

Acerca de los autores

MATERIA: Prótesis **EQUIPO:** 1
PLAN: 401 **DIA:** M **HORA:** N6
RESPONSABLE DE EQUIPO: Juan Manuel Guerrero Muñoz



Montserrat Granados Salinas 1817165

Estudiante de 8° semestre de la carrera de Ingeniero en Mecatrónica en la FIME, de la Universidad Autónoma de Nuevo León con orientación en Biodispositivos. Actualmente estoy haciendo prácticas profesionales en una investigación donde mi proyecto se basa en realizar una impresora de nanomateriales. Tengo dos certificaciones en SolidWorks y estoy terminando la tercera en simulación, estoy aprendiendo a usar Fusión 360 y tengo conocimientos básicos de diseño de personajes 3D. Actualmente me encuentro en un diplomado sobre prótesis biomecánicas, así que tengo conocimiento sobre el análisis de esfuerzos y la programación del sensor EMG básico. El semestre pasado realice un prototipo de prótesis para la clase de biomecánica en el área de impresión y ensamblado de esta. Tengo interés en el área de diseño o en el área de señales biológicas y diseño inteligente. Plan: 401 Brigada: 319
MAIL: montserrat.granadosslns@uanl.edu.mx



Juan Carlos Telles García 1856468

Estudiante de 9vo semestre de la carrera de ingeniería en mecatrónica de la facultad de ingeniería mecánica y eléctrica, de la universidad autónoma de nuevo león, enfocado en la maquinaria y el hardware de computadoras. Plan:401 Brigada:319
MAIL: juan.carlostg@hotmail.com



Juan Manuel Guerrero Muñoz 1820415

Estudiante de 10° semestre de la carrera de Ingeniero en Mecatrónica. Mi área de expertis es la física y la electrónica; Me desenvuelvo muy bien en estas materias y me apasiona verdaderamente puesto que me resulta fácil el comprender los problemas y la resolución de estos. Al igual que utilizar las fórmulas para las 4 físicas que llevamos en la carrera.

Plan: 401 Brigada: 319

MAIL: juanguerrero2700@gmail.com



Irvin Barrón Sandoval 1673675

Estudiante de 10° semestre de la carrera de Ingeniero en Mecatrónica en la FIME, de la Universidad Autónoma de Nuevo León, conocimientos básicos de modelado en programas como: SolidWorks e Inventor, nivel de inglés intermedio Plan: 401 Brigada: 319

MAIL: irving.barron01@gmail.com

Autor	Artículo 1	Artículo 2	Artículo 3
Montserrat Granados Salinas	<p>“Diseño para prótesis personalizada de cadera”</p> <p>-Ruiz Muñoz Omar Rolando. 2015, IPN, D.F., México.</p>	<p>“Comportamiento a fatiga del vástago de una prótesis para cadera al caminar”</p> <p>Ángel Martínez Delfín, Javier García de la Figal Costales, Luís Manuel Rodríguez Milián, Reynaldo Rodríguez Pérez. 2014, Instituto superior politécnico Jose Antonio Echeverría, a. La Habana. Cuba</p>	<p>“Vástagos cementados en la artroplastía de cadera: Historia y evolución”</p> <p>-Simesen-de Bielke H, González-Della Valle A, Salvati EA. 2011, Hospital Weill Medical College of Cornell University, New York, USA.</p>
Irvin Barrón Sandoval	<p>“Diseño, Análisis Y Optimización De Un Vástago De Prótesis De Cadera.”</p> <p>-Aurora Hernández , Nelda Gamez , y Yadira Moreno. 2017, UANL, Nuevo León, México.</p>	<p>“Prótesis de cadera en adultos mayores del Hospital Naval”Guamán-Torres, J. G., Navarro-González, A. J., & Samaniego-Arévalo, M. C. (2019).. Guayaquil. <i>CEUS</i>, 1(1), 7-12.</p>	<p>“Análisis comparativo de prótesis de cadera: Implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos”. Martel, O., Alfonso, H., Bermejo, J., Cuadrado, A., & Monopoli, D. (2011). Universidad Nacional de Educación a Distancia (España)</p>
Juan Carlos Telles García	<p>Martel, O., Afonso, H., Bermejo, J. <i>et al.</i> "Análisis Comparativo de Prótesis de Cadera: Implantes Tradicionales Frente a Implantes Mínimamente Invasivos". <i>Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica</i>. 2011, vol. 15, nº 2, p. 85-94.</p>	<p>Cruz Vázquez, F. J., De la Rosa Aguilar, M. y Gómez López, CA. "Evaluación del vástago de cadera Mayo no cementado. Los primeros 10 años". <i>Acta Ortopédica Mexicana</i>. 2011, vol. 25, nº 2, p. 108-113.</p>	<p>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". <i>Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología</i>. 2013, vol. 27, nº 2, p. 186-198.</p>
Juan Manuel Guerrero Muñoz	<p>“Prótesis de cadera inestable”</p> <p>- César Pesciallo, Diego Mana Pastrián, Fernando Lopreite, y Hernán del Sel. Servicio Ortopedia y Traumatología Hospital Británico de Buenos Aires (2010)</p>	<p>“Distribución de esfuerzos en una prótesis parcial de cadera cementada”</p> <p>-Manuel Delgado Rosas y Jaime Enriquez Espino Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial (CIDESI) (2005)</p>	<p>“La artroplastia total de cadera con vástago no cementado”</p> <p>- Cruz VFJ, Velasco Colegio Mexicano de Ortopedia y Traumatología A.C. (2006)</p>

