



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales

"Análisis estático de prótesis de cadera tipo *Spotorno[®]* mediante F.E.M."

T E S I S

Que para la obtención de título de Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Raúl Eduardo Arellano Guerrero

DIRECTOR DE TESIS

M.C. Édgar Isaac Ramírez Díaz

Cd. Universitaria, México D.F. 2015

Agradecimientos

En lo académico:

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por la formación profesional que me brindaron desde mi etapa de bachillerato hasta licenciatura.

Agradezco especialmente a mi director de tesis M.C. Édgar Isaac Ramírez Díaz por la paciencia, apoyo, consejos, tiempo y ánimos para la conclusión de este proyecto, no solo profesional sino de vida.

Agradezco a mis sinodales: Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Fernando Velázquez Villegas, M.I. Osvaldo Ruiz Cervantes y al Ing. Jorge Luis Romero por sus consejos y aportaciones a este trabajo.

Al Dr. José A. Morales Ch. por el ejemplar de fémur proporcionado a la universidad que sirvió para complementar el análisis del presente trabajo.

Al personal de la empresa *Mitutoyo*® por la colaboración y préstamo de sus equipos para la elaboración del modelo.

En lo personal:

A ti Tess porque nunca me permitiste bajar los brazos en estos dos últimos años tan difíciles y me mostraste que, no sabes lo fuerte que eres hasta que ser fuerte es la única opción que tienes.

A mi madre y hermana que me mostraron que las buenas cosas de la vida si no se imaginan, no suceden.

A mi tutor de vida o mejor dicho mi padre, que me apoyaste en el duro comienzo de mi vida laboral, cuando las condiciones no eran tal vez las mejores y me enseñaste que la única manera de beneficiarme no es por lo que haga mi cuerpo, sino por lo que haga mi mente, gracias.

A mis amigos de la universidad y de *General Motors*® por sus buenos deseos y compañía, gracias a todos.

A todos los seres queridos que he perdido en el último lustro y que me dejaron grandísimas enseñanzas Q.E.P.D.

Prólogo

La ingeniería mecánica se puede definir como la rama de la tecnología que hace uso de las ciencias exactas para diseñar y analizar diversos sistemas, maquinarias y mecanismos útiles para el ser humano. Para el caso de este trabajo existe un concepto aún más particular que es la biomecánica. Se define como la rama de la mecánica que se encarga del estudio de los modelos y los fenómenos relevantes en los seres vivos en general.

La biomecánica hace uso de las ciencias biomédicas y se apoya principalmente de la anatomía, fisiología y de la química, con las cuales en conjunto se hace un estudio de las estructuras de carácter mecánico que se encuentran dentro de los seres vivos, de esta manera se estudian sus problemáticas y es posible resolverlas con el diseño y uso de prótesis o implantes que ayuden a la rehabilitación del paciente

El principal objetivo de este trabajo es reconstruir un modelo real de *vástago Spotorno®* no cementado de origen italiano superficialmente dañado, con la finalidad de llegar a un modelo con una alta calidad y un buen índice de editabilidad para futuros análisis. Así como también analizar desde un punto de vista biomecánico su comportamiento en condiciones estáticas al estar una persona recargada en un pie. De esta manera y aplicando las condiciones de frontera que simulen un perfecto estado de la prótesis post-operatorio, determinar los esfuerzos y desplazamientos en el *vástago* con la finalidad de establecer su funcionalidad. Así mismo se estudian casos en los cuales la operación no fue del todo exitosa y se evalúa el comportamiento del *vástago* ante tales condiciones, se estudian los antecedentes del *vástago*, su evolución con el paso del tiempo, los factores que influyen en su selección por encima de los demás que se encuentran en el mercado y la técnica operatoria recomendada para conocer cuál es la manera más efectiva de alcanzar la estabilidad deseada.

Cada día los estudios exigen la conjunción de distintas disciplinas poder ser entendidos de mejor manera. En el capítulo uno se incluye una breve introducción de la anatomía de la cadera. Para el caso del análisis de la prótesis es necesario conocer los músculos y huesos que conforman a la cadera, las propiedades del hueso, las causas que originan el remplazo de la misma y los valores característicos reportados en la literatura para este tipo de análisis bajo distintas condiciones de marcha.

En el capítulo dos se abarca más a fondo los criterios que existen para determinar el tipo de prótesis dependiendo del sexo, enfermedades, edad y otros parámetros importantes de cada paciente. Se mencionan los materiales empleados en este tipo de vástagos, los fabricantes que existen, la evolución de la prótesis así como los resultados médicos que avalan la biocompatibilidad de la misma dentro del cuerpo humano así como su estabilidad.

En el capítulo tres se explica la metodología que se siguió para obtener un ensamble muy aproximado a la realidad a partir de un modelo físico con cierto desgaste superficial mediante el uso de distintas técnicas de modelado tanto virtuales, como físicas, con la finalidad de reducir el margen de error al momento de realizar el análisis en el software de elementos finitos. También se definieron los casos de estudio más característicos a este particular tipo de prótesis, se calculó mediante una técnica práctica la carga presente en la articulación y se presenta un equivalente de cargas estáticas debidas a los músculos presentes en la articulación con la finalidad de acercar el análisis lo más posible a la realidad bajo esta condición que si bien no es la más crítica es muy reincidente.

En el capítulo 4 se muestran los resultados correspondientes al análisis del modelo que se hizo y se analizan estos para saber bajo qué condiciones se encuentra el vástago y cómo se comporta el material ante las sollicitaciones definidas. El total de los casos es cuatro y se tratan de combinar distintos elementos para obtener resultados aleatorios bajo distintas idealizaciones con la finalidad de comparar la variación de los resultados entre ellos y entender el porqué de los mismos.

En el capítulo 5 se concluye y se hacen observaciones sobre este tipo de estudios, también se hacen propuestas para trabajos futuros e ir reduciendo cada vez más el margen de error en los modelos, esto tiene una ventaja significativa en tiempo y costo, ya que es posible variar materiales, geometrías y lograr resultados que beneficien al paciente y por lo tanto a la sociedad.

Índice

Capítulo 1. Marco teórico.....	1
1.1 Anatomía de la cadera.....	1
1.2 Enfermedades de la cadera.....	4
1.2.1 Artrosis de cadera.....	6
1.2.2 Fractura de cadera.....	7
1.3 Direcciones y valores aproximados de cargas sobre la articulación de la cadera.....	7
Capítulo 2. Prótesis de Cadera.....	10
2.1 Artroplastia de cadera.....	10
2.2 Materiales para diseño y fabricación de vástagos femorales.....	11
2.3 Fabricantes de prótesis de cadera.....	15
2.4 Tipos de prótesis de cadera.....	15
2.5 Criterios de selección de prótesis.....	18
2.6 Vástago Spotorno®.....	23
2.6.1 Estabilidad.....	24
2.6.2 Evolución del vástago Spotorno con el tiempo.....	26
2.6.3 Aleaciones usadas en el vástago Spotorno®.....	29
2.6.4 Técnica operatoria.....	30
2.6.5 Resultados Médicos.....	31
Capítulo 3. Modelado de prótesis Spotorno®.....	33
3.1 Escaneo en 3D.....	33
3.2 Reparación de la malla.....	34
3.3 Obtención del ensamble final.....	36
3.4 Casos de estudio.....	39
3.5 Cálculo y obtención de cargas.....	41
3.6 Materiales y mallado.....	44
Capítulo 4. Análisis de resultados.....	46
4.1 Primer Caso.....	46
4.2 Segundo Caso.....	49
4.3 Tercer Caso.....	51
4.4 Cuarto caso.....	53
Capítulo 5. Conclusiones.....	56
Bibliografía.....	58

Capítulo 1. Marco teórico

1.1 Anatomía de la cadera

La articulación de la cadera o coxofemoral relaciona el hueso coxal con el fémur, uniendo por lo tanto el tronco con la extremidad inferior. Junto con la musculatura que la rodea, soporta el peso del cuerpo en posturas tanto estáticas como dinámicas. Está formada por una superficie cóncava que es el acetábulo y otra convexa, la cabeza femoral, por ello la articulación tiene una gran movilidad.

La articulación está envuelta por una cápsula fibrosa, la cápsula sinovial. La cubierta interna de esta cápsula es la membrana sinovial que produce el líquido del mismo nombre, el cual facilita los movimientos de las superficies de los dos huesos.

Las partes que componen la articulación de la cadera son:

- *Acetábulo o cavidad cotiloidea del coxal*: ubicada en la cara externa del hueso, presenta una parte articular en forma de medialuna y una parte no articular que es el trasfondo de la cavidad.
- *Cabeza femoral*: superficie convexa, corresponde a dos tercios de esfera. En su centro presenta la fosa del ligamento redondo para su inserción. La cabeza femoral se mantiene unida a la diáfisis a través del cuello femoral, el cual está orientado hacia arriba, adentro y adelante, como se muestra en la *Figura 1. 1*.

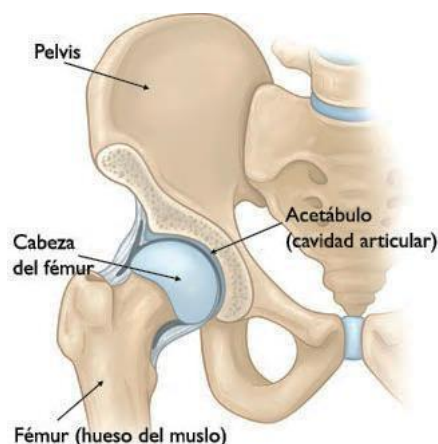


Figura 1. 1 Anatomía de la cadera [orthoinfo.aaos.org, 2013]

Entre estas dos superficies se interpone el rodete cotiloideo que es un cartílago que se inserta en la ceja cotiloidea y tiene como función ampliar la cavidad cotiloidea para permitir una mejor congruencia con la cabeza femoral como se muestra en la *Figura 1. 2*.

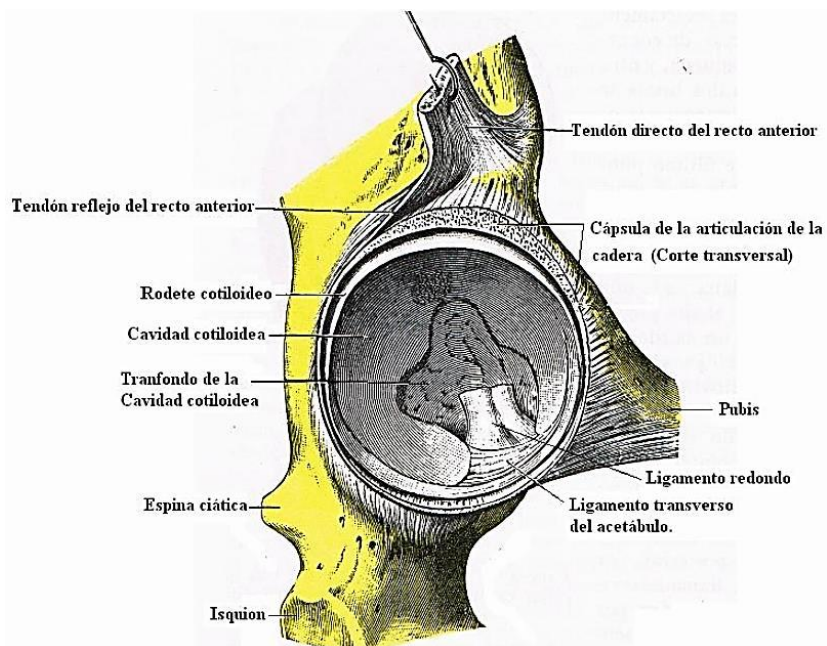


Figura 1. 2 Cavidad cotiloidea [todo-en-salud.com, 2013]

Ampliando la región de análisis se tiene el fémur y la pelvis de los cuales se profundizará a continuación. Empezando por el fémur y desde el punto de vista de hueso largo las partes que para este trabajo son de total interés son las mostradas en la *Figura 1. 3*.

