



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Análisis mediante FEM de
una prótesis de cadera tipo
Thompson bajo distintas
condiciones de carga**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniera Mecánica

P R E S E N T A

Erna Marisol Urbanowicz Naranjo

DIRECTOR DE TESIS

M. C. Edgar Isaac Ramírez Díaz



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2019

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a todos sus docentes por su dedicación, compromiso y pasión, forman cada día profesionistas de alto nivel.

Al M. C. Edgar Isaac Ramírez Díaz por su confianza, apoyo y dirección para la realización de este trabajo de tesis.

Gracias al área de Manufactura Aditiva del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT) y a la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM) por permitirme usar sus equipos de escaneo.

Agradezco de una manera muy especial a los miembros del jurado:

Dr. Armando Ortiz Prado
M. I. Efraín Ramos Trejo
Dr. Lázaro Morales Acosta
M. C. Osvaldo Ruíz Cervantes

Por su valioso tiempo, disposición y apoyo.

Prólogo

La artroplastia total de cadera es una de las cirugías más practicadas en el mundo y es a consecuencia de diversos factores como la edad, genética, masa corporal, enfermedades, accidentes, entre otros; uno de los principales objetivos de gran número de estudios ha sido predecir las condiciones mecánicas de las prótesis para generar modelos. Desde el punto de vista de la medicina, se espera que el paciente retome su rutina normal considerando una condición de vida menos activa después de una intervención de este tipo. Con una visión de la ingeniería, se busca optimizar e implementar las metodologías y herramientas en la obtención de resultados cuantificables para el desarrollo de nuevas tecnologías de prótesis.

El objetivo principal de este trabajo fue analizar una prótesis de cadera tipo Thompson® ensamblada a un fémur mediante el uso de Abaqus® variando las condiciones de carga considerando cuatro actividades: posición monopodal, subiendo escaleras, levantarse de una silla y trotar. Se representan las solicitaciones que simulan el efecto del peso corporal y el efecto de los músculos para obtener los esfuerzos y desplazamientos bajo estas condiciones.

En el primer capítulo se abordan las características principales de las prótesis de cadera como son su historia, diseños, materiales, usos. Principalmente, el contenido capítulo se enfoca en la prótesis tipo Thompson®; desde sus comienzos hasta la técnica de inserción quirúrgica, así como las respuestas postoperatorias que ha tenido este implante a lo largo del tiempo en varios estudios.

En el segundo capítulo se presentan diversos trabajos que aplicaron programas de elemento finito para la determinaron esfuerzos, deformaciones y desplazamientos en distintos tipos de prótesis de cadera. Así como las regiones con posibles fallas de los implantes. Estos valores fueron una referencia fundamental en la cual se fundamentó la metodología de este trabajo.

A lo largo del tercer capítulo, se muestra el procedimiento para la obtención del modelo de la prótesis. Comenzando por el escaneo 3D, siguiendo con la limpieza de la nube de puntos, mallado, reconstrucción, ensamble de la prótesis con el fémur. Además de los parámetros utilizados en Abaqus® para simular las condiciones que representan cada caso a analizar.

En el cuarto capítulo se analizan, comparan y discuten los resultados de relativos a esfuerzos máximos y desplazamientos en cada caso de estudio, mostrando las interpretaciones de las simulaciones, de acuerdo con los resultados obtenidos.

El cierre de este trabajo presenta las pautas principales de acuerdo con el objetivo planteado, incluyendo las áreas de oportunidad encontradas para trabajos posteriores y la relación con los estudios existentes.

Índice

Prólogo	I
Capítulo 1 Prótesis de cadera	1
1.1 Diseños de prótesis de cadera	1
1.1.1 Clasificación con base en la cantidad de articulación que reemplaza	2
1.1.2 Clasificación por el tipo de anclaje	3
1.1.3 Clasificación por actividad física y edad	5
1.2. Prótesis de Thompson®	6
1.2.1 Historia del diseño de Thompson	6
1.2.2 Diseño y materiales de la prótesis de Thompson®	7
1.2.3 Vida útil de la prótesis Thompson®	8
1.3 Técnica quirúrgica para colocar prótesis de Thompson®	9
Capítulo 2. Análisis de prótesis de cadera mediante FEM	13
2.1 Distribución de esfuerzos en una prótesis parcial de cadera.	13
2.2 Análisis del efecto de una prótesis Müller® en la distribución de cargas en el fémur	15
2.3 Análisis estático de prótesis de cadera tipo Spotorno® mediante FEM	18
2.4 Modelado biomecánico de prótesis de cadera empleando elemento finito.	20
2.5 Análisis de los componentes femorales.	23
2.6 Análisis comparativo de prótesis de cadera	24
2.7 Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera	26
Capítulo 3. Metodología de modelado	29
3.1 Escaneo láser 3D	29
3.2 Limpieza del modelo 3D	31
3.3 Modelado en Abaqus®	35
3.3.1 Definición de los sólidos	35
3.3.2 Asignación de propiedades	35
3.3.3 Ensamble de la prótesis con el fémur	36
3.3.4 Paso y condiciones de frontera a diferentes condiciones de carga.	37
Capítulo 4 Análisis de resultados	41
4.1 Posición monopodal	41
4.2 Subiendo escaleras	44
4.3 Levantarse de una silla	46
4.4 Trotar	48
Capítulo 5 Conclusiones	54
Referencias	56

Capítulo 1. Prótesis de cadera

El reemplazo total de la cadera conocido como artroplastia, consiste en la creación de una articulación artificial por medio de cirugía ortopédica que busca sustituir de forma total o parcial la articulación, con la finalidad de recuperar la movilidad. Para que se defina como artroplastia es necesario que la nueva articulación sea estable. Si no lo es, entonces se trata de una escisión o resección, que preserva o recupera la movilidad articular, pero no la estabilidad. La necesidad de aplicación se da a causa de distintos factores patológicos o enfermedades como la osteoartritis, artritis reumatoide y fracturas que son típicas en pacientes de edad avanzada.

1.1 Diseños de prótesis de cadera

Las exigencias básicas de todos los materiales utilizados en un diseño funcional (válido en general, para cualquier implante en el interior del cuerpo y que está en contacto con fluidos corporales) son su alta estabilidad mecánica y química, no tener actividad trombogénica, carcinogénica, hemolítica o alérgica, entre otras y ser fácilmente esterilizable en un medio que no deteriore sus propiedades.

El material del vástago requiere alta resistencia mecánica, alta resistencia a la corrosión, alta tenacidad a la fractura, rugosidad para facilitar adherencia a un revestimiento como medio de fijación, adherencia al hueso cortical, mejorando el esfuerzo de corte en dicha región. Mientras que la fijación debe asegurar la transferencia de esfuerzo proximal al hueso, alto grado de estabilidad rotacional y axial.

El material de la cabeza esférica necesita, alta resistencia mecánica, alta dureza, alta esfericidad, elevada resistencia química a los líquidos sinoviales, resistencia a la corrosión (generada por celdas de concentración, por hendiduras o por par galvánico) en la parte de contacto entre este elemento y el material del vástago. Así como un acabado superficial para minimizar fricción.

Para el material del acetábulo se requiere un bajo coeficiente de fricción entre esta parte y la cabeza esférica, alta capacidad de carga, alta resistencia a la corrosión, alta resistencia al desgaste, alta esfericidad, diseño adecuado para prevenir desprendimiento de la cabeza esférica, acabado espejo para minimizar fricción, aseguramiento óptimo para eliminar micro movimientos. Finalmente, para la parte externa debe tener alta rugosidad para facilitar adherencia al ilíaco y dispositivos de aseguramiento a dicho hueso.

Los vástagos femorales difícilmente consiguen un relleno exacto de la cavidad. (*orthoinfo.aaos., 2015*), realizaron un estudio basado en tres diseños de prótesis no cementadas, dos con vástago recto y una anatómica y demostraron que el ajuste entre el vástago y hueso es infrecuente. El "pressfit" en el fémur proximal no existe, por lo que la adaptación exacta sólo aparece en determinados puntos, no de forma global, provocando un reparto irregular de las cargas compresivas.

Para el diseño morfológico del vástago, se deben tomar en cuenta los siguientes aspectos:

Anclaje proximal y distal: Mediante el fresado de la cavidad endóstica se pretende rectificar las curvas anatómicas del fémur y conseguir un anclaje tanto metafisiario como diafisiario.

Encaje proximal metafisiario: Autobloqueo tipo cuña, estaría indicado en las morfologías femorales cónicas.

Isoelásticas: En este caso se intenta adaptar un vástago con un módulo de elasticidad parecido al hueso para evitar la atrofia ósea por esfuerzo de revestimiento.

Existen diferentes tipos de prótesis de cadera, tanto parciales como totales, las prótesis parciales son llamadas así, porque solo se implanta la cabeza femoral y no la parte del cotilo en la cadera, se utilizan cuando existe un rompimiento del hueso en el cuello entre la cabeza del fémur y la parte cortical del mismo, afectando el aparato óseo motriz, este tipo no es recomendable cuando existe problemas de desgaste en el cotilo, ya que para este problema se requerirá una prótesis total de cadera.

Hay variaciones en lo que se refiere al diámetro de la esfera, que representa la cabeza del fémur, y el vástago que puede ser delgado, mediano o ancho de acuerdo a las dimensiones y necesidades del paciente, también existe variación en la longitud del vástago, esto es necesario de acuerdo a como esté seccionada la fractura o a qué nivel del hueso se encuentre ésta, aunque las fracturas en la cadera suelen ser cerca de la pelvis, no necesariamente siempre así es.

A continuación, se presentan algunas de sus clasificaciones:

1.1.1 Con base en la cantidad de articulación que sustituye

Prótesis total: también se llama artroplastia total de cadera, el hueso y el cartílago dañados se remueven y reemplazan con componentes protésicos. La cabeza del fémur dañada se remueve y se reemplaza con un vástago de metal que se coloca en el centro ahuecado del fémur. El vástago femoral puede ser cementado o "calzado a presión" dentro del hueso. Una cabeza de metal o cerámico se coloca en la parte superior del vástago, esta cabeza reemplaza la cabeza dañada del fémur que fue removida. La superficie de cartílago dañado de la cavidad (acetábulo) se remueve y reemplaza con una cavidad de metal.

A veces se usan tornillos o cemento para mantener la cavidad en su lugar. Un espaciador de plástico, cerámico o metal se inserta entre la cabeza y cavidad nuevas para permitir una superficie con deslizamiento suave. (Figura 1.1a)

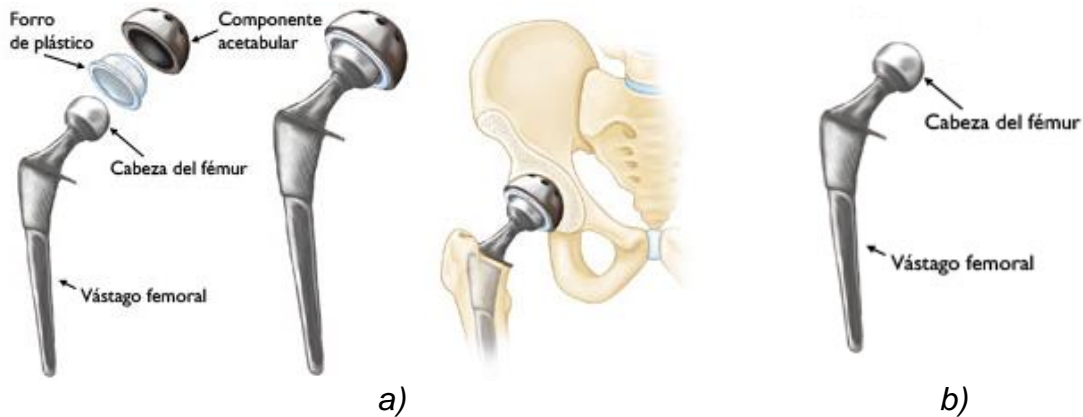


Figura 1.1 a) Componentes individuales de una prótesis total b) Prótesis parcial (<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00682,2015>)

Prótesis parcial: también se le conoce como hemiartroplastia ya que esta sólo sustituye la cabeza del fémur, dejándose la cavidad acetabular íntegra. Esta prótesis se suele utilizar solo en casos de fracturas que afectan el cuello del fémur y que no son posibles o recomendables reconstruir. Generalmente se reserva para pacientes muy mayores y/o deteriorados que realizan vida cama-sillón. La cirugía que se requiere para la implantación de este tipo de prótesis es menos agresiva, más corta y con menos sangrado que la de las totales, ya que no se necesita realizar ningún gesto en la cavidad acetabular; de este modo se evita un paso y todo lo que ello conlleva. Por otra parte, los resultados en cuanto a función son peores que las prótesis totales, por lo tanto, no es aconsejable implantarlas en pacientes que tienen una vida activa y son capaces de caminar largos recorridos, ya que producirán dolor por irritar la cavidad acetabular al roce con el metal de la prótesis. (Figura 1.1 b)

1.1.2 Por el tipo de anclaje

No cementada (vástago y cotilo no cementados): El vástago corto supone una opción de prótesis de cadera en adultos jóvenes como alternativa a la prótesis de superficie. También se denomina vástago metafisario. Los vástagos cortos, tienen la principal ventaja de permitir una mayor preservación ósea respecto de los vástagos convencionales; en muchas de estas prótesis el canal diafisario queda prácticamente indemne. En adultos jóvenes, el vástago corto es una buena alternativa a la prótesis de superficie, ya que el posible recambio en el futuro podría realizarse con un vástago convencional no cementado. (Figura 1.2) Por otro lado, una prótesis de superficie (resurfacing) fracasada, se puede solucionar con una prótesis de vástago corto.



Figura 1.2 Prótesis con vástago corto tipo Silent® (Valverde et al., 2011)

Muchos de los componentes de articulaciones artificiales se fijan al hueso con cemento acrílico. Sin embargo, es cada vez más común, especialmente en los pacientes más jóvenes, más activos; insertarse sin cemento. Si no se utiliza cemento, las superficies de los implantes son rugosas o especialmente tratados para promover que el hueso crezca en ellos.

Cementada (vástago y cotilo cementado): Las prótesis con cemento tienden a indicarse en pacientes de edad avanzada y/o mala calidad ósea. El denominado cemento es un polímero de polimetilmetacrilato que se obtiene de la mezcla de un monómero líquido y de un polímero en polvo. Su proceso de fraguado es exotérmico y permite fijar la prótesis al hueso introduciéndose el cemento en las trabéculas óseas mediante una constante presurización tanto antes como durante la colocación de la prótesis.

Las prótesis de cadera cementadas tienen como inconveniente la eventual complicación intraoperatoria del “síndrome de la cementación” y que los recambios pueden ser complejos, ya que la extracción de cemento es dificultosa y puede debilitar el hueso restante para implantar la nueva prótesis. La ventaja de las prótesis cementadas es que el cirujano dispone de más versatilidad en la colocación del vástago para aplicar mayor o menor anteversión o mayor o menor hundimiento de la prótesis, lo cual permite un mayor control de la longitud y la estabilidad de la prótesis. Así mismo, el cemento puede llevar incluido antibiótico, que puede ser de utilidad para disminuir el riesgo de infección.

Híbrida: Es cuando alguno de los elementos ya sea vástago o cotilo es cementado y el otro no. De acuerdo con estudios de *Lewallen en 1996 y a Engesaeter en 2006*. Se introdujeron prótesis híbridas para su uso en pacientes jóvenes y se obtuvo el beneficio de utilizar un tallo cementado y un cotilo no cementado (*Loprette et al., 2007*), logrando así mejores resultados a largo plazo en este grupo de pacientes (*Figura 1.3a*).

Anclaje biológico: Este tipo de anclaje se consigue mediante crecimiento óseo debido a la respuesta que produce la implantación de un material osteoinductor. Existen dos tipos de crecimiento óseo el llamado “on-growth” producido por la posición sobre una superficie metálica rugosa, el segundo tipo denominado “in-growth” que consiste en un crecimiento intersticial dentro de la superficie porosa de un metal.

El tamaño del poro debe ser de 250 a 450 micras de diámetro, ya que por debajo de 100 micras se produce tejido fibroso (newkneedoc.com ,2015) (Figura 1.3b).

