

# 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

# **Diseño, Análisis Y Optimización De Un Vástago De Prótesis De Cadera.**

Montserrat Granados Salinas, [montserrat.granadosslns@uanl.edu.mx](mailto:montserrat.granadosslns@uanl.edu.mx) <sup>(1)</sup>,  
Juan Carlos Telles García, [juan.carlostg@hotmail.com](mailto:juan.carlostg@hotmail.com) <sup>(2)</sup>, Juan Manuel  
Guerrero Muñoz, [juanguerrero2700@gmail.com](mailto:juanguerrero2700@gmail.com) <sup>(3)</sup>, Irvin Barron Sandoval,  
[irving.barron01@gmail.com](mailto:irving.barron01@gmail.com) <sup>(4)</sup>.

## **INSTITUCIÓN**

1. Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Estudiante

## **RESUMEN**

La prótesis de cadera ha tomado una gran importancia en la vida de muchas personas ya que es un gran avance de la biomecánica para la humanidad, es una de las prótesis con más exigencia de carga ya que va incrustada en el fémur el hueso más fuerte de todo el cuerpo humano y es el que soporta todo el peso de la cabeza, a lo largo del tiempo esta prótesis ha ido mejorando para cada vez tener más durabilidad y comodidad para los pacientes.

En 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 SolidWorks, así mismo se realizó un diseño 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.

Se busca encontrar el óptimo diseño del Vástago de cadera para poder tener un diseño de ser posible menos invasivo al hueso pero a su vez que tenga la resistencia y seguridad de poder durar un largo periodo con una marcha normal.

**PALABRAS CLAVE:** Vástago de cadera, prótesis, optimización, Diseño de prótesis

## **ABSTRACT**

The hip prosthesis has taken on great importance in the lives of many people since it is a great advance in biomechanics for humanity, it is one of the prostheses with the most load demand since the strongest bone in the femur is embedded in the femur. The entire human body and it is the one that supports the entire weight of the head, over time this prosthesis has been improving to have more durability and comfort for patients.

The analysis considers the mechanical properties and the operating conditions of the stem; Using a 3D modeling of the component with computational tools known

as SolidWorks, likewise a design was made using numerical methods and obtaining its mechanical behavior and making improvements in the design of the prosthesis to have greater resistance and long life in the component.

It will seek to find the optimal design of the hip stem to be able to have a design that is less invasive to the bone, but also has the resistance and security of being able to last a long period with a normal gait.

**KEYWORDS:** Stem prosthesis hip, prosthesis, optimization, prosthesis design

## 1. INTRODUCCIÓN

Cuando nosotros hablamos sobre una disciplina científica la cual tiene el fin de estudiar las estructuras mecánicas que están existentes en los seres vivos, sabemos que se trata de la biomecánica, para ser más exactos, en el cuerpo humano principalmente.

Todos los avances desarrollos de esta disciplina son un aporte muy importante en la traumatología y ortopedia.

La primera y muy exitosa implementación de una cirugía de remplazo de cadera fue en 1960, esto fue un gran avance en la medicina por todo lo que represento. Hoy en día las cosas cambian, ya que tenemos que considerar más factores, esto se debe a que hay una cantidad muy elevada de demanda de estas prótesis de cadera esto nos obliga a ser más exigentes en el diseño de ellas, en cuanto cantidad y calidad hablamos, así es como se puede prever errores y ver cuáles son sus probabilidades de éxito. En todos estos estudios y prevenciones de diseño, la ciencia se inclina al uso de distintos softwares, estos especificados para su diseño como del método de elementos finitos. Este último mencionado ha sido una herramienta muy valiosa todos estos últimos años, ya que ha ayudado a la solución de grandes problemáticas con altas complejidades, ya que nos da la posibilidad de representar los fenómenos físicos y así observar de una manera más detallada todo. El método de elemento finito nos permite tener la posibilidad de prever posibles fallas y así poder mejorar la implementación de mejores diseños cada vez.

## 2. DESAROLLO

### a. Estado del Arte

#### a) 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 1a, 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 1b, la que mostró malos resultados debido al desgaste del acrílico.