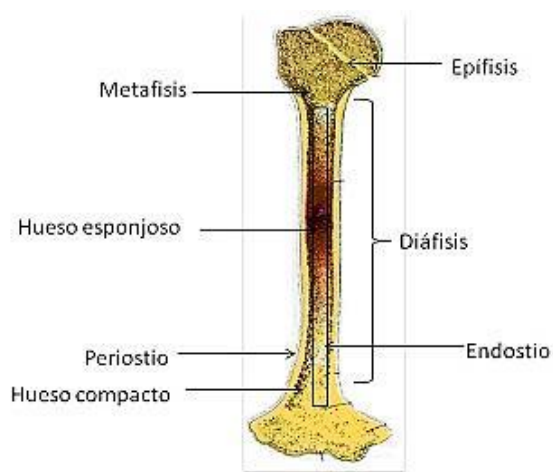


Figura 1. 3 Estructura del fémur desde el punto de vista de hueso largo [cta-2-bimestre.blogspot.com, 2013]

- *Epífisis:* se le llama así a cada uno de los extremos de un hueso largo. Es la zona en la que se sitúan las articulaciones. Suele ser más ancha que la porción central del hueso o diáfisis. La epífisis está formada por un tejido esponjoso en el centro y por una capa delgada de hueso compacto en su periferia y se encuentra separada de la parte central del hueso por una región llamada metáfisis. El hueso esponjoso o trabecular no contiene osteonas, sino que las láminas intersticiales están de forma irregular formando unas placas llamadas trabéculas. Estas placas forman una estructura esponjosa dejando espacios llenos de la médula ósea roja. Dentro de las trabéculas están los osteocitos, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con estos. El hueso esponjoso es el constituyente de las epífisis de los huesos largos y del interior de otros huesos y tiene una densidad aproximada de 500 kg/m^3 .
- *Metáfisis:* Se llama así a una zona intermedia de los huesos largos que está situada entre la zona central que se llama diáfisis y los extremos o epífisis. Está ocupada por un tejido cartilaginoso que se llama cartílago de crecimiento, gracias al cual el hueso puede aumentar su longitud de forma progresiva, contando con inflamación y dolores alrededor de ella.
- *Diáfisis:* Se llama diáfisis a la porción central o cuerpo de los huesos largos. Tiene forma cilíndrica y alargada y está localizada entre los dos extremos del hueso o epífisis. El hueso compacto o cortical la forma, su matriz ósea mineralizada está depositada en laminillas, entre éstas se ubican las lagunas con los osteocitos (cada laguna con el osteocito es llamada osteoblasto), desde cada una se irradian canalículos (conductos muy delgados), ramificados que las comunican y permiten la nutrición de los osteocitos, su densidad aproximada es de 1800 kg/m^3 .

Para el caso de la pelvis se sabe que es la región anatómica inferior del tronco. Siendo una cavidad, la pelvis es un embudo ósteomuscular que se estrecha hacia abajo, limitado por el hueso sacro, el cóccix y los coxales (que forman la cintura pélvica) y los músculos de la pared abdominal inferior y del perineo.

La pelvis se divide en dos regiones: la pelvis mayor o (también se le puede llamar pelvis falsa) y la pelvis menor o (pelvis verdadera). La pelvis mayor, con sus paredes ensanchadas es solidaria hacia adelante con la región abdominal inferior, las fosas ilíacas e hipogastrio (*Figura 1. 4*). Contiene parte de las vísceras abdominales. La pelvis menor, la parte más estrecha del embudo, contiene la vejiga urinaria, los órganos genitales y parte terminal del tubo digestivo (recto y ano).

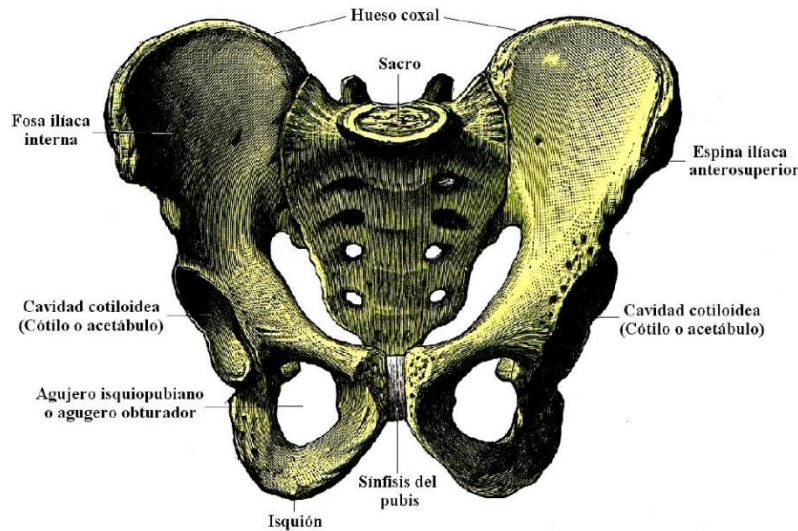


Figura 1. 4 Partes de la pelvis [lalupa3.com, 2013]

1.2 Enfermedades de la cadera

Las principales enfermedades que afectan a la articulación coxofemoral o cadera son las siguientes:

- *Artrosis de cadera o coxartrosis.* Es causada por deterioro del cartílago que recubre las superficies de los dos huesos que forman la articulación.
- *Artritis de cadera.* La artritis es un proceso inflamatorio que afecta a una articulación. En ocasiones es originada por procesos infecciosos derivados de la implantación de una prótesis o de infecciones que afectan al hueso (osteomielitis) que se diseminan por proximidad.
- *Fractura de cadera.* La mayor parte de las fracturas de cadera, son en realidad fracturas de fémur que afectan a la extremidad superior de este hueso y no tocan la articulación. Normalmente son causadas por un traumatismo menor en personas de edad avanzada que presenten osteoporosis, o bien por traumatismos de alta energía como accidentes de tránsito.
- *Coxa valga.* Se da cuando el ángulo formado por el cuello del fémur y la porción larga del hueso (diáfisis) es mayor, generalmente por encima de los 135º en adultos; como se muestra en la *Figura 1. 5.*

- *Coxa vara*. Se presenta cuando el ángulo formado por el cuello del fémur y la porción larga del hueso (diáfisis) es menor, generalmente por debajo de los 125° en adultos.

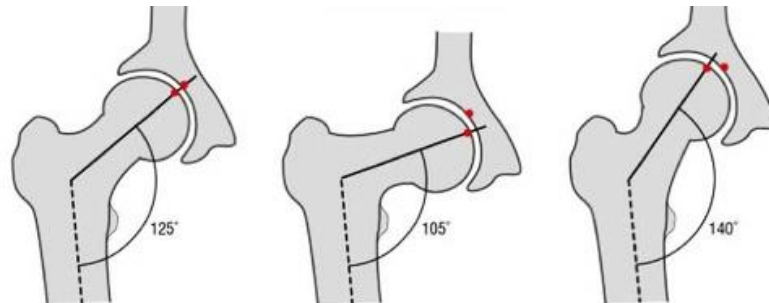


Figura 1. 5 Izquierda (Normal); Centro (Coxa Vara); Derecha (Coxa Valga) [en.academic.ru, 2013]

- *Enfermedad de Perthes*. Es una enfermedad propia de la infancia que se caracteriza por producir dolor en la ingle y una deformidad de la cabeza del fémur que ocasiona cojera y acortamiento de la extremidad inferior afectada. Esta producida por la obstrucción de la arteria circunfleja interna que en condiciones normales aporta la sangre a la extremidad superior del fémur [Acosta, 2007].
- *Displasia congénita de cadera*. Es una enfermedad infantil que está presente en el momento del nacimiento, la cabeza del fémur está situada fuera de la cavidad cotiloidea, la cápsula articular está distendida. Si la situación se mantiene sin corregir, la cabeza del fémur se deforma y se producen secuelas que más adelante son difíciles de recuperar, las etapas de la displasia se muestran en la Figura 1. 6 [Editorial Mad, 2004].

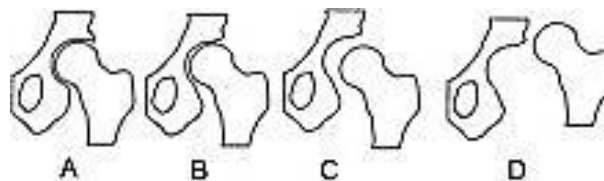


Figura 1. 6 A: Normal. B: Displasia. C: Subluxación. D: Luxación [en.academic.ru, 2013]

Las dos principales causas de las mencionadas con anterioridad por las cuales una persona es candidata a usar prótesis de cadera son las que se explican a continuación.

1.2.1 Artrosis de cadera

La artrosis de cadera (*Figura 1. 7*) consiste en el deterioro del cartílago de esta articulación. En general, es propia de personas mayores, aunque puede aparecer antes de los 50 años, siendo excepcional en jóvenes.

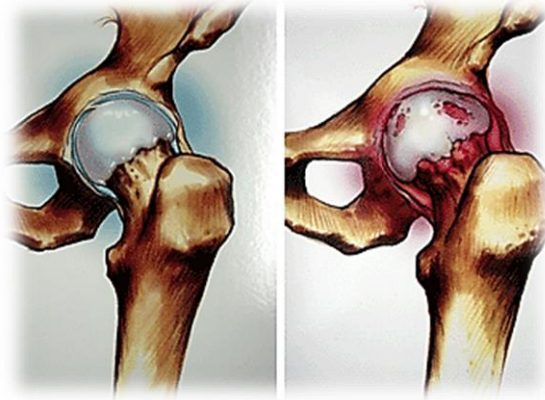


Figura 1. 7 Lado izquierdo cadera normal; lado derecho cadera con artrosis [solgarcia.es, 2013]

Se desconocen las causas verdaderas por las cuales se desencadena el proceso, resulta improbable que factores de nacimiento en la parte de la cadera lo desencadenen, por lo que los factores de riesgo que más influyen son:

- *Edad*: es el factor de riesgo más fuertemente correlacionado con la artrosis, probablemente porque se producen cambios en la función y en la estructura del cartílago.
- *Sexo*: la artrosis en general suele ser más frecuente en la población femenina; sin embargo, la artrosis de cadera es algo más frecuente en hombres.
- *Raza*: en la raza blanca (caucásica) es más frecuente la artrosis de cadera.
- *Obesidad*: es un factor de riesgo para la artrosis de cadera, aunque en menor intensidad que en la artrosis de rodilla.
- *Otros*: traumatismos, actividades deportivas intensas, determinados trabajos (agricultores o labores que soporten una gran sobrecarga física), lesiones articulares previas, mal alineamiento articular, alteraciones del miembro contralateral y diferencia de longitud de las extremidades.

Se puede decir entonces que el proceso se produce cuando el cartílago pierde textura y grosor, de manera que se va adelgazando hasta llegar a desaparecer. Esto conduce a que el perfecto engranaje que existe entre el fémur y el cótilo se pierda y como consecuencia, aparezcan los primeros síntomas de la enfermedad [Sociedad española de reumatología, 2011].

1.2.2 Fractura de cadera

El término fractura está definido como la interrupción de la continuidad ósea o cartilaginosa (elástico, carente de vasos sanguíneos).

Existen distintos tipos de fracturas por lo que se dice que la susceptibilidad de un hueso para fracturarse por una lesión única se relaciona no sólo con su módulo de elasticidad y sus propiedades anisotrópicas, sino también con su tenacidad.

Específicamente hablando de fractura de cadera (Figura 1.8) se tienen los distintos tipos de fracturas: *subcapital, mediocervical, basicervical, intertrocantérica y subtrocantérica*

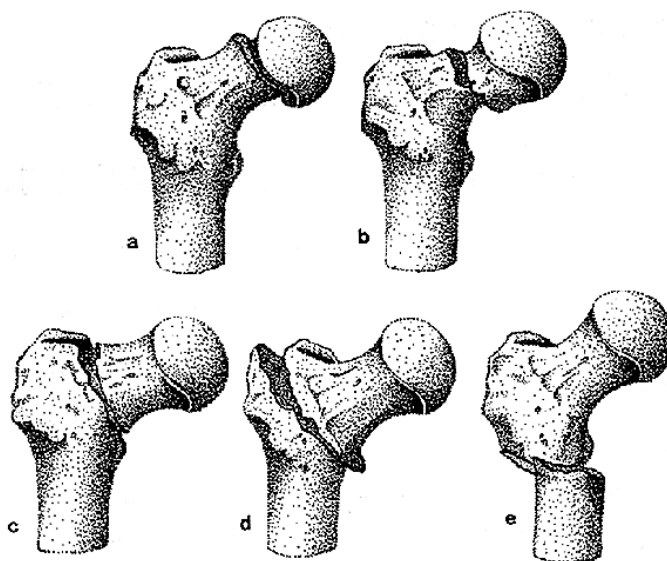


Figura 1. 8 Clasificación anatómica de fracturas: (a) Fractura subcapital. (b) Fractura mediocervical. (c) Fractura basicervical. (d) Fractura intertrocantérica (e) Fractura subtrocantérica [mingaonline.uach.cl, 2013]

1.3 Direcciones y valores aproximados de cargas sobre la articulación de la cadera

En una persona media, el peso combinado de los miembros inferiores constituye aproximadamente un tercio del peso del cuerpo. La carga suprayacente a las articulaciones de la cadera es entonces, dos tercios del peso del cuerpo y estando de pie, si el peso es distribuido por igual en ambos pies, la carga en cada articulación de la cadera es la mitad de esta cifra, o sea un tercio del peso.