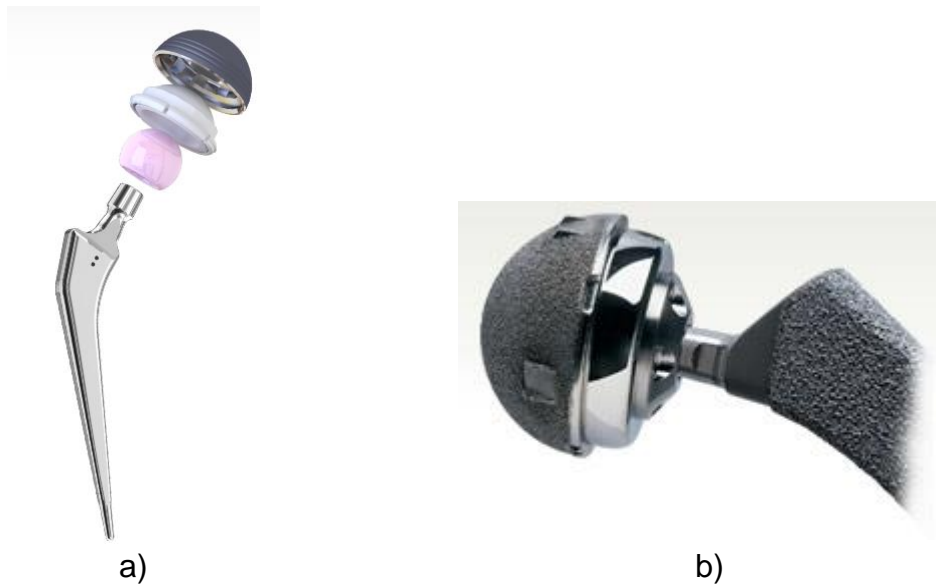


Figura 1.3 a) Prótesis híbrida
(http://www.mdt.com.br/index.php?up=ptb/quadril_phenom, 2015) b) Prótesis “in growth” (http://newkneedoc.com/spanish/magnum_latest.php, 2015)

1.1.3 Por actividad física y edad

Unipolares: Para pacientes mayores de 75 años y en todos aquellos que presenten baja actividad física, así como enfermedades que los imposibiliten para tener mayor movilidad. También se ha usado el diseño unipolar para fracturas del cuello femoral con una cabeza pulida y un collarrete. El diseño original de Thompson fue usado sin cemento a partir del desarrollo del cemento de fijación a finales de la década de 1960. (Callaghan, 2007)

Bipolares: para pacientes entre sesenta y 75 años que tengan actividad física moderada o personas mayores de 75 años con actividad física superior (Tabla 1.1).

Tabla 1.1 Ventajas y desventajas de prótesis unipolares y bipolares
(Álvarez et al., 2012)

Tipos	Ventajas	Desventajas
Unipolar	Bajo costo	Aflojamiento femoral. Erosión del acetábulo
Bipolar	Disminuye la erosión del acetábulo. Incrementa el rango de movimiento de la articulación. Paso previo a la artroplastia total en caso de ser necesaria.	Alto costo

1.2. Prótesis de Thompson®

Este trabajo está enfocado en el análisis de la prótesis de Thompson®, ya que esta pertenece a una línea de investigación mayor dentro de la UDIATEM, en conjunto con otras prótesis al ser una de las prótesis más comunes disponibles en el mercado, se ha propuesto caracterizarla bajo distintas condiciones y obtener datos de su comportamiento mecánico para posteriormente proponer un nuevo diseño que evite un recambio quirúrgico. En este apartado se presenta la información de trabajos y casos clínicos que se han llevado a cabo en los últimos 30 años.

1.2.1 Historia del diseño de Thompson.

Los orígenes de esta prótesis no son necesariamente nuevos, datan de mediados del siglo pasado, cuando se empezaron a dar cuenta de la necesidad de una prótesis que pudiera evitar el dolor por la fricción de la cadera con la cabeza del fémur o en casos más graves una fractura, estas fracturas o desgastes son muy comunes en gente mayor de edad a partir de los 70 años. La osteoporosis es una de las causas por las que existen estos problemas en la cadera, además de ser una de las extremidades que más movilidad y esfuerzo presentan.

La prótesis de Thompson® surgió en 1953 (Sánchez, 2007). Se trataba de un implante fabricado con vitalium, que buscaba la fijación directa del hueso en la metafisis y porción proximal de la diáfisis femoral. Se hallaba constituida por una cabeza esférica del tamaño de la natural, implantada sobre un collarete para apoyo calcar femoral y con un vástago para su implantación en el fémur proximal que en modelos iniciales era estrecho y curvo.

Se buscaba con él, el apoyo en la cortical femoral externa. El alto índice de aflojamientos asépticos que siguió a este primer modelo condicionó la variación en su diseño, de manera que aumentó su anchura y grosor en la mitad proximal; con ello se perseguía más que el apoyo en la diáfisis lateral, el relleno de la cavidad medular proximal.

Al margen de la búsqueda autoestabilidad, Thompson constató en sus pacientes que el vástago era fijado debido a una respuesta osteogénica envolvente, que era mayor en la región distal del mismo. También fue el primero en analizar las variaciones radiográficas en implantes clínicamente exitosos atribuyendo el aumento de la densidad ósea alrededor del implante como reacción osteogénica estabilizadora del implante. (Sánchez, 2007)

1.2.2 Diseño y materiales de la prótesis de Thompson®.

La prótesis de Thompson® es un implante elaborado de acero inoxidable 316L y la aleación de titanio Ti6Al4V. Tiene una forma esférica que se asemeja a la cabeza femoral, un cuello con base para que repose sobre el hueso cuando se implanta y un vástago que se introduce de manera intramedular, con fijación por medio de cemento quirúrgico para hueso.

Dentro de las medidas más comunes se encuentran de 36mm hasta 54mm de diámetro siendo para las personas más pequeñas las primeras para las más grandes las últimas, por el espesor del hueso y el acetábulo (travmamedical, 2014).

El modelo cérvico- diafisiario está constituido de una sola pieza, con un breve tallo curvo y compacto que asemeja la curva de la cavidad medular del tercio superior del fémur. Con la cabeza colocada en ligera posición valgus. Esta prótesis se presenta en tamaños desde 1½ pulgadas (38 mm), hasta 2 ½ pulgadas (64 mm) y con medidas intermedias que varían en 3 mm. Hay tres diferentes tipos de modelo, dos con anteversión para usarse en el lado derecho o izquierdo respectivamente y un modelo sin anteversión para emplearse indistintamente en ambas caderas (figura 1.4). Lo compacto de su tallo hace indispensable el empleo del metilmetacrilato para su fijación con lo cual se evitará el campaneó de la prótesis dentro del lecho óseo que la recibe.

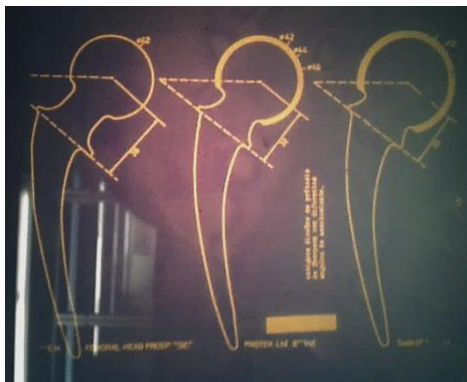


Figura 1.4 Tres tipos de diseño de prótesis Thompson® (Olvera, 1978)

1.2.3 Vida útil de la prótesis Thompson®.

D'Arcy y Devas en 1976 reportaron que se implantaron a 156 pacientes prótesis de Thompson® cementadas y fueron monitoreadas durante 3 años postoperatorio. Teniendo un desarrollo satisfactorio en 82% de los pacientes. En la mayoría de los resultados no satisfactorios fueron en pacientes menores de 75 años. Con un porcentaje de mortalidad del 12.9 %. La evidencia radiológica muestra que hubo erosión acetabular en un 11% y 4.7% de infección provocando dolor, un 2 % de dislocaciones y un 2 % de penetración de la diáfisis femoral (*Callaghan, 2007*).

En otro estudio donde se observaron 338 pacientes con hemiartroplastia de Thompson®, se incrementó el riesgo por dislocación debido a la longitud del cuello femoral que fue más de 0.5 cm en pacientes de baja estatura (<1.65 m), también se observó un desplazamiento en la cadera. (*Callaghan, 2007*)

En el trabajo de Rosen y sus colaboradores en 1991, se compararon las artroplastia bipolar con la hemiartroplastia de Thompson®: después de haber estudiado 103 pacientes, 54 con hemiartroplastia de Thompson® y 48 bipolares, llegaron a la conclusión que las complicaciones fueron mayores con la prótesis bipolar. Por lo tanto, estos autores recomiendan el uso de prótesis cementada unipolar para el paciente anciano con osteoporosis, ya que esta prótesis al tener menos componentes, presenta menos complicaciones y además la prótesis bipolar es de alto costo el cual no justifica su efectividad ya que tarde o temprano esta actuará como una unipolar.

De acuerdo al estudio de *Lazcano en 1995*, se hicieron de 1981 a 1990 operaciones en el hospital American British Cowdray de 153 fracturas del extremo proximal del fémur, 6 casos de fracturas intracapsulares impactadas tratadas con clavos, 97 hemiartroplastias con prótesis de Thompson® cementada en caso de fracturas intracapsulares desplazadas. En los pacientes mayores de 70 años, 28 casos de fracturas intracapsulares desplazadas con artrosis acetabular se trataron con prótesis total de Charnley de las 97 hemiartroplastias. Se midió el grado de erosión del acetábulo en la placa anteroposterior inmediato; con un calibrador en el fondo acetabular tomando como punto de referencia el perímetro de la prótesis de la línea ilioisquiática (*Figura 1.5*).



Figura 1.5 Para medir el desgaste del acetábulo se tomó la medida del fondo acetabular del perímetro de la prótesis a la línea ilioisquiática. (Lazcano, 1995)

La erosión acetabular se halló en 12 casos (20 %) la interfase femoral se dio en seis casos, siendo limitada en cuatro casos y en otros dos abarcó casi toda la totalidad del perímetro de la prótesis (3.33 %) dos casos se reoperaron, uno por condritis del acetábulo y otro por aflojamiento de la prótesis, se colocó en ambos casos prótesis total.

El éxito del tratamiento mediante prótesis de la fractura de la cadera está sujeto a variables como la técnica quirúrgica, la mineralización del hueso, quistes subcondrales, la actividad del paciente y el tipo de prótesis bipolar. En los pacientes con prótesis total de cadera que son más activos tiene mayor posibilidad de necesitar un cambio por la erosión del acetábulo. En los pacientes sedentarios el desgaste es menor, la osteoporosis es otro factor que favorece la erosión del acetábulo.

Hay informes en la literatura que señalan una disminución en la erosión acetabular usando prótesis bipolar con hasta un 5.6 %. Los reportes de desgaste acetabular con prótesis de Thompson® son entre un 11 % y un 64 % por causas de operación. El 3.33 % se debieron a un caso de aflojamiento de la prótesis y otro al dolor por necrosis e inflamación del cartílago del acetábulo, 4 años después de haber sido realizada la operación (Callaghan, 2007)

1.3 Técnica quirúrgica para colocar prótesis de Thompson®

De acuerdo con el fabricante DePuy Synthes® compañía de Johnson and Johnson® la técnica utilizada para colocar la prótesis en la etapa preoperatoria se utiliza una plantilla convencional de rayos x (Figura 1.6) y primero se debe excluir la extensión de la fractura distal oculta, después se verifica el diámetro lateral medial para asegurar que el componente quede muy apretado y no se corra el riesgo de fractura durante la introducción del componente real.



Figura 1.6 Plantilla de rayos X (DePuy Synthes®, 2015)

Después se prepara el lado de la cadera a operar como cualquier abordaje quirúrgico convencional, y se hace el corte del cuello femoral una vez que la cadera ha quedado expuesta (*Figura 1.7*). Como la hemiartroplastia de Thompson está diseñada para ser una prótesis calcar, se realiza el corte del cuello al nivel del trocánter menor a 55° . Varios autores utilizan la cresta intertrocantérea como guía.

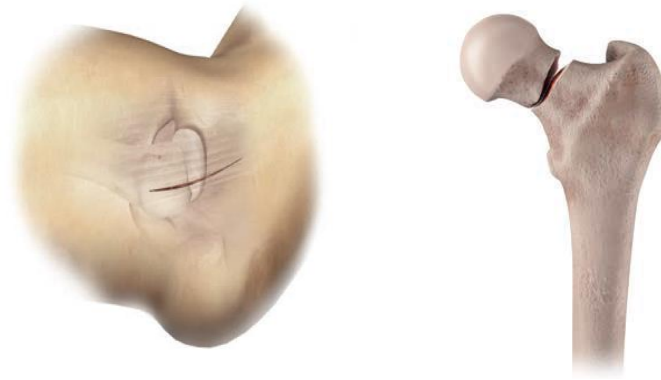


Figura 1.7 Corte del cuello femoral a nivel del trocánter (DePuy Synthes®, 2015).

Tamaño del implante

Se mide la cabeza del fémur para calcular el tamaño exacto del implante (*Figura 1.8*). Si el contacto ecuatorial es demasiado grande, resulta una articulación apretada, con una disminución de movimiento y mayor fuerza de torsión en el vástago y aumento en la presión de pinzamiento acetabular, lo que resulta en desgaste temprano y aflojamiento en el tallo; mientras que si es demasiado pequeño, el contacto ocurre con un mayor esfuerzo sobre un área reducida lo que conlleva a erosión, migración protésica superomedial y dolor.



Figura 1.8 Medición de la cabeza femoral (DePuy Synthes®, 2015)

Entrada al canal femoral

El canal femoral se perfora con un instrumento de punta roma (Figura 1.9). El objetivo de este paso es identificar la dirección del canal femoral sin quitar masa ósea y prevenir la penetración cortical por el implante. El raspador se inserta a un ángulo entre 0 ° y 20 ° dependiendo del enfoque preferido.



Figura 1.9 Perforación del canal femoral (DePuy Synthes®, 2015)

Prótesis de prueba / Compactación ósea

Una vez que se ha identificado el canal femoral, se inserta una prótesis de prueba parcialmente para compactar el hueso esponjoso de acuerdo con las técnicas modernas sin cementar; esto también ayuda a confirmar que la prótesis real no está demasiado apretada. El tallo de prueba debe introducirse dentro aproximadamente 1 pulgada del calcar en una anteversión apropiada (Figura 1.10). Cualquier ajuste al ángulo de osteotomía del cuello puede realizarse en esta etapa usando el implante de prueba como guía adicional.



Figura 1.10 Inserción de prótesis de prueba (DePuy Synthes®, 2015)

Inserción definitiva de componentes

La prótesis de Thompson® definitiva se introduce con precaución hasta que el collar se asiente satisfactoriamente en el calcar (*Figura 1.11*). Una vez que esté completamente asentada, se debe verificar la estabilidad primaria. Se usa una prótesis cementada si la no cementada es inestable, si hay una fractura intraoperatoria o en casos de enfermedad metastásica no diagnosticada previamente.



Figura 1.11 Inserción definitiva de la prótesis (DePuy Synthes®, 2015)

Revisiones posteriores a la reubicación

La cadera es reubicada evitando una fuerza de rotación excesiva al fémur (*Figura 1.12*). Se realizan pruebas de rutina para la estabilidad y para confirmar una reducción concéntrica sin interposición de tejidos blandos.



Figura 1.12 Revisión de la prótesis (DePuy Synthes®, 2015)

Capítulo 2. Análisis de prótesis de cadera mediante FEM¹

2.1 Distribución de esfuerzos en una prótesis parcial de cadera.

De acuerdo a *Delgado y Enríquez en 2005* para obtener el modelo geométrico del vástago, se utilizó una máquina de coordenadas y se realizó el modelo tridimensional en la plataforma UNIGRAPHICS®.

Se formó un modelo en dos partes: El vástago femoral y un capuchón que representa el manto de cemento que fija el implante con el hueso. Como se enfocaron en analizar la distribución de esfuerzos en el vástago, el modelado de la capa de cemento se tomó como irrelevante y se empleó con la finalidad de que las restricciones del vástago sean próximas a las que se presentan en la realidad. Posteriormente se discretizó con 13,735 elementos tetraédricos.

Se consideraron las siguientes propiedades mecánicas de la prótesis y del cemento (*Tabla 2.1*). La mayoría de los estudios de prótesis de cadera por elementos finitos consideran las cargas máximas del ciclo de la marcha y estas corresponden a la fase de apoyo medio de la marcha. (*Delgado y Enríquez, 2005*). La práctica más aceptada es considerar dos cargas, una representa el peso del cuerpo que se transmite a través de la articulación de la cadera y se aplica sobre la cabeza femoral y la otra carga representa la acción del músculo abductor mayor aplicada al trocánter, sólo se consideró la primera. Se colocaron restricciones en las caras exteriores del modelo del capuchón de Traslación/Rotación equivalentes a 0 (*Figura 2.1*)

Tabla 2.1 Propiedades de la aleación Co-Cr ASTM- F75 y del cemento PMMA
(*Delgado et al., 2005*)

	Vástago: ASTM F75	Cemento: PMMA
Densidad (kg/m ³)	8236	1300
Módulo de Young (GPa)	210	3
Módulo de Poisson	0.3	0.37
Esfuerzo de cedencia (MPa)	585	27
Esfuerzo último (MPa)	1035	

¹ Modelado por Elemento Finito por sus siglas en inglés.

