

## **Análisis de esfuerzos de tensión y presiones de contacto en prótesis tumoral de rodilla en la posición de 15 grados durante el ciclo caminata**

Analysis of the Applied Load of a Knee Tumor Prosthesis in Critical Point Condition of 15° in the Walking Cycle

Tomas **De la Mora-Ramírez**<sup>1</sup>, Elvis **Coutiño-Moreno**<sup>2</sup>, Daniel **Maldonado-Onofre**<sup>3</sup>, Carlos **León-Cruz**

Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán, MÉXICO

<sup>1</sup><https://orcid.org/0000-0001-6594-2777>

<sup>2</sup><https://orcid.org/0000-0003-2455-2574>

<sup>3</sup><https://orcid.org/0000-0002-6078-2206>

Recibido 14-05-2021, aceptado 30-08-2021.

### **Resumen**

El presente trabajo se realizó a solicitud de la empresa C.M.E ortopedia de Mexico para investigar el diseño y vulnerabilidad de la fabricación de una prótesis tumoral de rodilla elaborada con polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) del tipo GUR 1020 y aleación de titanio Eli grado 23 (Ti6AL4V), se tomo como actividad el ciclo caminata para análisis de la carga aplicada. Mediante un software de elemento finito, se analizaron las tensiones de von Mises, así como las presiones de Contacto (CPRESS). Se realizaron simulaciones en condición del punto crítico del ciclo caminata en las condiciones de 15° y con un peso promedio del paciente de 70 kg, dato específico proporcionado por la empresa. Se realizó una simulación estática bidimensional del ensamble del buje-perno y tridimensional de ensamble con los componentes de la prótesis. Los resultados que se obtuvieron nos predicen de una posible falla en la prótesis basada en el análisis de la distribución de tensiones y el esfuerzo de contacto del UHMWPE.

**Palabras clave:** análisis de elemento finito, presión de contacto, prótesis de rodilla, ciclo marcha y contacto de Hertz

### **Abstract**

The present investigation was carried out at the request of the company CME ortopedia de Mexico to investigate the design and vulnerability of the manufacture of a knee tumor prosthesis made of ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) type GUR 1020 and titanium alloy Eli grade 23 (Ti6AL4V), was taken as an activity the walk cycle for analysis of the applied load. Using finite element software, von Mises stresses and contact pressures (CPRESS) were analyzed. Simulations were performed in critical point condition of the walking cycle in the conditions of 15° and with an average patient weight of 70 kg, specific data provided by the company. A two-dimensional static simulation of the bushing-bolt assembly and a three-dimensional simulation of the assembly with the prosthesis components were performed. The results obtained predict a possible failure of the prosthesis based on the analysis of the stress distribution and the contact stress of the UHMWPE.

**Index terms:** Finite element analysis, contact pressure, knee prosthesis, walking cycle and Hertz contact

## I. INTRODUCCIÓN

La mayoría de los sujetos sometidos a una prótesis total de rodilla son individuos con edades mayores de 65 años que presentan algún tipo de enfermedad, principalmente osteoartritis y artritis reumatoide, aunque también se da en adultos jóvenes como es el caso de esta investigación [1]. La rodilla realiza importantes esfuerzos debido al peso del cuerpo, adquiere una gran movilidad a partir de un determinado ángulo de flexión que es necesario para la óptima orientación del pie en relación con las irregularidades del terreno [2]. Fregly describe el desgaste como un factor crucial que reduce la vida útil de los implantes de rodilla y conduce al fracaso de las prótesis totales de rodilla [3]. Sathasivam consideró el conocimiento de las presiones de contacto como una herramienta fiable para determinar el desgaste potencial del UHMWPE [4].

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) se ha utilizado en ortopedia como uno de los materiales para las articulaciones artificiales en prótesis de rodilla, cadera y columna vertebral desde hace 50 años, la mayoría de las articulaciones implantadas están diseñadas para que el metal se articule contra un material polimérico, por lo que la interacción metal-polietileno en los reemplazos articulares es un estándar internacional para los trastornos articulares degenerativos [5]. Sin embargo, el principal problema de las prótesis de rodilla es la vida media de sus componentes fabricados con UHMWPE, que es de aproximadamente 15 años en condiciones de implantación adecuada y uso pasivo [6], [7], [8].

Las partículas de polietileno generadas por la fricción del metal sobre la unión del polímero son el inductor más común de la osteólisis, que lleva a un aflojamiento del implante que conduce a un fracaso inminente [9]. El desgaste del inserto de UHMWPE es la razón más común por la que las personas tienen que someterse a una cirugía de revisión o a la sustitución total de la prótesis [10].

Algunas de las actividades diarias determinantes que aceleran el proceso de desgaste del UHMWPE en una persona con prótesis son subir y bajar escaleras, caminar, ponerse en cuclillas, los deportes de alto impacto, el sobrepeso, la edad del paciente, el tipo de actividad laboral y las enfermedades degenerativas.

Además, la topografía de la superficie tiene un papel importante en multitud de fenómenos físicos y tribológicos como la mecánica de contacto, la fricción, la adhesión, la humedad y la lubricación. Berli llegó a la conclusión de que un factor considerable en el desgaste de las articulaciones artificiales es la rugosidad de la superficie del inserto de polietileno, que influye considerablemente en su desgaste, y verificó que el aumento de la tensión de contacto en el componente de cojinete tibial provocaba graves daños en los componentes tibiales totales de la rodilla [11].

Por tal motivo el objetivo principal de la investigación es la verificación de diseño de la prótesis tumoral de rodilla fabricada por la empresa C. M. E. Ortopedia de México para investigar el correcto diseño y vulnerabilidad de la prótesis de como soporte de evidencia para la Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios, Cofepris.

## II. DESARROLLO

La prótesis utilizada para el proyecto de investigación es del tipo articulada y fue proporcionada por la empresa C.M.E. Ortopedia de México. Esta empresa es proveedora directa de prótesis articulares del Hospital de Ortopedia y Traumatología del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS). El Paciente de 59 años de edad, con 70 kg de peso, presentó un diagnóstico patológico de dolor en la rodilla derecha. Los estudios mostraron un crecimiento maligno en su tibia proximal derecha con una masa lateral de tejido blando. Se le diagnosticó osteosarcoma mediante una biopsia abierta, por lo que fue sometido a quimioterapia y reconstrucción quirúrgica de la extremidad mediante la colocación de una prótesis tumoral de rodilla. Los datos anteriores fueron proporcionados por la empresa.

El diseño de la prótesis tumoral de rodilla se basa en un producto comercial brasileño, por lo que se realizaron estudios para comprobar el éxito del diseño como requisito para seguir fabricando la prótesis. La prótesis de tipo bisagra tiene 7 partes hechas de polietileno y aleación de titanio como se indica en la tabla 1.