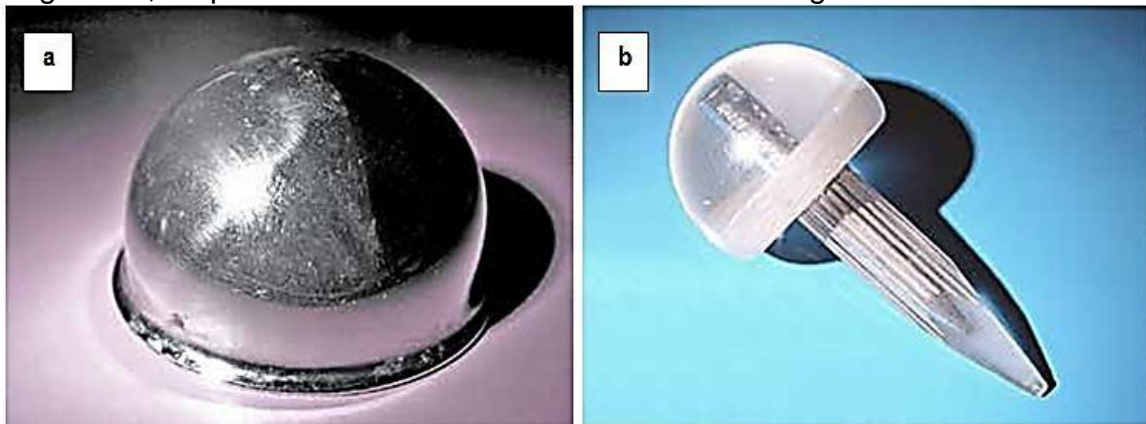


Figura 1. a) Copa de Smith-Petersen y en b) Prótesis acrílica de Judet.

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 2.



**Figura 2. Prótesis de Wiles.**

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 hemiartroplastia. 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 3.



**Figura 3. Prótesis de Austin Moore.**

En 1960 un cirujano ortopédico, San Baw, 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.

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 4.

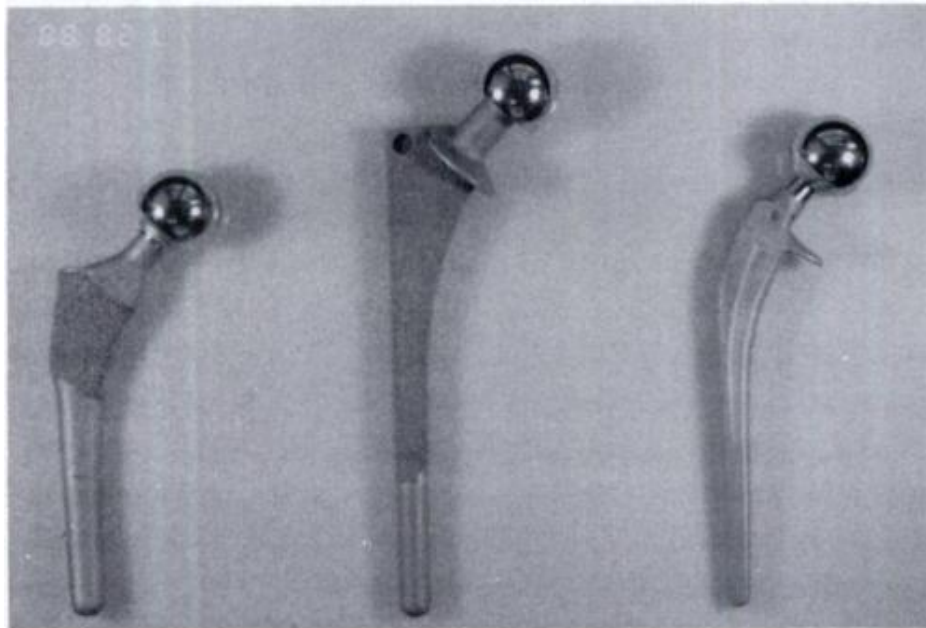


**Figura 4. Prótesis de Charnley.**

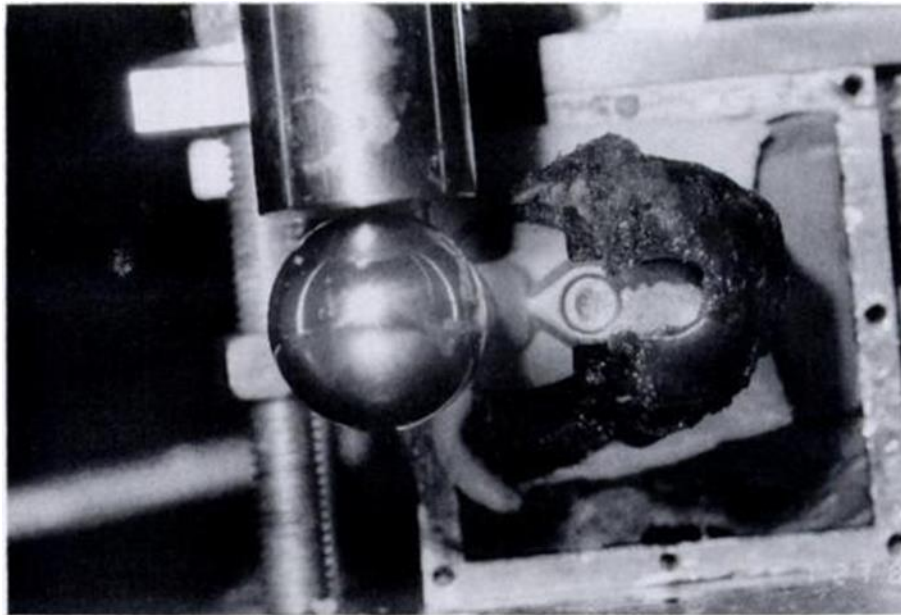
A principios de la década de los setenta, el manejo de fracturas trans-cervicales era principalmente realizado con hemiartroplastias unipolares. El primer diseño fue la prótesis de Austin-Moore y el segundo fue el de Thompson, ambos diseños protésicos de finales de la década de los 50. D'Arcy y Devas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