Antecedentes sobre la fijación de implantes protésicos de cadera.

En las últimas décadas del siglo XVIII Temistocles Gluck en Berlín, fue el primero en intentar una artroplastia de cadera en pacientes con articulaciones de cadera destruida por tuberculosis, demostrando que el organismo era capaz de tolerar un cuerpo extraño por largos periodos de tiempo.

Marius Nygaard Smith-Petersen de Boston, influenciado por su odontólogo el Dr. John Cooke, introdujo por primera vez en 1930, el uso de una alineación metálica de vitalum en su copa de interposición como se observa en la figura 1.5a, con resultados alentadores; que reemplazo a la que originalmente fuera de —pyrexll un vidrio reforzado que tuvo roturas prematuras y fallas a corto plazo. El otro intento de la época fue la hemiartroplastia de los hermanos Judet, utilizando una cabeza protésica de acrílico con un vástago dentro del cuello femoral como se visualiza en la figura 1.5b, la que mostró malos resultados debido al desgaste del acrílico.

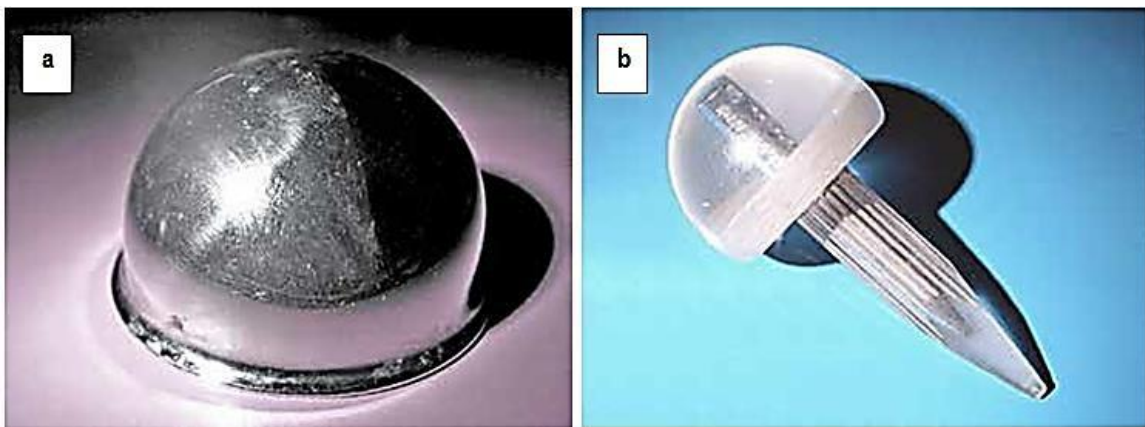


Figura 1.5. a) Copa de Smith-Petersen y en b) Prótesis acrílica de Judet. [9]

En esa misma época, en Argentina, el Dr. Atilio Risolía, desarrolló una prótesis similar a la de Judet, de acrílico, a la que le agregó un vástago medular de acero para conseguir más estabilidad en el implante, pero observó también el desgaste rápido del acrílico de la cabeza, por lo que años después abandona el implante.

