femur with respect to the tibia, showing results of the location where the damage starts in the bushing, as well as its lifetime in years. The results indicate a life cycle of 15.8 years before material failure.

Index terms: Finite Element Analysis, fatigue, knee prosthesis, UHMWPE.

I. INTRODUCCIÓN

La rotura por falla de piezas de prótesis sometidas a cargas variables implica el cambio total de la prótesis o incluso la morbilidad del paciente. El presente trabajo se enfoca a las fallas presentes en los bujes de una prótesis comercial de rodilla.

Una gran cantidad de elementos de piezas ortopédicas de prótesis y de máquinas tales como cigüeñales, ejes y resortes, son sometidos a cargas variables por lo que su comportamiento es diferente a aquellos que se someten a cargas estáticas. Los esfuerzos variables mencionados tienden a producir grietas que crecen a medida que se repiten, hasta que se produce la falla total de manera súbita. Por tanto, el diseño de elementos sometidos a cargas variables debe hacerse mediante una teoría que tenga en cuenta los factores que influyen en la aparición y desarrollo de las grietas, las cuales pueden producir la falla después de cierto número ciclos de esfuerzo. Las roturas por fatiga son especialmente peligrosas porque no suelen presentar indicios de fallo inminente, sino que se producen de modo repentino y sin observar deformaciones plásticas del conjunto, lo que a lo largo de la historia ha provocado grandes accidentes en la industria del transporte y para el caso específico fallas en prótesis ortopédicas.

Particularmente, en la posición de los bujes dentro de la prótesis tumoral reciben todos los esfuerzos de las diferentes actividades cotidianas y deben ser soportados la carga del peso del paciente, por lo que deben garantizar y soportar dichas fluctuaciones. El buje, como elemento mecánico acoplado al perno y a la rodilla debe diseñarse para soportar las cargas del sistema que involucra actividades del paciente. Por lo tanto, los bujes deben estar diseñados para soportar las fuerzas variables debido a las diferentes actividades del paciente.

II. METODOLOGÍA/DESARROLLO

La geometría considerada en el análisis corresponde a un buje que consta de material de UHMWPE colocado entre dos cavidades de la prótesis de rodilla sujeta por el perno de aleación de titanio, uno interno y uno externo (véase Fig. 1).

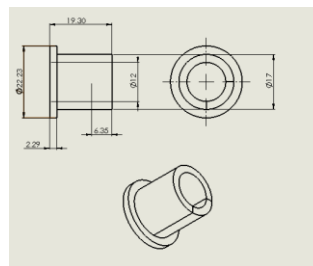


Fig. 1. Buj en estudio, dimensiones en mm, material de UHMWPE.

A. Caracterización del UHMWPE

Las curvas esfuerzo-deformación promedio de probetas de UHMWPE se obtuvieron a partir de la digitalización de diagramas esfuerzo-deformación, usando el software ORIGIN 2015. Los diagramas esfuerzo-deformación fueron resultado de ensayos de tensión experimentales realizados al material del UHMWPE (véase Fig. 2).



Fig. 2. Máquina para pruebas de Tensión a temperatura ambiente

La pruebas de tensión para el polietileno UHMWPE se realizaron bajo la norma ASTM D638, existen varios tamaños de probetas estandarizadas según la norma sin embargo la que se utilizó fue una tipo IV ya que es la más común para pruebas de polietileno, con un espesor de 3.2 mm, se realizaron cinco pruebas como indica la norma [1].

La pendiente de la parte lineal inicial de la curva Tensión-Deformación es el módulo de elasticidad o módulo de Young, el cual es una medida de la rigidez del material. Cuanto mayor sea el módulo más pequeña es la deformación elástica resultante de la aplicación de una tensión dada [2].

Se maquinaron las 5 probetas por un método de fabricación por arranque de viruta para obtener las características descritas en la norma (véase Fig. 3).



Fig. 3. Probetas para pruebas de tensión según Norma ASTM 638 [3].