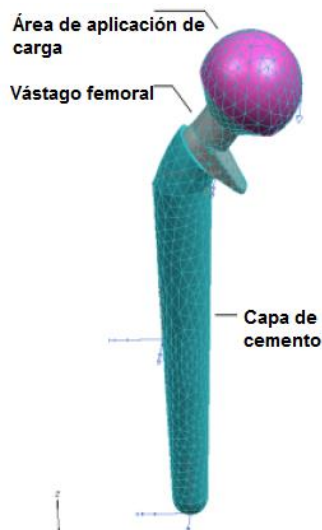


Figura 2.1 Modelo en 3D. Se muestra la zona de aplicación de la carga, así como las restricciones. (Delgado et al., 2005)

En la tabla 2.2 se muestran los resultados para 20 estados de carga en que se dividió el ciclo de marcha normal. Los esfuerzos máximos según el criterio de Von Mises y la deformación máxima.

Tabla 2.2 Esfuerzos y deformaciones resultantes en el vástago en función de la fuerza aplicada. (Delgado et al., 2005)

División del ciclo	Resultados en el vástago Lazcano®		
Posición	Tiempo (s)	Esfuerzo máximo (MPa)	Deformación
0	0.000	42.28	0.0222
1	0.059	139.10	0.0641
2	0.118	284.00	0.1264
3	0.177	313.20	0.1394
4	0.236	282.00	0.1262
5	0.295	251.60	0.1136
6	0.354	231.10	0.1064
7	0.413	221.50	0.1038
8	0.472	218.80	0.1036
9	0.531	240.60	0.1122
10	0.590	277.70	0.1257
11	0.646	206.20	0.0956
12	0.708	62.10	0.0332
13	0.767	37.44	0.0131
14	0.826	31.08	0.0091
15	0.885	26.23	0.0059
16	0.944	23.74	0.0039
17	1.003	18.87	0.0037
18	1.062	22.17	0.0075
19	1.121	35.81	0.0182
20	1.180	48.37	0.0259

2.2 Análisis del efecto de una prótesis Müller® en la distribución de cargas en el fémur

De igual forma Pineda en 2014 realizó un trabajo sobre el análisis del efecto en una prótesis tipo Müller de vástago recto bajo una distribución de cargas por el método del elemento finito, tomó en cuenta el hueso cortical el cual se consideró como material isotrópico para un caso y ortotrópico para otro caso; así como el cemento óseo de PMMA. Calculó los esfuerzos en un modelo de fémur sin implante y lo comparó con los resultados obtenidos en un ensamble con implante.

Para generar el modelo de la prótesis, se hizo un escaneo 3D, obteniendo un archivo .STL el cual da la información de la geometría de la pieza en forma de una malla 2D. Después, se trabajó con ese archivo limpiando los errores con distintos softwares.

Una vez que se obtuvo la malla corregida del modelo, se importó como un archivo .IGES. Además, se hizo el ensamble de la prótesis, el PMMA y un fémur en Hypermesh® siguiendo las instrucciones del fabricante incluyendo la cavidad mediante una operación booleana. (Figura 2.2)

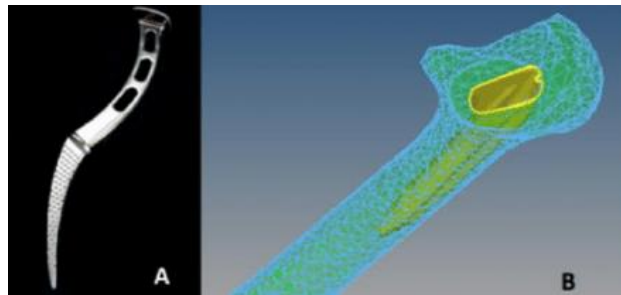


Figura 2.2 A) Herramienta "Müller rasp" usada para generar la cavidad en el fémur (Keppler, 2010) B) Cavidad generada en Hypermesh® (Pineda, 2014)

Se importó el ensamble en Abaqus® y se asignaron las propiedades mecánicas de cada uno de los modelos en las regiones correspondientes (Tabla 2.3), para el caso isotrópico. Se hicieron particiones en la parte de la epífisis para asignar el material de hueso compacto y en la diáfisis con material de hueso esponjoso. (Tabla 2.4).

Tabla 2.3 Propiedades mecánicas y regiones de aplicación. (Pineda, 2014)

Material	E(GPa)	ν	Esfuerzo de cedencia (MPa)	$\rho(\text{Kg/m}^3)$
Ti6Al7Nb	105	0.3	900	4520
PMMA	3	0.33	35	1200
Hueso esponjoso	1.35	0.3	10	500
Hueso compacto	16	0.3	130	1800

Tabla 2.4 Constantes elásticas de hueso compacto para un material ortotrópico (Krone et al., 2006)

Módulo de Young (GPa)	Módulo de rigidez al corte (GPa)	Coefficiente de Poisson
$E_1= 16.0$	$G_1=3.20$	$\nu_1= 0.30$
$E_2= 6.88$	$G_2=3.60$	$\nu_2= 0.45$
$E_3= 6.30$	$G_3=3.30$	$\nu_3= 0.30$

Tabla 2.4 Constantes elásticas de hueso esponjoso para un material ortotrópico (Krone et al., 2006)

Módulo de Young (GPa)	Módulo de corte (MPa)	Coefficiente de Poisson
$E_1= 1352$	$G_1=292$	$\nu_1= 0.3$
$E_2= 968$	$G_2=370$	$\nu_2= 0.3$
$E_3= 676$	$G_3=505$	$\nu_3= 0.3$

Se creó un paso dinámico explícito con una duración de 0.3 s, un coeficiente de fricción $\mu=1$ entre el fémur y el cemento óseo y un coeficiente de fricción entre el implante metálico y el cemento de PMMA $\mu=0.8$. Se aplicaron 6 fuerzas las cuales corresponden a las fuerzas ejercidas por los músculos para una posición monopodal que es la condición más crítica en el ciclo de la marcha. Estos datos obtenidos para una persona de 800N de peso.

En la cabeza femoral se presentó el esfuerzo máximo es de 47.5 (MPa). En la región distal del implante, el esfuerzo decreció a 13.79 (MPa). En la zona donde la prótesis transfiere la mayor parte de la carga al hueso, la magnitud del esfuerzo fue de 40.8 (MPa) (Figura 2.3).

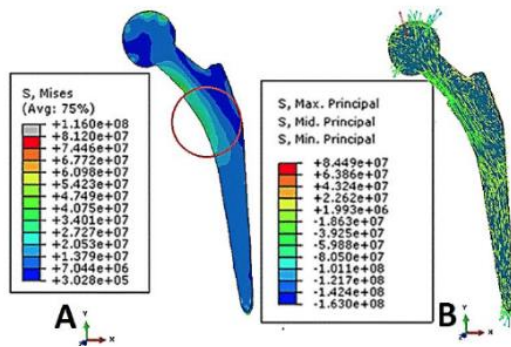


Figura 2.3 Estado de esfuerzos en el modelo de fémur ortotrópico con implante A) Representación en magnitud. B) Representación vectorial. (Pineda, 2014)

En la zona proximal se presentaron los microdesplazamientos más grandes con una magnitud de 93.7 (μm). En la zona media del modelo del cemento fue de 86.9 (μm), y finalmente, en la zona que ocupa la punta del vástago con un desplazamiento de 80.0 (μm) (Figura 2.4).

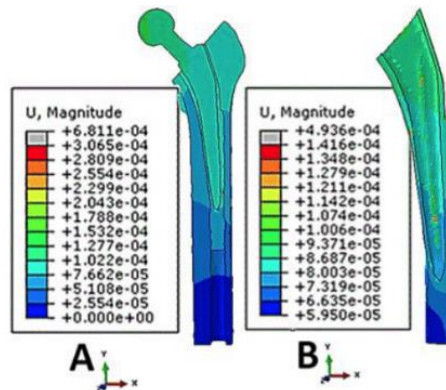


Figura 2.4 Desplazamientos en el modelo de fémur con implante ortotrópico. A) Ensamble total B) Cemento óseo. (Pineda, 2014)

2.3 Análisis estático de prótesis de cadera tipo Spotorno® mediante FEM

Arellano en 2015 realizó el análisis de un modelo de un vástago no cementado, para analizar su comportamiento en condiciones estáticas al estar una persona en posición monopodal, mediante el uso de software de elemento finito Abaqus®. Primeramente se llevó a cabo un escaneo 3D complementado con una mesa de coordenadas para zonas críticas. Posteriormente, se ensambló a un fémur obtenido en trabajos anteriores para analizarlo (Figura 2.5). Previamente se realizaron particiones en el fémur para delimitar las zonas de hueso cortical y trabecular y aplicar las propiedades de cada uno de los materiales.



Figura 2.5 Ensamble final. (Arellano, 2015)

Se tomaron en cuenta las fuerzas de los músculos que actúan para la posición monopodal para una persona de 80 Kg (Tabla 2.6) y se aplicaron en las zonas que se observan en la Figura 2.6. Se utilizó un coeficiente de fricción de 0.8 correspondiente a una osteointegración moderada y de 1 para una osteointegración total (Ojeda, 2009). Y se asignó una condición de empotramiento en la parte inferior del fémur.

Tabla 2.6 Direcciones y magnitudes de las fuerzas en el fémur en la posición monopodal (Bitsakos et al., 2005)

Fuerza (N)	X	Y	Z
Glúteo mayor	-184.9	85.2	244
Glúteo medio	-42.2	4	81.7
Glúteo menor	-21.5	-7	45.2
Iliopsoas	0.6	-71.5	60.8
Periforme	-113.4	61.6	38

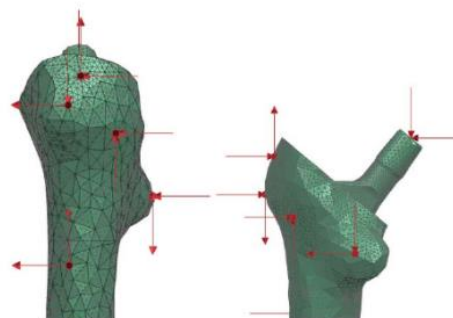


Figura 2.6 Puntos donde fueron aplicadas las fuerzas indicadas en la tabla 2.6 (Arellano, 2015)

Los resultados fueron que los esfuerzos en la epífisis se distribuyen de manera uniforme a la base del fémur con valores de 69.66 MPa a 29.85 MPa (*Figura 2.7*). El desplazamiento máximo en la zona proximal fue de 44.62 μm , en la diáfisis rondaron los 34 μm y en la zona distal se tuvieron 19.73 μm .

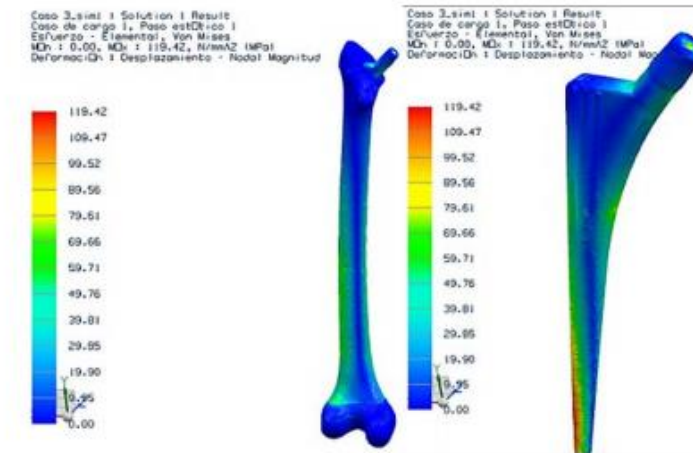


Figura 2.7. Estado de esfuerzos vástago y fémur individuales. (Arellano, 2015)

2.4 Modelado biomecánico de prótesis de cadera empleando elemento finito.

En el trabajo de O'conor et al. en 2009, se utilizó una geometría para el modelo 2D del sistema acoplado Fémur-Cadera Sana (FCS) que se obtuvo a partir de la generación de líneas continuamente derivables (Splines) ajustadas a los contornos de estándares dimensionales establecidos en ortopedia, (*Figura 2.8*). El sistema articulado con prótesis total presentado, Fémur-Cadera-Prótesis (FCP) está formado por el vástago de la prótesis acoplado al fémur y el cotilo o cabeza femoral artificial acoplado a dicho vástago. El acoplamiento cotilo-acetábulo-cadera no fue considerado y las cargas sobre la prótesis fueron consideradas directamente aplicadas sobre el cotilo. La geometría utilizada para el modelo 2D FCP se obtuvo de igual forma que en el caso del modelo FCS.

Los modelos 2D generados fueron importados a la paquetería de elementos finitos como ficheros de información geométrica de tipo .IGES (International Graphics Exchange Specification). Las propiedades de los materiales involucrados, tanto biológicos para el caso de los tejidos óseos de ambos modelos presentados (FCS y FCP) como los biomateriales componentes de la prótesis, se muestran en la *Tabla 2.7*.

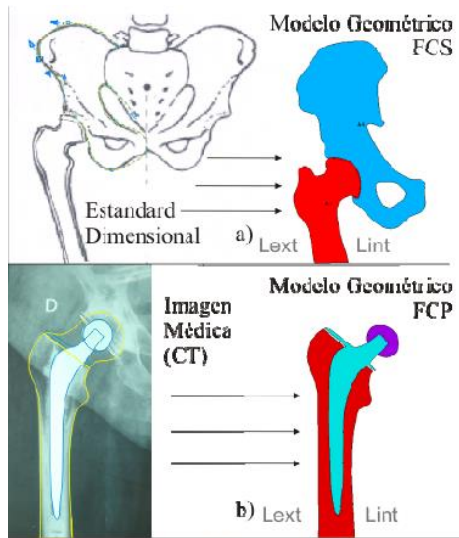


Figura 2.8 Implementación de los modelos geométricos a partir de estándares dimensionales e imágenes médicas a) Modelo FCS, b) Modelo FCP (O'Connor et al., 2009)

Tabla 2.7 Propiedades típicas de tejidos biológicos del sistema y biomateriales de la prótesis (O'Connor et al., 2009)

Tejido	Módulo de Young E (GPa)	Poisson ν
Hueso homogéneo	5.509	0.34
Aleación Ti (Ti6Al4V)	110	0.3
Aleación Cr-Co	220	0.3

La Figura 2.9 muestra la geometría de los dos modelos que fueron objeto de análisis. El modelo FCS estuvo formado por 1930 elementos y 6508 nodos, se consideró rígido apoyado en el extremo distal del fémur y se le aplicó una carga equivalente a 500 N (en ejes x, y) a 5 mm de la intercara de la cabeza femoral y el acetábulo; el modelo FCP está formado por 9243 elementos y 29251 nodos, se consideró rígido igualmente en el extremo distal del fémur y se le aplicó una carga equivalente a 500 N (en ejes x, y) directamente en el cotilo o cabeza femoral artificial.

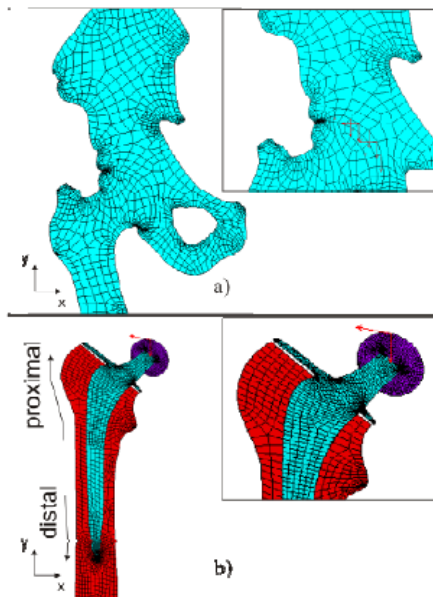


Figura 2.9 Modelos FEM y condiciones de carga. a) Modelo FCS. b) Modelo FCP (O'Connor et al., 2009)

Los valores de esfuerzos máximos en el eje y (Figura 2.10) se encontraron alrededor de los 140 kPa en las fibras comprimidas (FC) del fémur hacia la parte lateral interna (Lint) en zona 1 y sobre los 305 kPa en las fibras (FT, tracción). Los esfuerzos máximos en el eje y (Figura 2.11 a) se encontraron entre 69 y 415 kPa en las fibras comprimidas (FC) del fémur hacia Lint en zona 1 y entre 69 y 797 kPa en las fibras tensionadas (FT, tracción) alcanzando valores máximos en la intercara hueso-prótesis en compresión hacia zona 1 de 1.14 MPa y 2 de 1.04 MPa. Para el cuello y cotilo se obtuvieron 312 kPa en el cuello.