Cuando se está sobre un pie (*Figura 1. 9*), la línea del peso puede ser mantenida sobre la base de sustentación inclinando el tronco. La carga suprayacente al miembro en que se apoya es $5/6$ del peso del cuerpo, lo que se obtiene restando el peso del miembro de apoyo al peso total del cuerpo [*Ojeda, 2009*]. Dado que la línea del peso pasa a través de la articulación de la cadera, la pelvis no tiende a caer hacia el lado sin apoyo. En consecuencia, el mecanismo abductor de la cadera se halla inactivo prácticamente, y no hace una contribución significativa a la carga aplicada al miembro que soporta el peso.

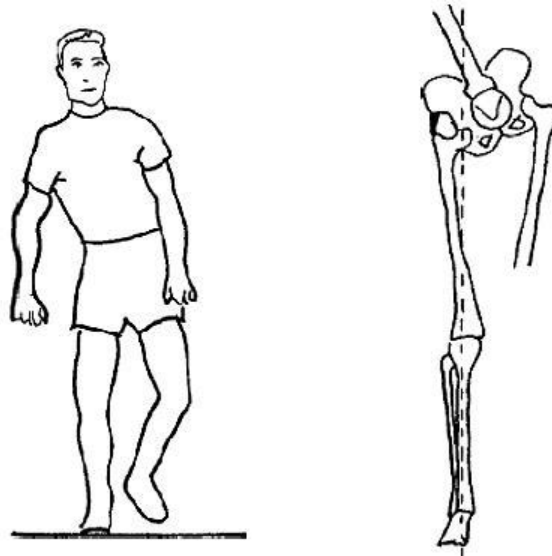


Figura 1. 9 Posición sobre un pie sin caminar [Ojeda, 2009]

Dentro de la literatura disponible se encuentran numerosos estudios sobre las fuerzas que actúan en la marcha humana y particularmente en el fémur. Para ello existen distintos métodos para calcularlas.

De acuerdo a *Inman et al en 1947* mencionan que la fuerza que se ejerce sobre la cabeza del fémur es más o menos 2.5 veces el peso corporal para el caso de sustentación estática en una sola pierna.

Aunque de igual manera *Frankel en 1999* menciona que bastan pequeños cambios en la relación entre el brazo de palanca muscular (brazo de potencia) y el brazo de palanca gravitacional (brazo de resistencia), para alterar esto en forma considerable.

Las fuerzas que actúan sobre la cabeza femoral en el plano frontal, en sostén con una sola pierna y pelvis horizontal, son las siguientes:

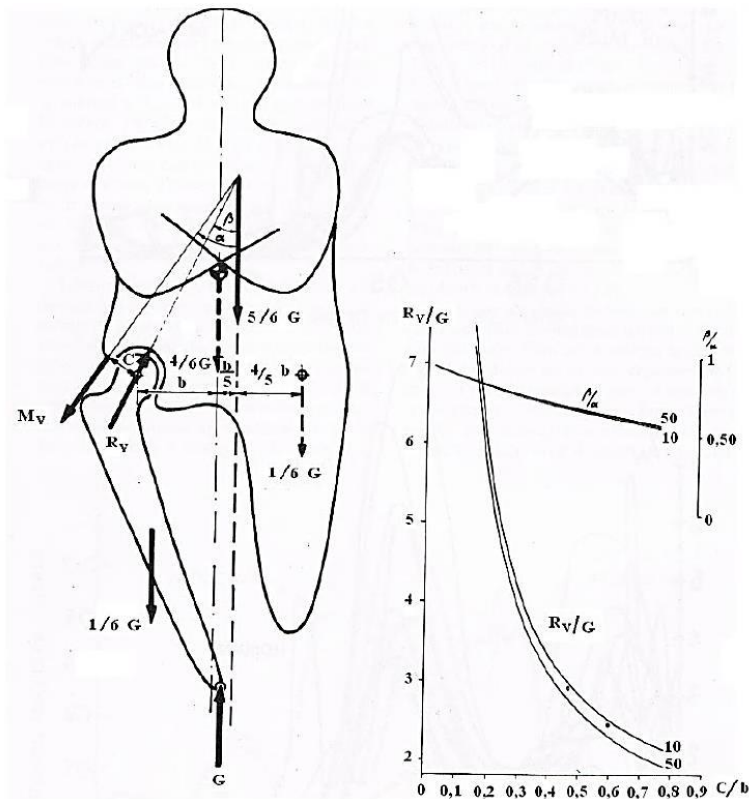


Figura 1. 10 Diagrama de fuerzas actuantes en posición monopodal estática de una persona (Izquierda), Gráfica de relaciones entre ángulos y relaciones de fuerzas resultantes (Derecha) [Ojeda, 2009].

Las variables en el diagrama son las siguientes:

G = Peso corporal

M_v = Resultante de las fuerzas musculoligamentosas

α = Ángulo entre la aplicación de la acción musculoligamentosa y la vertical

R_v = Resultante de las fuerzas que actúan sobre la cabeza femoral

β = Ángulo entre la resultante de las fuerzas y la vertical

C = Distancia entre la línea de la fuerza musculoligamentosa (brazo de potencia) y el centro de la cabeza

b = Distancia entre la fuerza gravitacional (brazo de resistencia) y el centro de la cabeza

$\frac{R_v}{G}$ = Fuerza sobre la cabeza femoral en términos de peso corporal

$\frac{C}{b}$ = Relación entre el brazo de potencia y de resistencia

$\frac{\beta}{\alpha}$ = Relación entre las relaciones angulares de la línea de fuerza resultante y la línea de fuerza

musculoligamentosa con respecto a la vertical

Este tema es de suma importancia ya que con base en este diagrama se harán los cálculos de valores de carga en la articulación para el caso estático.

Capítulo 2. Prótesis de Cadera

2.1 Artroplastia de cadera.

La prótesis es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones. Para el caso particular de prótesis de cadera estas se usan comúnmente para reemplazar la fractura en dicha zona.

Si se habla de prótesis se tiene que hablar de artroplastia de cadera que es el reemplazo total de la misma, la cual consiste en realizar una cirugía ortopédica que busca sustituir total o parcialmente la articulación. Las causas del remplazo total o parcial de la articulación son principalmente enfermedades como la osteoartritis, artritis y fracturas. Una forma de modelar este tipo de sistemas o estructuras mecánicas es mediante la simulación por elementos finitos (F.E.M. por sus siglas en inglés), de esta manera es más fácil predecir el comportamiento de la prótesis antes de ser quirúrgicamente implantada dentro de una persona.

De forma general sus componentes son: el vástago de la prótesis, el cótilo o cabeza femoral artificial y el acetábulo, que sustituye a la cabeza femoral y acetábulo naturales luego de una rotura de cadera o lesión perjudicial para el funcionamiento correcto de la articulación (*Figura 2. 1*). Esta técnica quirúrgica consiste en preparar el fémur, obturando un espacio donde se alojará el vástago de la prótesis, luego se retiran las partes o tejidos dañados en la cadera para fijar el acetábulo artificial y finalmente acoplar el sistema vástago-cótilo-acetábulo [*Gilmur, 1993*].

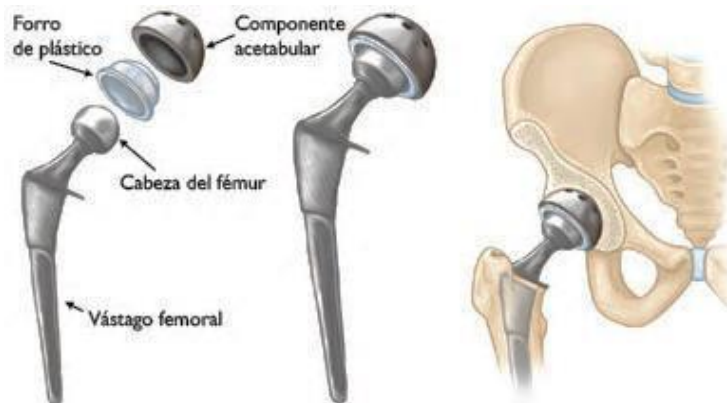


Figura 2. 1 (Izquierda) Los componentes individuales del reemplazo total de cadera. (Centro) Los componentes unidos dan lugar a un implante. (Derecha) El implante calza en la cadera. [orthoinfo.aaos.org, 2013]

2.2 Materiales para diseño y fabricación de vástagos femorales

Existe una gran cantidad de materiales y aleaciones usadas en este tipo de prótesis pero aquí solo se abordan los más utilizados para fabricar, fijar o recubrir, las exigencias básicas que se requieren en el diseño de los implantes femorales tienen que ver con su capacidad para mantener sus propiedades mecánicas y químicas en un medio muy agresivo, como son el entorno de los tejidos en el interior del cuerpo humano. Particularmente para el vástago, se pueden citar ciertas especificaciones que deben tener los materiales: Buena resistencia mecánica, buena resistencia a la corrosión, buena tenacidad a la fractura, un acabado superficial adecuado para facilitar la adherencia en la intercara hueso-implante, de tal modo que asegure un buen anclaje que ayude a soportar las cargas cortantes y normales, buena fijación mecánica que evite el “stress shielding” o hiposolicitud de cargas y así prevenir la resorción o adelgazamiento de la pared cortical. La fijación adecuada también contribuye a conseguir estabilidad axial y rotacional.

Hasta ahora no se ha descubierto el material “ideal” para las prótesis femorales. A lo largo de la evolución de estos implantes, diseñadores y cirujanos han ensayado diversos materiales. Ninguno hasta ahora conocido, está exento de ocasionar un posible perjuicio orgánico cuando se utiliza por periodos prolongados. De acuerdo a este criterio, los materiales se han clasificado como bioinertes, biotolerados y bioactivos. A la fecha se han probado infinidad de ellos; sin embargo, para la fabricación de endoprótesis se ha limitado su empleo a algunas aleaciones metálicas, cierto tipo de cerámicos y determinados polímeros.

Aleaciones de cobalto-cromo

Estos metales tienen elevado contenido de cromo que coadyuva en la formación de la capa pasivante Cr_2O_3 . Tiene mayor módulo de elasticidad que el acero inoxidable y el titanio, lo que le otorga mayor rigidez; sin embargo, comparado con el hueso, su módulo de elasticidad es muy grande lo cual lo hace potencialmente inadecuado por la liberación de cargas al hueso. Los tipos recomendados para usarlos en implantes son las aleaciones forjadas; la aleación Co-Cr-Mo está normalizada en ASTM 799, con 58-59% Co, 27-30% Cr, 5-7% Mo, posee buena resistencia a la tensión y la fatiga. La aleación forjada más ampliamente usada, pero la más cara, es la aleación Co-Ni-Cr-Mo, ASTM F592, 29-38% Co, 19-21% Cr, 9-10.5% Mo, 33-37% Ni., posee la más alta resistencia a la fatiga de todas las aleaciones metálicas (700-800 MPa) [Ojeda, 2009].

También se utilizan aleaciones coladas del tipo Co-Cr-Mo, conocido comercialmente como Vitallium, normalizada en ASTM F75, cuya composición es 59-69% Co, 27- 30% Cr, 5 -7% Mo, es muy usada por su menor costo y por su facilidad para producir formas complicadas; sin embargo , posee las propiedades mecánicas más bajas de la familia de aleaciones Co-Cr. Con respecto a la aleación forjada (ASTM 799), tiene la mitad de las propiedades mecánicas exhibidas por ésta [Ojeda, 2009].

Aleaciones de titanio

Las características por las que se utiliza como material para uso médico son que el titanio es biocompatible con el cuerpo humano, la cubierta de óxido en contacto con los tejidos es insoluble, por lo cual no se liberan iones que pudieran reaccionar con las moléculas orgánicas. El titanio en los tejidos vivos representa una superficie sobre la que el hueso crece y se adhiere al metal, formando un anclaje anquilótico, también llamado osteointegración. Es un metal abundante en la naturaleza; se considera que es el cuarto metal estructural más abundante en la superficie terrestre y el noveno en la gama de metales industriales. No se encuentra en estado puro sino en forma de óxidos, en la escoria de ciertos minerales de hierro y en las cenizas de animales y plantas. Su utilización se ha generalizado con el desarrollo de la tecnología aeroespacial, donde es capaz de soportar las condiciones extremas de frío y calor que se presentan y en la industria química, por ser resistente al ataque de muchos ácidos.

Posee propiedades mecánicas parecidas al acero, tanto puro como en las aleaciones que forma, por tanto compete con él en muchas aplicaciones técnicas, especialmente con el acero inoxidable.

Así que englobando las características del titanio se tiene que: Es un metal de transición, es ligero: su densidad es de 4.507 g/cm^3 , tiene un punto de fusión de $1\ 675 \text{ }^\circ\text{C}$ ($1\ 941 \text{ K}$), es de color plateado grisáceo, es paramagnético, es decir, no se imanta debido a su estructura electrónica y no reacciona con moléculas orgánicas.