No fue sino hasta el año de 1938, cuando Philip Wiles implantó la primera prótesis total de cadera, con ambos componentes de acero inoxidable, en 6 pacientes con enfermedad de Still. La copa era de acero inoxidable que no llegaba a ser una hemiesfera y se apoyaba dentro del acetábulo. A su vez se mantenía en posición gracias a un reborde metálico que evitaba su luxación. La cabeza y el vástago, estaban unidos a una placa lateral la que a su vez se fijaba con tornillos a la diáfisis femoral, tal como se observa en la figura 1.6. [9]



Figura 1.6. Prótesis de Wiles. [9]

En 1940, en el hospital Johns Hopkins, el Doctor Austin Moore (1899-1963), cirujano ortopedista, realizó y reportó el primer reemplazo metálico de cadera. La prótesis original que el diseño, era solamente un reemplazo femoral con una cabeza grande hecha de aleación de cromo –cobalto y encajada en la diáfisis femoral sustituyendo la cabeza femoral conocida en la actualidad como hemiartroplastía. Este método que consistía en la introducción de la prótesis femoral en el canal medular, que para entonces era un procedimiento poco habitual, se consideró con los años como el método estándar para la colocación de componentes femorales.

Una versión posterior del diseño del Dr. Moore, conocida como prótesis de Austin Moore, fue desarrollada en 1952, la cual se encuentra aún en uso y en la actualidad, su empleo es muy controversial, como se visualiza en la figura 1.7.



Figura 1.7. Prótesis de Austin Moore. [9]

En 1960 un cirujano ortopédico, Sir John Charnley, pionero en el uso de marfil en la artroplastia de cadera en los casos de fractura femorales, realizó cerca de 300 reemplazos de cadera con marfil entre 1960 y 1980, reportándose en septiembre de 1969 en la Asociación Ortopédica Británica una tasa del 88% de éxito. [10]

La articulación artificial, como la conocemos actualmente, se debe en gran medida al trabajo de Sir John Charnley quien trabajó en el campo de la tribología. Su diseño consistía en 3 partes: un componente femoral metálico que originalmente era de acero inoxidable, un componente acetabular de teflón a partir del cual se desprendían múltiples partículas de desgaste produciendo osteólisis para lo cual posteriormente reemplazo el teflón con polietileno de alto peso molecular en 1962, y el tercer aspecto era la fijación de ambos con cemento de polimetilmetacrilato; este reemplazo de cadera fue conocido como la artroplastia de baja fricción, lubricada con líquido sinovial. Inicio su uso con cabeza femoral de 22 mm para poder disminuir la tasa de desgaste, dando como resultado una pobre estabilidad, teniendo que llegar a un equilibrio entre el tamaño de la cabeza femoral más grande para poder estabilizar la articulación, pero sin generar demasiadas partículas de desgaste por el incremento de la superficie de fricción. El diseño de la prótesis se puede visualizar en la figura 1.8. [11]



Figura 1.8. Prótesis de Charnley. [12]

A principios de la década de los setenta, el manejo de fracturas trans-cervicales era principalmente realizado con hemiartroplastias unipolares. El primer diseño fue la prótesis de Austin-Moore y el segundo fue el de Thompson, ambos diseños protésicos de finales de la década de los 50. D'Arcy y Devas (1976), encontraron complicaciones en pacientes menores de 75 años, tales como erosión y protrusión acetabular asociada al dolor. [13]

En 1990, Phillips, Messieh y McDonald [14] compararon la inmediata fijación entre vástagos no cementados AML (Anatomic Micro Luck), PCA (Porous Coated Anatomic) y un vástago convencional cementado HP (Harris Precoat), como se muestra en la figura 1.9. Durante la implantación se aseguraron que los centros geométricos entre vástagos y fémures coincidieran. De los 18 pares de fémures implantados, en 13 pares hicieron la comparación entre el vástago no cementado PCA por un lado con el AML por el otro, mientras que en los otros 5 pares compararon al vástago no cementado PCA con el vástago cementado HP; aplicaron cargas cíclicas en dirección vertical sobre la cabeza de la prótesis con incrementos graduales de carga, para esto utilizaron una máquina servo hidráulica para pruebas mecánicas Modelo 880/858 MTS, como se observa en la figura 1.10. No encontraron diferencias estáticas significativas en cuanto al aflojamiento entre las prótesis no cementadas AML y PCA, pero en el caso del vástago cementado reportaron que resultó ser más resistente a las cargas que él no cementado.