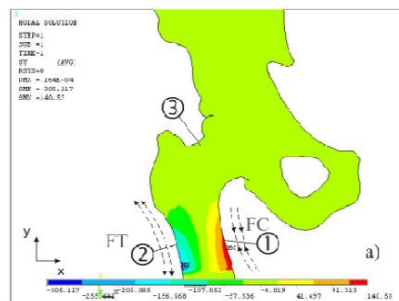


Figura 2.10 Resultados modelo FCS. Comportamiento de los esfuerzos en eje y . (O'Connor et al., 2009)

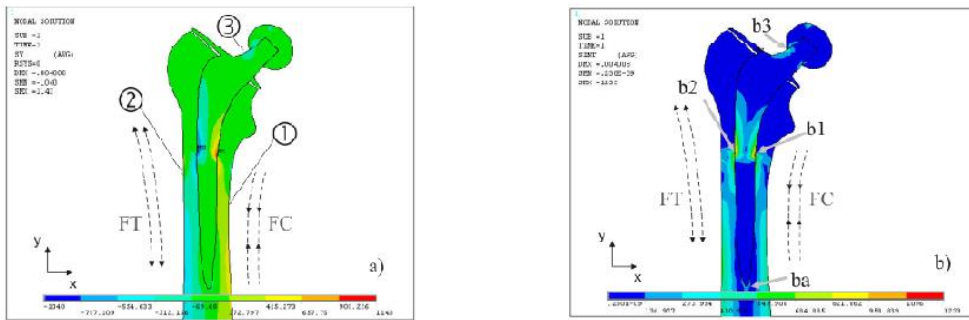


Figura 2.11 Resultados modelo FCP a) Comportamiento de los esfuerzos en eje y . b) Intensidad de los esfuerzos (O'Connor et al., 2009).

Los valores máximos de deformaciones y esfuerzos de corte se encontraron también en la zona media del vástago (Figura 2.12)

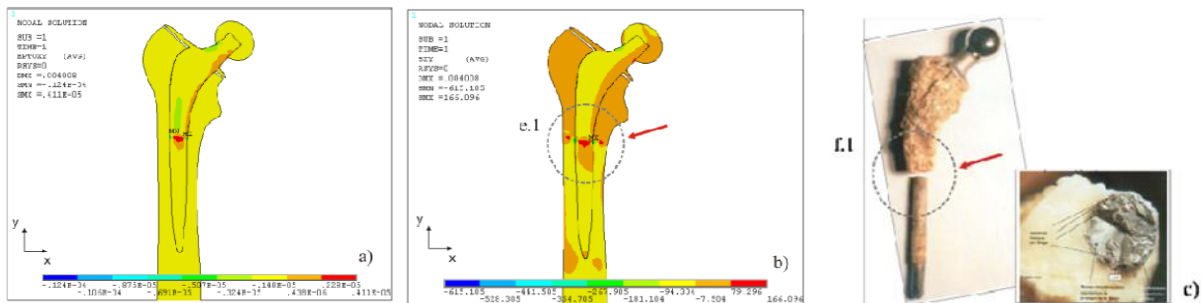


Figura 2.12 a) Valores de deformación (a corte), b) Esfuerzos de corte plano xy (nótese zona e.1 de máximos esfuerzos y compárese en c) con f.1) c) Fallo de prótesis y tipo de fractura (O'Connor et al., 2009).

2.5 Análisis de los componentes femorales.

Crowninshield et al. en 1980 realizaron un análisis por elemento finito para comparar las características básicas del diseño, con los efectos que ocurrían en relación con esfuerzos en el cemento, el vástago y el hueso. Se encontró que cuando la longitud de los vástagos se aumenta de 100 a 130 mm, los esfuerzos de tracción se incrementan 31%, en tanto que los esfuerzos compresivos sobre el cemento y el calcar se reducen 26%.

Si el área de corte transversal de los vástagos se incrementa 20% Los esfuerzos a tracción del vástago disminuyen 12%, y en 5% los esfuerzos compresivos sobre el cemento y el calcar. En contraste, cuando se disminuye el área de corte transversal, aumentan los esfuerzos de tensión en el cemento y el vástago. Svensson et al. también apoyan el hecho de que cuando aumenta el área de corte transversal disminuyen los esfuerzos a tracción en el vástago y el cemento.

Al disminuir el módulo de elasticidad del material de fabricación del vástago, en general se reducen los esfuerzos en él, pero a expensas de aumentar cargas en el cemento. Cuando se aumenta el módulo de elasticidad del cemento, se disminuyen los esfuerzos en el vástago, pero aumentan las cargas en el cemento.

Crownshied et al. también demostraron que la forma geométrica del corte transversal del vástago cumple una función importante en la adecuada distribución de esfuerzos y en los consecuentes resultados clínicos. Demostrando que las prótesis con bordes agudos mediales se asocian a elevados esfuerzos compresivos en el cemento, mientras que prótesis con perfiles mediales amplios y mayores áreas de momento de inercia disminuyen los esfuerzos sobre el cemento.

2.6 Análisis comparativo de prótesis de cadera

Martel et al., en 2011, realizaron un análisis entre dos tipos de técnicas para una prótesis AESCULAP® (Figura 2.13) una que es implantada a través de una técnica convencional (Excia) y otra que se implanta a través de una técnica mínimamente invasiva (Metha).

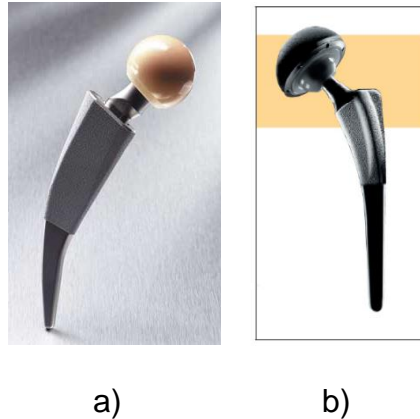


Figura 2.13 Prótesis de Cadera de AESCULAP® a) Metha, b) Excia (Martel et al., 2011)

En ese estudio se contó con un modelo de fémur izquierdo obtenido a través de una Tomografía Axial Computarizada (TAC). El modelo contemplaba el canal medular, el hueso trabecular (excepto en su zona diafisiaria, por ser despreciable) y el hueso cortical. El programa que se utilizó para la manipulación CAD y para el estudio por elementos finitos fue el Pro/ENGINEER Wildfire® 4.0, con el fin de simular una artroplastia de cadera. En el caso de la prótesis Metha el fabricante aconsejó una osteotomía de 50° con respecto al eje femoral y en el caso de la Excia de 55° con respecto al mismo eje. Se estableció para todos los cálculos la simplificación de considerar el hueso como un material con comportamiento elástico lineal homogéneo e isotrópico. Las características mecánicas promedio consideradas se muestran en la *Tabla 2.8*.

Tabla 2.8 Propiedades mecánicas consideradas (Martel et al., 2011) S_c es el esfuerzo de rotura a compresión, S_T el esfuerzo de rotura a tracción y S_Y el esfuerzo de fluencia

Material	E (GPa)	ν	ρ (g/cm ³)	S_c (MPa)	S_T (MPa)	S_Y (MPa)
Hueso cortical	14.22	0.32	1.95	150	82.2	
Hueso esponjoso	0.10	0.30	0.90	15		
Aleación Ti6Al4V	117.21	0.33	4.42	1040	1040	930

En cuanto a las condiciones de frontera del fémur, se restringió totalmente su movimiento, situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real concarga con la rodilla bloqueada. De esta forma se tuvo en cuenta la capacidad de absorber flexión del fémur completo. Como caso de carga se consideró el más desfavorable de apoyo monopodal, en el que la carga en la cabeza del fémur es 4 veces superior al peso corporal del individuo. Como objeto del estudio se eligió un hombre de 1,75 metros de altura y 75 Kg, con lo que se obtiene una fuerza en la articulación coxofemoral de 3000 N. La dirección de la carga coincide con la del eje mecánico de la pierna, del centro de la cabeza femoral hacia el punto medio de los cóndilos inferiores.

En el caso de la prótesis Excia® se analizó el caso de implantación en varo (apoyado en la cortical lateral) y el de correcta implantación (separado apenas 0,65 mm). En la correcta implantación está más solicitada la zona del calcar y del trocánter mayor, llegando a un máximo significativo de 20 MPa. Sin embargo, en la mala implantación, se observa un claro “efecto punta”, con valores de 100 MPa desplazándose hacia zona distal las partes más solicitadas de la prótesis (Figura 2.14).

Al disminuir la carga sobre el trocánter mayor, éste se va reabsorbiendo progresivamente induciendo la aparición a medio/largo plazo de fracturas trocántéricas favorecidas por la osteoporosis. Otros efectos perjudiciales para el hueso en un caso de mala implantación son el engrosamiento en el periostio (a nivel de la punta del vástago) ya que, al verse esa zona sobrecargada, el fémur tiende a generar excesivo hueso alrededor. En ambos modelos no se aprecian elevados esfuerzos sobre la prótesis. Los resultados en cuanto a hundimiento son de 0,19 mm en el caso de implantación en varo y de 1,62 mm en caso de correcta implantación.

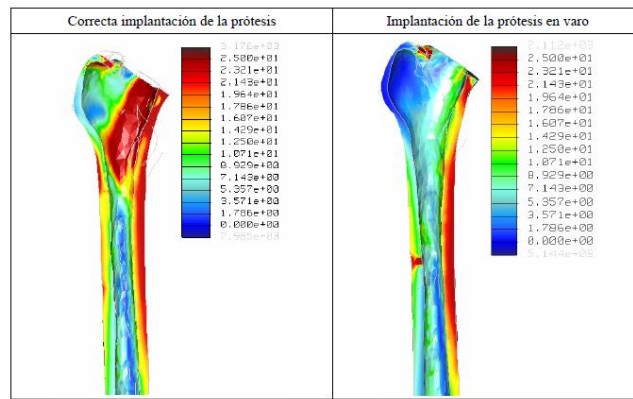


Figura 2.14 Esfuerzos sobre el fémur con la implantación de la prótesis Excia® (Martel et al., 2011)

Cuando la prótesis Metha® se implanta correctamente se genera un menor estado de esfuerzos y un mayor hundimiento de la prótesis. De lo contrario, (Figura 2.15) aparece el efecto de una concentración de esfuerzos en la punta del vástago que se traduce en un incremento de esfuerzos sobre la zona en la que se apoya en la cortical lateral del fémur. Esto favorece la aparición de fracturas periprotésicas a nivel de la punta del vástago.

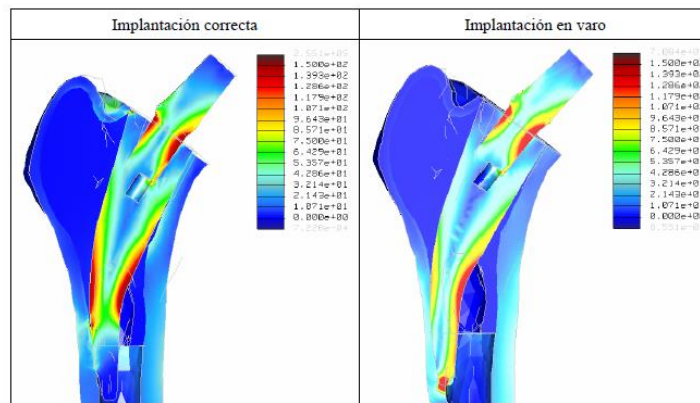


Figura 2.15 Esfuerzos en la prótesis Metha® (Martel et al., 2011)

2.7 Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera.

Maldonado et al. en 2000 realizaron un análisis por elementos finitos de la interacción hueso-cemento y cemento- prótesis con dos materiales acero A316L y Ti6AL4V en una prótesis Charnley®. Posteriormente hicieron una variación de los parámetros geométricos y se analizó su efecto en la distribución de esfuerzos. Una distribución más uniforme disminuye los efectos, en cuanto a la variación de la densidad ósea (stress shielding) y su consecuente reabsorción ósea.

Los implantes se modelaron insertados dentro del fémur embebidos en una capa de cemento de 2 mm de espesor (Figura 2.16). El fémur se consideró transversalmente isotrópico, el cemento y el implante se consideraron isotrópicos.

Se hizo la simulación de los efectos de carga sobre la prótesis en los instantes de parado en una pierna y subiendo escaleras haciendo una variación en los parámetros geométricos de la prótesis.

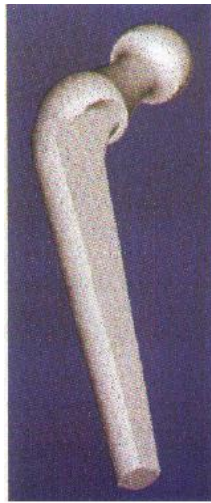


Figura 2.16 Modelo 3D de la prótesis Charnley® (Maldonado et al., 2000)

La geometría de la prótesis de Charnley® fue seleccionada bajo los siguientes criterios:

Comparada con otros modelos tridimensionales elaborados, resulta geoméricamente más adaptable a las formas geométricas conocidas. Lo que implicó una forma rápida y segura de modelado.

Los parámetros geométricos de otros modelos tales como aletas laterales a 90 grados o ángulos no han sido probadas en pacientes con un récord estadístico que permita elegirlos. El diseño de Charnley posee más de 20 años de seguimiento.

La prótesis fue centrada en el fémur y el cemento, evitando que una posición en varo o en valgo induzca esfuerzos localizados en la zona proximal a la altura del trocánter mayor o la distal ante posterior del fémur. Se consideró al fémur como un material de comportamiento no lineal, viscoelástico y anisotrópico. Para los valores de los módulos de elasticidad eligieron los datos de Reylly y Burstein de 1975. Para modelar el hueso se tomó una longitud de fémur de 20 cm, sus dimensiones fueron extraídas de un ejemplar típico de un hombre de aproximadamente 800 N de peso (*Tabla 2.9*).

Fueron analizados básicamente tres modelos con diferentes longitudes de vástagos 107, 130 y 150 mm, los cuales corresponden a las geometrías más usuales en la práctica médica.

El análisis del modelo de la prótesis de 150 mm de longitud del vástago requirió una malla de 2650 elementos.

Fueron creados 26 puntos de control sobre la intercara hueso- cemento y sobre la intercara cemento-prótesis para medir la variación de los esfuerzos resultantes en los análisis

Tabla 2.9 Constantes elásticas para un fémur humano (Maldonado et al., 2000).

Método de medida	Ensayo mecánico
Simetría asumida	Transversalmente isotrópico
E_1 (GPa)	11.5
E_2 (GPa)	11.5
E_3 (GPa)	17.0
G_{12}	3.6
G_{13}	3.28
G_{23}	0.58
V_{12}	0.31
V_{13}	0.31
V_{21}	0.58
V_{31}	0.46
V_{32}	0.46

Se elaboró otro modelo con longitud de cuello de 26 mm y dimensiones normales de Charnley en el vástago, para observar la zona de concentración de esfuerzos al hacer un cambio en la geometría y un modelo representando solamente la carga en la zona de contacto articular para estudiar el efecto de la de los músculos con las dimensiones del diseño clásico de Charnley®.

Los esfuerzos de von Mises muestran una alta concentración en el cuello en la zona distal del implante (*Figura 2.17*). Se determinó que las zonas críticas son el cuello de la prótesis, la zona donde se cruzan el eje del vástago y el eje del cuello y la zona distal. Se hicieron cambios de longitud y se suavizó la distribución de esfuerzos por lo que se propuso una ranura en una y/o dos direcciones en la zona distal del implante con el fin de distribuir los esfuerzos cortantes que son los causantes del aflojamiento por remodelado óseo.

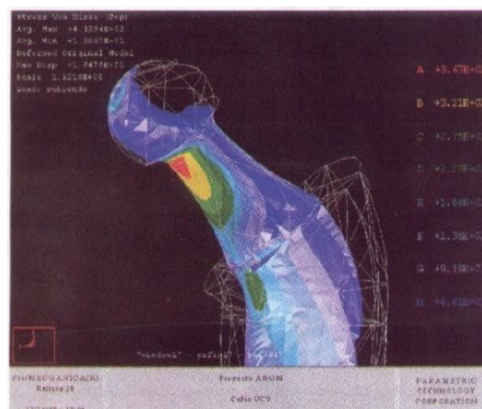


Figura 2.17 Esfuerzos de Von Mises en área del cuello. (Maldonado et al., 2000)

Capítulo 3. Metodología de modelado

3.1 Escaneo láser 3D

En el área de Manufactura Aditiva del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT) antes CCADET, se realizó un escaneo láser de la prótesis tipo Thompson®. El equipo empleado fue un Desktop 3D Scanner Next Engine®, el cual consiste en un sistema óptico de medición basado en la transmisión de luz láser, en el que la superficie de un objeto es iluminada por este tipo de luz, punto por punto el sistema mide la reflectancia, que es la capacidad de una superficie para reflejar energía electromagnética en una determinada longitud de onda. El escaneo láser provee una alta densidad de puntos adquiridos en la superficie de un objeto, un proceso que permite el registro detallado de la superficie y su reconstrucción tridimensional. (Vicedo *et al.*, 2010).