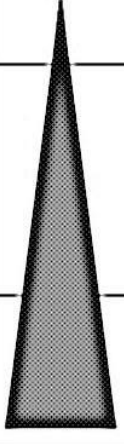
Las aleaciones de titanio, aluminio y vanadio presentan una excepcional resistencia específica con respecto a su propio peso, entre todas las aleaciones metálicas utilizadas en implantes. Catalogado como el mejor material bioinerte por presentar la formación espontánea de óxido de titanio (TiO_2) debido a la pasivación. En los vástagos femorales se utiliza Ti 6Al 4V, bajo la norma ASTM F136, con 89-91% Ti, 5.5-6.5% Al, 3.5-4.5 % V. cuyas propiedades mecánicas, según esta norma, son: esfuerzo máximo en tracción: 860 MPa, límite elástico: 795MPa, módulo de elasticidad: 120 GPa.

La aleación Ni-Ti, comercialmente Nitinol, con 44% Ti, 56% Ni, posee excelentes propiedades de memoria de forma y súper-elasticidad a temperatura ambiente, por su biocompatibilidad, alta resistencia a la corrosión tiene interesantes aplicaciones potenciales en implantes. En resumen, la biocompatibilidad de los metales se encuentra en relación directa con la resistencia a la corrosión y la liberación de productos de disolución una vez implantados.

Los metales puros pueden clasificarse en dos grupos: los proclives a la disolución (cobre, plata, níquel, hierro, aluminio, etc.) y los resistentes a la disolución (oro, platino, tantalio, titanio, cromo, y otros). Asimismo, se ha identificado que algunos metales puros como cobalto, cobre, níquel y vanadio, son tóxicos a las células, en tanto que, dentro de ciertos límites, el hierro, el aluminio y el molibdeno ocasionan daños mínimos al organismo.

La tendencia a la disolución de los metales puros se neutraliza cuando se utilizan como componentes de aleaciones pasivas, ya que son más resistentes a la corrosión. En la actualidad las aleaciones de cobalto y titanio son las de mayor uso. El acero inoxidable 317-L no se utiliza en sistemas no cementados, porque ocasiona problemas graves de metalosis; sin embargo, los aceros inoxidables con alto contenido de nitrógeno y cromo son muy utilizados en prótesis cementadas. En la *Tabla 2.1* se muestra cómo se seleccionan las diferentes aleaciones metálicas, de acuerdo a estándares ISO, que hoy en día se utilizan en la fabricación de implantes femorales cementados y no cementados [Gómez, 2000].

Tabla 2. 1 Selección de aleaciones metálicas de acuerdo a ISO [Gómez, 2000]

Estándares ISO	Aleación colada	Aleación forjada	Uso cementado	Uso no cementado
5834-1 5832-IX		Fe-Cr-Ni-Mo Fe-Cr-Ni-Mn-Nb-N		
5832-XII 5832-IV 5832-V 5832-VI	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo Co-Cr-W-Ni Co-Ni-Cr-Mo Co-Cr-Ni-Fe-Mo		
5832-II 5832-III 5832-X 5832-XI		Ti Ti-Al-Va Ti-Al-Fe Ti-Al-Nb		

Hidroxiapatita

La hidroxiapatita tiene por fórmula $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ [Lakes, 1992], con una relación Ca/P = 10/6 y químicamente es la fase cuya composición es la más parecida a la del hueso. La hidroxiapatita puede sinterizarse a partir de sales de calcio y fosfato o de ácido fosfórico e hidróxido de calcio. Se puede obtener también por vía hidrotermal, transformando la estructura del coral (fuente de carbonato de calcio) por medio de fosfato de amonio a alta presión y temperatura. Se utiliza como recubrimiento, aplicado por rociado térmico, para vástagos de prótesis de Ti-Al-V para lograr el efecto de crecimiento de hueso en la superficie microporosa, sin embargo las altas temperaturas del rociado, transforman parte de la hidroxiapatita en una mezcla de CaO, fosfato tricálcico F_3C y fosfato tetracálcico F_4C . Un tratamiento con vapor por 6 h o por mantenimiento a 600 °C restablece parte de la hidroxiapatita transformada [Echevarria, 1999]. También se usa en las prótesis para vértebras, espaciadores de vértebras o de cresta ilíaca. Puede usarse como material para reparar hueso dañado por trauma, como recubrimiento en vástagos femorales, para reparar vértebras fusionadas (como la espinal y lumbosacra), discos herniados o defectos maxilofaciales y dentales [Ojeda, 2009].

Normalización de los materiales usados en componentes de artroplastias.

El progreso de la ciencia de los materiales permite disponer, hoy en día, de materiales cuyas propiedades están estandarizadas después de estudios analíticos y experimentales. La ASTM, tiene especificados los materiales que se utilizan para la fabricación de vástagos, copas y demás elementos de las prótesis femorales *Tabla (2.2)*.

Tabla 2. 2 Materiales metálicos, cerámicos y polímeros codificados por la ASTM (American Society of Testing Materials) [Ojeda, 2009].

Designación ASTM	Material
F-67	Titanio Puro
F-75	Aleación colada Cr-Co-Mo
F-90	Aleación forjada de Co-Cr-W-Ni
F-136	Aleación forjada de Titanio
F-151	Cemento Polimetilmetacrilato
F-560	Tantalio Puro
F-562	Aleación forjada Co-Ni-Cr-Mo
F-563	Aleación forjada Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe
F-603	Oxido de aluminio denso (alúmina)
F-648	Polietileno de ultra peso molecular
F-1185	Hidroxiapatita
F-1295	Aleación forjada de Ti-Al-Mo
F-1314	Acero inoxidable forjado con contenido de nitrógeno
F-1472	Aleación forjada Ti
F-1537	Aleación forjada Co-Cr-Mo
F-1579	Poliariletercetona
F-1713	Aleación de Ti-Nb-Zr
F-1813	Aleación forjada de Ti-Mo-Zr-Fe
F-1873	Ytria estabilizado zirconia tetragonal
F-2066	Aleación forjada Ti-Al-Mo
F-2384	Oxido de zirconio-Nb

2.3 Fabricantes de prótesis de cadera.

Los principales fabricantes de este tipo de prótesis se muestran en la *Figura 2.2*



Figura 2. 2 Principales fabricantes a nivel mundial de prótesis de articulación de cadera

Para el caso particular de estudio es importante mencionar que la empresa americana *Zimmer®* produce y distribuye el vástago no cementado *CLS Spotorno®*.

2.4 Tipos de prótesis de cadera.

Existen distintas formas de clasificar las prótesis de cadera, según los componentes que la implantan:

- *Parciales*: Estas prótesis sustituyen solo la cabeza del fémur, dejándose la cavidad acetabular íntegra. 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 trabajar en la cavidad acetabular; de este modo se ahorra realizar 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.

- *Totales:* Con estas se realiza una sustitución de toda la cadera. Tanto la parte femoral (cabeza del fémur), como la parte acetabular unida a la pelvis. Esta prótesis está especialmente indicada en pacientes con artrosis de cadera. En la cirugía se requiere trabajar en la cavidad acetabular y sobre el fémur.
- *De recubrimiento:* Aunque su uso no está muy extendido aún, parece que existen especialistas que obtienen buenos resultados. Se suele reservar para pacientes que presentan una degeneración o artrosis que solo afecta la cabeza del fémur con una cavidad acetabular en buen estado. Esto ocurre en raras ocasiones ya que generalmente la artrosis evoluciona en ambas superficies (cabeza de fémur y acetábulo) de manera paralela. Las ventajas que presenta son que ahorran hueso y la cirugía suele ser menos agresiva y con una exposición menor que para los demás tipos de prótesis. Los detractores de este tipo de prótesis defienden que por el mismo motivo que las prótesis parciales producen dolor al roce del metal con la cavidad acetabular íntegra, estas también lo hacen. Además en la práctica, una totalidad de los casos requerirá de una segunda cirugía para la implantación de una prótesis total ya que estas producirán un deterioro acelerado de la cavidad acetabular original.

Según la forma de anclaje:

- *Cementadas:* En estas se utiliza un cemento quirúrgico con base en polimetilmetacrilato (PMMA) para anclar los componentes al hueso. Se suelen usar en pacientes con un hueso osteoporótico, aunque existen especialistas que las usan en todos los casos.
- *No cementadas:* El metal entra en contacto directo con el fémur. En estos casos será necesario que la superficie del metal sea porosa y se adhiera con firmeza al hueso, permitiendo que este crezca en el interior de los poros, mejorando la integración del metal al hueso (*Figura 2.3*).

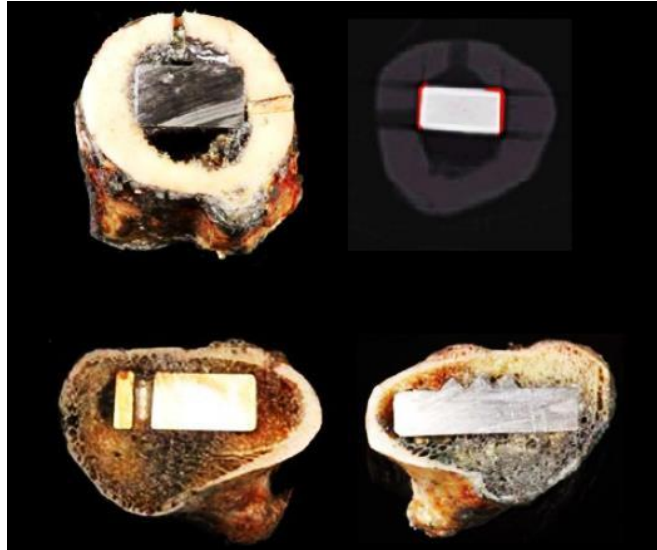


Figura 2. 3 Muestras cadavéricas con prótesis de cadera no cementadas [Ojeda, 2009].

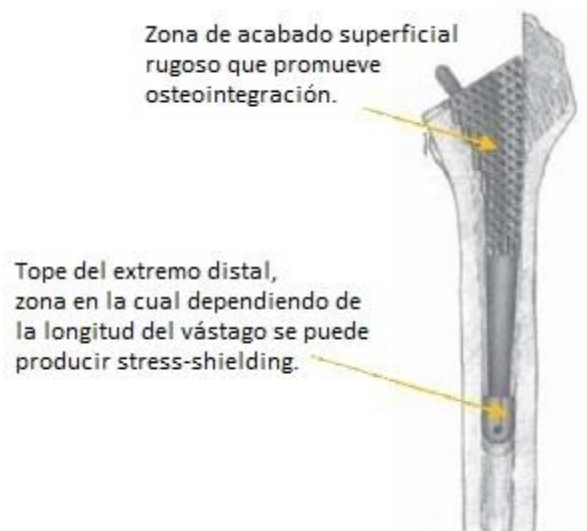
- **Híbridas:** Uno de los componentes se ancla usando cemento y el otro directamente al hueso. Por regla general en el componente femoral se utiliza cemento, y el componente acetabular se ancla directamente al hueso.

La composición de los cementos usados para la implantación de las prótesis puede variar aunque en gran medida están compuestos de polimetilmetacrilato, además de otros componentes como pueden ser óxidos de metales y antibióticos en ciertas ocasiones. El cemento se prepara mezclando un líquido contenido en una ampolla con un polvo, esto producirá una pasta que al cabo de pocos minutos se endurece adhiriéndose fuertemente a la prótesis y al hueso que la rodea. Las prótesis que se implantan directamente sobre el hueso se anclan a él usando diferentes mecanismos: en muchos casos se implantan a presión, es decir impactando el componente ligeramente más grande que la cavidad del hueso; otras además pueden usar dientes o púas que se clavan en el hueso; en ciertas ocasiones se usan tornillos para afianzar el componente [Masson, 2008].

Está en franca discusión la longitud que deben tener los vástagos. Sin embargo la evidencia experimental indica que los vástagos demasiado largos a lo requerido no necesariamente mejoran la estabilidad. Por otra parte, los vástagos demasiado cortos a lo requerido no ofrecen la garantía de una estabilización inicial segura.

Aunque no está plenamente demostrado, los vástagos deben tener sólo la longitud necesaria para alcanzar por lo menos la mitad proximal del istmo del fémur, ya que si no se ocupa esta región con el vástago, se elimina una de las dos zonas más importantes de transferencia y neutralización de esfuerzos.

En relación a la parte distal de la prótesis, prácticamente existe un consenso en evitar fijación distal, pues esto ocasiona el fenómeno de “stress-shielding” (Figura 2.4). La mejor forma de conseguir la no fijación distal es proveer a la prótesis de una superficie totalmente lisa.



*Figura 2. 4 Longitud del vástago mal diseñada puede ocasionar stress-shielding (Vástago No Cementado)
[Ojeda, 2009]*

2.5 Criterios de selección de prótesis

La decisión de usar un tipo de prótesis u otro recae únicamente en el cirujano, pero es importante mencionar que en el año de 1985, se estableció un protocolo de decisión que se basa en la evaluación de cuatro parámetros clínicos y radiológicos en el paciente investigado. A cada parámetro se da una puntuación. El valor final obtenido de la suma de los puntos establece la decisión y por lo tanto, proporciona una valiosa guía. Los parámetros son la edad, el género, la severidad de la osteoporosis y las características anatómicas del fémur.