En 1990, Phillips, Messieh y McDonald 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 5. 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 6. 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 el no cementado.





**Figura 5. Imagen de las tres prótesis utilizadas. La PCA ésta a la izquierda, AML en el centro y HP a la derecha.**



**Figura 6. Imagen de un fémur durante la prueba. El émbolo cilíndrico del sistema hidráulico MTS está presionando la cabeza protésica.**

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.

En 2005, Dimian Mayorga y cols , 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.

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.

En 1997, García-Juárez y cols 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, 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 , 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. Diagnostico para usar la artroplastia total de cadera**

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 , 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

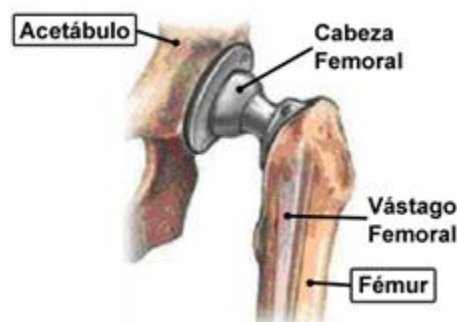
una cirugía primaria y el resto en una cirugía de revisión. Se identificaron 16 pacientes (1.32%) con lesión de nervio ciático como complicación post quirúrgica. De estos, 12 pacientes (75%) presentaron lesión posterior a una cirugía primaria y el resto posterior a una cirugía de revisión. La edad promedio 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.

#### **b) 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.



**Figura 7. 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 coordinados 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 coordinados cartesiano,

el sentido en que actúa cada una de ellas aparece representada en la figura 2b, donde adicionalmente se refleja la resultante de estas componentes, dicha figura es un detalle de la zona superior del vástago donde se encuentra la espiga, a través de la que se 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.

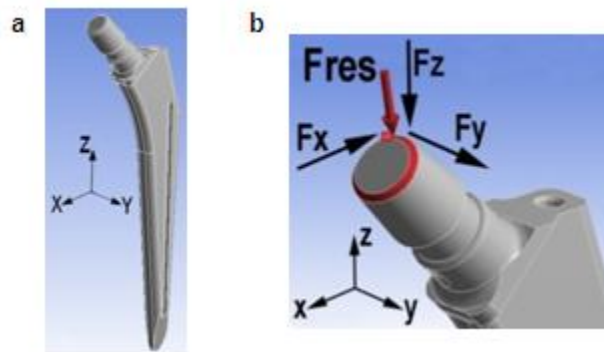


Figura 8 a) Vista isométrica del vástago Femoral, b) Accion de las cargas sobre la espiga

Tabla 2. Propiedades mecánicas del acero Inoxidable Austenítico AISI 316L

Modulo de elasticidad [E] =	$2 \cdot 10^5$ MPa.
Densidad [ $\rho$ ] =	8000 kg/m <sup>3</sup> .
Limite de fluencia [ $\sigma_f$ ] =	228 MPa.
Limite de rotura [ $\sigma_R$ ] =	560 MPa.
Limite de fatiga [ $\sigma_{-1}$ ] =	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.

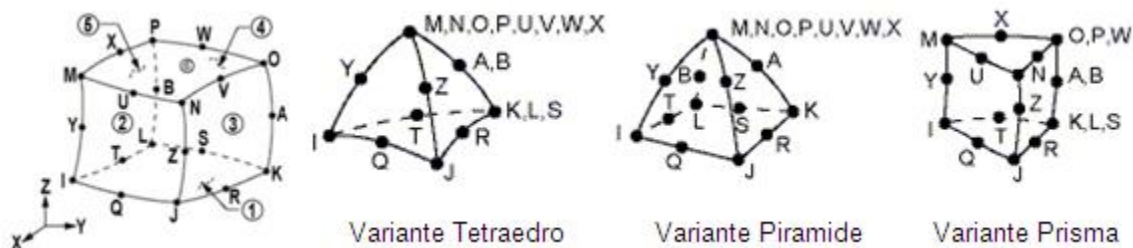


Figura 3. Geometría del elemento finito sólido estructural.