No obstante, uno de los problemas que tiene es que, en superficies muy brillantes, la luz láser se dispersa y es necesario aplicar un spray para minimizar tal efecto y después marcar puntos de color rojo por toda la pieza. Un fenómeno que también se presenta en superficies muy ásperas, donde es necesario adquirir una mayor densidad de puntos para representar la superficie adecuadamente. Por lo anterior, se cubrió la pieza con talco en spray, posteriormente con un plumón rojo, se marcaron puntos por toda la superficie de la pieza (*Figura 3.1*).

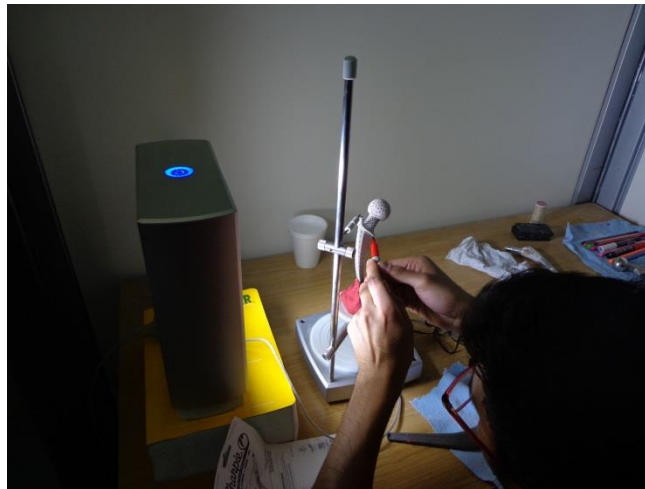
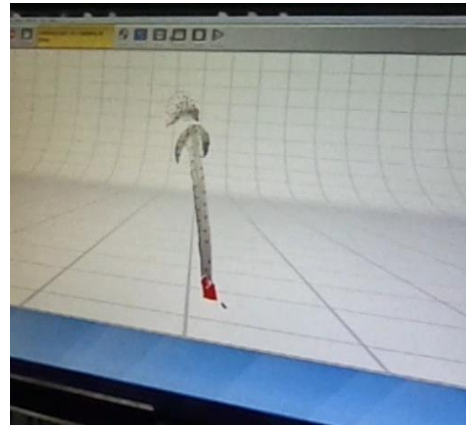


Figura 3.1. Marcado de puntos en la prótesis Thompson®.

Una vez que se colocó la pieza en una base y se sujetó con pinzas en un soporte universal, se midió una distancia de 30 cm entre la pieza y el escáner. Cuidando que el escáner cubriera la pieza en su totalidad. (*Figura 3.2a*)



a)



b)

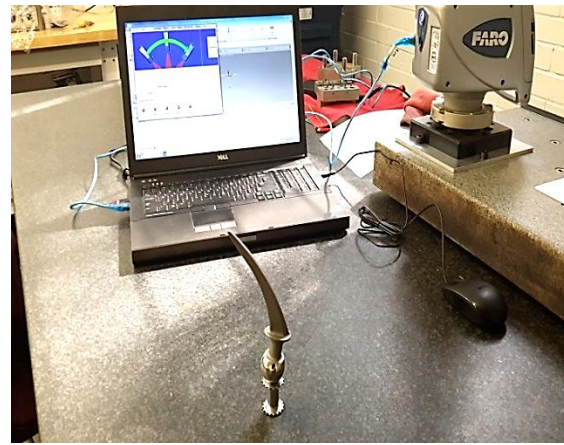
Figuras 3.2.a) Ajuste de la pieza al escáner. b) Visualización del escaneo.

Después del escaneo (con una duración aproximada de 10 minutos), se genera un archivo de la pieza en 3D, el cual se guarda con una terminación .STL por sus siglas en inglés (Standard Triangulation Data) (Figura 3.2 b) para que haya compatibilidad con un programa de CAD.

Para tener un modelo de la pieza completa, se hizo un escaneo de la parte inferior de la pieza, esta vez se utilizó el equipo FARO® proporcionado por la UDIATEM. (Figura 3.3 a y b)



a)



b)

Figura 3.3 a) Brazo para escaneo y b) Escaneo de la parte inferior de la pieza

3.2 Limpieza del modelo 3D

Después de obtener el escaneo de la pieza, se observaron algunas irregularidades como agujeros, surcos o puntos que no son necesarios ya que para su posterior análisis se debe tener un modelo lo más parecido al real. Para estos se utilizó el software libre MeshLab® el cual tiene una serie de herramientas para editar, limpiar y corregir mallas.

Se abrió el archivo .STL en la paquetería MeshLab® donde se seleccionó el botón “select faces in a Rectangular Region tool” Esto permitió escoger las caras o áreas que se removieron. (Figura 3.4).

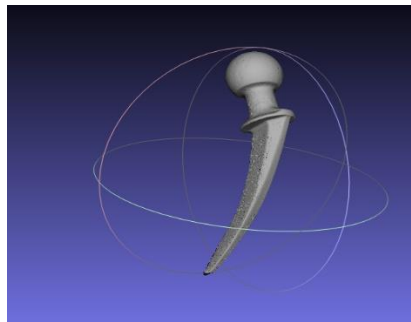


Figura 3.4 Selección de regiones a remover

Se seleccionó el “render” para mostrar los bordes y vértices no correlacionados y después se filtraron para seleccionarlos y borrarlos (Figura 3.5 a). Posteriormente se revisaron las zonas de la pieza donde no se escanearon completamente, para después llenar los huecos faltantes con la herramienta “fill holes” (Figura 3.5 b).

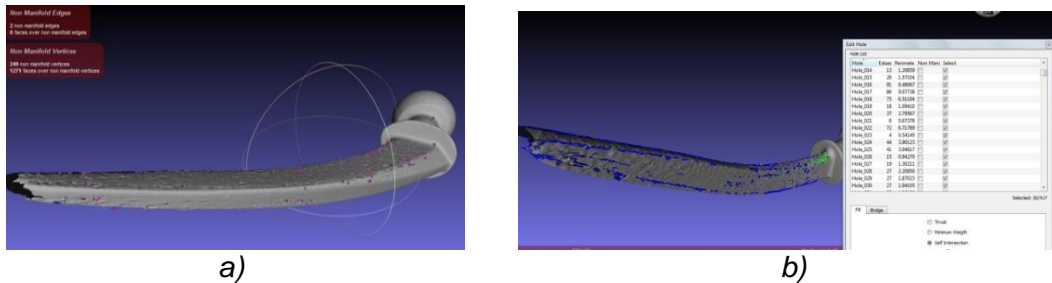


Figura 3.5 a) Bordes y vértices no correlacionados. b) Zonas con huecos

Para el segundo escaneo se seleccionaron las áreas que estaban de más por medio del botón “Select faces in a rectangular region”, después se aplicó un filtro mediante el uso del botón “Delete selected faces and vertices”. (Figura 3.6).

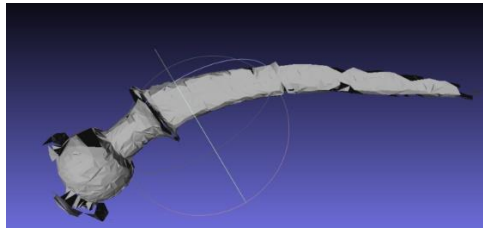


Figura 3.6 Remoción de áreas.

Se abrió el primer archivo para seleccionarlo como malla guía y pegar en él el segundo archivo. Esto se hizo con el comando “Align” el cual se usa para repositonar las mallas separadas en relación de una con otra. Posteriormente se seleccionó la opción “Glue mesh here” y se desplegaron las dos mallas con diferente color (*Figura 3.7 a*).

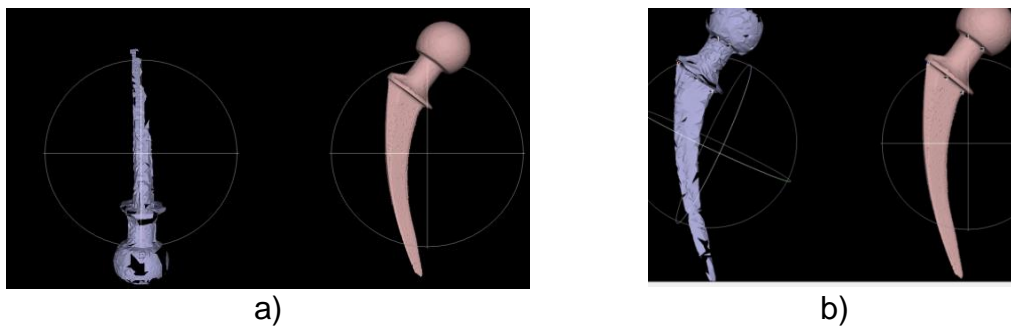


Figura 3.7 a) Reposición de mallas. b) Selección de 4 puntos para alineación

Se rotaron ambos modelos en una posición similar en donde muestre la mayor información de superposición. Luego se seleccionaron 4 o más puntos similares en cada malla para finalmente unirlos. (*Figura 3.7 b*). Para suavizar la malla final se seleccionó el botón “Filters/ Remeshing” y se dejó correr hasta que quedó la nueva malla (*Figura 3.8*).

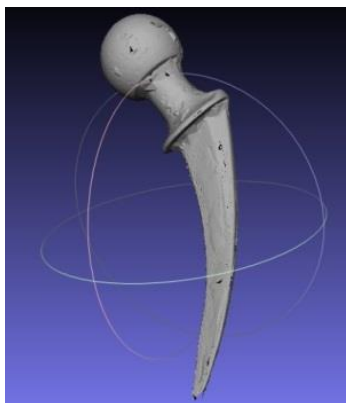


Figura 3.8 Nueva malla

Para mejores resultados, se realizó un sólido de la punta con ayuda de CATIA® para después alinearlos con el escaneo original. (Figura 3.9)

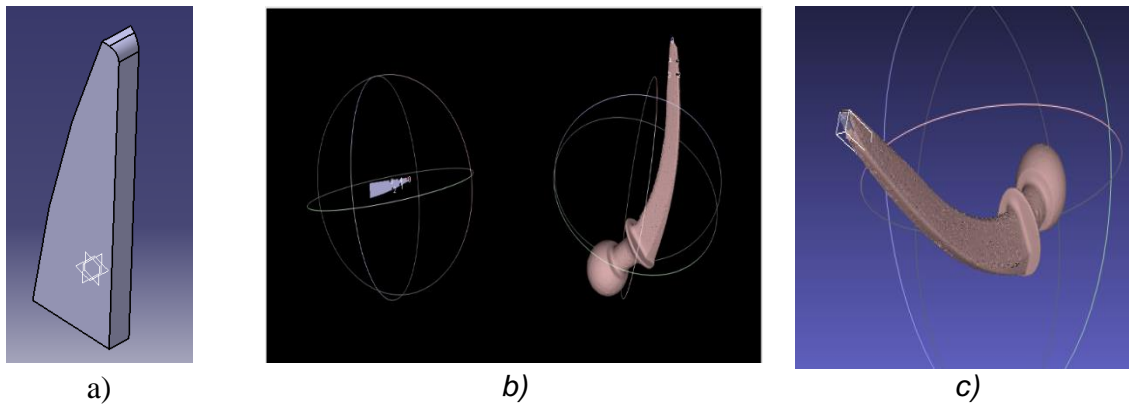


Figura 3.9 a) Sólido b) alineado de mallas. c) Unión final

Para suavizar los resultados de la reconstrucción, se aplicó en las áreas seleccionadas “filters/ remeshing, symplification and reconstruction/ Poisson reconstruccition” (Figura 3.10)

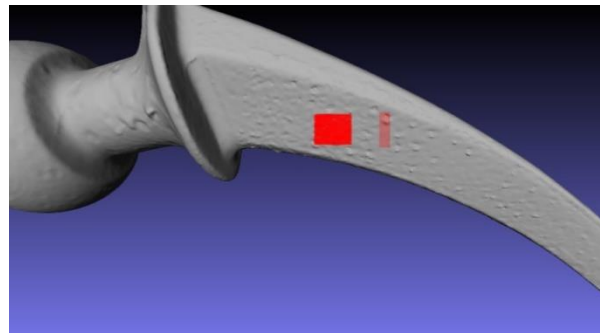


Figura 3.10 Suavizado de áreas.

Para un acabado uniforme se usó el software libre Meshmixer® con la herramienta “Sculpt/Brushes/buble brush” con la cual se suaviza de una forma rápida las áreas con irregularidades. (Figura 3.11)

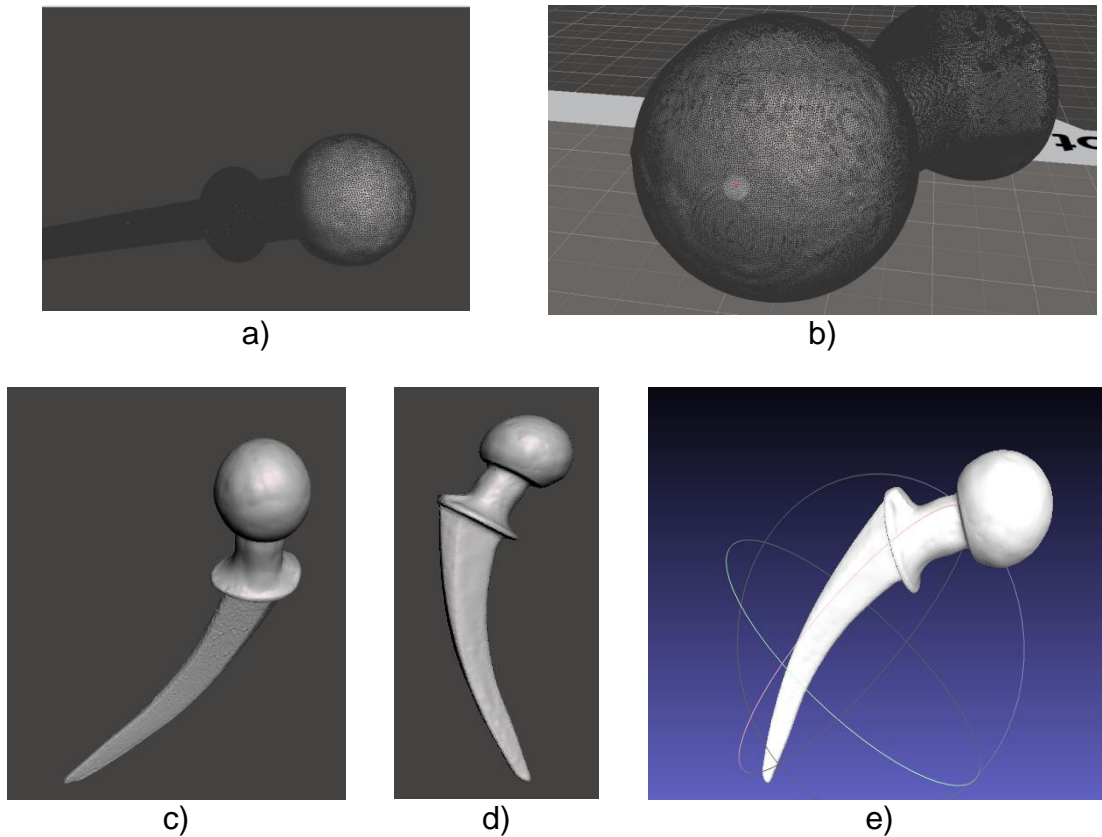


Figura 3.11 a) Selección de áreas irregulares, b) aplicación del suavizado, c) Parte superior de la pieza mejorada, d) Aplicación del suavizado en toda la pieza y e) Visualización final en MeshLab®

Una vez que se finalizó con la limpieza del modelo de la prótesis; se importó a la paquetería MeshLab® para restaurar la malla con la herramienta “filters/remeshing, simplification and reconstruction/Quadric Edge Collapse decimation”. (Figura 3.12) Se importó a la paquetería Solidworks® en donde se verificó que la malla no tuviera errores y se exportó como un archivo .IGES.

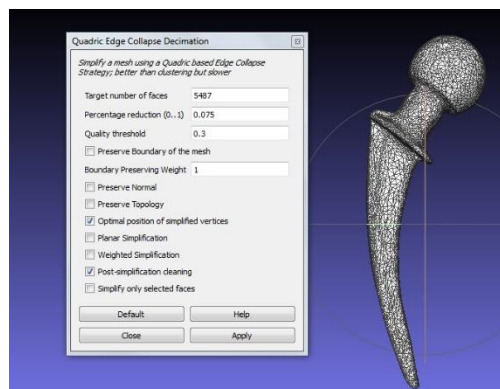


Figura 3.12 Restauración de malla de prótesis con MeshLab®

3.3 Modelado en Abaqus®.

Para el modelado, se usó la paquetería Abaqus® y se siguió el orden de cada uno de sus módulos. Los cuales se describen a continuación.

