

Análisis del comportamiento estático y de fatiga de una prótesis parcial de rodilla, mediante el uso de la simulación con elemento finito

*E. E. Montijo-Valenzuela¹, D. Sotelo-Valencia¹, F. Ramírez-Torres¹, A. Cerón-Franco¹

¹Departamento de metal-mecánica, Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Hermosillo, Hermosillo, Sonora., México

* elielmontijo@gmail.com

Resumen— En este trabajo de investigación se realiza un diseño de una prótesis parcial de rodilla mediante la implementación de ordenador y el software Solidworks®, para finalizar con un estudio de elemento finito computarizado con el complemento Solidworks® Simulation, en donde se realizan pruebas estáticas y de fatiga al modelo creado. Este proceso se realiza en seis partes; se realiza una recopilación del funcionamiento biomecánico de la rodilla, posteriormente se analizan consideraciones estáticas de forma teórica. En el siguiente paso se selecciona un sujeto de prueba para realizar las mediciones de la prótesis bajo sus consideraciones de edad, peso y estatura. Posteriormente se pasa a la selección de material, al modelado de las piezas que conforman la prótesis, y por último se ejecuta un análisis por elemento finito. Los resultados de simulación reflejaron un comportamiento ideal de los componentes protésicos mecánicamente hablando. La siguiente investigación, tiene como finalidad diseñar y simular una prótesis parcial de rodilla, aplicando acero inoxidable como material biocompatible, por medio de herramientas computacionales DAC (Diseño Asistido por Computadora) e IAC (Ingeniería Asistida por Computadora).

Palabras clave— Diseño, simulación, fatiga, prótesis parcial de rodilla.

I. INTRODUCCIÓN

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano, y está constituida por la rótula, el extremo superior de la tibia y el extremo inferior del fémur, por lo que sus parámetros biomecánicos son muy complejos, ya que además de dar soporte al cuerpo humano, es muy importante para la marcha y la carrera [1]. La existencia de ligamentos y músculos en la rodilla, facilitan el movimiento de esta articulación, no como un elemento rígido, sino que tiene la capacidad de mantener ciertos rangos de rotación en estado flexionante. Estos movimientos y su localización en el aparato locomotor, generan (en ocasiones) la aparición de diferentes lesiones o patologías, ya sea por actividad deportiva y/o procesos degenerativos o artrosis con el paso de los años [2].

La artrosis, según la OMS, la define como un proceso degenerativo articular que tiene su origen en trastornos mecánicos y biológicos que desequilibran la armonía entre

la síntesis y la degradación del cartílago articular, incitando el crecimiento del hueso subcondral y con la presencia de sinovitis [3]. Es la enfermedad reumatológica más frecuente, causante de incapacidad o invalidez y la rodilla es la principal gran articulación afectada por la artrosis [4]. Los tratamientos de las patologías como la artrosis, pueden en un inicio ser controlados con tratamientos de rehabilitación, sin embargo, cuando estos dejan de dar resultados, se colocan prótesis de rodilla que, dependiendo del grado de afectación, pueden ser totales o parciales.

Las prótesis son una herramienta que se utiliza para que una persona sustituya una parte faltante de su cuerpo. Existen muchos tipos de prótesis, algunas sustituyen partes internas del cuerpo y muchas otras son externas, que incluso pueden ponerse o quitarse. Para fabricar prótesis, sobre todo las que se implantan internamente en el cuerpo, se utilizan biomateriales, un material adecuado para estar en contacto con tejido vivo [5], cuyo principal atributo es la biocompatibilidad, que mide la interacción que existe entre el biomaterial y los sistemas vivos [6], buscando un nivel de reacción mínimo.

Una consideración de importancia en el diseño y manufactura de prótesis, es el análisis de la falla por fatiga, que garantiza que los materiales no sufrirán rotura, cuando se sometan a esfuerzos variables, repetitivos, alternantes o fluctuantes, y en la actualidad, los simuladores de fatiga para prótesis son ampliamente utilizados para la evaluación de nuevos diseños y materiales empleados para la fabricación de estos componentes [7].