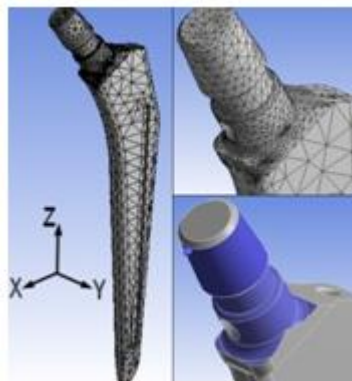


Figura 4. Modelo de elementos finitos del vástago

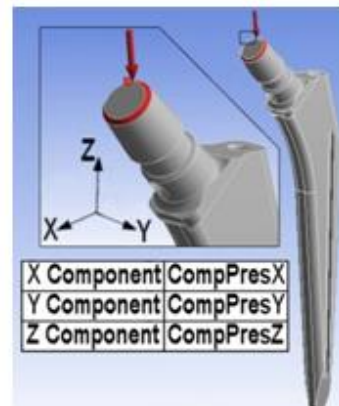


Figura 5. Zona de aplicación de las cargas

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.

**Tabla 3. Presión aplicada en cada eje en la zona de aplicación de cargas**

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

Las fuerzas externas actuantes, tabla 1, son aplicadas en el área del vástago con el borde de color rojo, 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.

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.



## b. Análisis de la Prótesis

### a) Simulación del desempeño mecánico del componente

Se seleccionó el modelo de simulación donde se realizó un análisis de tipo estático y la creación de mallado fue uniforme para el vástago utilizados los parámetros de 5 mm como el tamaño global como es mostrado en la figura

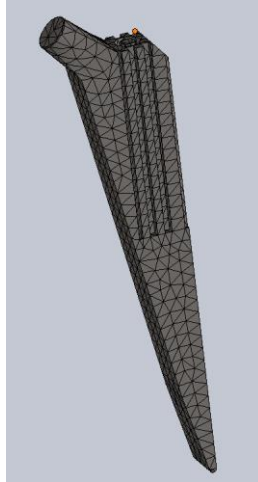


Figura 6. Mallado de Prótesis

La geometría se sometió a las situaciones reales y consultadas en la literatura por lo tanto el vástago se fijó con condiciones de restricción en donde se fijaron las caras anterior y posterior del vástago como se muestra en la siguiente figura delimitando su movimiento en el eje X, Y y Z.

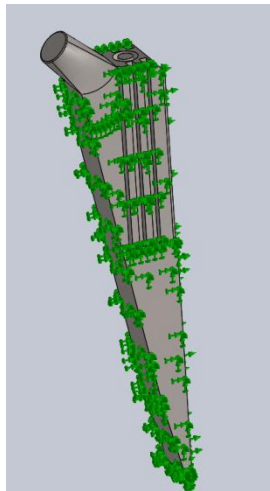
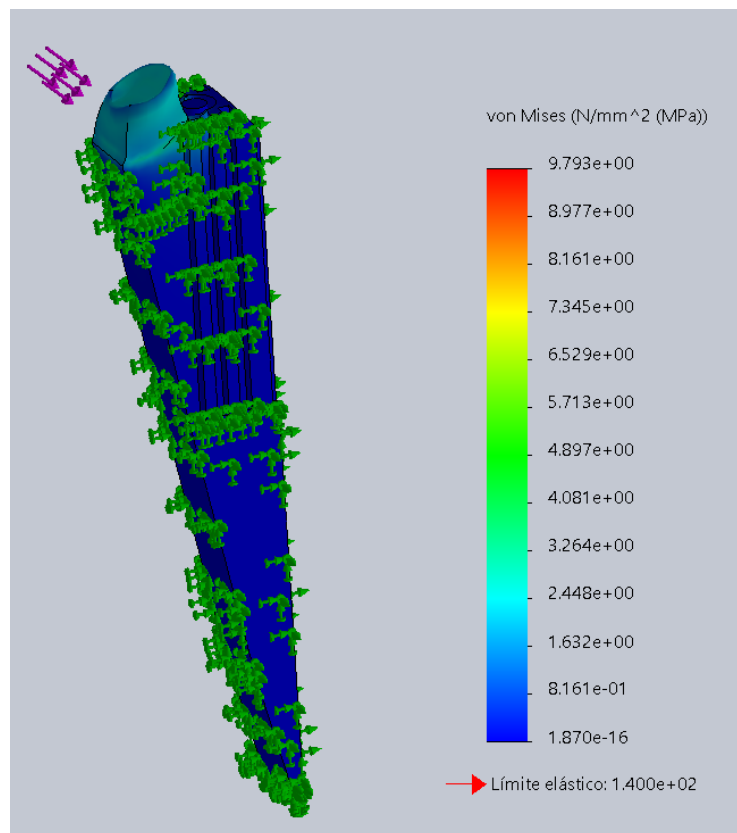