3.3.1 Definición de los sólidos.

En este módulo se utilizó el archivo de un fémur el cual fue proporcionado por la UDIATEM de trabajos anteriores, se le realizó un corte transversal en el trocánter menor como indica uno de los fabricantes para simular el corte que normalmente se ejecuta en esta clase de intervención (DePuy Synthes®, 2015). De acuerdo con los resultados desarrollados por Guerrero en el 2014 y León en el 2015; para simular el comportamiento del material del fémur se hicieron particiones en la parte de los cóndilos y en la epífisis para delimitar las regiones de hueso trabecular y hueso cortical. Estas particiones se realizaron con el comando "Partition cell/Define cutting Plane". Se eligió un plano de corte y después un punto normal al plano, éste se hizo debajo del trocánter mayor. (Figura 3.13)

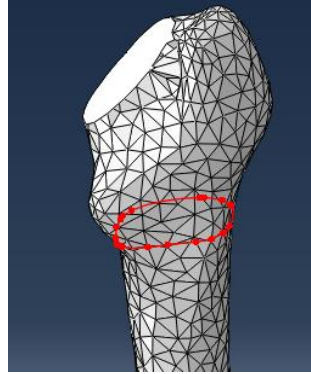


Figura 3.13. Partición en uno de los cóndilos.

Para el modelo de la prótesis, se importó el archivo .IGS como un sólido deformable.

3.3.2 Asignación de propiedades

Se crearon tres tipos de material, uno para la prótesis y los otros dos para el fémur, ya que el hueso está compuesto por hueso esponjoso o trabecular y por hueso cortical o compacto. En la tabla 3.1 se muestran las propiedades asignadas para cada material.

Tabla 3.1 Material y propiedades mecánicas para el modelo de la prótesis (Niinomi, 1998) y (Ojeda, 2009)

Material	Módulo de Young [GPa]	Coefficiente de Poisson	Esfuerzo de cedencia [MPa]	Densidad [Kg/m ³]
Ti6Al4V	114	0.34	860	4300

Se usaron las propiedades para el análisis en las regiones designadas del fémur de acuerdo con Krone & Ryan en 2006, en su estudio de fémures in vivo y las utilizadas en el trabajo de Guerrero en el 2014. (Tablas 3.2 y 3.3)

Tabla 3.2 Propiedades elásticas ortotrópicas para hueso cortical.
(Krone et al., 2006)

Módulo de Young [GPa]	Módulo de rigidez al corte [GPa]	Coefficiente de Poisson
$E_1=16.0$	$G_{12}=3.2$	$\nu_{12}=0.30$
$E_2=6.88$	$G_{23}=3.6$	$\nu_{23}=0.45$
$E_3=6.3$	$G_{13}=3.3$	$\nu_{13}=0.30$

Tabla 3.3 Propiedades elásticas ortotrópicas para hueso trabecular.
(Krone et al., 2006)

Módulo de Young [MPa]	Módulo de rigidez al corte [MPa]	Coefficiente de Poisson
$E_1=1352$	$G_{12}=292$	$\nu_1=0.30$
$E_2=968$	$G_{23}=370$	$\nu_2=0.30$
$E_3=676$	$G_{13}=505$	$\nu_3=0.30$

Asimismo, se crearon sistemas de referencia para la dirección del material en el fémur con el comando “Create Datas CSYS 3 Points”, se tomaron coordenadas rectangulares en las cuales se asignó el origen de coordenadas, un punto en el eje X y un punto en el plano X-Y. Después, se usó el comando “Assign Material Orientation” y se escogió el sistema de coordenadas creado. Posteriormente se asignaron los materiales a cada sección.

3.3.3 Ensamble de la prótesis con el fémur.

En este módulo se creó una instance por cada una de las partes y se posicionó la prótesis en el fémur con la ayuda de las herramientas “Translate Instance” y “Rotate Instance”. Después se usó la herramienta “Merge/cut instances” y se realizó una cavidad del tamaño de la prótesis. Luego, se creó una nueva instance de la prótesis para nuevamente ensamblarla en el modelo del fémur. (Figura 3.14)

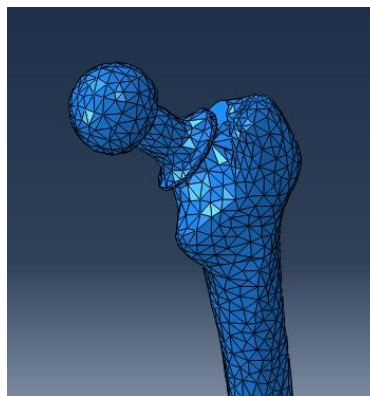


Figura 3.14 Ensamble de prótesis y fémur.

3.3.4 Paso y condiciones de frontera a diferentes condiciones de carga.

Se creó un paso dinámico explícito con una duración de 0.3 s. Se optó por un factor de escalamiento de masa de 80000 ya que de acuerdo al trabajo de *Pineda en 2014*, ayuda al tiempo de cómputo y da una aproximación a valores más cercanos a la realidad. Sin embargo al usar ese valor, las simulaciones no se completaron y se tuvo que variar, resultando energía cinética con respecto a la energía interna muy alta y no 5% menor como indica el manual de Abaqus®. Entonces se mantuvo el valor de escalamiento en 80000 y lo que se modificó fue el tamaño de los elementos de malla con un valor de 0.09 lo cual permitió que la simulación se complementara a pesar de cumplir con el rango entre las energías. Para el módulo de interacción se consideró un coeficiente de fricción $\mu=0.8$ tomando en cuenta que hay una buena osteointegración entre la prótesis y el fémur a un año postoperatorio (*Ojeda, 2009*).

Se plantearon cuatro casos de estudio, los cuales describen cuatro actividades en donde se tomó como masa del cuerpo, la masa promedio máxima de un hombre mexicano que es de 75 Kg (*CANAIVE, 2012*). Se asignó una malla tetragonal a ambos modelos, resultando para el fémur una malla de 15603 elementos tipo C3D10M y para la prótesis 3504 elementos tipo C3D10M.

Caso 1 Posición monopodal.

Se aplicaron las fuerzas de los músculos actuantes sobre la cadera en esta posición (*Figura 3.15*) y (*Tabla 3.4*) así como el empotramiento en la parte distal del fémur.

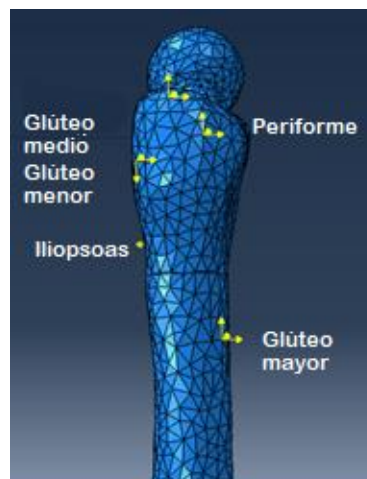


Figura 3.15 Puntos en el fémur donde se aplicaron las fuerzas ejercidas por los músculos del fémur en posición monopodal

Tabla 3.4 Direcciones y magnitudes de las fuerzas en el fémur en la posición monopodal (Bitsakos et al., 2005)

Fuerza (N)	X	Y	Z
Contacto en la articulación	861.3	250.8	-2056.9
Glúteo mayor	-184.9	85.2	244
Glúteo medio	-42.2	4	81.7
Glúteo menor	-21.5	-7	45.2
Iliopsoas	0.6	-71.5	60.8
Periforme	-113.4	61.6	38

Caso 2 Subiendo escaleras

En este caso se escogieron los músculos que ejercen mayor fuerza durante esta actividad entre ellos el abductor con 1.05 veces el peso del cuerpo y el vasto lateral con 0.95 veces el peso corporal (Bergmann et al., 2001) (Figura 3.16). Se obtuvieron las componentes de la fuerza ejercida por los músculos tomando los datos de los cosenos directores (Cheal et al. en 1992) y los datos obtenidos por Bergmann et al. en 2016. (Tabla 3.5)

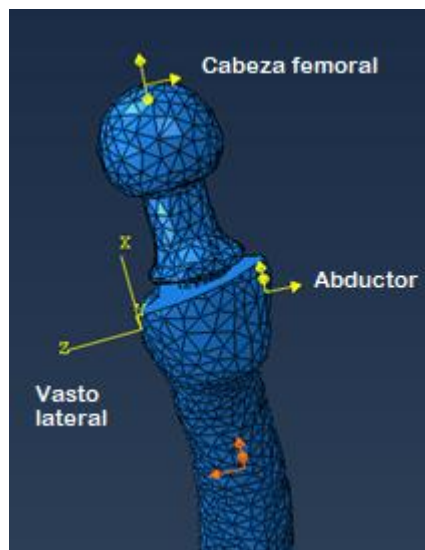


Figura 3.16 Puntos de aplicación de las fuerzas de músculos y cabeza femoral al subir escaleras.

Tabla 3.5 Componentes de las fuerzas en los músculos y en la cabeza del fémur al subir escaleras. (Bergmann et al., 2016) (Millington et al., 1992)

Fuerza (N)	X	Y	Z
Cabeza femoral	-167.87	-999.54	458.66
Abductor	488.25	275.63	551.25
Vasto lateral	-712.5	49.87	35.62

Caso 3 Levantarse de una silla

Para esta actividad se ejerce una fuerza máxima en dos músculos del fémur en el glúteo máximo 952 N y el bíceps femoral 411.04 N (*Figura 3.17*). Se obtuvieron los cosenos directores para obtener las componentes de las fuerzas en cada uno (*Tabla 3.6*) de acuerdo a la fase 2 de este movimiento la cual comienza con el inicio de la extensión de la rodilla y finaliza con la inversión de la flexión del tronco a la extensión del tronco. Durante esta fase se produce una transición desde el desplazamiento del peso hacia adelante hasta el levantamiento hacia arriba su duración es hasta el 35% del movimiento completo (*Millington et al., 1992*).

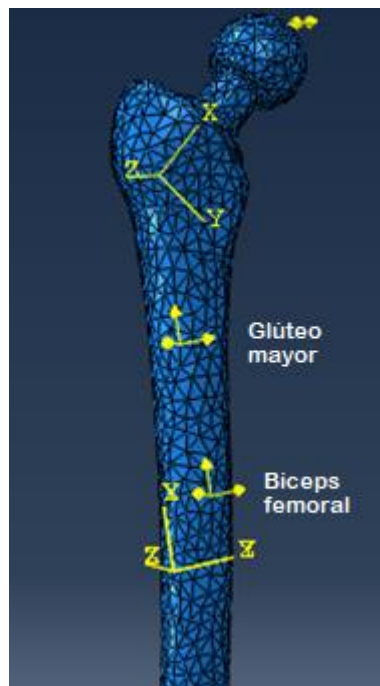


Figura 3.17 Puntos de aplicación de las fuerzas en músculos y cabeza femoral al levantarse de una silla.

Tabla 3.6 Componentes de las fuerzas pico promedio en músculos y cabeza femoral durante fase 2 de levantarse de una silla (Millington et al., 1992) y (Bergmann et al., 2016)

Fuerza (N)	X	Y	Z
Cabeza femoral	-117.38	-748.11	318.04
Glúteo mayor	771.18	238.02	495.08
Bíceps femoral	394.59	36.99	102.76

Caso 4 Trotar

El músculo que ejerce mayor fuerza en esta actividad, es el glúteo medio con una fuerza de 2403.7 N, después el glúteo menor con 1722.7 N y luego el glúteo mayor con 1185 N (Lenhart et al., 2014). De igual forma que en los otros casos, se calcularon las componentes de la fuerza para cada músculo (Tabla 3.7), para después colocar esas cargas en el modelo (Figura 3.18).

Tabla 3.7 Componentes de la fuerzas pico promedio en músculos y cabeza femoral. (Bergmann et al., 2016)(Maldonado et al., 2000)

Fuerza (N)	X	Y	Z
Cabeza femoral	-151.16	-1188.98	452.36
Glúteo mayor	959.85	296.25	616.2
Glúteo medio	1682.59	0	1706.62
Glúteo menor	1016.39	120.58	1378.16
Iliopsoas	1326	1423.5	195

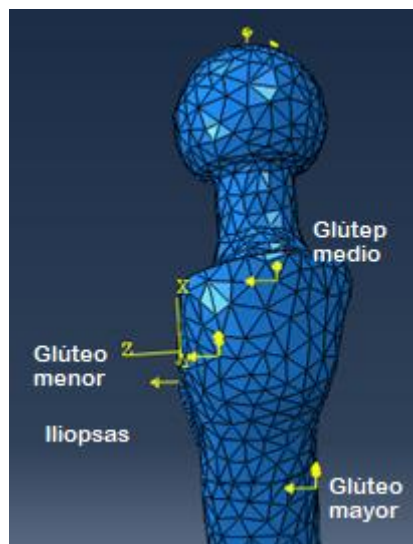


Figura 3.18 Puntos de aplicación de fuerzas debido a músculos y cabeza femoral al trotar.

Capítulo 4. Análisis de resultados

En este capítulo se ilustran y exponen los resultados obtenidos en las simulaciones para cada caso de estudio. Se enfoca en la distribución de esfuerzos máximos y desplazamientos globales en las zonas donde hay posibles fallas de acuerdo con la literatura.

4.1 Posición monopodal

El esfuerzo máximo fue de 977 MPa en la zona de aplicación de la fuerza sobre la cabeza femoral, sin embargo, éste no se toma en cuenta como un resultado real ya que de acuerdo al principio de Saint-Venant las sollicitaciones ejercidas sobre un sólido deformable debido a cargas puntuales son elevadas y éstas se desprecian (*diccionario.raing, 2018*). Por lo que se observa en la zona de la cabeza femoral que se distribuyen esfuerzos con un valor de 10 MPa, en la zona superior del cuello del vástago, se concentran esfuerzos de 80 MPa debido a la acción de los músculos en la zona del trocánter mayor. Este esfuerzo es 1.6 veces mayor que el publicado por Palma en 2014 donde no se tomaron en cuenta las fuerzas debidas a los músculos cerca del trocánter mayor. A lo largo del vástago, especialmente donde hay contacto en la zona distal del fémur, se localizan esfuerzos de 220 MPa.

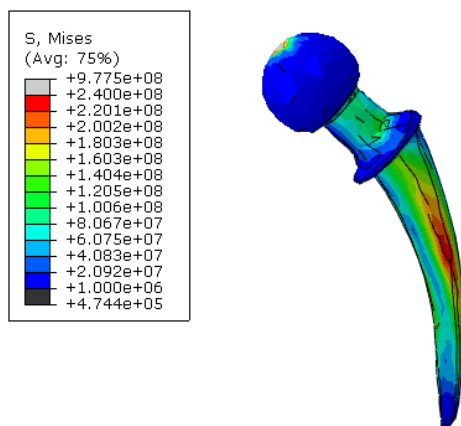


Figura 4.1 Esfuerzos máximos en la prótesis Thompson® en la cabeza femoral, cuello y a lo largo del vástago.

Se observa que en el modelo sin implante (*Figura 4.2 a*) se presentan los mayores esfuerzos en la transición del hueso cortical a esponjoso con valores entre 9 MPa y 12 MPa. Así mismo, en el modelo con prótesis tipo Müller® se observa en la intercara del fémur el mismo comportamiento con valores entre 4.5 MPa y 9 MPa (*Figura 4.2 b*). En el modelo con implante tipo Thompson® los esfuerzos en el fémur se muestran en la zona de contacto con el vástago los cuales aumentan de 6 MPa en la zona de la epífisis a 19.9 MPa a lo largo de la diáfisis.

Hay una zona crítica donde el vástago hace contacto a lo largo de la diáfisis con un esfuerzo máximo de 35 MPa esto mismo sucede en el modelo con implante tipo Spotorno® (Figura 4.2 c) sin embargo en su trabajo (Arellano, 2015) se despreciaron debido a una distorsión observada en la malla. Los esfuerzos que se distribuyen a lo largo de la diáfisis con prótesis Thompson® son 50% menores en comparación con los esfuerzos presentes en el fémur con implante tipo Spotorno® con un valor máximo de 22.7 MPa mientras que en la prótesis tipo Spotorno® se alcanzan 46.92 MPa.