TABLA 1.  
COMPONENTES DE LA PRÓTESIS Y EL MATERIAL DE CADA UNO.

No. Parte	Descripción	Material
1	Buje	UHMWPE
2	Funda articulada	Ti4Al6V
3	Perno	Ti4Al6V
4	Platillo tibial	Ti4Al6V
5	Chaveta	UHMWPE
6	Funda	UHMWPE
7	Componente femoral	Ti4Al6V

La Fig. 1 muestra los componentes de la prótesis, el cubo ensamblado con el perno y la cubierta articulada, que soporta el inserto femoral que se coloca en el fémur del paciente. En el lado de la tibia se inserta la bandeja tibial.

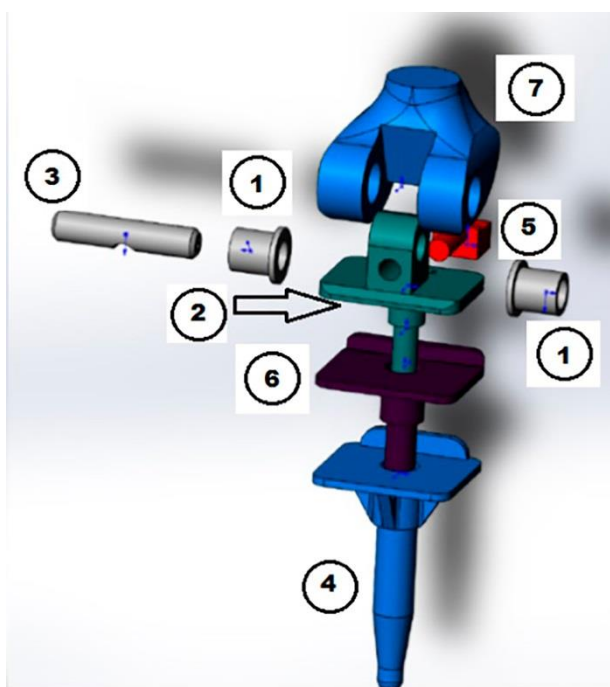


Fig. 1. Montaje total de los componentes de la prótesis de rodilla.

Se realizó un análisis estático durante la actividad diaria del ciclo de la caminata, resaltando los picos de fuerza que se producen en cada uno de los ciclos. Se definieron los rangos de movimientos producidos por la articulación en la rodilla, para poder obtener las concentraciones de fuerzas durante la actividad de caminata.

Se utilizó el plano sagital como referencia para obtener los ángulos generados por la flexión de la rodilla entre el fémur y la tibia (véase Fig. 2) [2]. Una persona sana tiene una flexión de cero grados, cuando la pierna está totalmente extendida hasta un ángulo de 130 grados cuando está en cuclillas.

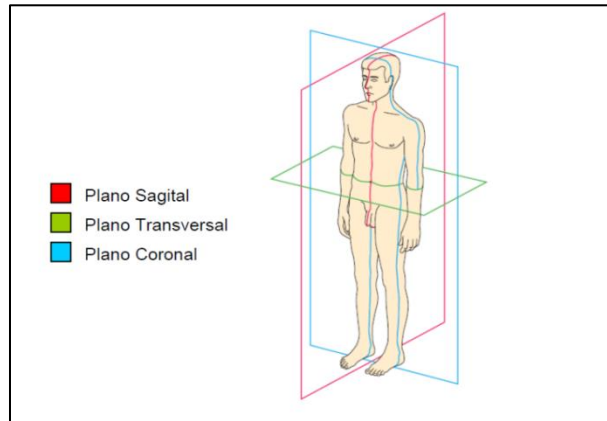


Fig. 2. Planos de División del cuerpo humano. En el plano sagital, en él se realizan los movimientos de flexo-extensión.

La Tabla 2 muestra los grados de flexión de la rodilla durante la actividad del ciclo de la marcha y su carga aplicada en el plano sagital tomada por los autores Mow y David [12].

TABLA 2.  
ACTIVIDAD DE MARCHA DE UN INDIVIDUO NORMAL CON SUS RESPECTIVOS GRADOS DE FLEXIÓN Y CARGA APLICADA DURANTE EL CICLO DE MARCHA [12], [13].

Actividad	Flexión de rodilla (grados)	Peso corporal (PC)
Ciclo caminata	0-67	3.2

Durante el ciclo de caminata se tomó la fuerza máxima, que se presenta a 15 grados con un valor de 2250 N como se muestra en la Fig. 3 [14].

Para el cálculo de la carga se utilizó como referencia al paciente mexicano de sexo masculino con un peso de 70 kg y una altura de 1,75 m, ya que antes de someterse a este tipo de cirugía, el paciente sigue una dieta equilibrada para alcanzar su peso ideal [15].

Schipplein interpretó el ciclo caminata como una función del peso corporal (PC), teniendo la carga máxima entre el período de respuesta del peso corporal y la posición media, aplicada a una articulación de la rodilla a 15 grados de flexión [16].

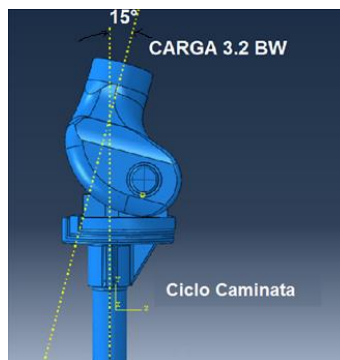


Fig. 3. Ángulos entre el fémur y la tibia, así como la carga aplicada.

La condición para el ciclo caminata basada en la información antes de los 15 grados es de 3.2 el peso del cuerpo. Por lo tanto, para la simulación en la Tabla 3 se consideran las principales propiedades mecánicas de los materiales involucrados.

TABLA 3.  
PROPIEDADES DE LOS MATERIALES UTILIZADOS EN EL ANÁLISIS ESTÁTICO EN EL CICLO CAMINATA PARA EL IMPLANTE DE PRÓTESIS DE RODILLA

Material	Modulo de elasticidad (MPa)	Relación de Poisson	Densidad (tn/mm <sup>3</sup> )	Límite de elasticidad (MPa)
Ti6Al4V	105 000	0.342	4.43 e-9	827
UHMWPE	1080	0.4	9.7 e-10	24

El valor del módulo de elasticidad se obtuvo a partir de pruebas de nanoindentación. Las propiedades como son la relación de Poisson, la densidad y el límite elástico provienen de referencias bibliográficas [17], [18], [19]. Los datos de las variables fueron colocados en el módulo de propiedades del material en el programa de cómputo por medio de elementos finitos.