Figura 7. Fuerzas de reacción de la prótesis

Se ha considerado una carga de 470 N sobre la espiga del implante.

En la figura a continuación se muestra la distribución de esfuerzos mecánicos de von Mises (en Pascales) en el vástago donde el primer objetivo es analizar si existen las zonas más susceptibles a una deformación plástica, lo cual significa

que la prótesis pudiera presentar una deformación Esto para ver si existen



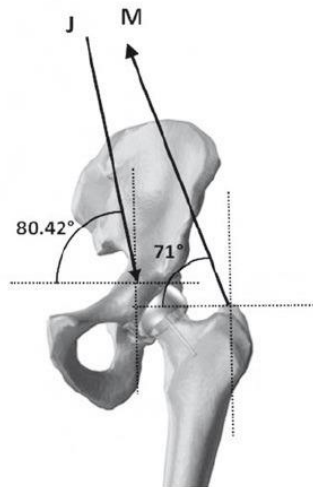
esfuerzos mayores al esfuerzo de cadencia del material

**Figura 8. Simulación de esfuerzos Von Mises**

**c. Resultados analíticos y planteado las ecuaciones.**

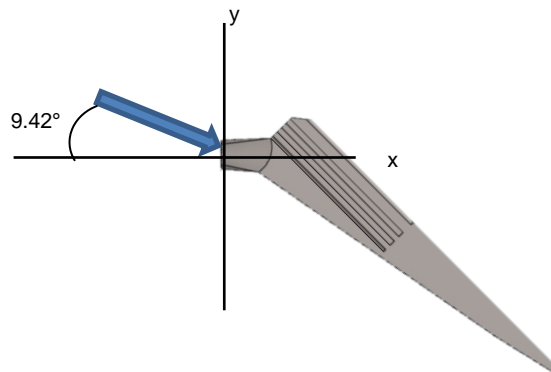
Suponiendo que la carga es de una persona promedio que tiene de masa 48 Kg de la cadera hacia arriba ( $m=48\text{ kg}$ ) y sabiendo que la carga máxima soportada será de esa cantidad suponiendo que la marcha normal de una persona en ocasiones todo el peso recae sobre un solo pie.

$$W = mg = (48\text{kg}) \left( 9.81 \frac{m}{s^2} \right) = 470\text{N} \quad (1)$$



**Figura 9. Diagrama de ángulos de carga**

En la figura siguiente se muestra el diagrama de cuerpo libre en donde se representa la fuerza a la que será sometida la pieza mediante la flecha color azul.



**Figura 10. Diagrama de cuerpo libre.**

Solo utilizaremos la componente en y ya que en esa sección es donde está el punto crítico porque es en donde se encuentra el área más pequeña.

$$P_y = F \sin \theta = 470\text{N} \sin(60) = 407\text{N} \quad (2)$$

Se obtuvo el área de la sección más pequeña de la pieza para poder obtener el esfuerzo cortante.

$$Area = \pi \frac{d^2}{4} = \pi \frac{(0.00974m)^2}{4} = 7.45088 \times 10^{-5} \quad (3)$$

Mediante la fórmula de esfuerzo cortante podemos obtener el esfuerzo cortante máximo que se genera en nuestra pieza con la carga que se aplicó.

$$\sigma = \frac{P_y}{Area} = \frac{407N}{7.45088 \times 10^{-5}} = 5462442 \frac{N}{m^2} \quad (4)$$

El esfuerzo cortante en la sección más corta es de  $5,462,442 \frac{N}{m^2}$  y con esto podremos obtener el factor de seguridad para determinar si es seguro o no el prototipo diseñado.

$$F_s = \frac{0.5\sigma_{cedencia}}{\sigma} = \frac{0.5 \left( 140 \times 10^6 \frac{N}{m^2} \right)}{5462442} = 12.81$$