Parámetro 1: Edad

La edad tiene que ser evaluada desde un punto de vista biológico. En términos simples, se puede decir que para los pacientes menores de 50 años, un vástago no cementado es la solución de rutina, mientras que después de los años 70, se prefiere generalmente un vástago cementado.

Tabla 2.3 Puntuación asignada por efecto de la edad [Zimmer 2008]

>70 años	4 puntos
61-70	2 Puntos
51-60	1 Punto
<50 años	0 Puntos

Parámetro 2: Género

Debido al aumento de la osteoporosis, resultante de los cambios hormonales que ocurren durante la menopausia, las mujeres mayores generalmente tienen peor calidad de hueso.

Tabla 2.4 Puntuación asignada por efecto del género [Zimmer 2008]

Mujeres	1 Punto
Hombres	0 Puntos

Parámetro 3: Osteoporosis

La osteoporosis severa (*Figura 2.5*) representa una desventaja con respecto a la estabilidad primaria del implante, o requiere el uso de un vástago sobredimensionado con anclaje en la metáfisis inferior y región diafisaria. Esto a su vez, tiene un efecto negativo en el suministro de sangre al hueso. Métodos radiológicos como tomografías y densitometría están disponibles para la evaluación de la severidad de la osteoporosis. Un método adecuado para una evaluación de la misma es el análisis de las trabéculas en el cuello del fémur.

Tabla 2.5 Puntuación asignada por efecto de la osteoporosis [Zimmer 2008]

Severa (<i>Figura 2. 5</i>)	4 Puntos
Moderada (<i>Figura 2. 6</i>)	2 Puntos
Leve (<i>Figura 2. 7</i>)	1 Punto
Fisiológica (<i>Figura 2. 8</i>)	0 Puntos

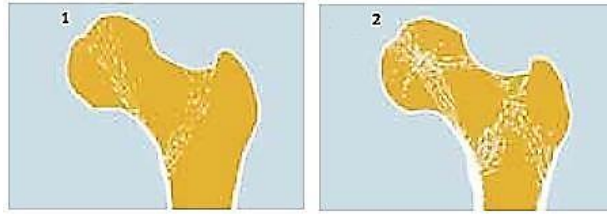


Figura 2. 5 Osteoporosis Severa; El conjunto de trabéculas en forma de arco está desaparecido. En parte han desaparecido las líneas de presión en la cabeza del fémur (1); Las trayectorias en forma de arco han desaparecido casi por completo (2) [Zimmer 2008].

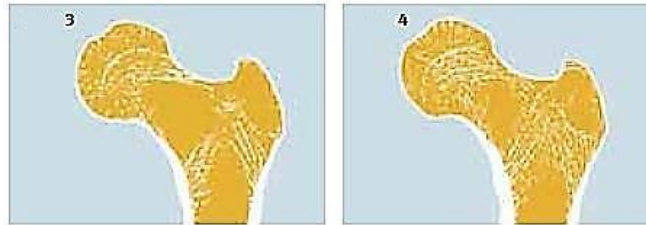


Figura 2. 6 Osteoporosis Moderada; Desaparición parcial del sistema trabecular en forma de arco (3); Los sistemas trabeculares han desaparecido por completo (4) [Zimmer 2008].

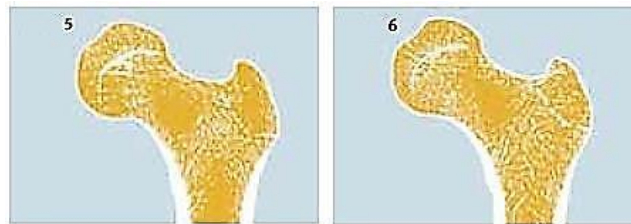


Figura 2. 7 Osteoporosis Leve; El triángulo de Ward ha desaparecido y los sistemas trabeculares están a punto de hacerlo (5); La imagen de triángulo superior del cuello femoral parece que queda vinculada con las trayectorias en forma de arco del fémur y el trocánter (6) [Zimmer 2008].

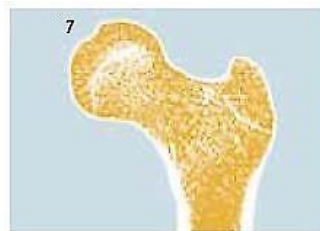


Figura 2. 8 Trabéculas normales, pequeñas y densas llenan el cuello del fémur, las trayectorias no son visibles [Zimmer 2008].

Parámetro 4: Anatomía del fémur

Índice morfo-cortical (MCI): la experiencia demuestra que este índice proporciona más información en cuanto a parámetros, comprende dos variables que no siempre están relacionadas una con la otra: la morfología del fémur y espesor de la corteza.

En lo que se refiere a la morfología, es posible diferenciar entre tres tipos de fémures (Figura 2. 9): Tipo trompeta, cilíndrico y displásico.

Debido a su morfología, el de tipo trompeta proporciona las más óptimas condiciones para un implante no cementado. Mientras que el fémur cilíndrico requiere un adecuado corte en la región subtrocantérea.

El índice morfo-cortical (*MCI*), se define en una imagen estándar de rayos X. Se calcula a partir de la correlación del diámetro extracortical del fémur, medida en el extremo medial del trocánter menor, al diámetro intracortical, más 7 cm en la dirección distal.

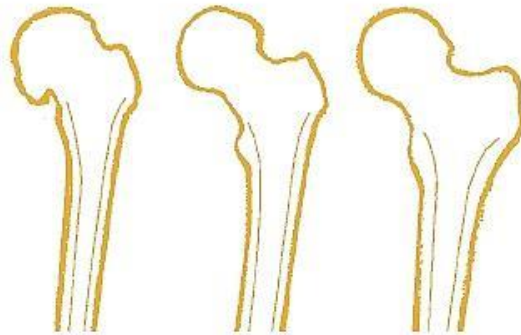


Figura 2. 9 Displásico (Izquierda); Cilíndrico (Centro); Trompeta (Derecha) [Zimmer 2008].

El MCI (Figura 2. 10) se calcula con la siguiente relación:

$$MCI = \frac{CD}{AB}$$

CD = Distancia entre los límites exteriores del lateral y la corteza. La medición se realiza a nivel de la punta del trocánter, vertical con el eje del fémur.

AB = Diámetro de la cavidad medular. La medición se realiza 7 cm desde la línea CD, vertical con el eje del fémur distal.

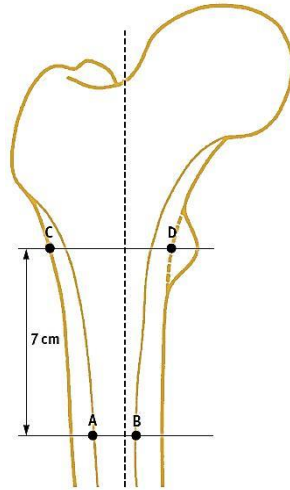


Figura 2. 10 MCI [Zimmer 2008].

La medición solo es válida si se realizaron las mediciones en un cuadro de rayos X y con las piernas en posición normal.

Tabla 2.6 Puntuación asignada por efecto del MIC [Zimmer 2008]

$MCI < 2.2$	4 Puntos
$MCI > 2.3$	2 Puntos
$MCI > 2.7$	1 Punto
$MCI > 3$	0 Puntos

Finalmente en la *Tabla 2.7* se presentan los rangos de puntuación para definir la prótesis a instalar

Tabla 2.7 Puntuación asignada [Zimmer 2008]

0 – 4 Puntos	Vástago No Cementado
5 Puntos	La decisión es aún cuestionable
>6 Puntos	Vástago Cementado

En la *Figura 2.11* y *2.12* se muestran los distintos tipos de modelos de vástagos convencionales y no convencionales que se pueden elegir teniendo en cuenta los parámetros anteriores.



Figura 2. 11 a) Prótesis de cadera no cementada; b) prótesis de cadera cementada [Ojeda, 2009]

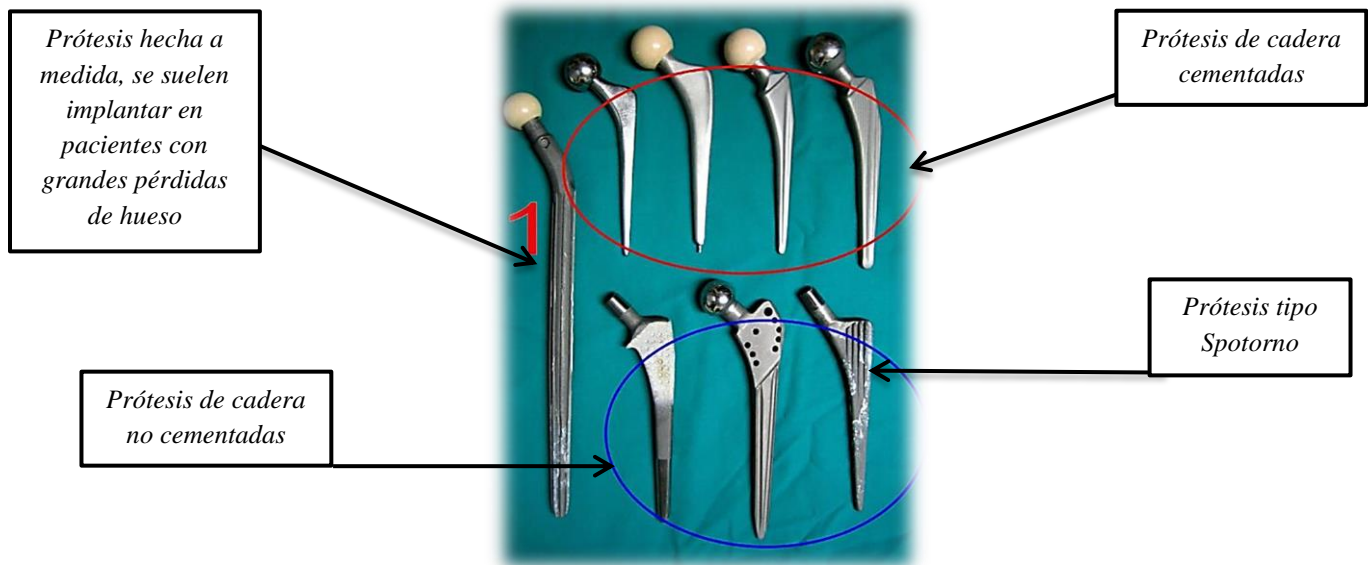


Figura 2. 12 Variedad de vástagos que existen actualmente en el mercado [Monografias.org, 2013]

2.6 Vástago Spotorno®

En 1984 se introduce el Vástago Spotorno® (Figura 2.13) por el Prof. Lorenzo Spotorno. Las características de diseño del vástago, la composición química y estructura de la superficie del mismo han permitido el éxito clínico de este vástago como lo corroboran numerosas series clínicas.



Figura 2. 13 Vástago Spotorno® [Zimmer 2008].

2.6.1 Estabilidad

La estabilidad primaria tanto rotacional como axial depende de un vástago sin cementar, esta estabilidad debe de mantenerse hasta que la fijación secundaria (osteointegración) esté garantizada (Figura 2.14). Si existen micro movimientos que excedan de 150 μm , esta osteointegración y la consiguiente estabilidad secundaria no se logra. En el vástago la estabilidad se consigue por el diseño del implante de forma cónica recta con una amplia zona metafisaria y cuatro aletas en la misma, y con sección rectangular, que no rellena completamente la cavidad femoral y permite la conservación de la circulación endostal. Su composición Ti-6Al-7Nb (Protasul 100) y las características de rugosidad de su superficie, permiten el crecimiento del tejido óseo en la superficie de Titanio proporcionando una excelente estabilidad secundaria [Aranda, 2005].



Figura 2. 14 Osteointegración en prótesis de cadera tipo Spotorno® [Aranda, 2005].

Esta fijación tanto a nivel distal como proximal favorece la transmisión de fuerzas a lo largo de todo el fémur, contribuyendo a la no aparición del fenómeno de “stress shielding” referente a las sollicitaciones constante a las que debe estar sometido, con la finalidad de evitar su debilitación. El titanio reduce la rigidez del vástago, lo que aumenta la transferencia de cargas a nivel proximal y las disminuye a nivel distal [Pietrusczak, 1999].