Para el mallado de la pieza se utilizaron elementos hexaédricos tipo C3D8R, de ocho nodos, lineales con tres grados de libertad y tetraedros C3D4 de cuatro nodos con tres grados de libertad. Los elementos tetraédricos se utilizaron en piezas con geometrías complejas como la chaveta, el manguito articulado, el manguito de la tibia, la rodilla, el platillo de la tibia con un tamaño de elemento de 1 mm para cada una de las piezas mencionadas, el elemento hexaédrico se utilizó para los casquillos y para el perno, este tipo de elemento da mayor precisión en los resultados, se utilizó un tamaño de elemento de 0,5 mm, esto se muestra en la Fig. 4.

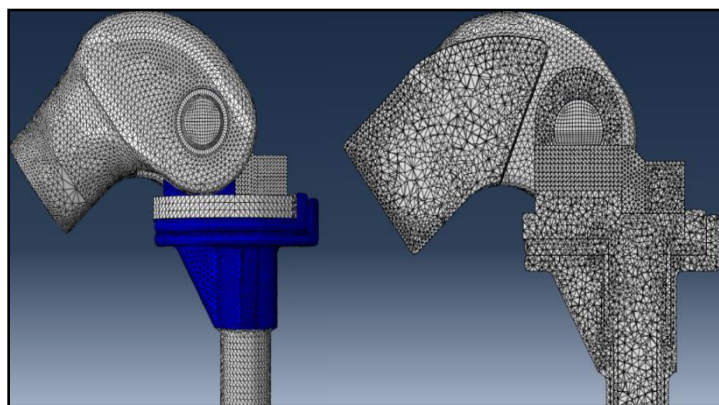


Fig. 4. Malla del modelo de prótesis de rodilla con elementos hexaédricos y tetraédricos en función de la geometría de la pieza.

Se realizó un análisis de convergencia para determinar el número de elementos para obtener resultados confiables y correctos. El gráfico de la Fig. 5 muestra que los elementos más adecuados son el cuadrado de 8 nodos y el triangular de 6 porque los resultados del esfuerzo de von Mises se estabilizan después de 300.000 elementos.

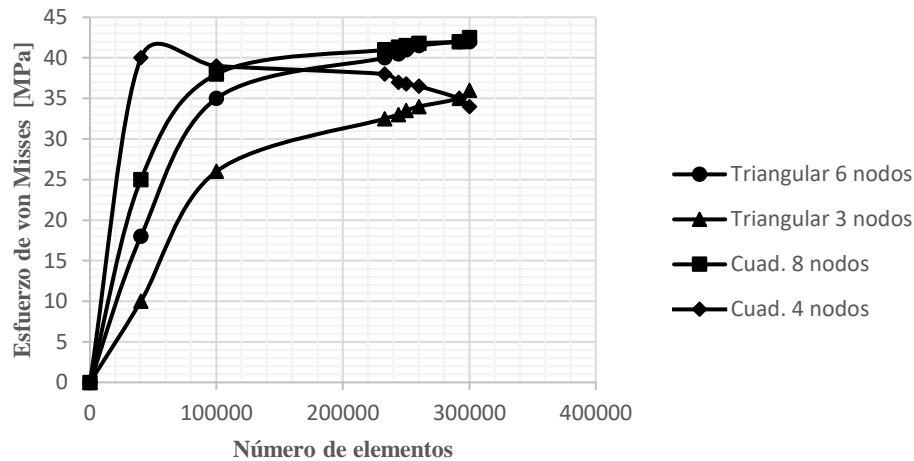


Fig. 5. Análisis de convergencia que indica que el elemento más adecuado es el triángulo de 6 nodos y el cuadrado de 8 nodos.

Se utilizaron interacciones entre cada una de las partes de la prótesis que estaban en contacto, utilizando el método de discretización de superficie a superficie con un coeficiente dinámico de fricción lubricada entre las partes de aleación de titanio de 0.275 [20], y las partes de polietileno con aleación de titanio de 0.056 [21]. La carga se aplicó en forma de presión en la parte superior de la rodilla y una restricción fija en la parte inferior de la bandeja tibial, como se muestra en la Fig. 6.

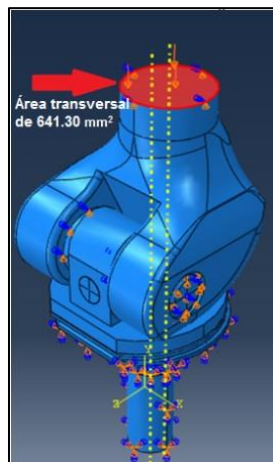


Fig. 6. Aplicación de carga en el corte transversal del componente femoral.

### III. RESULTADOS

La simulación se realizó en la condición crítica del ciclo de marcha con una carga de 3.2 del peso corporal, analizando principalmente los esfuerzos de von Mises para observar los concentradores de esfuerzos, los desplazamientos en la zona entre la rodilla y la funda articulada, así como las presiones de contacto en los componentes de pernos y casquillos.

La Fig. 7 indica las partes de la prótesis que se tomaron como referencia para obtener los desplazamientos entre la rodilla y la funda articulada. En este punto es importante evitar el contacto entre sus superficies, ya que habría fricción entre los materiales de aleación de titanio.

7

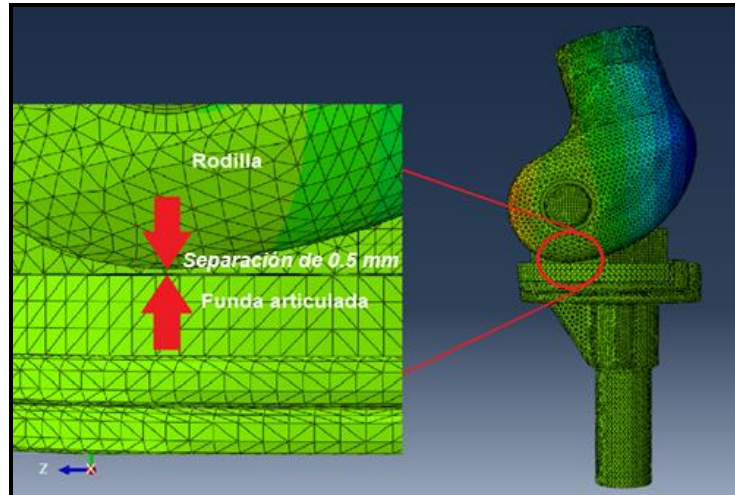


Fig. 7. Separación del componente femoral y funda articulada, ambos de aleación de titanio (Ti-6Al-4V).