La siguiente investigación, tiene como finalidad diseñar y simular una prótesis parcial de rodilla, aplicando acero inoxidable como material biocompatible, por medio de herramientas computacionales DAC (Diseño Asistido por Computadora) e IAC (Ingeniería Asistida por Computadora).

II. METODOLOGÍA

Para realizar el diseño de la prótesis parcial de rodilla se siguieron los siguientes pasos:

1. Análisis biomecánico de la rodilla. Para este apartado se analizó la estructura de la rodilla, desde un enfoque anatómico y fisiológico. Se recopiló información específica de las consideraciones estáticas de la rodilla y sus implicaciones sometidas a cargas axiales, en donde se elaboraron diagramas de cuerpo libre.

2. Selección del sujeto de estudio. Para esta prueba se toma como referencia un individuo de sexo masculino, de 21 años de edad, con estatura de 1.73 m y una masa de 80 kg. Con el sujeto en cuestión se realizan las mediciones correspondientes (ver tabla 1).

3. Análisis del material. Para la elección del material, se tomó el que predominó en la literatura consultada [9], [10] y [11], en este caso acero inoxidable, ya que es un material biocompatible que no genera reacciones alérgicas, además de poseer excelentes atributos mecánicos (ver tabla 2).

4. Diseño de prótesis parcial. En base a los datos de la tabla 1 y los análisis anatómicos y fisiológicos, se logró diseñar un modelo que cumple con las características de prótesis parcial para rodilla. Primeramente se realizó un bosquejo de la prótesis, para posteriormente diseñarla en DAC (ver figura 1). Cabe mencionar que el diseño está modelado bajo las condiciones anatómicas del sujeto de prueba.



Fig. 1. De izquierda a derecha; prótesis parcial de fémur, prótesis parcial patelar y prótesis parcial de menisco en DAC. Diseño y modelado generado por los autores.

5. Análisis de elemento finito. Por medio de IAC y el software Solidworks®, se implementó el análisis de elemento finito a las piezas diseñadas, con la finalidad de encontrar parámetros mecánicos estáticos de importancia.

III. DESARROLLO

La cinemática define el rango de movimiento y describe el movimiento de superficie de una articulación en tres planos: frontal, sagital y transversal [12], como se representan en figura 2. Las mediciones clínicas del rango de movimiento de una articulación definen la posición anatómica como posición cero para una medición. En la articulación de la rodilla se presentan seis grados de libertad de movimiento [13] respecto a los planos anteriormente descritos, como se representan en la figura 3. Por otra parte, la cinética (como parte de la cinemática) engloba los análisis estáticos y dinámicos de las fuerzas y momentos que actúan sobre una articulación. Para propósitos de este diseño consideramos solamente optar por utilizar el análisis estático debido a se tienen los datos físicos suficientes para el diseño y la selección de material.

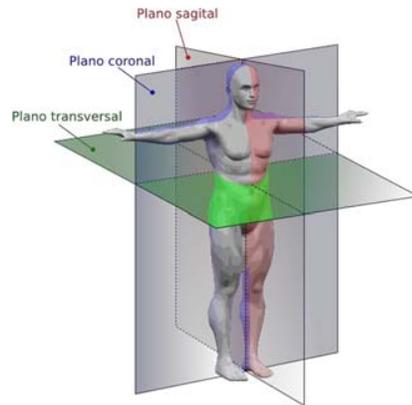


Fig. 2. Planos del cuerpo humano.

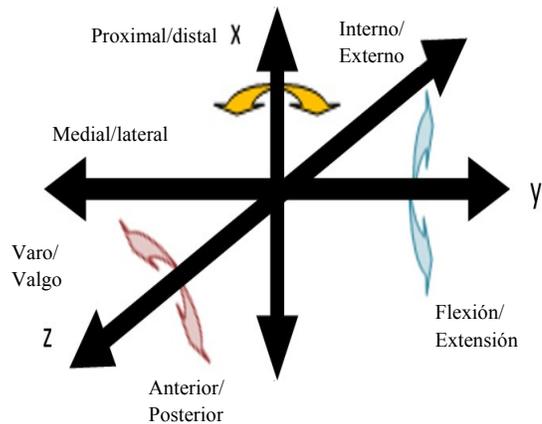


Figura 3. Grados de libertad del movimiento de la rodilla.