Para que ocurra esto, el tamaño de los poros debe ser lo suficientemente grande para admitir el crecimiento de vasos sanguíneos y capilares, que aseguren la supervivencia de las células óseas (Figura 2.15). Se sabe que las osteonas (que son las unidades funcionales óseas), alcanzan un diámetro mínimo de 100 a 200 micras y por tanto, es necesario este espacio para su crecimiento. Para que los poros de las prótesis puedan ser penetrados con éxito se requiere cubrir ciertas condiciones en cuanto a su estructura, como por ejemplo, tamaño, profundidad, cantidad de recubrimiento total; y otros factores mecánicos como la resistencia y rigidez. En la Tabla 2.8 se muestran los diferentes tamaños de poro que se han estudiado hasta la fecha.

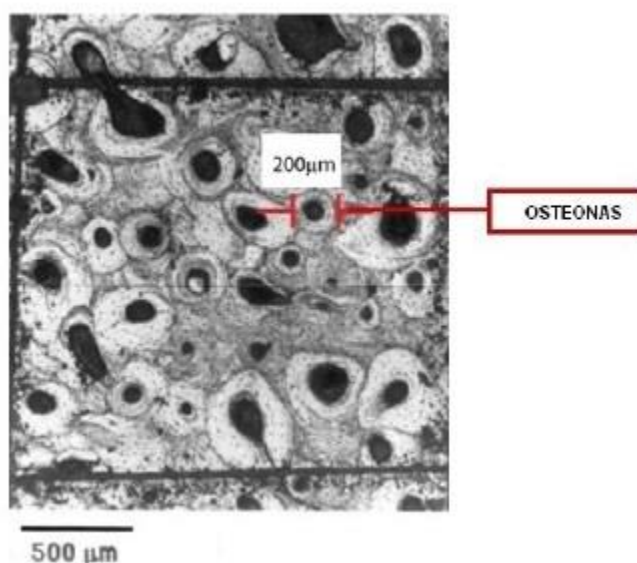


Figura 2. 15 A) Matriz ósea cortical con osteonas [Ojeda, 2009]

Tabla 2. 8 Tamaños de poro estudiados hasta la fecha [Ojeda, 2009]

<i>Investigador</i>	<i>Diámetro (micras)</i>	<i>Respuesta biológica</i>
Bobyn	50 a 400	Dificultades en la osteoformación
Klawitter	menor a 100	Discreta osteoformación y abundante tejido fibroso
Harris	250 a 450	Dificultades en la osteoformación
Biomet	300	Invasión ósea manifiestamente acelerada
Cook	500	Francoas dificultades para un crecimiento adecuado

En los años 70 el tamaño mínimo de poro para lograr fijación ósea se estimó entre 50 y 100 micras [Ojeda, 2009].

Uno de los problemas clínicos que se han atribuido a las artroplastias no cementadas de cadera ha sido el dolor en el muslo. Se han involucrado diversos factores como son: el lugar de fijación, de tal manera que el recubrimiento poroso proximal duplica la incidencia de dolor en el muslo [Currey, 1975], la falta de ajuste y relleno del canal femoral por parte del vástago la transferencia inadecuada de fuerzas del vástago al hueso cortical femoral en la que influyen tanto el diseño como los materiales protésicos empleados, la fijación inadecuada del vástago, y la falta de crecimiento óseo endostal; todos estos están relacionados con la inestabilidad del vástago [Gómez, 2005].

La estabilidad inmediata que proporciona el diseño recto, cónico del vástago, junto con su sección rectangular que impide un fresado cilíndrico del canal femoral durante la intervención quirúrgica preservando hueso trabecular, además de la excelente biocompatibilidad del titanio y la superficie rugosa del vástago, permite una excelente fijación y evita múltiples de los factores involucrados en el dolor femoral tras la artroplastia no cementada de cadera (Figura 2.16).

Ningún vástago ha experimentado hundimiento vertical, ni “varización-valguización” tras su implantación, lo que corrobora las afirmaciones de autores como Freeman [Cheal, 1993], según los cuales un cambio en la posición inicial del vástago durante los dos primeros años se asocia a un mayor porcentaje de aflojamientos ascépticos, debido a una fijación inicial imperfecta.

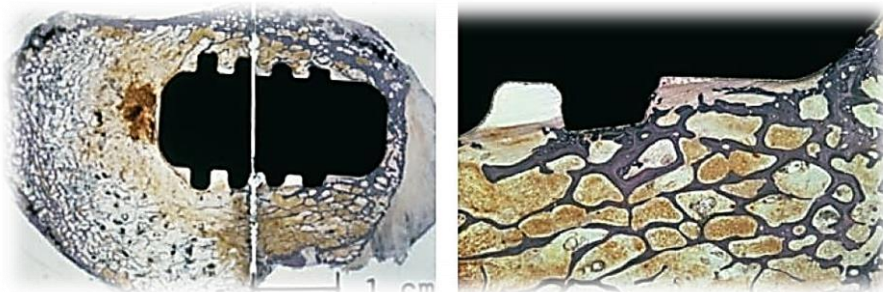


Figura 2. 16 Fijación del vástago Spotorno® [Ojeda, 2009]

2.6.2 Evolución del vástago Spotorno con el tiempo

En 1980 se creó el primer prototipo de este vástago; la idea inicial era lograr anclaje proximal mediante un vástago con una macroestructura espinosa en la región proximal. Este vástago sirvió de modelo para el vástago de CLS Spotorno®.

Para 1983 y con la introducción de la aleación de titanio *Protasul*[®], al vástago le fue dada una forma trapezoidal. El diseño proximal, formado por costillas corriendo longitudinalmente, ha sido diseñado para optimizar la transmisión de cargas y aumentar el contacto hueso-prótesis en la región proximal, el diseño de dicho vástago se muestra en la *Figura 2.17*. Para el año de 1984 es cuando es oficialmente introducido al mercado. Para el año de 1992 se presentan cambios en la nueva estructura de la costilla ya que cuenta con bordes proximales afilados lo cual hace más fácil para el vástago penetrar en los huesos y reduce el riesgo de fisuras.

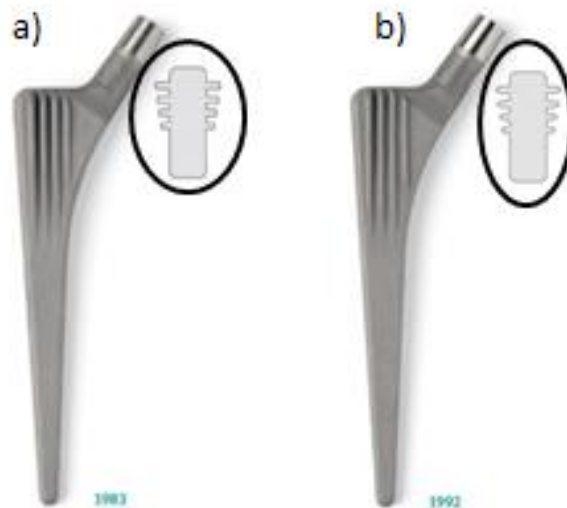


Figura 2. 17 a) Primer prototipo del vástago Spotorno[®], b) vástago Spotorno[®] en el año de 1992 [Zimmer 2008].

Además de los problemas de fractura y artritis los especialistas comenzaron a analizar que se tenía un nuevo problema el cual tenían que combinar, el de coxa vara o coxa valga. Para el año de 1997 fue introducida una nueva versión del vástago con el fin de adaptar las necesidades de los distintos pacientes, la diferencia de esta versión con respecto a la del año de 1992 es principalmente que esta contaba con un ángulo CCD de 145° (*Figura 2.18*).

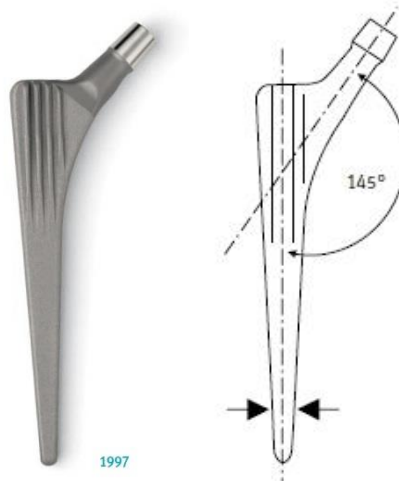


Figura 2.18 Vástago Spotorno® en el año de 1997 [Zimmer 2008].

De igual manera en el año de 2004 fue introducida una versión con un ángulo de 125° (Figura 2.19). Con el fin de aumentar el rango de movimiento y reducir el choque, la longitud de la forma cónica se acortó y el cuello diámetro se redujo. Un análisis demostró un aumento promedio de rango de movimiento de por lo menos 5 grados para diferentes diámetros de cabeza y cuello largos.

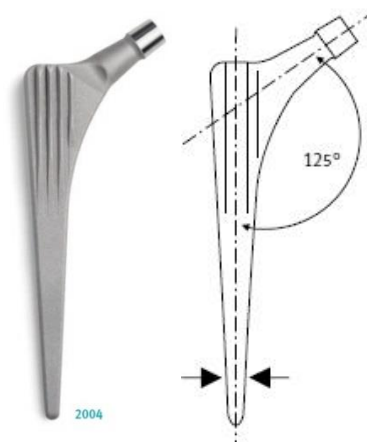


Figura 2. 19 Vástago Spotorno® actual 2004 [Zimmer 2008].

En la Figura 2.20 una radiografía muestra los límites de movimiento entre los tres tipos de vástagos, así como los límites patológicos de coxa vara y valga así como el rango de movimientos para distintos tamaños de cabeza (Figura 2.21).

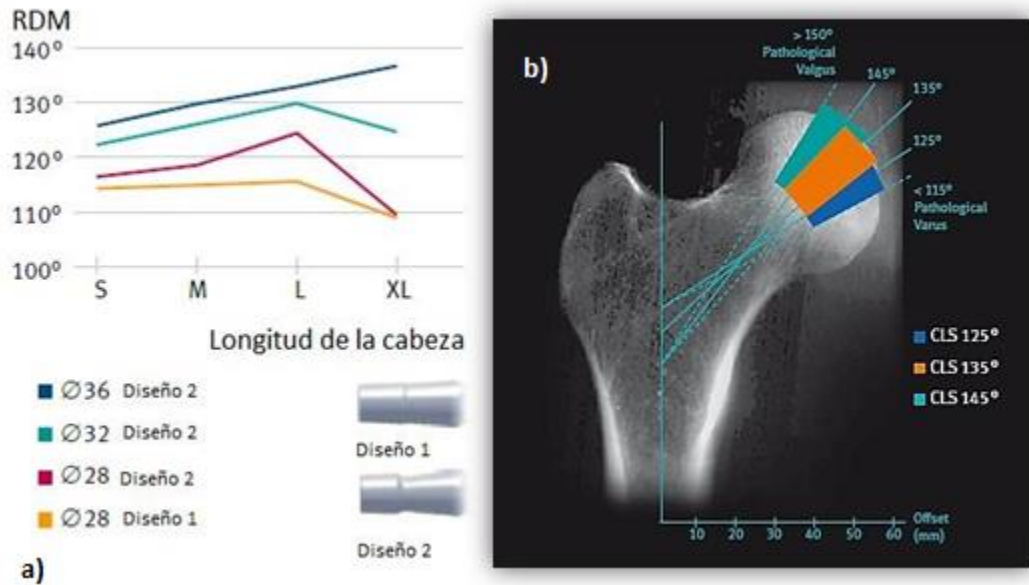


Figura 2. 20 a) Rango de movimientos, b) Radiografía con límites de movimiento [Zimmer, 2008].



Figura 2. 21 Ángulos CCD del Vástago [Zimmer 2008].

2.6.3 Aleaciones usadas en el vástago Spotorno®

La aleación de la cual está hecho este vástago femoral es una aleación de titanio muy usada en la industria biomédica, es el reemplazo de la aleación (Ti-6Al-4V) ya que ciertos estudios mostraban que después de algunos años presentaban un alto grado de toxicidad en el paciente, se compone principalmente de 6% de aluminio, 7% de niobio y el resto titanio. Las características principales de esta aleación son las siguientes: Excelente relación peso/resistencia así como compatibilidad.

Las propiedades mecánicas de la aleación dentro de la librería del software son las siguientes:

Tabla 2. 9 Propiedades de la aleación [Ojeda, 2009]

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo de Young	105	GPa
Coefficiente de Poisson	0,3	N/A
Esfuerzo de cedencia	900	MPa

2.6.4 Técnica operatoria

En lo que refiere a la técnica operatoria existe un manual del fabricante que proporciona información útil para llevarla a cabo. Dado que es un vástago de tipo no cementado la forma de conseguir la estabilidad primaria se basa en el tipo de corte que se haga, para el caso de la cabeza femoral va a depender del daño que se tenga en la fractura y el hueso, por lo general se consigue un corte como se muestra en la *Figura 2.22*; se recomienda que el corte sea tal que se retenga de 1.5 a 2 cm del cuello del fémur.



Figura 2.22 Corte en el cuello del fémur [Zimmer 2008].