La prótesis tiene una separación de 0.5 mm entre el componente femoral y la funda articulada cuando no se le aplica carga externa, esto sucede durante el ciclo caminata cuando la pierna se encuentra suspendida al momento de realizar el paso al caminar. Los desplazamientos al aplicar la carga externa, cuando la pierna que tiene la prótesis de rodilla soporta el peso total del paciente, se muestran en la Fig. 8, el gráfico muestra un gap de 0.0025 mm.

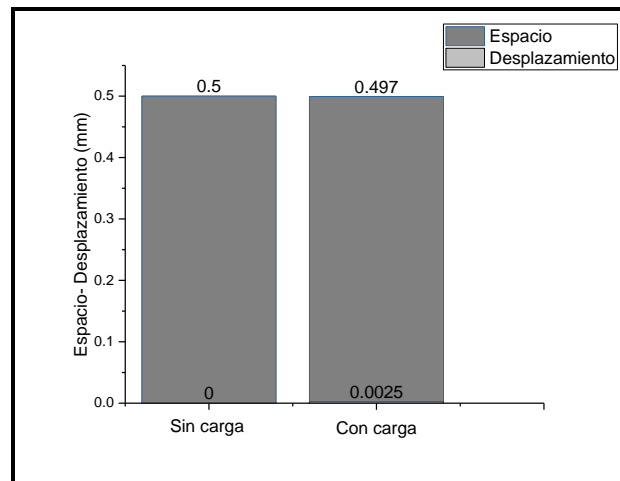
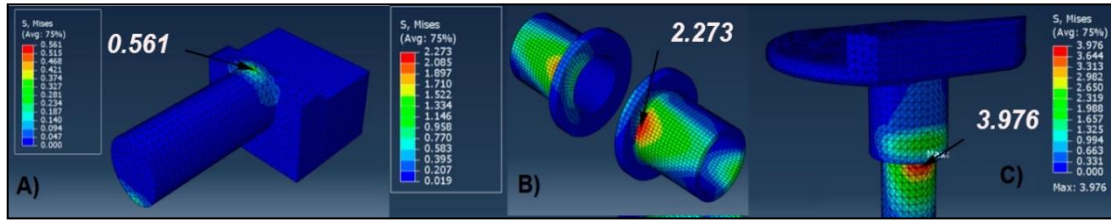


Fig. 8. Gráfico del espacio - desplazamientos en el ciclo de la marcha.

Las piezas de material de polietileno de ultra alto peso molecular de la prótesis son la chaveta, los casquillos y la cubierta tibial, el límite máximo de fluencia del polietileno es de 24 MPa como se muestra en la Tabla 3 de propiedades del material [22], la tensión máxima de von Mises es de 3,976 MPa en la cubierta tibial y un mínimo de 0,561 MPa en la chaveta, ambos no superan el límite máximo de fluencia del material (véase Fig. 9) por lo que no falla.



∞

Fig. 9. Esfuerzo máximo y mínimo de von Mises para el ciclo de marcha. A) Chaveta, B) Bujes, C) Funda tibial.

La parte crítica en la prótesis de rodilla son los casquillos debido al desgaste, lo que limita su vida útil, presentando una tensión máxima de von Mises de 8,97 MPa y una mínima de 2,273 MPa en condiciones de ciclo de cuclillas y de marcha respectivamente. Los gráficos de la Fig. 10 muestran los correspondientes gráficos de contorno de la tensión residual equivalente en la condición de ciclo de marcha.

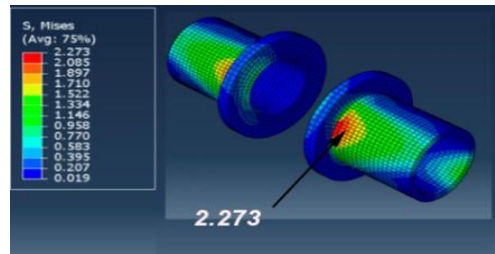


Fig.10. Esfuerzo máximo de von Mises en Bujes.

La Fig. 11 muestra el aumento de la tensión con respecto a la geometría del casquillo desde 0 hasta 17 mm de longitud, dando el valor máximo en el extremo del casquillo, donde hace que el ángulo cambie a 90 grados.

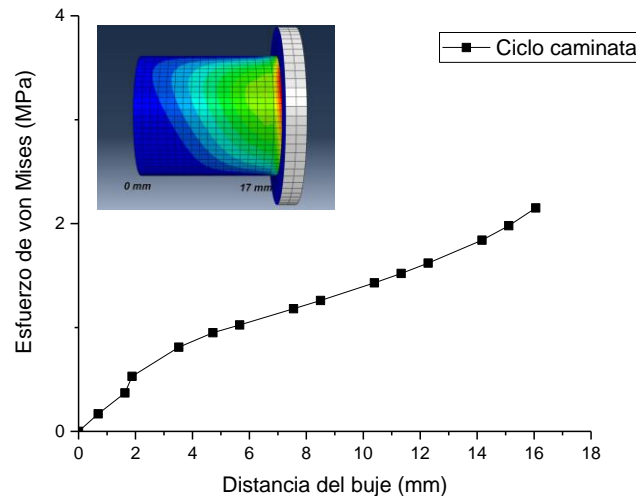


Fig. 11. Gráfico de la tensión superficial de los bujes en base a la distancia.



Las partes de la prótesis de material de aleación de titanio son el soporte tibial, el perno y el componente femoral, estos mostraron una tensión máxima de 42,665 MPa en la bandeja tibial muy por debajo del límite de fluencia del material (827 MPa) [23]. Y un mínimo de 18,624 MPa en el componente femoral, estos resultados indican un exceso de material muy considerable (ver Fig. 12 C). El perno mostró una tensión de 41,485 MPa muy por debajo del límite de fluencia del material de aleación de titanio.

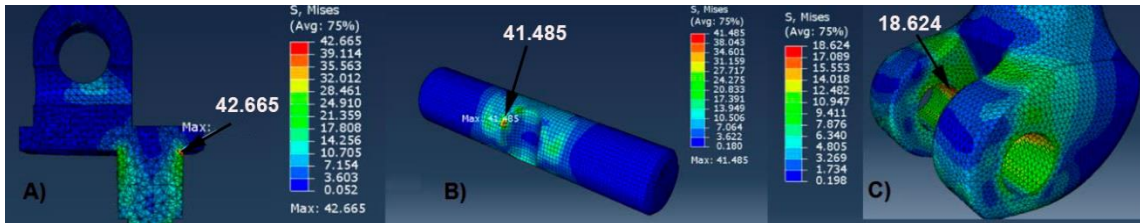


Fig. 12. Tensión máxima y mínima de von Mises. A) Soporte tibial, B) Perno, C) Componente femoral.

El parámetro que determina el posible desgaste y la zona de localización es la presión de contacto. Entre el casquillo y el perno la zona marcada en las Fig.13 A y 14 B es donde se producen los mayores valores de presión de contacto.