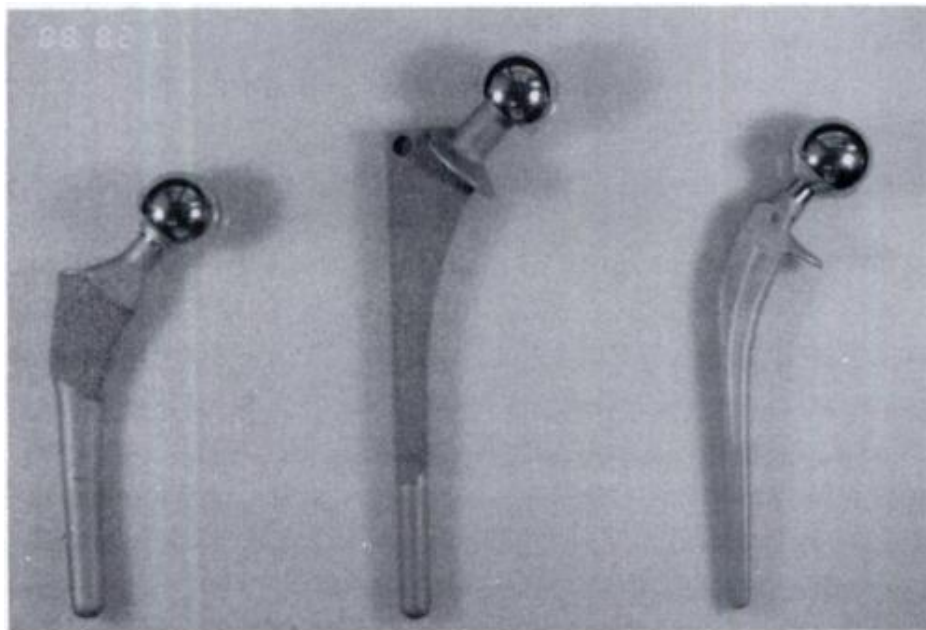


Figura 1.9. Imagen de las tres prótesis utilizadas. La PCA ésta a la izquierda, AML en el centro y HP a la derecha. [14]

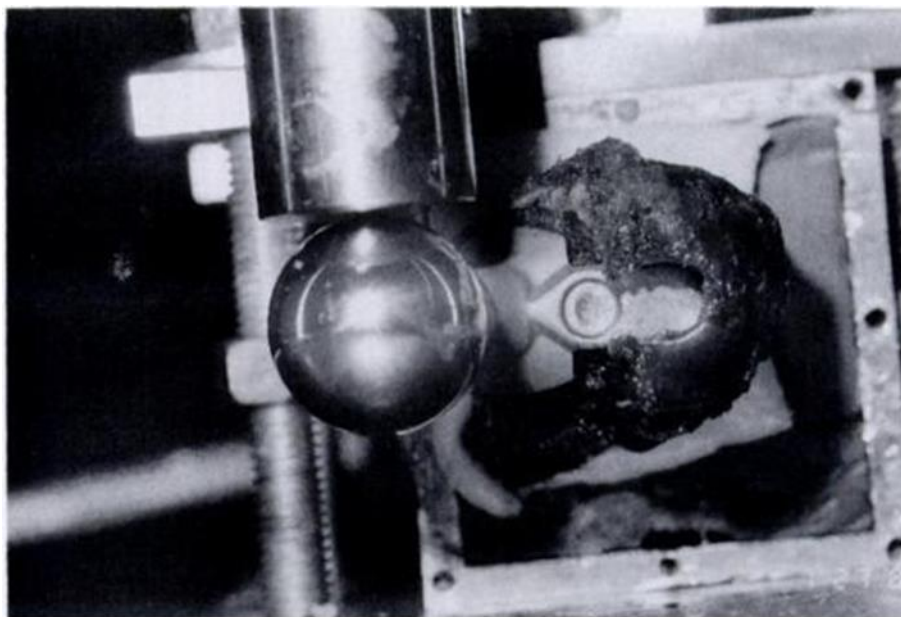


Figura 1.10. Imagen de un fémur durante la prueba. El émbolo cilíndrico del sistema hidráulico MTS está presionando la cabeza protésica. [14]

Posteriormente se introdujeron las hemiartroplastias bipolares, con la filosofía de minimizar el desgaste acetabular y como consecuencia el dolor. Éstas tuvieron buen resultado al principio, pero a largo plazo, Nakata y cols (1997), encontraron que los implantes presentaban los mismos problemas además de disociación de los componentes, metalosis y luxación.