La estática es el estudio de las fuerzas y momentos que actúan sobre un cuerpo en equilibrio (cuerpo en reposo o a velocidad constante) [14]. Para que un cuerpo este en equilibrio, se deben de cumplir dos condiciones de equilibrio: equilibrio de fuerzas (de traslación), en la cual la resultante de las fuerzas es cero y equilibrio de momento (rotatorio), donde la resultante de los momentos es cero. Un análisis estático completo en tres dimensiones, donde se tomen en cuenta todas las fuerzas y momentos es complejo, por esto se utilizan los diagramas de cuerpo libre que limitan el análisis en un plano, además de delimitar a tres fuerzas coplanares principales que actúan sobre un cuerpo libre. Las fuerzas se designan como vectores si se conocen cuatro características: magnitud, sentido, línea de aplicación y punto de aplicación. Si los puntos de aplicación para tres fuerzas y las direcciones para dos fuerzas se conocen, se pueden obtener todas las características restantes para una situación de equilibrio de fuerzas. Si está en equilibrio el cuerpo libre, las tres fuerzas coplanares son concurrentes; se cruzan en un punto en común, formando un sistema cerrado sin resultante (resultante de vectores es cero). Por lo anterior, la línea de

aplicación para una fuerza se puede determinar si se conocen las líneas de aplicación para las otras dos fuerzas. Una vez que se conocen las líneas de aplicación para las tres fuerzas, se puede realizar un triángulo de fuerzas y se puede obtener una escala de las magnitudes de las tres fuerzas a partir de dicho triángulo. Para ello se utiliza un diagrama de cuerpo libre para lograr obtener la magnitud mínima de la fuerza de reacción de la articulación de la rodilla al momento de realizar la actividad de subir un escalón. La pierna se considera como un cuerpo libre distinto al resto del cuerpo, pero se analiza como si levantara el peso de todo el cuerpo. De todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo libre solo nos enfocamos en tres, la fuerza de reacción del suelo W (igual al peso del cuerpo), la fuerza de tensión a lo largo del tendón rotuliano ejercida por el musculo del cuádriceps P y la fuerza de reacción articular sobre la meseta tibial J . La fuerza de reacción W toma la magnitud del peso de la persona, su sentido, línea de aplicación y punto de aplicación (punto de contacto entre el pie y suelo) son conocidos. La fuerza del tendón rotuliano P tiene sentido fuera de la articulación de la rodilla, la línea de aplicación es a lo largo del mismo tendón y el punto de aplicación es en la tuberosidad tibial, lo que se desconoce es su magnitud. La fuerza de reacción articular J tiene punto de aplicación conocido en la superficie de la tibia, pero una magnitud, sentido y línea de aplicación desconocidos. Utilizando cálculos vectoriales y leyes triangulares, la fuerza de reacción articular J y la fuerza del tendón rotuliano P se pueden calcular. Para el caso en que la rodilla levanta el peso del cuerpo completo, la representación de las fuerzas actuantes se muestra en la figura 4 y el diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 5.

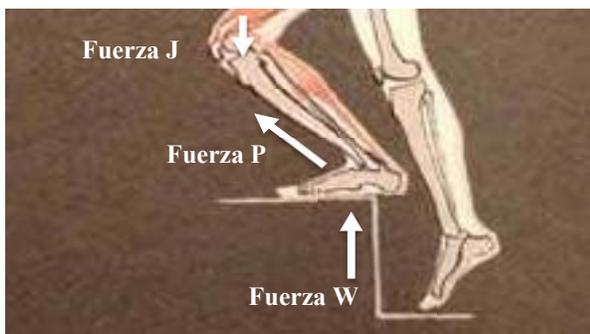


Figura 4. Representación de fuerzas actuantes al subir escaleras

Los dos principales momentos que actúan alrededor del centro del movimiento de la articulación tibiofemoral se designan sobre el diagrama de cuerpo libre de la pierna durante la subida de un escalón. El momento de flexión sobre la pierna es el producto del peso corporal (W), y su brazo de palanca (a), que es la distancia perpendicular de la fuerza W al centro del movimiento de la articulación tibiofemoral. El momento de extensión de contraposición es el producto de la fuerza del musculo cuádriceps a través del