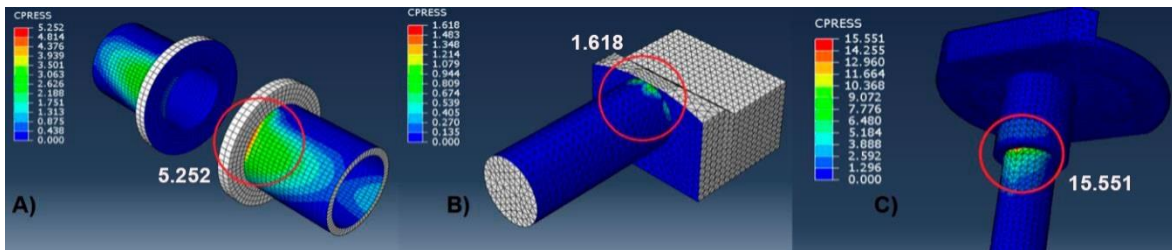


Fig. 13. Valores de CPRESS de las piezas fabricadas con UHMWPE, indicando la zona de mayor contacto entre superficies.

La Fig. 14 muestra las zonas de presión de contacto en el lado del pasador en los límites de colocación del casquillo y de la rodilla. El valor de 146,836 MPa indica que tiene una alta influencia de fricción en este caso debido a la fricción del polietileno del casquillo. Este es uno de los resultados que se verificará en el laboratorio para obtener el coeficiente de fricción entre ambos materiales y la tasa de desgaste.

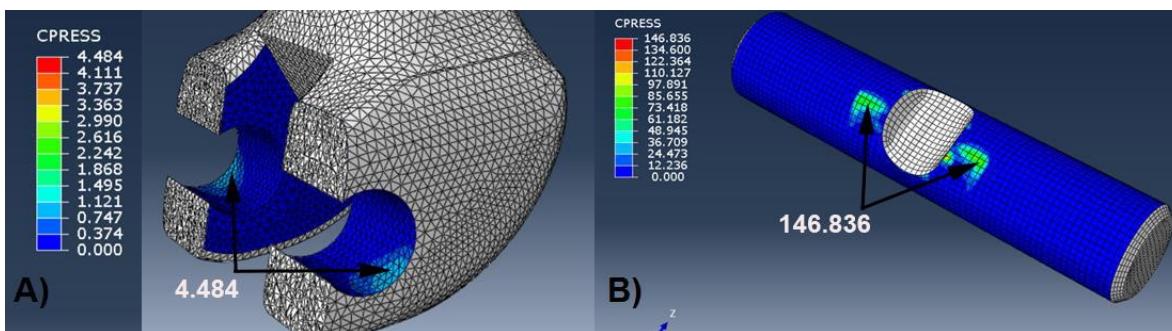


Fig. 14. Presiones de contacto en componente femoral y perno de material de aleación de titanio.

10

Como se muestra en la Fig. 11, la gráfica del perfil de contacto tiene una tendencia ascendente, alcanzando los valores máximos en el lado derecho del cubo, la zona en contacto con la rodilla. Los valores máximos de fricción no son significativos, pero aumentan mucho en la posición de cuclillas, provocando posibles fallos por fatiga debido a los ciclos de carga y descarga.

Como se muestra en la Fig. 14A. El componente femoral en la parte donde se integran los casquillos de UHMWPE presenta una presión de contacto 4,484 MPa, debido a que la reducen considerablemente, otro punto a tener en cuenta para la modificación de la geometría de la rodilla.

Con el análisis para obtener las tensiones máximas de von Mises y la presión de contacto, se identificó la parte más crítica, en el perno con una tensión máxima de contacto de 146,836 MPa.

La Fig. 15 muestra gráficamente los perfiles de presión de contacto en el perno, durante el ciclo de marcha hay una tendencia suave y sin picos por lo que en esta actividad no hay un desgaste considerable, no así en el caso de la subida de escaleras y la posición en cuclillas, principalmente en este último caso.

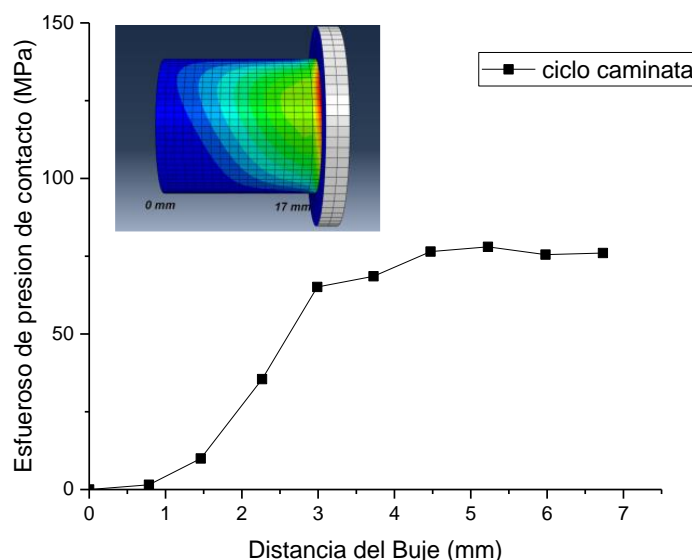


Fig. 15. Presiones de contacto en condición analizada.

La Tabla 4 muestra un resumen de las tensiones de von Mises y de las tensiones de contacto en cada una de las piezas de la prótesis tumoral de rodilla en la que se observa que el máximo de von Mises está en el manguito articulado. Con los resultados obtenidos.

TABLA 4.

RESULTADOS DE LAS TENSIONES DE VON MISES Y LAS PRESIONES DE CONTACTO EN CADA UNA DE LAS PIEZAS DE LA PRÓTESIS DURANTE EL CICLO DE MARCHA.

Actividad	Partes de la prótesis	Material de fabricación	Esfuerzo máximo de von Mises [MPa]	Máximo esfuerzo de contacto [MPa]
Ciclo caminata	Buje	UHMWPE	2.273	5.252
	Chaveta	UHMWPE	0.561	1.618
	Funda articulada	Ti4Al6V	42.665	78.24
	Platillo tibial	UHMWPE	3.976	15.551
	Perno	Ti4Al6V	41.485	146.836
	Componente femoral	Ti4Al6V	18.624	4.484

Los resultados siguientes se basan en la teoría de Hertz. Uno de los casos importantes es la situación geométrica entre los casquillos y el perno, por lo que se aplica esta teoría, que se refiere al contacto entre cilindros macizos. La configuración se conoce como cilindro convexo y cilindro cóncavo (cilindro dentro de un cilindro). En todos estos tipos de contacto existe la posibilidad tanto de deslizamiento como de rodadura en la interfaz. Para realizar el análisis de desgaste, se tomó únicamente la configuración buje-perno de la prótesis tumoral. Para obtener los resultados se utilizaron las ecuaciones de contacto de Hertz. La relación de Poisson, el módulo de elasticidad, la medida y las variables de fuerza del perno y del casquillo de la prótesis de rodilla se indican en la Tabla 5.