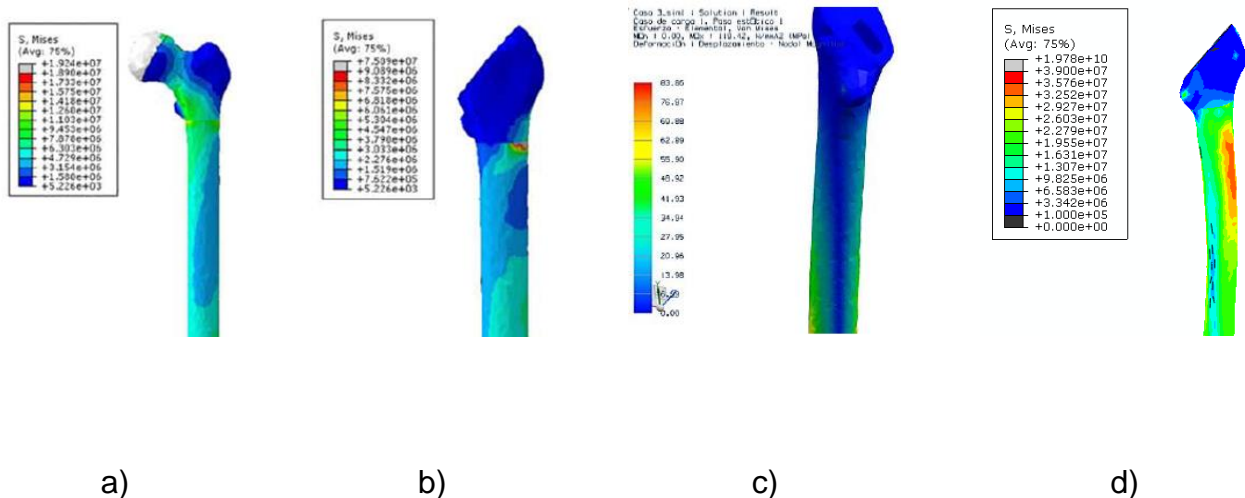


Figura 4.2 Esfuerzos máximos en el fémur bajo condición monopodal. a) Fémur sin implante (Pineda, 2014). b) Fémur con implante tipo Müller® (Pineda, 2014) c) Fémur con implante tipo Spotorno® (Arellano, 2015) d) Fémur con implante tipo Thompson®.

La distribución de la carga en el ensamble con implante tipo Thompson® (Figura 4.3) se concentra en el cuello del implante con un valor máximo de 81.7 MPa el cual es 14.73 % mayor al reportado por Arellano en 2015. En la zona de la diáfisis alcanza 35 MPa siendo 40 % menor al implante tipo Spotorno® sin embargo, el comportamiento es similar en ambos casos puesto que el implante absorbe la carga máxima, así como la acción de los músculos principales es notoria con ambos implantes.

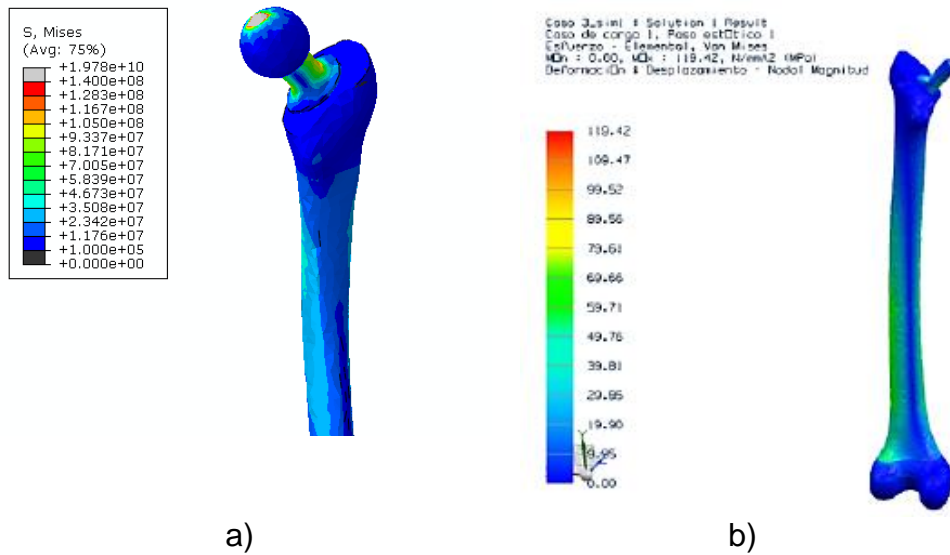


Figura 4.3 Distribución de la carga condición monopodal. a) Fémur con implante tipo Thompson®. b) Fémur con implante tipo Spotorno® (Arellano, 2015).

En cuanto a los desplazamientos, en este trabajo, se tomaron en cuenta los desplazamientos globales para observar la tendencia del sistema implante-prótesis a moverse. Para este caso, el sistema tiende a desplazarse de 4.18 mm en la cabeza del implante y disminuir hasta 0.418 mm en la zona media y distal. De la misma forma, los desplazamientos en la parte derecha del cóndilo superior van desde 2.51 mm hasta 1.67 mm que es la zona donde los músculos ejercen mayor acción en este movimiento (Figura 4.4).

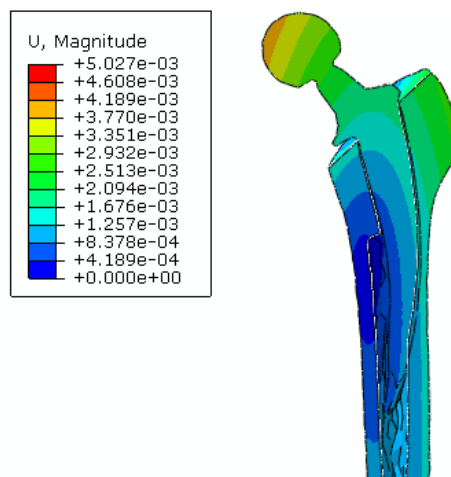


Figura 4.4 Desplazamientos en el modelo del fémur con implante bajo condición monopodal.

4.2 Subiendo escaleras

El esfuerzo máximo se presenta a lo largo del vástago con 137 MPa disminuyendo a 50 MPa en el lado inverso causado por el contacto con la pared de la diáfisis del fémur; (Figura 4.5) otra zona que presenta concentradores de esfuerzos en el cuello de la prótesis con un valor de 38 MPa el cual es 7.8% mayor comparado con el de un fémur sin implante en esta misma zona (Guerrero, 2014).

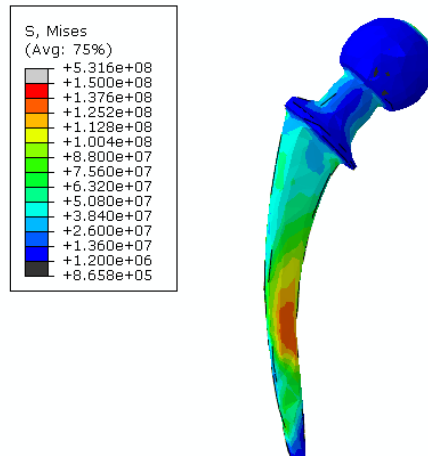


Figura 4.5 Resultados de esfuerzos de von Mises en fémur con prótesis Thompson® subiendo escaleras.

Los esfuerzos en el fémur se presentan entre 33 MPa y 37 MPa aproximadamente en la zona medial del canal femoral ocasionado por el contacto con el vástago. Se observan partes donde se incrementan los esfuerzos a 42 MPa. Mientras que, en el modelo del fémur sin implante del estudio de Guerrero en 2014, el cuello del fémur presenta esfuerzos no mayores a 35 MPa, por lo que el modelo con implante tipo Thompson® presenta un 16.6% más que el fémur sin implante, sin embargo, no sobrepasa la resistencia del hueso cortical. (Figura 4.6)

Algunos estudios toman en cuenta los esfuerzos presentes en el cuello de la prótesis, ya que es un lugar donde tiende a fatigarse el material y romperse presentando alta concentración de esfuerzos en esta actividad rondando los 63 MPa (Palma, 2014). Mientras que para la prótesis Thompson® llega a los 50.8 MPa por lo que se encuentra 19.36 % por debajo de los datos de la literatura en donde el implante absorbe gran parte de la carga. Lo cual es el 5.9 % del esfuerzo de fluencia del material de la prótesis. La distribución de la carga en el ensamble muestra que los esfuerzos máximos se presentan en el cuello de la prótesis y en la parte media del fémur con valores 37.9 MPa y de 47 .4 MPa respectivamente los cuales son 3.29 % y 29.19% mayores que en el fémur sin implante del trabajo de Guerrero de 2014 (Figura 4.7)

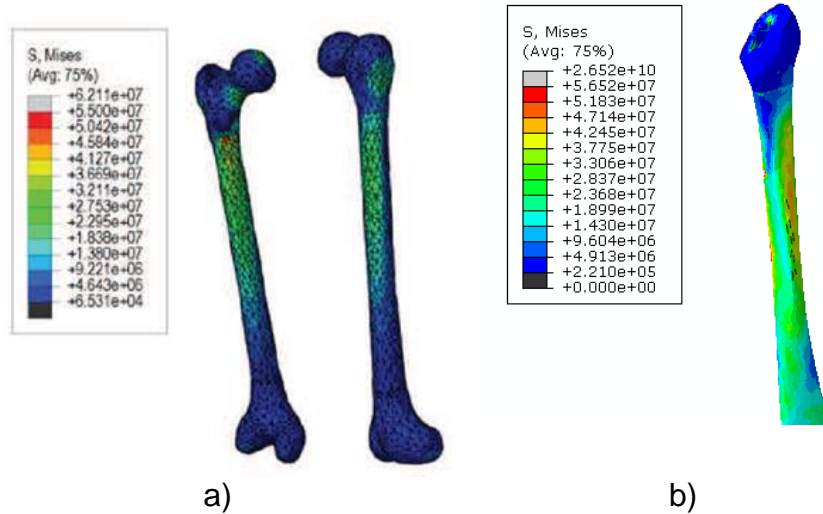


Figura 4.6 Esfuerzos de von Mises en fémur subiendo escaleras. a) Fémur sin implante (Guerrero, 2014) b) Fémur con implante tipo Thompson®.

En cuanto a los desplazamientos entre el fémur y la prótesis, se tomaron los desplazamientos globales como en el caso anterior, el valor máximo se encuentra en la zona del trocánter mayor con 5.12 mm. Así mismo, en la metafisis hay desplazamientos de 2.8 mm, mientras que en la diáfisis sólo 0.9 mm (Figura 4.8). Esto se explica ya que se consideraron sólo las fuerzas máximas ejercidas por el glúteo mayor sin tomar en cuenta la acción de los tendones y ligamentos que contrarrestan los desplazamientos reales, así como en la carga total de la cabeza femoral.

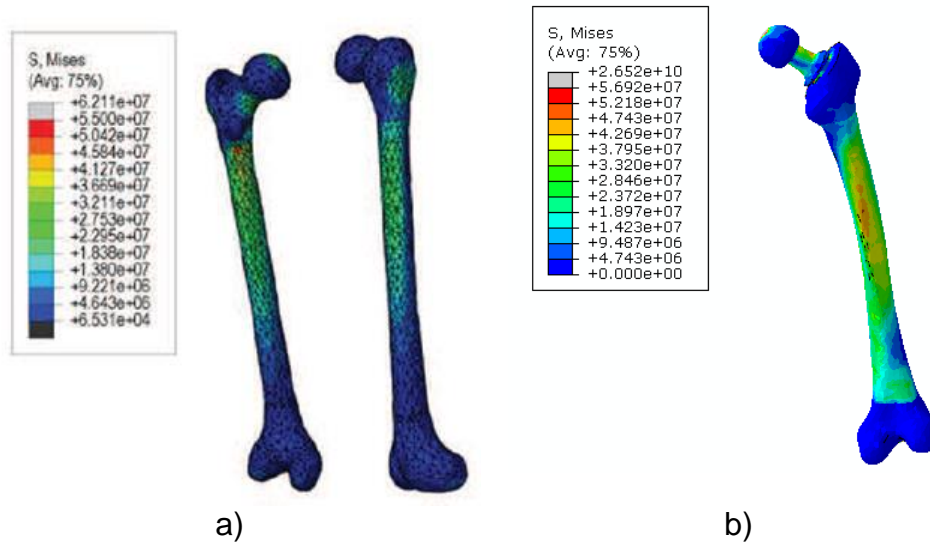


Figura 4.7 Distribución de carga subiendo escaleras. a) Fémur sin implante (Guerrero, 2014) b) Fémur con implante tipo Thompson®.

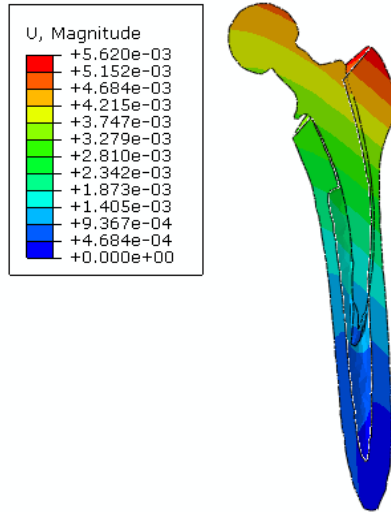


Figura 4.8 Desplazamientos en prótesis y fémur subiendo escaleras.

4.3 Levantarse de una silla

El esfuerzo máximo se ubicó en la parte media del vástago con un valor de 112 MPa, distribuyéndose hacia la parte posterior. En el cuello desciende un 50% aproximadamente 50 MPa. Mientras que en la cabeza femoral rondan los 13 MPa descartando los esfuerzos asociados a la zona de aplicación. En los estudios reportados por *Rabbani y Saidpour en 2015* el esfuerzo máximo para esta actividad fue de 253.73 MPa por lo que con la prótesis tipo Thompson® son 55.85 % menores, esto pudo deber a que en este trabajo no se consideraron las cargas asociadas a todos los músculos, sólo los que presentaban el valor crítico (*Figura 4.9*).

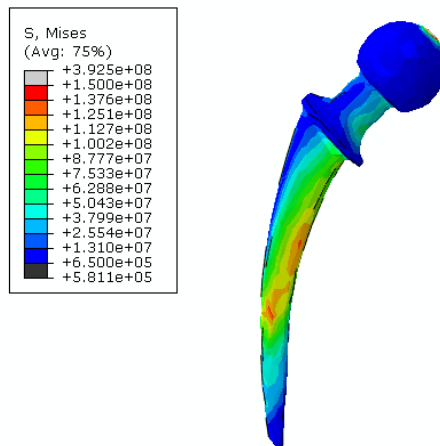


Figura 4.9 Esfuerzos en prótesis tipo Thompson® al levantarse de una silla.

Los esfuerzos máximos en el fémur aparecen en zonas donde en esta actividad se presentan mayores fallas del implante, como son el espacio distal con valores de 33 MPa. Se observa que en el cóndilo inferior se presentan esfuerzos de la misma magnitud.

Esto se explica por haber restringido el movimiento en esa región del modelo, sin embargo bajo condiciones reales, estas solicitaciones se distribuirían por toda la parte de la epífisis inferior llegando a la articulación de la rodilla (Figura 4.10). Mientras que la distribución de la carga en el ensamble, el cuello del implante absorbe la carga máxima alcanzando los esfuerzos de 47 MPa y en la zona donde hay cambio de material en el hueso, aumentan de 4.74 MPa a 23.7 MPa (Figura 4.11). Este comportamiento muestra que al levantarse de una silla los esfuerzos se concentran en el cuello del fémur, cuando hay implante se distribuye en la zona media del fémur.

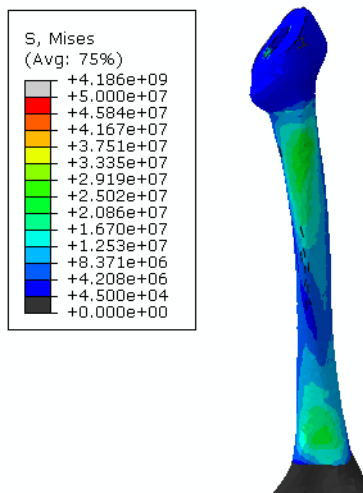


Figura 4.10 Esfuerzos de Von Mises en el fémur al levantarse de una silla.

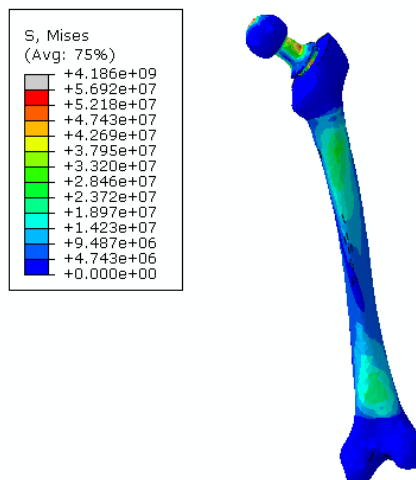


Figura 4.11 Distribución de carga en fémur con implante al levantarse de una silla.

Los desplazamientos globales presentes son mayores en la cabeza femoral de la prótesis y en el hueso trabecular cerca del cóndilo superior entre valores de 1.43 mm a 1.57mm. Dentro del espacio de la inserción entre el vástago y el canal femoral, los valores son de 1.28 mm A lo largo de la parte cortical y disminuyen a 0.42 mm. (Figura 4.12)

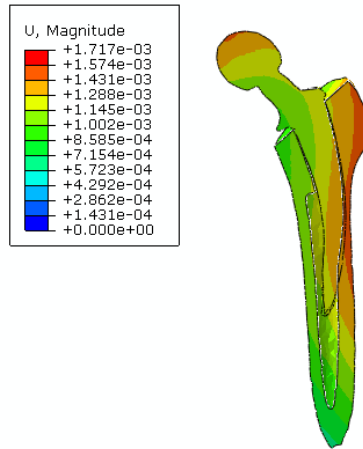


Figura 4.12 Desplazamientos en fémur con implante al levantarse de una silla.