Una vez conseguido el corte en el cuello del fémur, se hace un pequeño corte en el mismo y se inserta la herramienta para raspar la zona en donde entrará el vástago (*Figura 2.23*), esta herramienta tiene la forma del vástago, con la característica principal de que en la zona proximal esta subdimensionada en comparación con el vástago a insertar (esto es para promover en esa zona compresión del vástago contra el hueso esponjoso y se promueve estabilidad) y está sobredimensionada en la zona distal (con el fin de reducir los esfuerzos en esa zona).



Figura 2.23 Corte en el cuello del fémur [Zimmer 2008].

2.6.5 Resultados Médicos

En lo que respecta a resultados médicos se han hecho estudios previos al respecto y en un estudio realizado por el Departamento de cirugía ortopédica y traumatología, de la Clínica Universidad de Navarra, en Pamplona, España, se revisaron a 166 pacientes a los que se colocó, de forma primaria y consecutiva 189 vástagos CLS (CementLess *Spotorno*®) (*Sulzer*®/*Zimmer*®). El seguimiento mínimo fue de 13 años. Los parámetros clínicos se valoraron según la escala de Harris y también se analizó la medición del hundimiento del vástago.

La escala de Harris consta de una primera parte de 8 preguntas de respuesta múltiple en relación al dolor, ayudas para caminar, distancia andada, cojera, sentarse, subir escaleras y calzarse, y una segunda parte que son puntuaciones otorgadas a la exploración física sobre la movilidad de la cadera. Puede tener variaciones inter-observador debido al peso de la exploración física; sin embargo, ha demostrado ser válido y fiable para la valoración de resultados en artroplastia de cadera.

Algunos de los resultados que presenta este estudio del año 2010 son que con el seguimiento medio de 180 meses, 12 pacientes (12 vástagos) fallecieron y no se completó el seguimiento por diferentes motivos en 24 pacientes (29 vástagos). Así, el trabajo se realizó sobre 130 pacientes (148 vástagos) que tienen el seguimiento mínimo. La tasa de supervivencia global del vástago fue del 95% al final del seguimiento (intervalo de confianza 89-98). Las mediciones de la escala de Harris han pasado de 48 puntos antes de la cirugía a 90 puntos al final del seguimiento.

En la *Figura 2.24* se muestran las radiografías de un paciente al término de la operación y 16 años después donde se muestra que no ha habido cambios radiológicos y que la prótesis fue un éxito.

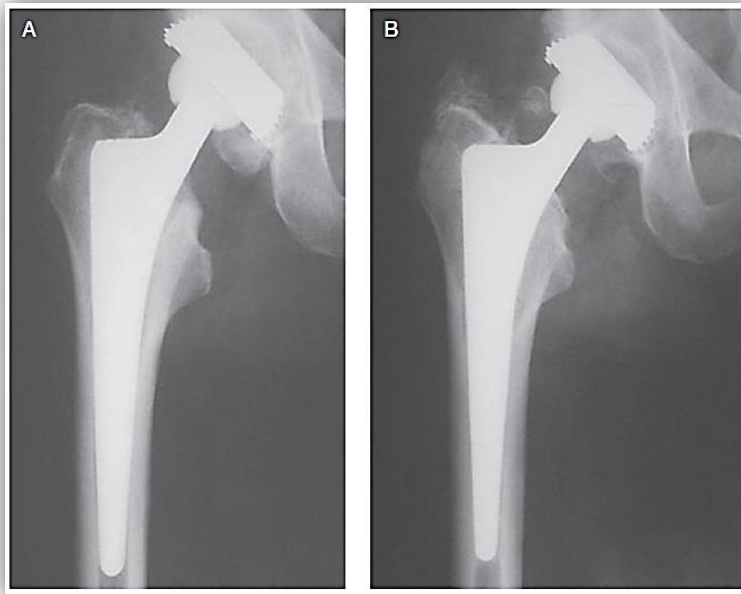


Figura 2. 24 A) Radiografía postquirúrgica en 1987. B) Última revisión en 2003 sin cambios radiológicos, el paciente se encontraba asintomático [Aranda, 2005]

Por lo tanto se puede concluir que el vástago femoral CLS obtiene buenos resultados tanto clínicos como de supervivencia a largo plazo. Sin embargo la estabilidad primaria y secundaria es un tema que no está perfeccionado del todo y es precisamente un área de oportunidad ya que se han reportado aflojamientos en la zona proximal que rondan los 15 mm esto debido a distintas causas, tales como: una operación no exitosa debido a una mala técnica de raspado en el fémur antes de la inserción del vástago, crecimiento insuficiente de hueso esponjoso requerido para lograr la estabilidad deseada, esto a causa de una mala selección sobre el uso de una prótesis de tipo cementada o no cementada [Aranda, 2005].

Capítulo 3. Modelado de prótesis

Spotorno[®]

3.1 Escaneo en 3D

Para el modelado de una prótesis *Spotorno*[®] se contó con una pieza física donada a la universidad, para realizar una réplica que se acercara más al vástago lo que se hizo fue un escaneo en 3D, el cual generó un archivo .STL (siglas provenientes del inglés "STereo Lithography") el cual es un formato de archivo informático de diseño asistido por computadora que define la superficie de un volumen, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas que sí incluyen otros formatos. Fue creado por la empresa 3D Systems[®] y concebido para su uso en la industria del prototipado rápido y sistemas de fabricación asistida por computadora.

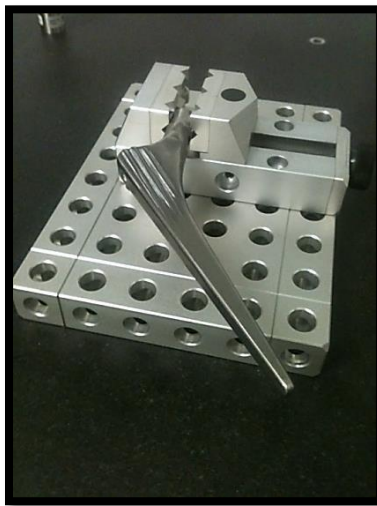


Figura 3.1 Vástago montado en mesa de coordenadas

Los pasos para la elaboración y el análisis del modelo se muestran con mayor claridad en el siguiente diagrama:

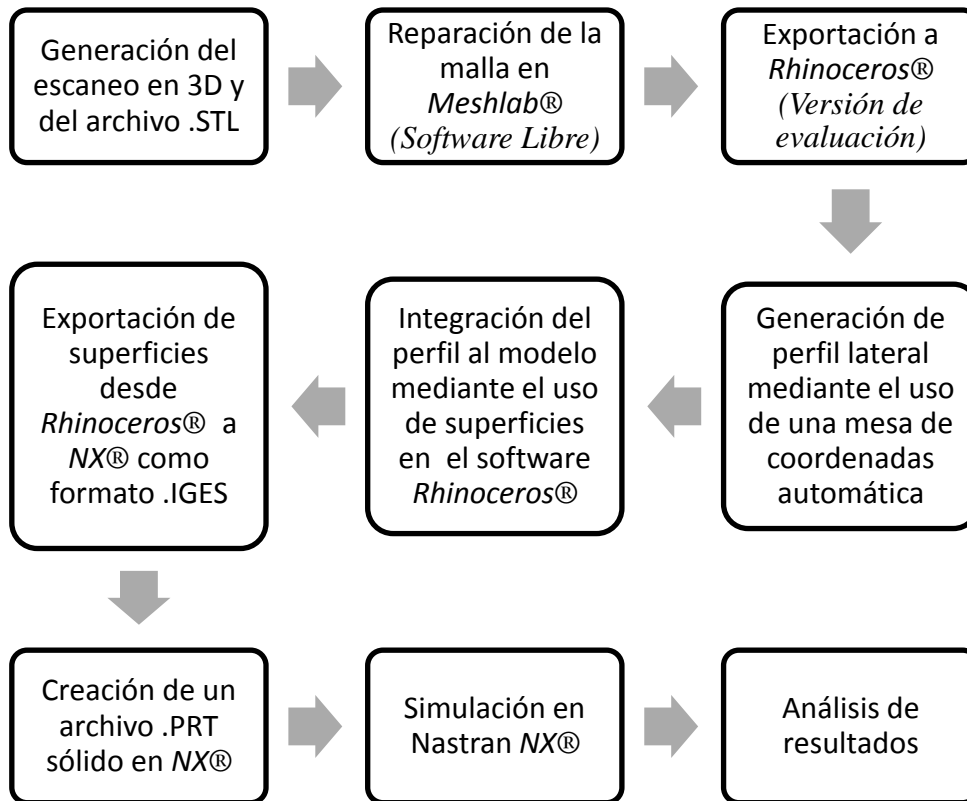


Figura 3.2 Proceso de análisis

3.2 Reparación de la malla

Una vez generado el archivo .STL (Figura 3.3) se le hicieron una serie de reparaciones por medio de software de limpieza de licencia libre de archivos .STL entre los cuales se encuentran: *Meshlab*® (que permite una editabilidad alta con comandos que requieren ir variando gran cantidad de parámetros y *NetFabb*® que permite una reparación más automatizada.

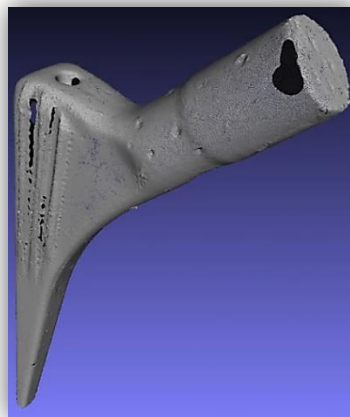


Figura 3.3 Vista del vástago después de la impresión en 3D, (archivo .STL inicial)

El primer paso que se realizó para la limpieza del vástago fue la operación “*Fill Holes*”, la cual permite rellenar las cavidades o “*gaps*” que se encuentren en la prótesis y que se deben principalmente a un diseño con un incorrecto pulido o a una pérdida de información.

El cambio en el vástago después de la primera operación se aprecia en la (Figura 3.4), en donde se nota que aún quedan cavidades dentro de la pieza y estas se deben principalmente a la ausencia de puntos, por lo cual la siguiente operación es hacer un *remallado* de toda la pieza.

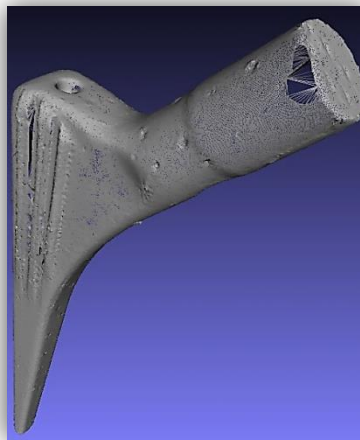


Figura 3. 4 Vástago después de la operación “*Fill Holes*”

Después de realizar el remallado de toda la pieza, se le dan suavizados mediante el algoritmo “*Taubin Smooth*” a una intensidad de 40 iteraciones y el resultado es el que se muestra en la Figura 3.5.

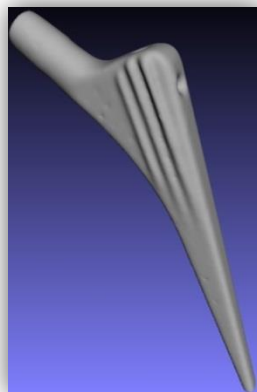


Figura 3. 5 Último modelo de la pieza reparada

3.3 Obtención del ensamble final

Se mantienen ciertas imperfecciones dentro de la pieza por lo que se realizó un suavizado intenso solo en las regiones que presentan los mayores problemas, pero estos modificaron la geometría inicial, por lo que se decidió extraer superficies generales del modelo para incorporarlas después con el uso de otras técnicas, de esta manera crear un modelo más cercano al real.

Para obtener el perfil de las costillas laterales del vástago, se realizó una medición en 2D mediante el uso de una mesa de coordenadas con ayuda de la empresa *Mitutoyo*[®] (*Figura 3.6*). Se exportó el perfil generado a formato IGES para su fácil manipulación, los parámetros aplicados para la generación del perfil lateral fueron usando un palpador de 0.3 mm de diámetro de rubí, un paso de 0.1 y un total de 219 puntos como se muestra en la *Figura 3.6*. El escaneo en dos dimensiones corroboró que se trataba del modelo del año 1992 por la morfología del mismo.