TABLA 5.  
VARIABLES PARA CALCULAR LA FUERZA DE CONTACTO DE HERTZ.

Parámetro	Variable	Perno	Buje	Unidades
Relación de Poisson	$\nu$	0.342	0.4	Sin unidades
Módulo de Elasticidad	$E$	105000	1080	MPa.
Diámetro	$D$	12.5	12.5476	mm
Fuerza	$F$		9817	N
Longitud	$L$		17.399	mm

Para la simplificación del análisis de contacto y la optimización de los recursos computacionales sólo se tomaron las partes involucradas en el análisis de contacto de Hertz, que fueron el buje y el pasador. Las partes se dibujaron en 2D como se muestra en la Fig. 16.

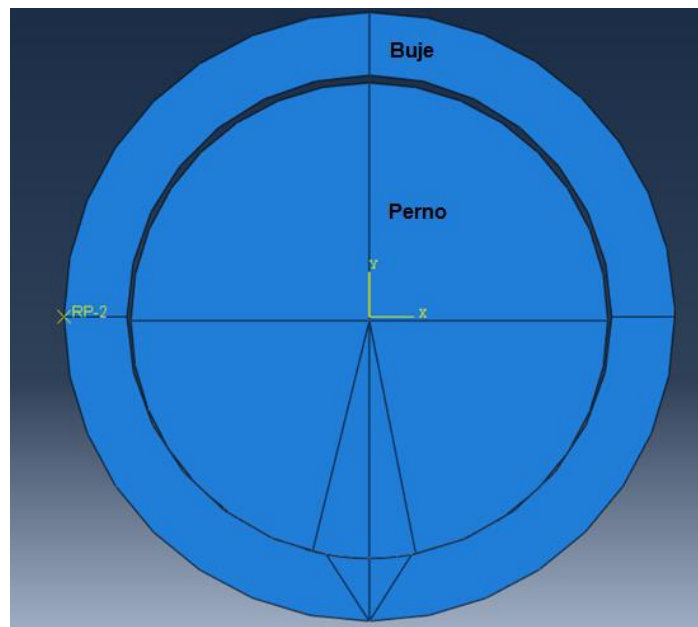


Fig. 16. Dibujo en dos dimensiones del buje y perno para la obtención de contacto de Hertz.

El valor máximo de la presión de contacto equivale a la tensión de contacto de Hertz, que es de 5,389 MPa en las superficies de contacto entre el casquillo y el perno (véase Fig. 17).

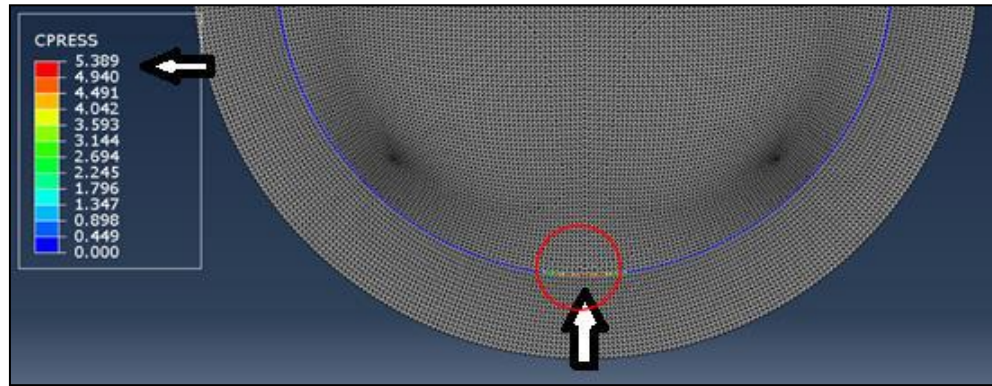


Fig. 17. Presiones de contacto en Buje y perno.

El esfuerzo cortante máximo viene dado por la variable  $S_{12}$  de los resultados del método de los elementos finitos que da un valor de 1,640 MPa (Fig. 18).

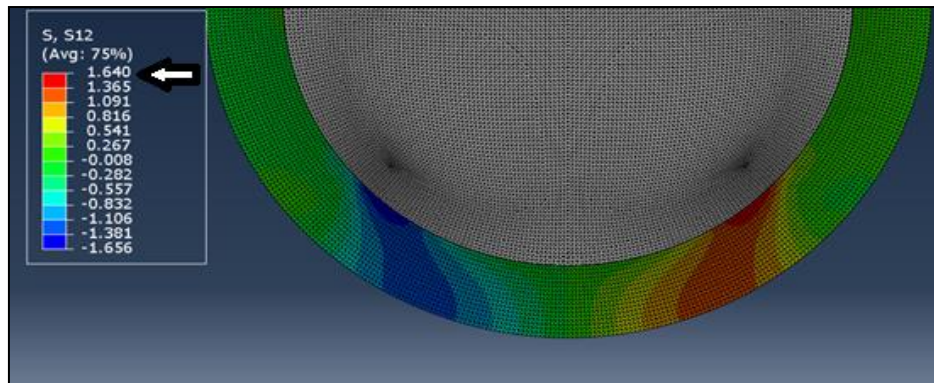


Fig.18. Máxima fuerza de corte en la dirección  $S_{12}$  entre el perno y el casquillo.

El desplazamiento (2b) se obtiene midiendo la distancia de contacto en los nodos implicados según la Fig. 19.

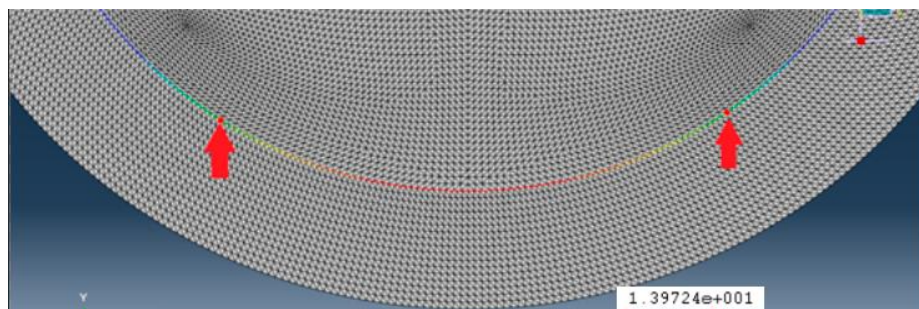


Fig. 19. Distancia b, anchura de contacto entre las piezas.