Johansson y cols (2000), no encontraron diferencias significativas en los rangos de mortalidad a largo plazo, entre artroplastia total de cadera y osteosíntesis. Describiendo además que el índice de reoperación era mayor en pacientes manejados con osteosíntesis y para el caso de la artroplastia total la luxación posterior de cadera fue la complicación más frecuente (en relación con el tratamiento de las fracturas del cuello del fémur).

Ravikumar y Marsh (2000), en un estudio prospectivo en 290 pacientes de 65 años, tratados por fracturas de cuello femoral. Donde los pacientes fueron distribuidos en tres grupos de tratamiento: fijación interna (placa deslizante de cadera), hemiartroplastia (Austin-Moore), y artroplastia total de cadera (Howse II cementada); reportaron los índices de revisión a los 13 años de seguimiento con 33% para el grupo de fijación interna, 24% para el grupo de hemiartroplastia y de 6.75% para la artroplastia total con base en la escala de Harris. El promedio fue mayor para los pacientes que se sometieron a artroplastia total de cadera. Destacaron que el dolor y la movilidad a largo plazo, fue mejor en los pacientes

con artroplastia total de cadera, a pesar de las complicaciones tempranas que se pudieron haber presentado.

Rodriguez-Merchan (2002), encontró resultados favorables en pacientes con fracturas de cuello femoral tratados con artroplastia total de cadera, mejorando los resultados funcionales y la longevidad de los implantes, incluso en ausencia de enfermedad articular degenerativa. [15]

En 2005, Dimian Mayorga y cols [16], evaluaron clínica y radiológicamente a 14 pacientes con displasia acetabular, mediante el uso de la técnica de profundización de copas acetabulares no cementadas en reemplazo total de cadera. Haciendo uso de la escala de Harris realizaron valoraciones antes y después de la operación donde evaluaron: dolor, ausencia de deformidad y arcos de movilidad. Reportaron que la cantidad de profundización de la cabeza femoral fue en promedio de 25 mm con un mínimo de 16 mm y un máximo de 35 mm. Además, para éste estudio utilizaron tornillos de fijación acetabular en 3 pacientes, sin presentar signos de aflojamiento del componente acetabular; no realizaron revisiones de las prótesis al final del proceso, el seguimiento promedio fue de 24 meses.

En México, en el Hospital Central Militar en el año de 1968, el Dr. Octavio Sierra Rojas realizó las primeras artroplastias totales de cadera no cementadas con la prótesis de Ring (metal-metal) de las cuales se reportó una alta tasa de aflojamiento, debido a la deficiente fijación mecánica al hueso y a la falta de experiencia en el uso del cemento por lo que cayeron en desuso. [17]

Por otra parte, en 1970, el Dr. Marco Antonio Lazcano Ortopedista y Cirujano de Cadera Mexicano, conocido por el diseño de hemiprótesis que llevan su nombre para el tratamiento de fracturas, colocó las primeras artroplastias tipo Charnley en el Hospital ABC y en el Instituto Nacional de Nutrición. [18]

En 1997, García-Juárez y cols [19] estudiaron los casos de 42 pacientes con 46 artroplastias, con una edad mínima de 17 años y máxima de 59, que ingresaron al Servicio de Ortopedia del Hospital General de México, con patología de cadera propuestos para artroplastia total de cadera no cementada. Las prótesis utilizadas fueron PCA (10), isoelásticas (12), Harris Galante (7), Osteonics (13), AML (2) y Lima Litto (2). Valoraron a los pacientes a las 2, 6 y 12 semanas de postoperatorio utilizando la escala de Merle D'Aubigne. Reportaron que la gran variedad de prótesis no cementadas no había presentado buena respuesta en un principio, pero luego fueron mejorando notablemente la capacidad funcional del paciente.