tendón rotuliano (P) y su brazo de palanca (b). Debido a que la pierna está en equilibrio, la resultante de estos dos momentos debe de ser igual a cero (ver figura 6). La flexión de la rodilla influye en la fuerza de reacción femorrotuliana cambiando el ángulo entre el tendón rotuliano (P) y el tendón cuadrícipital (Q), como se muestra en la figura 7. La fuerza de reacción articular femorrotuliana con la rodilla en diversos ángulos se obtiene de la construcción de un paralelogramo de fuerzas para la situación con el ángulo que se desee analizar y usando cálculos trigonométricos. La fuerza de reacción articular femorrotuliana (J) es la resultante de los dos componentes de la fuerza idénticos a través del tendón rotuliano (P) y del tendón cuadrícipital (Q). A medida que el ángulo entre estos componentes de la fuerza se hace más agudos con mayor flexión de la rodilla, la fuerza de reacción articular se incrementa.

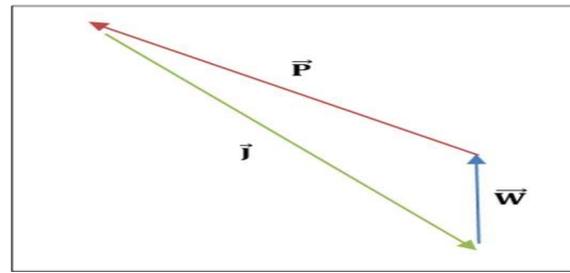


Figura 5. Representación del diagrama de cuerpo libre.

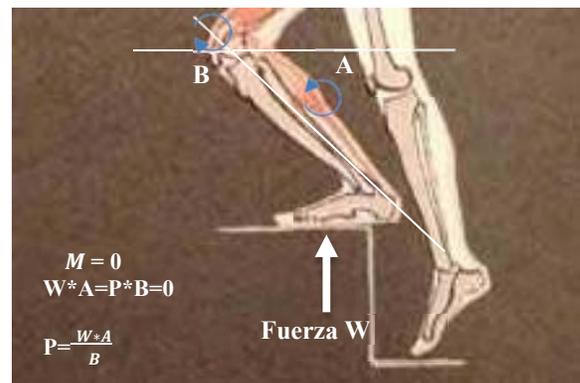


Figura 6. Representación del momento flector y extensión

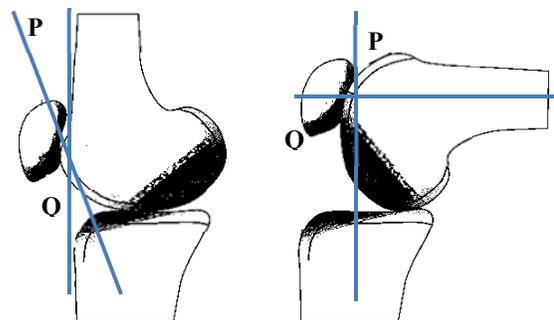


Figura 7. Cambio de flexión en rodilla.

Para esta investigación, se utilizó un sujeto de sexo masculino, de 1.73 m de altura con una masa de 80 kg de 21 años de edad. En la tabla 1, se enlistan las dimensiones de la parte femoral y tibial para el diseño de la prótesis parcial de rodilla. En la tabla 2 se muestran las propiedades mecánicas del acero inoxidable.