Se utilizó una prótesis tumoral de rodilla, la cual fue proporcionada por la empresa BREAK FIX Trauma México, se escaneo cada uno de sus componentes para obtener la parametrización por medio de un escáner digital de la marca DAVID Vision Systems. Se utilizó un software CAD para pasar de formato STL a Solid Works V2020 versión estudiante.

Se elaboraron las piezas de la prótesis tumoral de rodilla ingresando las propiedades mecánicas de ambos materiales como son: la constante de Poisson, la densidad, el módulo de elasticidad, y el esfuerzo ultimo a la fluencia, los dos últimos fueron obtenidos de las pruebas de tensión. La Fig. 4 muestra el ensamble en explosión de los componentes de la prótesis digitalizada con escáner y la Tabla 1 muestra el nombre de cada uno de los componentes ensamblados y el material del cual están fabricadas.

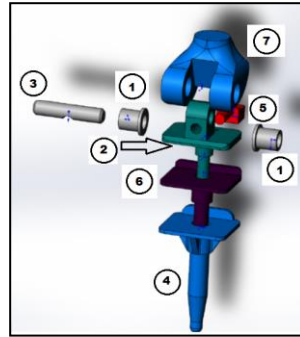


Fig. 4. Ensamble total de componentes de prótesis tumoral de rodilla.

A continuación, se da un listado en la Tabla 1 de los componentes de la prótesis tumoral de rodilla referenciado a la Fig. 4, junto con los materiales de cada uno de ellos, las piezas elaboradas con UHMWPE son el buje rotativo, la chaveta y la funda articulada.

TABLA 1
LISTADO DE PIEZAS DE COMPONENTES DE PRÓTESIS

No. pieza	Descripción	Material
1	Buje Rotativo	UHMWPE
2	Funda Articulada	Ti4Al6V
3	Perno sostén	Ti4Al6V
4	Platillo Tibial	Ti4Al6V
5	Chaveta o seguro	UHMWPE
6	Funda Articulada	UHMWPE
7	Componente femoral	Ti4Al6V

B. Caso de estudio

Se realizaron análisis estáticos durante la actividad cotidiana de ponerse en cuclillas que demanda un ángulo de 130 grados entre el fémur y la tibia [4] Se seleccionaron la actividad antes mencionadas debido al picos de fuerza que se presenta en un determinado momento de la actividad (véase Fig. 5).



Fig. 5. Condiciones de ángulo entre fémur y tibia en la posición en cuclillas.

La actividad más exigente en carga y flexión es la posición en cuclillas por lo que se realizó el cálculo de fatiga en tiempo de vida y ciclos altos. Durante la actividad el peso del cuerpo se eleva hasta 5.6 veces según los autores Mow y David [5], [6]. En ese punto tenemos un valor de carga de 3844.21 N. Esto tomando como referencia al fenotipo masculino del paciente mexicano con un peso de 70 kg y 1.75 m. Se obtiene la carga multiplicando 5.6 veces por el peso del paciente en Newton.

Tomando en consideración el valor del área transversal de la prótesis en la parte del fémur la cual es de 641.30 mm², por lo cual esfuerzo aplicado a la prótesis es de 3 MPa.

5

Para la presente investigación se han utilizado dos tipos de análisis: estáticos y de fatiga, esto se debe a que es necesario al menos un estudio estático para definir el análisis a la fatiga.

Cada buje está sometido a una carga de 961.05 N con un ángulo de aplicación de 130°, ángulo formado entre la tibia y el fémur, la carga varía de 0 a los 961.05N.

El material del buje es un polietileno de ultra alto peso molecular UHMWPE, con un esfuerzo último a la fluencia de $S_y = 24$ MPa y una resistencia a la tracción $S_u = 35$ Mpa, y una elongación del 400%.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se analizó qué secciones son las críticas en el buje. En este caso la sección crítica será aquella donde existe concentración de tensiones. Por lo tanto, la sección crítica en este caso es donde se encuentra los ángulos de 90° (véase Fig. 6).