En 1999, Rivera Hernández y cols [20], realizaron un estudio retrospectivo, descriptivo y observacional en pacientes a quienes se les colocó una prótesis total

de cadera no cementada, con el sistema CLS Spotorno (Sistema de fijación sin cemento), durante el periodo comprendido de Noviembre de 1991 a Diciembre de 1996, en donde se colocaron un total de 48 prótesis totales primarias. Revisaron los expedientes clínicos y radiográficos, así como a los pacientes operados. Señalaron que en 8 casos se presentaron fisuras estables en la región calcar, sólo en 6 casos se presentaron líneas radiolúcidas a nivel acetabular, el 16% de los fémures presentaron líneas radiolúcidas a nivel hombro de prótesis. En dos casos se presentó dolor en la cara anterior del muslo durante más de tres meses. La movilidad y la funcionalidad de la cadera operada mejoraron en el 100% de los casos. Además, indicaron que el sistema de prótesis no cementada CLS Spotorno fue un buen sistema en reemplazo de cadera primarios, cuyo requisito es que el cotilo sea esférico o tenga poca deformidad.

En 2010, Benítez Romero, Pérez Méndez y Mejía Rohenes [21], en un estudio descriptivo, observacional, retrospectivo y tangencial en el Hospital Regional General Ignacio Zaragoza analizaron los expedientes de 47 pacientes que se sometieron, de Marzo de 2006 a Marzo de 2009 a una artroplastia total de cadera realizada con abordaje lateral directo, las causas para realizar la artroplastia de cadera se enlistan en la tabla 1.5. Reportaron que 9 pacientes experimentaron una complicación; la más frecuente fue luxación protésica, en general la mayoría de los pacientes no tuvieron complicaciones. Concluyeron que el abordaje lateral directo fue una buena opción para realizar artroplastia total de cadera, debido a que los tiempos quirúrgicos son cortos y la tasa de complicaciones es mínima.

Tabla 1.5 Diagnóstico para realizar la artroplastia total de cadera. [21]

Diagnóstico	Pacientes (%)
Coxartrosis	33 (70.2)
Fractura de cuello	13 (27.6)
Necrosis avascular	1 (2.1)
Otros	0
Total	47 (100)

La lesión del nervio ciático es una complicación reportada en la artroplastia total de cadera y su incidencia varía de acuerdo al tipo de abordaje realizado, creando morbilidad importante lo que nos alerta acerca de la vulnerabilidad transquirúrgica y la importancia del adecuado manejo de tejidos, instrumental y técnica para la inserción de componentes protésicos y de cementado.

En 2014, Altamirano-Cruz, Cervantes Orozco y Meza Reyes [22], realizaron un estudio retrospectivo en el servicio de Reemplazos Articulares del Hospital de Traumatología y Ortopedia de Lomas Verdes del Instituto Mexicano del Seguro Social. Revisaron con la ayuda del registro electrónico (ARMED VMD®) 1210 casos de pacientes operados de artroplastia total de cadera en búsqueda de aquellos pacientes que presentaron registro de lesión de nervio ciático

comprobada por estudios electromiográficos. Los motivos por los cuales se realizó la artroplastia total de cadera fueron: fracturas, coxartrosis, coxartritis, inestabilidad protésica por cirugía previa, displasia del desarrollo de la cadera y osteólisis.

De los 1210 casos de artroplastia total de cadera, 936 casos fueron intervenidos en una cirugía primaria y el resto en una cirugía de revisión. Se identificaron 16 pacientes (1.32%) con lesión de nervio ciático como complicación post quirúrgica. De estos, 12 pacientes (75%) presentaron lesión posterior a una cirugía primaria y el resto posterior a una cirugía de revisión. La edad promedio de todos los pacientes fue de 55 años. De las 274 cirugías de revisión solo 4 (1.46%) presentaron lesión de nervio ciático.

Actualmente el diseño de nuevas prótesis, como los vástagos de superficies ultra pulidas y los vástagos no cementados son más populares. Los vástagos cementados utilizados más comúnmente en gente mayor son de menor costo y menor longevidad. En cuanto a los vástagos no cementados, estos son utilizados en pacientes más jóvenes y más activos; evolucionando hasta el uso de materiales como el titanio y el tantalio, este último no disponible en México.