TABLA I
DIMENSIONAMIENTO DEL FÉMUR Y TIBIA DEL SUJETO

Parte	Dimensión
Parte femoral	
Ancho de cóndilos	0.02 m
Separación entre centros de cóndilos	0.04 m
Curvatura femoro-patelar (radio)	0.03 m
Curvatura femoro-tibial (radio)	0.0175-0.02m
Curvatura transversal de los cóndilos (radio)	0.015-0.0225 m
Parte tibial	
Espesor de bandeja tibial	0.04 m
Ancho (frente) de bandeja tibial	0.064 m
Profundidad de bandeja tibial	0.039 m
Separación fémur-tibia (cartílago y menisco)	0.08 m
Estabilizador	0.018 m
Curvatura transversal (radio)	0.05-0.06 m
Curvatura lateral (radio)	0.07-0.08 m

TABLA II
PROPIEDADES MECANICAS DEL ACERO INOXIDABLE [12]

Propiedad	Valor	Unidad
Módulo elástico	2e+11	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.28	N/D
Módulo cortante	7.7e+10	N/m ²
Densidad de masa	7800	kg/m ³
Límite de tracción	413613000	N/m ²
Límite elástico	172339000	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	1.1e-05	/K
Conductividad térmica	18	W/(m·K)
Calor específico	460	J/(kg·K)

Para determinar las fuerzas resultantes del diagrama de cuerpo libre propuesto en la figura 5, se determina mediante los datos del sujeto de prueba, en donde es necesario el parámetro de masa (m) y gravedad terrestre (g), para determinar el peso, expresado como fuerza W, debido a que el peso se define como la fuerza que actúa sobre un cuerpo, como resultado del campo gravitacional de la Tierra [15], entonces; $W=m \cdot g$ (ec. 1). Ahora, determinaremos la fuerza de reacción articular tibiofemoral, para demostrar el cambio de fuerza resultante a diferentes ángulos, factor que es

importante a la hora de diseño. En la figura 7 se muestra el diagrama con la representación de la tibia inclinada 5°, quedando un ángulo entre la articulación tibiofemoral de 35°. Haciendo uso de la ecuación de cosenos [16] equivalente a $J^2 = P^2 + Q^2 - 2PQ \cos \alpha$ (ec. 2), podemos obtener el valor de J, mediante el ángulo (α) y los valores de P y Q, determinados anteriormente.

IV. RESULTADOS

Tomando en cuenta que el sujeto en cuestión tiene una masa de 80 kg y que la gravedad de la Tierra es de 9.81 m/s², sustituyendo en ec. 1 tenemos que:

$$W = (80 \text{ kg}) \cdot (9.81 \text{ m/s}^2) = 784 \text{ N}$$

La fuerza J y P, valdrán entonces 4.1 W y 3.2 W respectivamente, obteniendo el valor de $J = 3214.2 \text{ N}$ y $P = 2508.8 \text{ N}$. Para la figura 7 donde la tibia esta flexionada 5°, quedando un ángulo entre la articulación tibiofemoral de 35°, se tiene un valor de $J = 3234.76 \text{ N}$. Ahora, si se realiza una flexión tibia a 90°, quedando una inclinación tibiofemoral de 80°, y si obtenemos el valor resultante de la fuerza J, para esta configuración, tenemos que $J = 2709.79 \text{ N}$.

En la simulación con elemento finito en Solidworks®, se procedió a realizar el análisis estático para cada pieza que conforma la prótesis, primeramente se aplica el material (acero inoxidable) precargado en la biblioteca de materiales del software. Posteriormente se realizan las sujeciones a la pieza y se aplican las cargas puntuales de compresión correspondientes (ver figura 8). Por último, se crea la malla en la pieza antes de dar inicio con la simulación (ver figura 9).

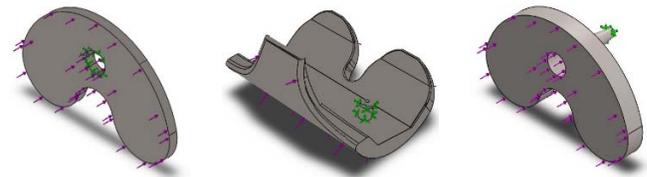


Figura 8. En verde, zonas de sujeción. En morado, vectores representativos de la carga aplicada, en este caso 90 kgf (kilogramos fuerza).



Figura 9. Aplicación de mallado basado en curvaturas.

Al someter los modelos a esfuerzos de tensión, en donde se les aplico una carga de 90 kgf, por encima del valor máximo

para el sujeto de 80 kg masa, se obtuvieron los siguientes resultados para los tres modelos. La tabla 3 se relaciona con las fuerzas en los ejes X, Y, Z y la resultante en los tres modelos.