#### d. Metodología de solución para el problema

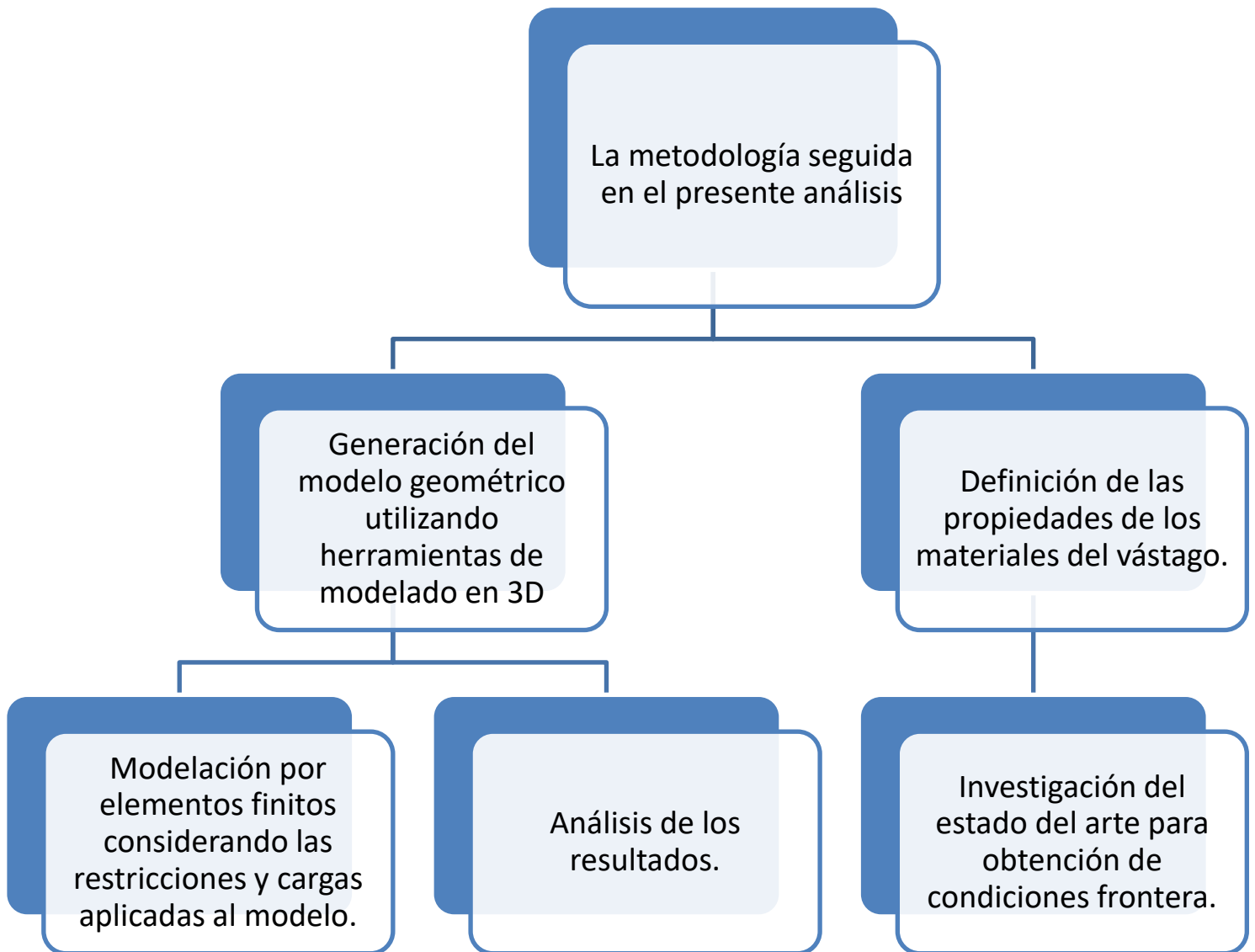


Figura 12. Diagrama de Metodologia

### 3. RESULTADOS

#### a) Factor de seguridad

Como se puede observar en la siguiente imagen, la simulación muestra un factor mínimo de seguridad de 14, lo cual demuestra que la pieza no tendrá problema alguno con el peso de la persona.