La Tabla 6 muestra los resultados obtenidos por la calculadora hertziana y por el análisis de elementos finitos comparándolos y obteniendo el porcentaje de error.

La máxima presión de contacto de Hertz o CPRESS en el software, que es la variable de presión de contacto cuyo valor refiere al contacto mecánico entre dos superficies que incluye la presión de contacto debido a la fuerza normal y esfuerzo cortante por fricción. El valor de 5,389 MPa, es un valor bajo con respecto a la tensión de fluencia del UHMWPE, por lo que se concluye que inmediatamente no se producirá un fallo por grieta o fisura, ya que las tensiones no están muy localizadas en una distancia pequeña, esto dado por el valor de la anchura de contacto que es de 27,94 mm. Por lo tanto, se sugiere un análisis de fatiga para determinar su ciclo de vida de la pieza.

TABLA 6.  
PORCENTAJE DE ERROR ENTRE LOS CÁLCULOS TEÓRICOS Y EL ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.

Parámetro	Datos de Calculadora	Calculo analítico	Datos obtenidos en elemento finito	Porcentaje de error
Máxima presión de contacto de Hertz [MPa]	5.4	5.392	5.389	0.02
Máxima fuerza cortante[MPa]	1.6	1.588	1.64	3.2
Ancho de contacto [mm]	27.94	13.970	13.97 (2) = 27.94	0

Como se describió al principio, la presente investigación fue realizada a petición de la empresa C. M. E. ortopedia ubicada en México para investigar el correcto diseño y vulnerabilidad de la prótesis de rodilla tumoral que fabrica, como soporte de evidencia para la Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios, Cofepris. Además de que la industria de las prótesis en México aún se encuentra en una etapa inicial, careciendo de investigación y desarrollo en este campo, y las pocas empresas que comercializan y fabrican estos productos se están basando en forma y procesos de los implantes producidos en países líderes con altos niveles de certificación como India, China, Rusia, Alemania y Brasil. Adicionalmente, el ser humano es irrepetible, y cada país tiene sus propios rasgos y características de la población, esta condición genera un problema en cuanto a la creación de estos sistemas en línea, no siempre ajustados a las medidas requeridas, creando morbilidad en el paciente y generando mayores costos, tiempo de intervención quirúrgica y en casos extremos malas prácticas de fabricación por parte del traumatólogo. Teniendo en cuenta que el número de personas que necesitan una cirugía de reemplazo total de rodilla en las instituciones de salud pública es cada vez mayor.

Las limitaciones del proyecto estuvieron relacionadas con la cantidad de material proporcionado por la empresa fabricante de la prótesis, ya que proporcionaron pequeñas cantidades para realizar las muestras para las pruebas de nanoindentación, así como la poca información sobre la enfermedad y el tratamiento del paciente que se tomó como referencia.

Las ventajas de la prótesis están principalmente en el costo, ya que su fabricación es completamente en México, además de la disponibilidad inmediata del producto cuando se requiera y la muy probable fabricación a la medida de la prótesis con características adecuadas al paciente.

#### IV. DISCUSIÓN

El análisis del desplazamiento de la prótesis en la dirección del eje de aplicación de la carga del peso del paciente confirmó que no hay grandes desplazamientos y, en consecuencia, no hay fricción entre las partes metálicas.

El análisis de concentración de tensiones se realizó a petición de la empresa ya que no había forma de verificar el soporte de carga de la prótesis en uso, teniendo la incertidumbre por parte de la empresa fabricante de un posible fallo de alguna pieza en el momento de la actividad del ciclo de la marcha. Los resultados mostraron que el valor del límite elástico de los materiales está muy por encima de los valores de tensión máxima de von Mises en todas las piezas, y específicamente en el inserto femoral, que tiene una masa de 349,52 gramos de aleación de titanio. Por ello, se sugiere realizar un análisis topológico de la pieza.

La pieza crítica en el montaje por el estado del material, soportar el peso del paciente y la concentración de tensiones es el casquillo. Se sugiere rediseñar el buje para evitar el cambio de ángulo a 90 grados y colocar un redondeo para aliviar las concentraciones de tensiones y evitar las grietas que conducen a la falla por fatiga.

Los resultados mostrados en la tabla 6 del contacto Hertz indican que la presión de contacto entre el buje y el perno es baja comparada con el valor del límite elástico del material, así mismo el valor de la fuerza máxima de corte es de 1.640 MPa lo que indica que no habrá remoción inmediata de material (se sugiere el análisis de fatiga para determinar la vida útil de los bujes).

## V. CONCLUSIONES

- Se consideró al paciente mexicano de 70 kg, indicando que el pico máximo de carga se encuentra cuando el fémur con respecto a la tibia forma un ángulo de 15 grados, teniendo un valor de carga axial de 2250 N aplicado en la región transversal de 641.30 mm<sup>2</sup> del componente femoral.
- El análisis de convergencia muestra que a los 300.000 elementos el valor de von Mises se estabiliza y que los tipos de elementos más adecuados a utilizar son el triángulo de 6 nodos y el cuadrado de 8 nodos, esto con el fin de optimizar los recursos computacionales y el tiempo para el desarrollo de las pruebas de análisis de elementos finitos.
- El análisis estático del conjunto general de la prótesis con una carga normal de 3,2 BW da como resultado una separación en el eje y entre el componente femoral y la vaina articulada de 0,497 mm. Si la separación fuera nula habría un contacto metal-metal ya que ambas partes son de aleación de titanio y por tanto habría un desgaste por fricción.
- La actividad simulada del ciclo de marcha de von Mises no supera la tensión de fluencia del material UHMWPE y del Ti6AL4V, por lo que no hay fallo de material en ninguno de los componentes de la prótesis debido a la carga de peso del paciente.
- La tensión máxima en el inserto femoral de la prótesis es de 18,624 MPa, que está por debajo del límite elástico de la aleación de titanio.
- La zona articulada del casquillo-perno es la parte de mayor desgaste de la prótesis debido a los valores obtenidos en la prensa de contacto, ya que son piezas en constante movimiento, limitando la vida de la prótesis. Los resultados de la prensa de contacto en la actividad propuesta, el pasador es el que presenta la mayor influencia de la fricción por los casquillos de polietileno, siendo el valor máximo la actividad del ciclo de marcha con 146,836 MPa para el pasador y 5,252 MPa para el casquillo. Estos valores a largo plazo podrían producir fallos en la superficie de contacto con el casquillo debido a la generación de grietas, fisuras o desprendimiento de partículas del material.
- Los resultados de la tensión de von Mises para el inserto femoral en la actividad del ciclo de marcha es de 18,624 MPa, que está muy por debajo de la tensión de fluencia del material de aleación de titanio. Por lo tanto, se concluye que el inserto femoral tiene un considerable exceso de material y se sugiere realizar un análisis topológico para un rediseño y optimización del material.
- El valor máximo de la presión de contacto entre el casquillo y el perno es el equivalente al contacto de Hertz de 5,389 MPa, un valor bajo con respecto a la tensión de fluencia del UHMWPE, por lo que se concluye que inmediatamente no se producirá un fallo por grieta o fisura, ya que las tensiones no están muy localizadas en una distancia pequeña, esto dado por el valor de la anchura de contacto que es de 27,94 mm. Por lo tanto, se sugiere un análisis de fatiga para determinar su ciclo de vida.
- Se da como conclusión final a la empresa C.M.E ortopedia que el diseño de la prótesis tumoral brasileña se excede en material en su parte del componente femoral, se sugiere rediseñar la pieza y restar material de aleación de titanio. También se concluye que la prótesis para el paciente mexicano de 70 kg no presenta fallas ni grandes desplazamientos debido a la carga durante el pico mayor del ciclo de la marcha. Y finalmente, debido a los resultados de contacto de Hertz, se recomienda realizar análisis de fatiga para determinar el tiempo de vida del buje.
- Los estudios dinámicos se considerarán para futuros trabajos, con el objetivo de presentar resultados que aporten información al diseño de las prótesis tumorales de rodilla.