TABLA III
 ESFUERZOS RESULTANTES BAJO CARGAS DE 90 kgf

Pieza	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Patela	0.01541	0.00931437	882.50	882.592
Fémur	-0.00294	-610.91	109.79	620.697
Meñisco	0.00218	0.0174255	-882.59	882.59

La tabla 4, al igual que las figuras 10, 11 y 12, muestran los resultados de simulación referentes a las tensiones de Von Mises para los distintos modelos.

TABLA IV
 TENSIONES DE VON MISES BAJO CARGAS DE 90 kgf

Pieza	Mín. (N/m ²)	Máx. (N/m ²)
Patela	5.296e+01	2.753e+08
	Nodo: 11173	Nodo: 11124
Fémur	1.075e+05	6.466e+07
	Nodo: 13633	Nodo: 13907
Meñisco	0.000e+00	6.942e+08
	Nodo: 10165	Nodo: 9999

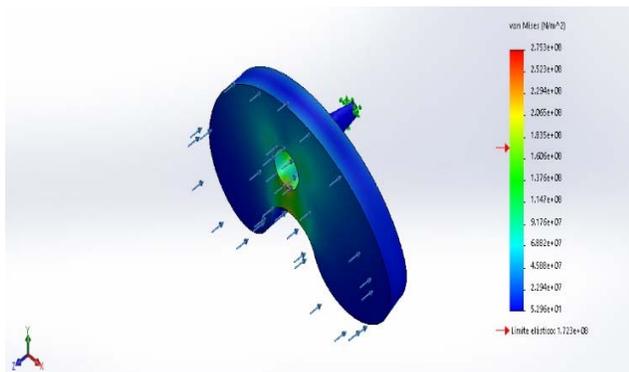


Figura 10. Concentración de esfuerzos de Von Mises en prótesis de patela.

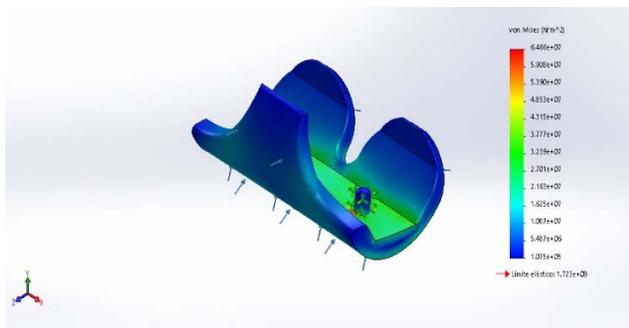


Figura 11. Concentración de esfuerzos de Von Mises en prótesis de fémur.

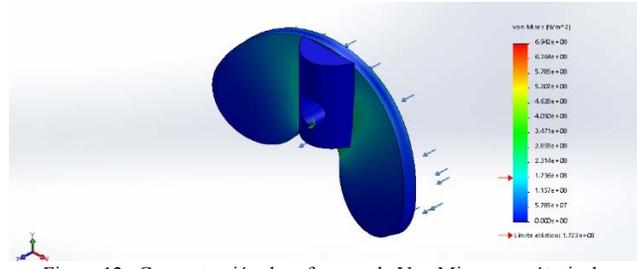


Figura 12. Concentración de esfuerzos de Von Mises en prótesis de meñisco.

La tabla 5, al igual que las figuras 13, 14 y 15, muestran los resultados de simulación referentes a los desplazamientos sufridos por las piezas bajo tensión de 90 kgf.

TABLA V
 DESPLAZAMIENTOS EN PIEZAS BAJO CARGAS DE 90 kgf

Nombre	Mín. (mm)	Máx. (mm)
Patela	0	0.04910
	Nodo: 69	Nodo: 272
Fémur	0	0.02449
	Nodo: 1	Nodo: 13656
Meñisco	0	0.2614
	Nodo: 10165	Nodo: 160

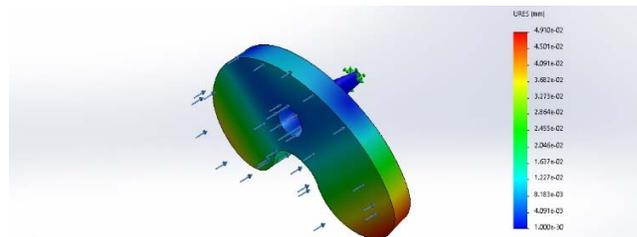


Figura 13. Desplazamientos en prótesis de meñisco.