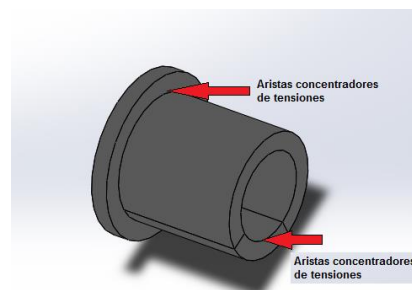


Fig. 6. Zona de concentración de esfuerzos.

Como se puede observar (véase Fig. 7), la sección donde se presenta la mayor concentración de esfuerzos es la parte interna del buje, donde se encuentra en contacto con el perno de soporte, con una tensión máxima de 12.733 MPa.

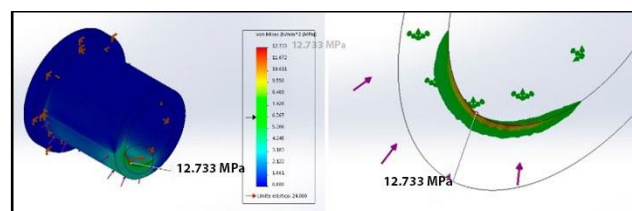


Fig. 7. Resultados de concentración de esfuerzos en el buje.

Después de haber realizado el análisis estático, el cual será la base para el estudio de referencia del análisis de fatiga. Se utilizó un análisis de fatiga de alto ciclaje de duración infinita, utilizando un valor de 106 ciclos para una vida infinita. Al obtener el límite a la fatiga, se expresa como sigue:

$$S_e = k_f k_r S'_e \quad (1)$$

donde:

S_e , límite a la fatiga modificado.

k_f , factor de acabado superficial.

k_r , factor de confiabilidad.

Tomando en consideración que la carga aplicada al buje es normal por lo que:

$$S'_e = 0.45 S_u \quad (2)$$

donde:

S'_e , límite a la fatiga modificado.

S_u , resistencia a la rotura del material.

Sustituyendo valores para obtener el límite a la fatiga modificado en 2:

$$S_e = 0.45 \times 35 = 15.75 \text{ MPa}$$

Sustituyendo el valor del límite a la fatiga modificado para obtener el límite a la fatiga. El factor de acabado superficial se obtiene de la ecuación:

$$k_f = e S_{ut}^f \quad (3)$$

donde:

k_f , factor de acabado superficial.

e , factor de maquinado.

f , exponente.

S_{ut} , resistencia a la rotura de tensión.

El valor del esfuerzo último a la tensión para el UHMWPE es:

$$S_{ut} = 37 \text{ MPa}$$

De la siguiente Tabla 2 obtenemos los factores e y f , para el proceso de fabricación de maquinado [7].

TABLA 2.
VALORES DE E Y F PARA OBTENER FACTOR DE MAQUINADO.

Proceso de fabricación	Factor e	Exponente f
Arranque de viruta (Torneado)	4.51	-0.256

Sustituyendo los valores de la tabla 2 en la ecuación 3 tenemos los siguientes:

$$k_f = (4.51)(37)^{-0.265} = 1.73$$

Se tomará una confiabilidad del 99.99%, corresponde un factor de confiabilidad del $k_r = 0.70$ debido a que el material utilizado cumple con los estándares establecidos para ser utilizado en piezas biomédicas.

Sustituyendo los valores obtenidos en la ecuación 1, se obtiene el límite a la fatiga

$$S_e = (1.73)(0.70)(37) = 44.8 \text{ MPa}$$

Por lo que tenemos un valor del límite a la fatiga modificado de 44.8 MPa. El análisis a la fatiga se utilizó 106 ciclos con base a un tipo de carga que va de cero a 961.05 N.

Se muestran dos resultados principales del análisis de fatiga uno de daño y otro de vida.

Daño. Muestra el porcentaje de vida de la pieza consumido por el suceso de fatiga definido. En la Fig. 8 se puede observar que el valor máximo que se obtiene en la sección inicial del buje. Este trazado es un buen indicador para observar dónde fallará la pieza.

Vida. Es el resultado que nos da el número de ciclos en los cuales la pieza comenzara a fallar. El buje comenzara a fallar a los 989.564 ciclos en la sección del filo del contacto entre el buje y el perno donde inicia el daño.