- Se considera para futuros trabajos la realización de ensayos de microabrasión para ver el comportamiento de desgaste del polietileno mediante el uso de lodos (slurry).

#### AGRADECIMIENTOS

Nuestro agradecimiento al Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán por el apoyo para la realización de la presente investigación, al Centro Universitario de Ciencias Exactas e Ingeniería de la Universidad de Guadalajara por el uso del equipo de laboratorio, a la Red de Ingeniería y Tribología del Área (REDISYT) por la vinculación y a la empresa C.M.E ortopedia de México por el material y uso de la prótesis para el proyecto de investigación.

15

#### REFERENCIAS

- [1] C. J. Lavernia, "Artroplastía Total de rodilla," *Contribución de los líderes de opinión*, vol. 13, no. 12, Jul. 2008.
- [2] A. I. Kapandji, *Fisiología articular*, Editorial Médica Panamericana, 1997.
- [3] B. J. Fregly, Y. Bei, M. E. Sylvester, "Experimental evaluation of an foundation model to predict contac pressures in replacements," *Journal of Biomechanic*, p. 36, 2003.
- [4] S. Sathasivam, P. Walker, P. A. Campbell, K. Rayner, "The effect of contact are on wear in relation to fixed bearing and mobile bearing knee replacements", *Journal biomedical materials Research*, vol. 58, no. 3, pp. 282-290, 2001.
- [5] M. Kurtz, "Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty," *Biomaterials*, vol. 20, no. 18, pp. 1658-1688, 1999, doi: [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(99\)00053-8](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(99)00053-8)
- [6] J. C. Baena, Wear performance of UHMWPE and reinforced UHMWPE composites in arthroplasty applications: a review. *Lubricants*, 413-436, 2015, available: <https://doi.org/10.3390/lubricants3020413>
- [7] Buehler, "The press-fit condylar total knee system: 8- to 10-year results with a posterior cruciate-retaining design.", *J Arthroplasty.*, pp. 698-701, 2000, doi: <https://doi.org/10.1054/arth.2000.8189>
- [8] S. M. Patrick, "Lubrication Enhancement for UHMWPE sliding contacts through surface texturing," *Tribology Transactions*, pp. 79-86, 2015, doi: <https://doi.org/10.1080/10402004.2014.933935>
- [9] Ulrich-Vinther, Recombinant adeno-associated virus-mediated osteoprotegerin gene therapy inhibits wear virus-mediated osteoprotegerin gene therapy inhibits wear. *J. Bone Joint Surg. Am.*, pp.1405-12, 2002, doi: <https://doi.org/10.2106/00004623-200208000-00016>
- [10] Ali M. Alsamhan, "Rationale analysis of human artificial knee replacements," *Journal of King Saud University – Engineering Sciences*, pp. 49-54, 2012, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jksues.2011.12.002>
- [11] M. Berli, Influencia de la rugosidad superficiales en el desgaste de las prótesis de rodilla. *XV Congreso Argentino de Bioingeniería*, p. 69, (2005), available: <http://ingenieria.uner.edu.ar/index.php/2-uncategorised/164-participaciones-congresos-2005>
- [12] Mow, Van C., *Basic Orthopedic Biomechanics*. New York: Reven press, 1991.
- [13] D. Darryl, "In Vivo Tibial Force Measurement After Total Knee Arthroplasty," *Bioengineering*, pp. 37-55, 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.arth.2005.07.011>
- [14] Mulholland, "Activities of daily living in non-Western cultures: range of motion requirements for hip and knee joint implants," *International Journal of Rehabilitation Research*, pp. 191-198, 2001, doi: <https://doi.org/10.1097/00004356-200109000-00004>
- [15] M. Sánchez, *Artrosis de rodilla. Cirugia Ortopédica Mc Graw Hill*, 340-48, 2004.
- [16] Schipplein. (1991). The influence of initial horizontal weight placement on the lumbo-sacral spine moment. *Presented at the Orthopaedic Research Society*, 907-912, doi: <https://doi.org/10.1097/00007632-199509000-00010>
- [17] Collings, *Materials Propierties handbook: Titanium Alloys*. USA: ASM International, 1994.
- [18] C. Veiga, P. Davim, "Properties and Applications of titanium Alloys: A brief Review," *Tatanium Alloys*, pp. 133-148, 2012, available: [https://www.researchgate.net/publication/283863116\\_Properties\\_and\\_applications\\_of\\_titanium\\_alloys\\_A\\_brief\\_review](https://www.researchgate.net/publication/283863116_Properties_and_applications_of_titanium_alloys_A_brief_review)
- [19] Rong-Sen, "Contact Stress on Polyethylene components of a new rotating hinge with a spherical contact surface," *Clinical Biomechanics*, pp. 540-546, 2001, doi: [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00024-9](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00024-9)
- [20] Rodney Boyer Gerhar Welsh, *Materials Propierties Handbook: Titanium Alloys*. Estados Unidos de America: ASM international, 2010.
- [21] Joon Park, *Bioceramics, Properties, Cahracterizations and aplicaciones*. USA: Springer, 2008.
- [22] Ph.D. M. Steven, Kurtz, *The UHMEPE Handbook*. USA: Elsevier, 2004.
- [23] RMI Titanium, *Titanium Alloy Guide*. USA: International Metal, 2013.