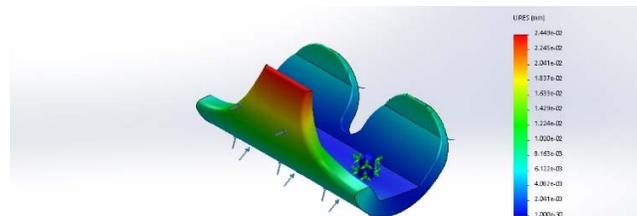


Figura 14. Desplazamientos en prótesis de fémur.

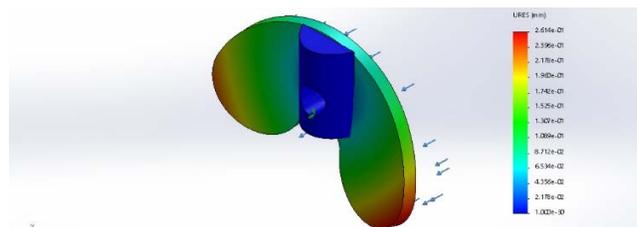


Figura 15. Desplazamientos en prótesis de meñisco.

Las figuras 16, 17 y 18, muestran los resultados de simulación referentes al daño sufrido por fatiga por las piezas bajo tensión de 90 kgf y sucesos repetitivos de 10, 100, 1000, 10000, 100000, 1000000, 10000000 y 100000000 de ciclos.



Figura 16. Porcentaje de daño en prótesis de patela (sin daño aparente).

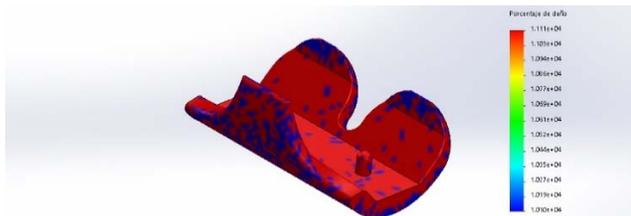


Figura 17. Porcentaje de daño en prótesis de fémur (daño aparente).

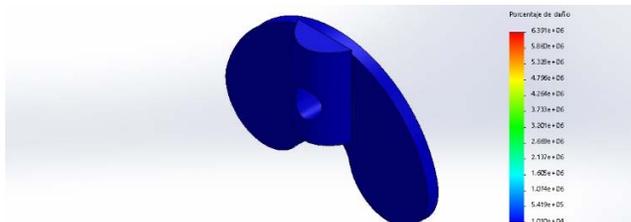


Figura 18. Porcentaje de daño en prótesis de menisco (sin daño aparente).

IV. DISCUSIÓN

Para las tensiones estáticas de los modelos propuestos, la prótesis de menisco es la que sufre un esfuerzo máximo superior ($6.942e+08$ N/m²) y también una mayor deformación (0.002614 m).

Para las consideraciones de fatiga, con cargas cíclicas de hasta 100000000 de ciclos, se puede observar, que el modelo del fémur, sometido a un esfuerzo de 90 kgf, sufre un daño aparente en todas sus dimensiones, esto se debe a la geometría de la prótesis. Sin embargo, los datos que se están manejando al aplicar la carga, son mucho mayores a los requeridos por el sistema.