Nombre del modelo:vastago de cadera  
Nombre de estudio:Análisis estático 2(-Predeterminado-)  
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1  
Criterio: Automático  
Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 14

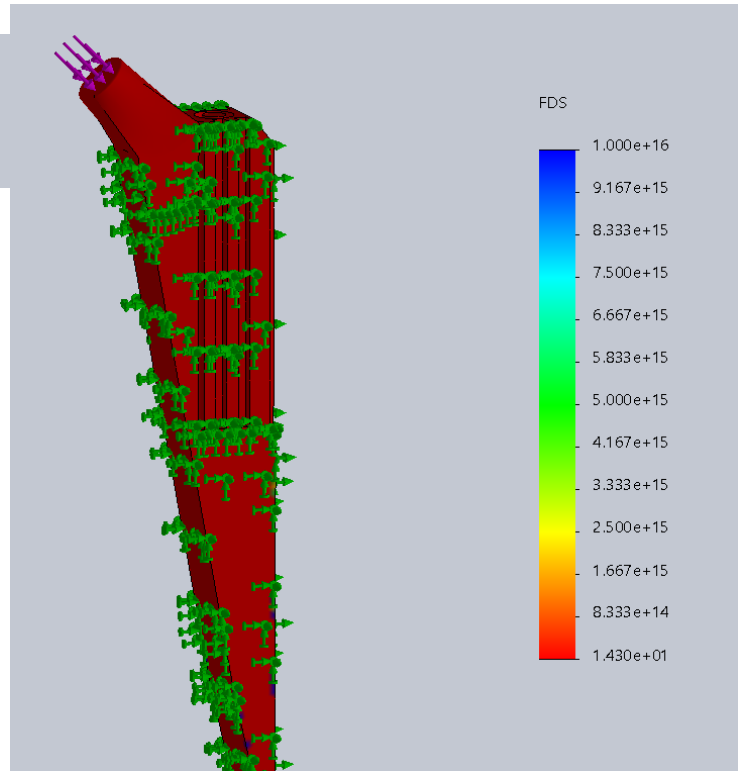


Figura 11. Resultado de análisis

Analizamos y elegimos el material mas optimo para nuestra pieza en este caso utilizamos el titanio

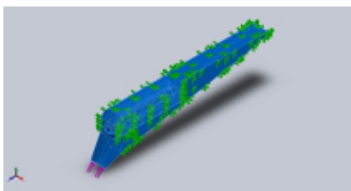
Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	<p>Nombre: Titanio</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Desconocido</p> <p>Límite elástico: 1.4e+08 N/m^2</p> <p>Límite de tracción: 2.35e+08 N/m^2</p> <p>Módulo elástico: 1.1e+11 N/m^2</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3</p> <p>Densidad: 4600 kg/m^3</p> <p>Módulo cortante: 4.3e+10 N/m^2</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin</p>	Sólido 1(Redondeo2)(vastago de cadera)
Datos de curva:N/A		

Figura 12. Propiedades del material



Este análisis lo realizamos implementando una carga de 48kg

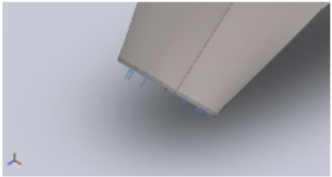
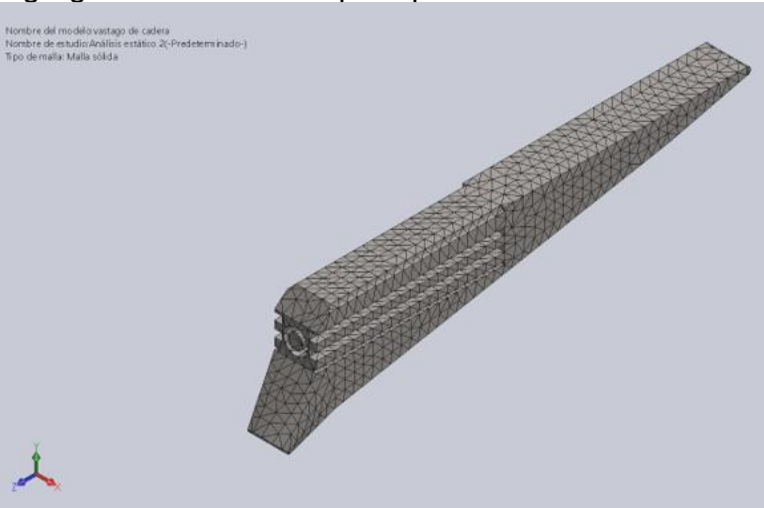
Nombre de carga	Cargar imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 479 N

Figura 13. Cargas implementadas

Agregamos un mallado para poder realizar nuestro análisis estatico



Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	3.89665 mm
Tolerancia	0.194833 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Número total de nodos	15751
Número total de elementos	9338
Cociente máximo de aspecto	29.897
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	92.8
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.075
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:02
Nombre de computadora:	

Figura 15. Mallado

## **4. CONCLUSIONES**

### **Montserrat:**

Este PIA nos ayudó a poder demostrar como realizar una optimización de la prótesis de un vástago de cadera siguiendo una metodología y utilizando distintas herramientas de trabajo como lo es el solidworks en el cual realizamos el análisis estático y determinamos que nuestra prótesis es segura en el cual no habrá ningún problema de durabilidad y estará libre de fracturas.