Otras innovaciones hechas en la artroplastia fue el uso del polietileno de ultra alto peso molecular, obteniendo una resistencia mayor al desgaste y con la posibilidad de mejorar ésta resistencia con los enlaces cruzados, permitiendo el uso de cabezas femorales de mayor diámetro de 32 a 36 mm y en algunos casos mayores obteniendo una mejoría en el rango de movimiento, menores tasas de luxación sin aumentar el número de partículas de desgaste y la consiguiente osteólisis, así mismo la investigación sobre superficies de fricción conocida como pares (metal-metal, cerámica-cerámica), abren nuevas opciones en la investigación de la artroplastia. [23]

-En la ingeniería actualmente la biomecánica ha tenido un gran enfoque en la traumatología en donde ha llegado a tener grandes avances en el diseño de prótesis.

En el caso de este estudio, el principal objetivo es analizar el comportamiento estructural de un vástago bajo distintas condiciones de carga y restricciones, permitiendo visualizar los diferentes patrones de esfuerzo, se muestra el diseño y análisis de un vástago de prótesis de cadera sujeto a diferentes tensiones provocando fatiga mecánica.

El análisis se consideran las propiedades mecánicas y las condiciones operativas del vástago; utilizando una modelación en 3D del componente con herramientas computacionales conocidas como CAD (Diseño Asistido por

Computadora), así mismo se realizó un diseño en CAE (Ingeniería Asistida por Computadora) utilizando métodos numéricos y obtener su comportamiento mecánico y realizar mejoras en el diseño de la prótesis para tener mayor resistencia y larga vida en el componente.

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.

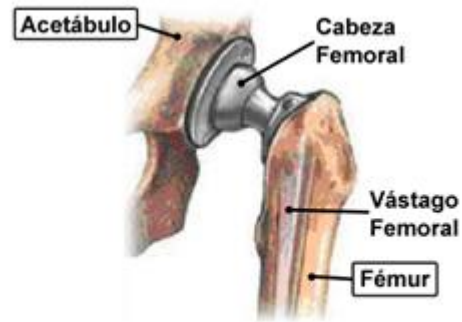


Fig. 1. Prótesis injertada con sus partes componentes

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,

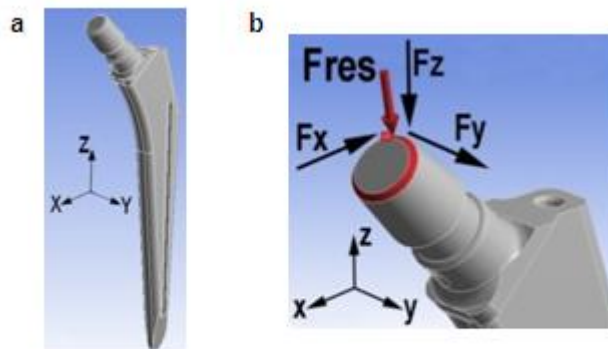


Fig. 2. a) Vista isométrica del vástago femoral, b) Acción de las cargas sobre la espiga

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 transmite 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.

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] =	$2 \cdot 10^5$ MPa.
Densidad [ρ] =	8000 kg/m ³ .
Limite de fluencia [σ_f] =	228 MPa.
Limite de rotura [σ_R] =	560 MPa.
Limite de fatiga [σ_{-1}] =	200 MPa.

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 sólido, hexaédrico 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.

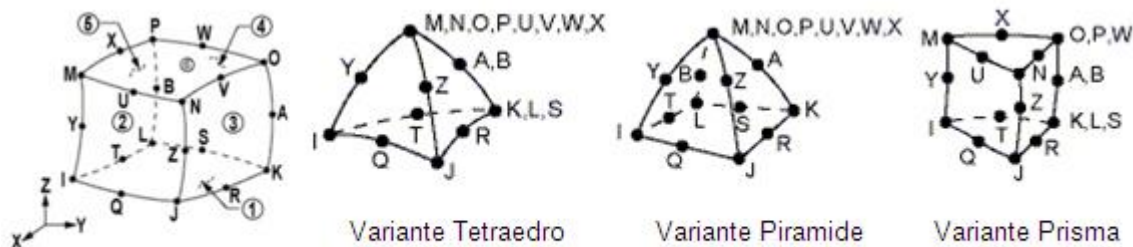


Fig. 3. Geometría del elemento finito sólido estructural

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.