4.4 Trotar

En esta actividad las solicitaciones en el implante son elevadas en comparación con las actividades anteriores (Bergmann et al., 2016). Se muestra que en la zona distal del vástago hay un esfuerzo máximo de 353 MPa, disminuyendo hacia la parte superior cerca del collarete a 129 MPa. En la parte del cuello hay una zona donde el esfuerzo llega a 33 MPa. Coincide con el estudio de Lenhart et al. en 2014 en donde la acción del glúteo medio es notablemente visible y concuerda con la zona de solicitaciones de este trabajo. (Figura 4.13)

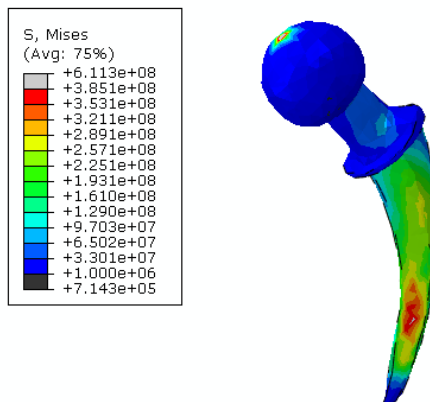


Figura 4.13 Esfuerzos en la prótesis en la condición de trotar.

En el fémur la distribución de esfuerzos es notoria a lo largo de la diáfisis, rodeando el canal femoral con un valor de 108 MPa disminuyendo a 47 MPa. Se aprecian zonas con mayor esfuerzo con una magnitud de 169 MPa. (Figura 4.14). Al correr se ejerce una carga constante en el fémur debido a los músculos actuadores por lo se puede correr el riesgo de fractura si aumenta la intensidad de esta actividad sin embargo no se rebasa la resistencia del hueso, por lo que no se pronostica falla. En la distribución de carga para esta actividad se observó un incremento del 40 % entre el cuello del implante y la diáfisis, mientras que en las zonas donde los músculos actúan, hay concentradores de esfuerzos con valores de 100 MPa. (Figura 4.15)

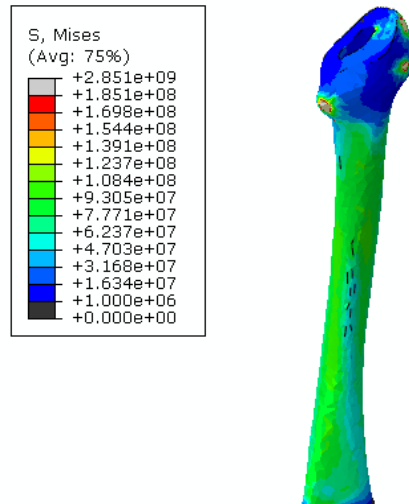


Figura 4.14 Estado de esfuerzos en fémur al trotar.

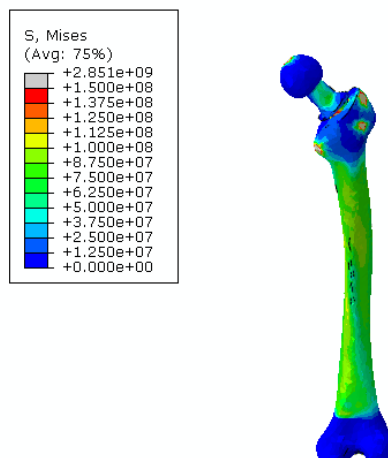


Figura 4.15 Distribución de carga en fémur con implante al trotar.

El máximo desplazamiento global entre el implante y el fémur es de 12 mm. En el collarete del implante del lado del trocánter menor disminuye un 50% con 6.33 mm. Esto se debe a que en esta actividad se ejerce una mayor fuerza al implante el cual absorbe la mayor parte de esta carga. (Figura 4.16)

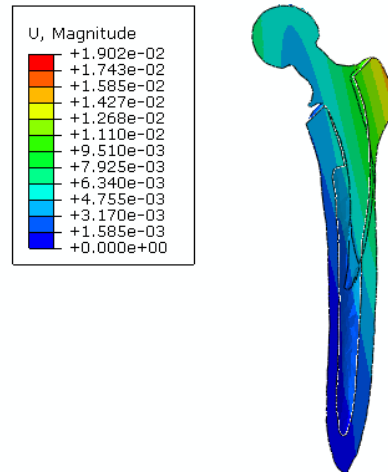


Figura 4.16 Desplazamientos en fémur con implante al trotar.

En las *tablas 4.1, 4.2 y 4.3* se muestran los valores máximos de esfuerzos y desplazamientos para cada actividad en el implante así como en el fémur. Se observó que al trotar se ejercen cargas 37% mayor que en condición monopodal, 61% mayor que al subir escaleras y 68% que al levantarse de una silla. Todos los esfuerzos en la zona del vástago por lo que esta actividad deberá practicarse con la debida precaución y evaluación del médico para evitar una falla de prótesis, lo cual puede incluso llevar a la fractura. En el fémur se ejercen mayores sollicitaciones en la zona de contacto con la prótesis para la actividad de trotar, los esfuerzos son 81 % mayores que al estar de pie, la cual tuvo el menor esfuerzo en esta zona. La distribución de carga máxima se presentó en la zona del cuello del implante en la posición monopodal y al levantarse de una silla con una diferencia del 54.3% mientras que para subir escaleras y trotar la carga se distribuyó a lo largo de la diáfisis puesto que en estas actividades las fuerzas actuantes de los músculos son mayores que al estar de pie y levantarse de una silla.

La simulación mostró que los desplazamientos al levantarse de una silla son 86.9% menores que al trotar ya que las sollicitaciones del sistema prótesis-fémur son las máximas promedio para esta actividad (*Bergman et al. , 2016*), ya que el fémur y los músculos que lo rodean reciben gran parte del peso corporal, por otro lado en la posición monopodal el implante es el que tiene mayores concentradores de esfuerzo ya que se ejerce 5/6 del peso del corporal en el miembro donde se apoya el cuerpo (*Ojeda, 2009*).

Tabla 4.1 Esfuerzos máximos en el implante tipo Thompson® y regiones donde se presentan.



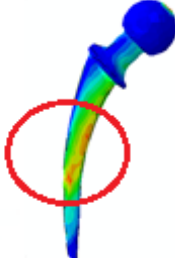

Actividad	Esfuerzos máximos de von Mises (MPa)	Región
Monopodal	220	
Subir escaleras	137	
Levantarse de una silla	112	
Trotar	353	

Tabla 4.2 Esfuerzos máximos en el fémur y regiones donde se presentan.

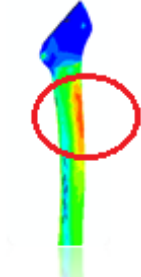
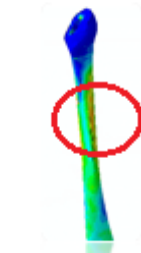
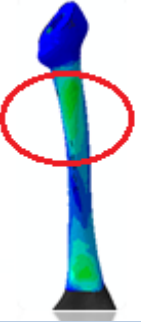
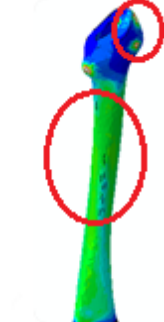




Actividad	Esfuerzos máximos de von Mises (MPa)	Región
Monopodal	19.9	
Subir escaleras	50.8	
Levantarse de una silla	33	
Trotar	108	

Tabla 4.3 Desplazamientos globales máximos en el ensamble prótesis- fémur y regiones donde se presentan.

Actividad	Desplazamiento (mm)	Región
Monopodal	4.18	
Subir escaleras	5.12	
Levantarse de una silla	1.57	
Trotar	12	

Capítulo 5. Conclusiones

Se analizó por medio de la paquetería de elemento finito Abaqus® los esfuerzos y desplazamientos en la prótesis tipo Thompson® simulando condiciones de carga de cuatro actividades diarias que incluyen, posición monopodal, subiendo escaleras, levantarse de una silla y trotar.

Los esfuerzos máximos para las cuatro actividades estudiadas se presentaron en la región del vástago. En ningún caso se sobrepasó el esfuerzo de fluencia del material del implante. En el caso monopodal, el esfuerzo de fluencia fue 25%, al subir escaleras 15%, levantarse de un silla con 13% y por último, al trotar el valor fue de 41%, siendo éste, el valor más alto de los cuatro movimientos ensayados; sin embargo, este valor se encuentra por arriba de lo esperado ya que rebasa el rango esperado de esfuerzos bajo condiciones normales de una prótesis (20 al 30%) lo cual representaría falla por fatiga si se aplicara una carga cíclica. Otra región en la cual se presentaron valores por arriba del rango máximo del campo de esfuerzo fue en el cuello del implante principalmente en la actividad monopodal al ser la acción donde se ejerce la mayor parte del peso corporal.

En cuanto a los desplazamientos globales, de acuerdo a los resultados de la simulación, el desplazamiento máximo se presentó al trotar con 12 mm, siendo 2.8 veces mayor que al subir escaleras y posición monopodal 7.8 veces mayor que al levantarse de una silla siendo el efecto de no considerar el sistema completo que engloban las acciones de todos los músculos, ligamentos y articulaciones.

En el modelado en Abaqus®, el escalamiento de masa para reducir los tiempos de cómputo fue de suma importancia, ya que se aseguró que la energía cinética no sobrepasara el 5% del valor de la energía interna. Se usó el escalamiento de masa de 80000. Como consecuencia, la energía cinética fue mayor respecto a la energía interna, por lo que se optó por una malla con elementos de 0.09 en los cuatro casos para que las simulaciones se completaran. No obstante, los tiempos de cómputo fueron 40% mayores que en lo reportado para un caso similar. Respecto al implante Thompson® fueron 40 h para el caso monopodal, 27 h al subir escaleras, 53 h al levantarse de un silla y 25 h al trotar. Esto demuestra una relación directa entre el factor de escalamiento de masa con los tiempos de cómputo y explica los valores elevados de esfuerzos y desplazamientos globales obtenidos. Para trabajos posteriores se debe considerar el balance entre tamaño de los elementos de malla, escalamiento de masa y la energía cinética.

Un punto adicional por mencionar es la fijación del implante y el material, considerando que este tipo de prótesis también se fabrican en acero inoxidable y fijación con Polimetilmetacrilato (PMMA). No obstante, se debe realizar un análisis con estos materiales para comparar las implicaciones que podrían existir en el área de contacto entre el vástago y el fémur.

Las perspectivas de este trabajo son complementar el análisis mediante elemento finito con el uso de telemetría *in vivo*; en donde a personas con implantes de cadera sean instrumentados electrónicamente y las fuerzas asociadas para distintas actividades como caminar, sentarse, trotar y otras sean medidas mientras se graba en video de manera sincronizada con los datos de carga obtenidos. Estos datos se pueden usar para analizar la remodelación ósea en la interfaz del implante y el hueso y así evaluar el esfuerzo del tejido.

Por último, al lograr analizar y obtener información para completar las características de la prótesis Thompson®, es posible, en un futuro, la implementación de un plan personalizado de rehabilitación, en donde se logre reintegrar la realización de actividades de la vida cotidiana del paciente prediciendo las condiciones de falla presentes en cada caso particular.

Referencias

1. Álvarez, A., García, Y., Puentes, A. Fracturas intracapsulares de la cadera. Hospital Universitario Manuel Ascance Domenech. Cuba, 2012.
2. Arellano, R. Análisis estático de prótesis de cadera tipo Spotorno® mediante FEM. Tesis de Licenciatura. Facultad de Ingeniería, UNAM, 2015.
3. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., and Duda, G. N., Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 2001.
4. Bergmann, G., Bender, A., Dymke, J., Duda, G., Damm, P. Standardized Loads Acting in Hip Implants. Julius Wolff Institute, Charité – Universitätsmedizin Berlin, 2016.
5. Bitsakos, C.,J. Kerner, I. Fisher and A. Amis. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodeling in proximal femur .2005.
6. Callaghan J. Rosenberg A., Rubash H. Et al. The Adult Hip. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia Estados Unidos de América, 2007.
7. Cheal,E., Spector, M. , Hayes W. Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty,J. Orthopedic Research, Vol. 10, 1992.
8. Delahay,J. Biomechanics and biomaterials, 2003.
9. Delgado M., Enríquez J. Distribución de esfuerzos en una prótesis parcial de cadera cementada. Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial (CIDESI) Unidad de Postgrado y de Investigación. SOMIM 2005.
10. DePuy Synthes. Thompson Hemi Hip Stem surgical technique. ©Johnson & Johnson Medical Limited, 2015
11. Engesaeter L, Espehaug B, Atle L. Does cement increase the risk of infection in primary total hip arthroplasty? *Act Orthop*, 2006.
12. Guerrero, L. Análisis de un Modelo de Hueso Femoral mediante FEM. Tesis de licenciatura. Facultad de Ingeniería, UNAM, 2014.
13. <http://www.travmamedical.com/protesis-de-thompson.html> (fecha de consulta 7 de octubre 2015)

14. <https://orthoinfo.aaos.org/es/treatment/reemplazo-total-de-cadera-total-hip-replacement> (fecha de consulta 2 de noviembre de 2015).
15. http://newkneedoc.com/spanish/magnum_latest.php (fecha de consulta 7 de diciembre de 2015)
16. <https://movimientosalud.wordpress.com/2012/02/08/presenta-la-canaive-los-resultados-del-estudio-cuanto-mide-mexico/> (Fecha de consulta 14 de julio de 2018)
17. <http://diccionario.raing.es/es/lema/principio-de-saint-venant> (Fecha de consulta 27 de Julio de 2018)
18. Krone, R., Schster, P. An investigation on the importance of material anisotropy in Finite Element Modeling of the human femur. SAE, 2006.
19. Lazcano MA. Un nuevo modelo de hemiartroplastia de cadera. Primera edición, México; Masson-Salvat 1995.
20. Lenhart, R. Thelen, D., Heiderscheit, B. Hip Muscle Loads during Running at Various Step Rates. J Orthop Sports Phys Ther, 2014.
21. Lewallen D., Cabanela M. Hybrid primary total hip replacement. Clin Orthop, 1996. Citado en Lopreitte F., Garabano G., Nazur G., Mana D. Del Sel H. El cemento y su posible relación con la infección aguda en las artroplastias totales de cadera. Revista de Asociación Argentina de Ortopedia Vol. 77, 2007.
22. Maldonado, Z., Bendayan, J., Cerrolaza, M., Kinzbruner, D. Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería. Vol. 16,4, 2000.
23. Martel, O. Alfonso, H., Bermejo, J., Cuadrado, A., Monopoli, D. Análisis comparativo de prótesis de cadera: implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Departamento de Ingeniería Mecánica, 2011.
24. Millington, P., Myklebust, B., Shambes, G. Biomechanical analysis of sit-to-stand motion in elderly persons. Arch Phys Med Rehabil, 1992.

25. Niinomi, N. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering A243*, 1998.
26. O'Connor, J., Rodríguez, M., Calas, H., Palomares, J., Ochoa, J. Modelado biomecánico de prótesis de cadera empleando elemento finito. *Memorias del XV congreso internacional anual de la SOMIM*, 2009.
27. Ojeda, C. Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico. Tesis doctoral. Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación. Escuela Superior de Ingenieros Industriales, 2009.
28. Olvera, J. Artroplastia de cadera en prótesis de Thompson: resultados a mediano y corto plazo. Tesis para obtener el grado de especialista en traumatología y ortopedia. Facultad de Medicina UNAM, 1979.
29. Palma, A. Análisis numérico del estado tensional de una prótesis de cadera durante la realización de diferentes actividades de la vida diaria. Trabajo de fin de grado. Universidad Carlos III de Madrid Escuela Politécnica Superior Departamento de Ingeniería Mecánica, 2014.
30. Pineda, J. Análisis del Efecto de una Prótesis Müller® en la distribución de esfuerzos en el fémur. Tesis de licenciatura. Facultad de Ingeniería, UNAM, 2014.
31. Rabbani M., Saidpour H. Strees Analysis of a Total Hip Replacement Subjected to Realistic Loading Conditions. School of Computing, Information Technology and Engineering, University of East London, 2015.
32. Sánchez, J. Estudio comparativo de dos tipos de cotilos troncónicos roscados. Tesis doctoral en Medicina y Cirugía. Facultad de Medicina, Departamento de Ciencias Clínicas Universidad de Barcelona, 2007.
33. Valverde-Mordt, C., Valverde- Belda, D. Prótesis femorales conservadoras. Vástagos cortos. *Revista Española de cirugía Ortopédica y Traumatología*. Elsevier Doyma, 2011.
34. Vicedo, J., Linares, J. Escaneado de objetos tridimensionales en el ITI. *Revista del Instituto tecnológico de informática*, 2010.