### **Irvin:**

Me doy cuenta de las inmensas posibilidades existentes en el futuro para desarrollarnos en el área medica y a la mano del área de la ingeniería, la cual estas dos jutas puedes conseguir grandes cosas, como la que en este proyecto se nos permitió ver y trabajar, nos dimos cuenta lo que un software nos puede facilitar nuestro trabajo haciéndolo mucho mas optimo a la hora de hacer pruebas de alguno de nuestros diseños y así asegurar la calidad de nuestros resultados finales.

### **Juan Guerrero:**

En este trabajo puede realizar los cálculos de manera teórica y después se pudo confirmar los resultados ya con un análisis de elemento finito que se hicieron mediante el programa solidworks que nos ayudó mucho ya que este software esta optimizado para hacer este tipo de análisis y es muy sencillo el realizarlo esto nos evita mucho tiempo y así podernos ir directamente al análisis incluso nos da una retroalimentación mediante colores para poder verlo y entenderlo de una manera más sencilla donde se concentran los mayores esfuerzos.

### **Juan Telles:**

En lo personal fue de mucha ayuda el hacer este trabajo, el producto integrador del aprendizaje de la materia de biomecánica me sirvió para comprender aún más como es que funciona una prótesis de cadera ya que a lo largo del semestre estuvimos estudiando a fondo como poder diseñar y analizar esta pieza para la optimización del vástago en la prótesis de cadera.

## 5. BIBLIOGRAFÍAS

- [1] Ruiz O. "Diseño para prótesis personalizada de cadera". IPN, D.F., México, 2015.
- [2] Martínez Á, "Comportamiento a fatiga del vástago de una prótesis para cadera al caminar". Instituto superior politécnico Jose Antonio Echeverría, a. La Habana. Cuba, 2014.
- [3] Simesen-de Bielke H. "Vástagos cementados en la artroplastía de cadera: Historia y evolución". Hospital Weill Medical College of Cornell University, New York, USA. 2011.
- [4] Aurora Hernández, Nelda Gámez , y Yadira Moreno "Diseño, Análisis Y Optimización De Un Vástago De Prótesis De Cadera." UANL, Nuevo León, México, 2017.
- [5] Guamán-Torres, J. G., Navarro-González, A. J., & Samaniego-Arévalo, M. C. "Prótesis de cadera en adultos mayores del Hospital Naval" *CEUS*, Guayaquil. (2019).
- [6] Martel, O., Alfonso, H., Bermejo, J., Cuadrado, A., & Monopoli, D. "Análisis comparativo de prótesis de cadera: Implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos". Universidad Nacional de Educación a Distancia, España, 2011.
- [7] Pesciallo, C., Mana PASTRIÁN, D., Lopreite, F., & Del Sel, H. (2010). Prótesis de cadera inestable. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 75(3), 309-316.
- [8] Espino, J. E. (2005). Distribución de esfuerzos en una prótesis parcial de cadera cementada. *Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo*, 2(1), 1-5.
- [9] Vázquez, F. J. C., & Leija, A. V. (2006). Artroplastía total de cadera con vástago no cementado. *Acta Ortopédica Mexicana*, 20(3), 102-108.

## BIBLIOGRAFIAS

La última sección, la de bibliografías, no se enumera. En esta sección se muestra la información bibliográfica de las principales referencias utilizadas por el autor. La lista de las bibliografías se ordena de acuerdo con el orden de aparición en el artículo. Nótese la diferencia entre la referencia a un artículo en revista, a un libro o a un artículo en las memorias de un congreso. Utilizar tipo de letra: Arial, normal, de 12 pt.

Se usa el formato APA.

- [1] Ruiz O. "Diseño para prótesis personalizada de cadera". IPN, D.F., Mexico, 2015
- [2] 1er. Apellido y 1era letra del nombre de los autores. Título del libro, Editorial, país, edición, año.
- [3] 1er. Apellido y 1era letra del nombre de los autores. Título del artículo, Nombre del congreso, Nombre de la Asociación que organizó el congreso, páginas, lugar y año.

Una vez cargado el documento, el Comité evaluará cada uno de los trabajos en extenso y posteriormente se enviará por correo electrónico una notificación para los trabajos aceptados, correo de procedencia oficial: [proyectos.i.v@hotmail.com](mailto:proyectos.i.v@hotmail.com)

Para más información sobre el formato de las modalidades que les tocará a los proyectos, en la parte superior de esta página aparecen las siguientes opciones:

"Exposición  
(Coloquio)"  
"Mesa de  
trabajo"  
"Póster"  
"Póster electrónico"