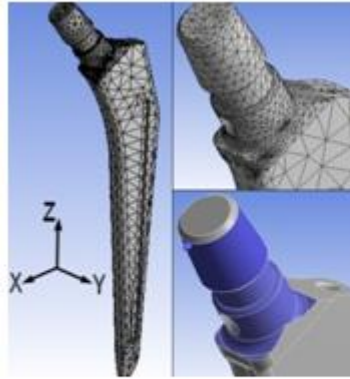


Fig. 4. Modelo de elementos finitos del vástago



Fig. 5. Zona de aplicación de las cargas

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.

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

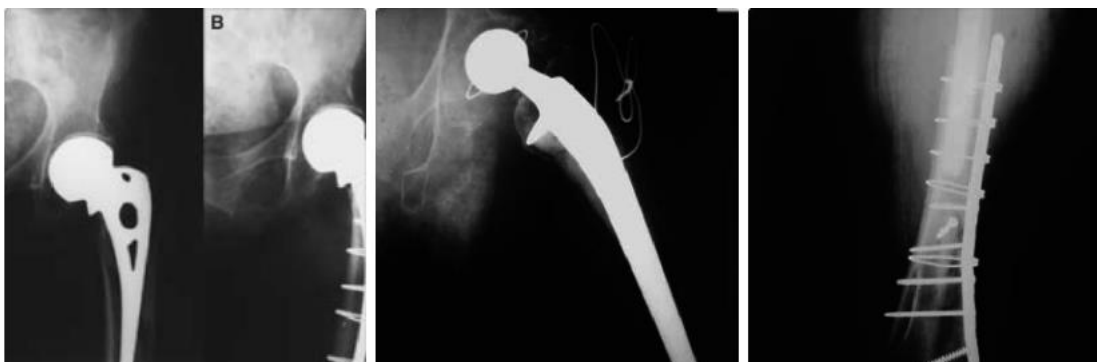
Tiempo (Seg.)	CompresX MPa	CompresY MPa	CompresZ MPa
0	-2,521	0,000	-11,186
1	-3,835	3,750	-23,178
2	-5,191	8,877	-38,983
3	-5,996	10,975	-42,818
4	-5,805	9,386	-40,085
5	-5,233	6,695	-37,203
6	-4,725	4,343	-39,979
7	-3,941	2,669	-33,199
8	-0,297	1,419	-31,038
9	-1,525	1,017	-29,301
10	-0,466	2,076	-29,619
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.

Fracturas periprotésicas del fémur

La incidencia de las fracturas periprotésicas (FPP) ha presentado un marcado incremento en los últimos años debido a la mayor supervivencia de la población y a que, hoy en día, se implantan prótesis en pacientes más jóvenes, con mayores sollicitaciones mecánicas. Al afectar principalmente a pacientes de edad avanzada, la elevada morbilidad asociada, la presencia de un hueso débil y las dificultades técnicas de la propia fractura hacen que el tratamiento de las FPP sea actualmente un tema de constante controversia. El objetivo de la presente actualización es revisar la incidencia, los factores predisponentes, las principales clasificaciones y orientar sobre el tratamiento de las fracturas que asientan en el fémur en relación con una prótesis de cadera o de rodilla.



Infección de prótesis de cadera: Paradigma de las infecciones de prótesis articulares

Las cirugías de reemplazos articulares se han convertido en un procedimiento habitual en muchos centros asistenciales. El reemplazo de la articulación de la cadera es la más antigua y la que se realiza con mayor frecuencia. Los principios generales de la prevención y manejo de la infección de prótesis de cadera son los mismos que la de otros implantes óseos, por lo que la infección de prótesis de cadera es el paradigma de infección de prótesis articulares. En el presente número se publican dos trabajos relacionados a las infecciones de prótesis articulares. Los mismos reflejan lo que sucede con esta problemática en la mayoría de los países. Fica et al destacan:

- La falta de información sobre tasas de infección para estos procedimientos.
- La deficiencia en la estandarización de procedimientos para el diagnóstico.
- Las diferentes clasificaciones utilizadas para este tipo de infecciones y por ende, la anarquía existente en el manejo, puntualizado en los esquemas antibióticos a utilizar y en la extracción o no del elemento protésico.