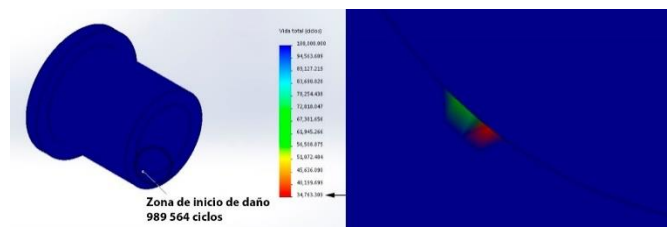


Fig. 8. Imágenes de porcentaje de daño para ubicar el comienzo de la falla por fatiga en la pieza.

Expertos urólogos, explica que no existe información que permita definir un límite normal de visitas al baño, porque la evidencia es escasa y los estudios se realizan, generalmente, en personas que ya tienen problemas.

$$\text{Tiempo de vida para cuclillas} = \frac{\text{Vida total (ciclos)}}{\frac{\text{No. de veces ir al sanitario al día}}{365 \text{ días al año}}} \quad (4)$$

TABLA 3.
RESULTADOS DE BUJES

Pieza	Esfuerzo von Mises (MPa)	Valor limite a la fatiga modificado (MPa)	Vida total ciclos	Tiempo de vida (años)
Buje	12.73	44.8	34763.30	15.8

∞

El tiempo promedio de vida de sus componentes elaborados con UHMWPE, el cual es aproximado de 15 años en condiciones de implantación adecuada y uso pasivo [8], [9].

La obtención del análisis de fatiga de los bujes de la prótesis por evaluación numérica obtuvo resultados acordes a diferentes referencias bibliográficas. Se determinó la ubicación de inicio de falla, así como su tiempo de vida para organizar revisiones periódicas y evitar las fallas súbitas y así programar cirugías mayores. La herramienta de evaluación numérica está plenamente comprobable que es una ayuda en la toma de decisiones. Ya que de otra forma las pruebas de solo se podrían realizar con máquinas especiales a un alto costo y largo tiempo de pruebas.

IV. CONCLUSIONES

El buje presenta una alta concentración de esfuerzos debido a que tiene mayor área de contacto entre el buje y el perno en la posición de cuclillas.

El valor límite a la fatiga modificado del buje de UHMWPE no sobre pasa el valor de von Mises por lo que la falla no es de forma inmediata.

Se obtuvo un valor de vida de 15 años para los bujes de acuerdo con sus condiciones de acabado según el proceso de maquinado. Como el buje es de material UHMWPE y este al presentar falla por fatiga la prótesis deberá ser sustituida completamente, involucrando al paciente en una cirugía y el proceso de rehabilitación. Los años de vida de los bujes coinciden con diferentes los diferentes autores los cuales indican que la prótesis tiene un tiempo de vida de 15 años.

REFERENCIAS

- [1] S. M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*, USA: Elsevier, 2016.
- [2] E. Dieter, *Metalurgia mecánica*, México: Aguilar, 2000.
- [3] I. ASTM, *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*, USA: ASTM International, 2003.
- [4] A. Swanson, "The deep squat (part 1 -the good, the bad, & the not so ugly)", url: <https://www.aaronswansonpt.com/the-deep-squat-part-1-the-good-the-bad-the-not-so-ugly/>
- [5] V. C. Mow, *Basic Orthopedic Biomechanics*, New York: Reven press, 1991.
- [6] D. David, "In Vivo Tibial Force Measurement After Total Knee Arthroplasty", *Bioengineering*, pp. 37-55, 2007.
- [7] J. Hamrock, *Diseño de elementos de máquinas*, México: Mc Graw Hill, 2000.
- [8] J. C. Baena et al., "Wear Performance of UHMWPE and Reinforced UHMWPE Composites in Arthroplasty Applications", *Lubricants*, vol. 3, no. 2, pp. 413-436, 2015.
- [9] K. O. Buehler et al., "The press-fit condylar total knee system: 8- to 10-year results with a posterior cruciate-retaining design", *Arthroplasty*, vol. 15, no. 6, pp. 698-701, 2000.