V. CONCLUSIÓN

Actualmente existen muchas patologías en las rodillas que afectan el bienestar de las personas a nivel mundial, entre ellas la artrosis, una enfermedad reumática que degenera el

cartilago de las articulaciones ocasionando que existan molestias debido a la falta de “lubricación” entre los huesos, llegando en primera instancia a sufrir inflamación o dolor, hasta llegar incluso a incapacidad. Una solución a esta problemática, es el implante de prótesis parciales o totales (dependiendo del grado de degeneración del cartilago) cuando las terapias de rehabilitación ya no son eficientes. En el presente, las investigaciones de ingeniería, sobre todo del área biomédica han indagado en el rediseño y fabricación de nuevas prótesis, donde se procura abaratar costos, introducir nuevos materiales y aleaciones, mantener la ergonomía y durabilidad de los implantes, así como incrementar sus propiedades físicas, químicas y mecánicas. Dentro del área de diseño, se pueden generar prototipos virtuales mediante el uso de software, gracias al modelado y simulación de dispositivos que, de forma rápida y a bajo costo pueden ser una herramienta valiosa al momento de generar nuevos artefactos. Estos software de simulación, permiten introducir múltiples variables a un sistema, asemejándolos a la vida real y a su comportamiento bajo condiciones extremas, que de forma física, serían difíciles o incluso imposibles de realizarlas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Góngora-García LH, Rosalez-García CM, González-Fuentes I, Pujals-Victoria N. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. MEDISAN 7(2): 100-109, 2003.
- [2] Hospital Universitario Quirón Dexeus. (2018). Patologías de rodilla. Recuperado de <http://equilae.com/patologias-de-rodilla/>
- [3] Llaguno-Mora RI, Freire-López ME, Semanate-Bautista NM, Dominguez-Freire MF, Dominguez-Freire ND, Semanate-Bautista SD. Complicaciones musculoesqueléticas de la diabetes mellitus. Rev Cubana de Reumatología [Internet]. 2018 [citado 2018 Jul 22].
- [4] Cala-Calviño L, Casas-Gross S, Marín-Álvarez T, Dunán-Cruz LK. Efectividad del AliviHo®-reuma en pacientes con artrosis de rodilla. MEDISAN 21(5):565, 2017.
- [5] Sarmiento-Gonzalez R, Vilches-Vivancos, F. El lenguaje de la medicina. Ed. Dykison, Madrid, 2016, p. 85.
- [6] Roldán-Vasco S, Vargas-Isaza C, Mejía-Suaza M, Zapata-Giraldo J, Moncada-Acevedo M. Ingeniería de tejidos y aplicaciones. Instituto Tecnológico Metropolitano, Medellín, 2016, p. 78. DOI 10.22430/9789588743844
- [7] Rico-Baeza, G, Lesso-Arroyo, R, Orozco-Mendoza, H. Desarrollo de un Simulador para Pruebas de Fatiga en Hemiprótisis de Cadera bajo la Norma ISO 7206. Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, [S.l.], v. 4, n. 1, p. 74-77, sep. 2017.
- [8] Librería de materiales, Solidworks® 2018.
- [9] Gil, FJ, Ginebra, JA, Planell, JA. Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. Biomecánica, 8(13): 73-78, 1999.
- [10] García-Abujeta, JL, Hernando de Larramandi-Martínez, C, Muñoz-Lejarazu, D, Gastaminza-Lasarte, G. Reacciones alérgicas/inmunológicas a materiales empleados en Cirugía Ortopédica y Traumatología. I. Materiales internos. Patología del aparato locomotor, 2(2): 114-125, 2004.
- [11] Lage-Barroso, JC, Mosquera-Betancour, G, García-García EA. La prótesis de disco, una alternativa a la fusión intervertebral. Gaceta Médica Española, 20(1): 74-97, 2018.
- [12] Arvelo D'Freitas, N. Cinemática Articular. Revista De La Sociedad Venezolana De Ciencias Morfológicas, 12, 15-20, 2012.



- [13] Sanjuan Cerveró, R., Jiménez Honrado, P., Gil Monzó, E., Sánchez Rodríguez, R., y Fenollosa Gómez, J. Biomecánica de la rodilla. *Patología Del Aparato Locomotor*, 3(3), 189-200, 2005.
- [14] Bedford, A. (2011). *MECANICA PARA INGENIERIA: ESTATICA*. Pearson Educación de México S.A. de C.V.
- [15] Manual de propiedades de materiales: Titanium Alloys, R. Boyer, G. Welsch, y EW Collings, eds. ASM International, Materials Park, OH, 1994.
- [15] Zill, D. (2012). *Algebra, trigonometría y geometría analítica* (3rd ed.). México D.F.: Mcgraw-Hill Interamerican.