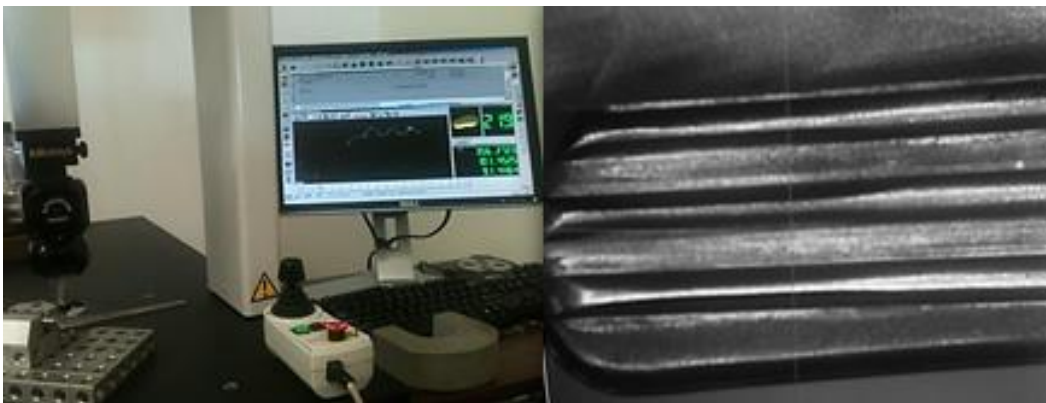


Figura 3. 6 Montaje de vástago en mesa de coordenadas Mitutoyo[®] obteniendo el perfil lateral del vástago

Después de exportar el perfil en formato .IGES se realizó el modelo de la pieza determinando las medidas de distintos medios. La geometría final fue el resultado de la combinación de los distintos métodos explicados con anterioridad. Algunas de las superficies fueron generadas en *Rhinoceros*[®], la superficie fue exportada con formato .IGES para *NX*[®], en este se guardó como formato .PRT y se aplicó el comando “*sew*” para que finalmente se formara el sólido en cuestión, con ayuda de la malla inicial, que sirvió para determinar el límite de las dimensiones originales, se dio un retocado a la pieza mediante la serie de comandos disponibles en el software *NX*[®] de nombre “*modelado síncrono*” (*Figura 3.7*).

La geometría del vástago final en formato .PRT y con un renderizado metálico se muestra en las siguientes imágenes, se midió el ángulo CCD del modelo disponible y resultó de 145° (Figura 3.8).

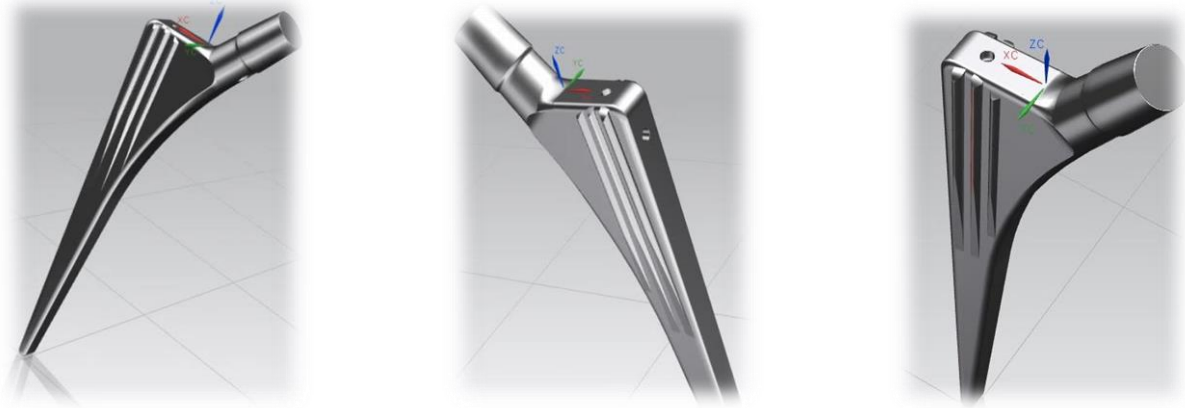


Figura 3.7 Distintas vistas dinámicas del vástago

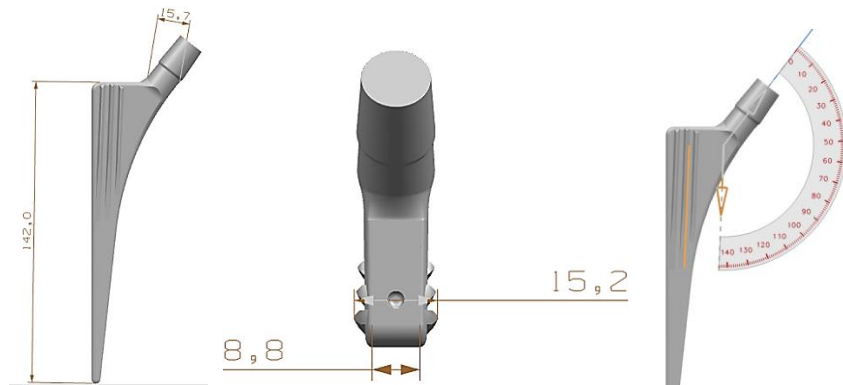


Figura 3.8 Dimensiones generales del vástago

Con el modelo del vástago disponible y con un modelo de fémur humano proporcionado por la UDIATEM desarrollado en trabajos previos, el siguiente paso fue realizar el corte en el fémur como lo indica el fabricante y después particionar las dos zonas de hueso dividiendo el modelo con dos planos, se tomó un punto por debajo del trocánter mayor y se trazó un plano normal al eje "Y" y de igual manera en la parte inferior. Es necesario aclarar que en la realidad la división entre los dos tipos de hueso no ocurre de esta manera tan repentina sino de una forma gradual a lo largo del fémur.

El modelo final del ensamble con el corte operatorio siguiendo las recomendaciones del fabricante (Figura 3.9), se introdujo en el software para simulación sin escalar como sólidos deformables y el análisis que se plantea en este estudio es elástico.



Figura 3.9 Ensamble final

La metodología que se siguió para el análisis se muestra en el diagrama de la Figura 3.10.

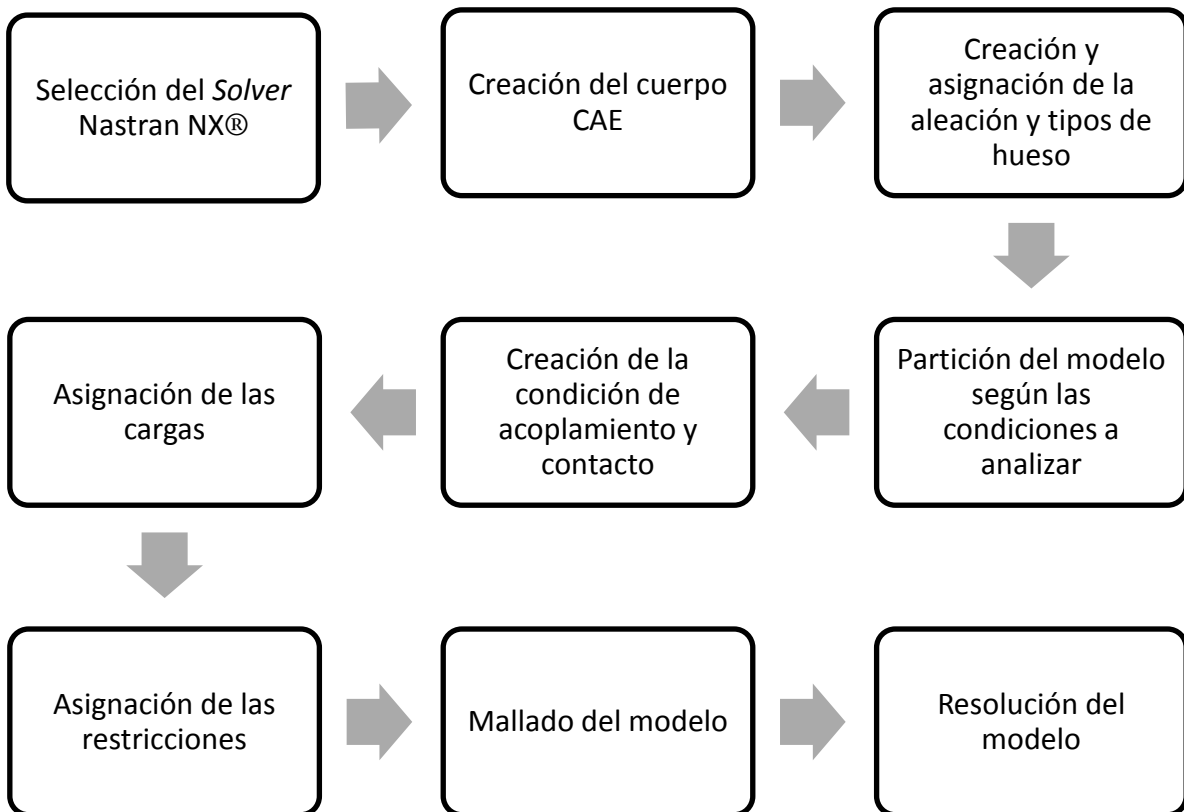


Figura 3.10 Diagrama de análisis del modelo

3.4 Casos de estudio

Para todos los casos de estudio se definió una propiedad de interacción entre los cuerpos con un coeficiente de fricción de 1 entre fémur y vástago, este valor se tomó de la literatura en donde se indica que un valor de 0.8 corresponde a una osteointegración moderada y de 1 corresponde a una osteointegración total [Ojeda, 2009] las superficies se unieron mediante un comando automático nombrado “Find Contact Pairs”, esto es debido a la complejidad de manipulación de las caras en contacto.

Para establecer las restricciones correspondientes en la condición de aflojamiento del vástago e irlas variando se hace uso del comando “Divide Body” con el cual se crean regiones en el cuerpo para sujetarlo correctamente de acuerdo al caso que se vaya a analizar. Al dividirlo se obtienen dos sólidos sin unión y el análisis como tal no puede continuar porque el software identifica solo dos sólidos divididos en el espacio, por lo que se hará uso del comando “Mating Mesh Condition”, el cual hace que se tenga dividido el cuerpo pero el mallado uniforme y comportándose como un sólido y no como un ensamble. Los casos de estudio que se definieron para esta etapa son congruentes con la literatura respecto a este tipo de análisis de prótesis son:

Primer caso: Se analizará el ensamble tomando en cuenta la simplificación de un solo material (hueso cortical en toda su extensión) para el fémur, en postura monopodal estática y suponiendo que la operación fue del todo exitosa (Figura 3.11).

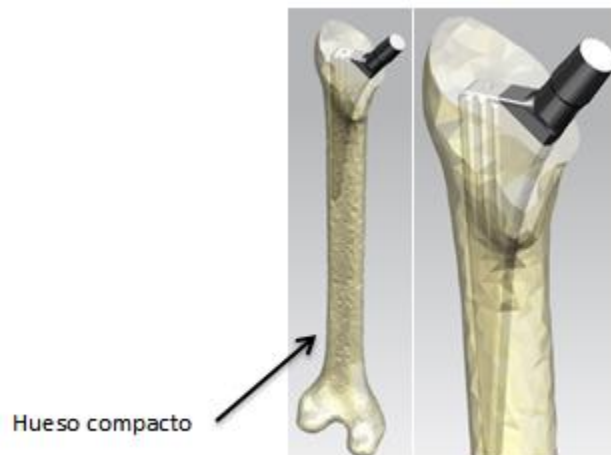


Figura 3.11 Ensamble final de vástago con los dos tipos de hueso asignados al modelo, cortical y trabecular

Segundo caso: Se analizará el fémur con el material de hueso tipo cortical en toda su extensión, aplicando la fuerza debida a una postura monopodal estática calculada en la articulación pero considerando un posible aflojamiento debido a una operación no exitosa o a la falta de estabilidad primaria después de la cirugía de 15 mm en la zona proximal (Figura 3.12).

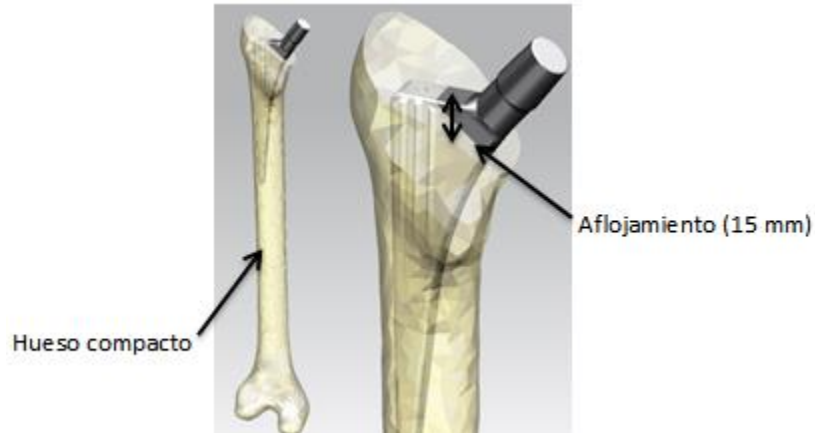


Figura 3.12 Ensamble final con el aflojamiento visible de 15 mm debido a una cirugía poco exitosa

Tercer caso: Se analizará el ensamble en postura monopodal estática, suponiendo una operación exitosa, considerando las cargas de los músculos presentes en la articulación y particionando el fémur en sus dos variantes trabecular y cortical (Figura 3.13).

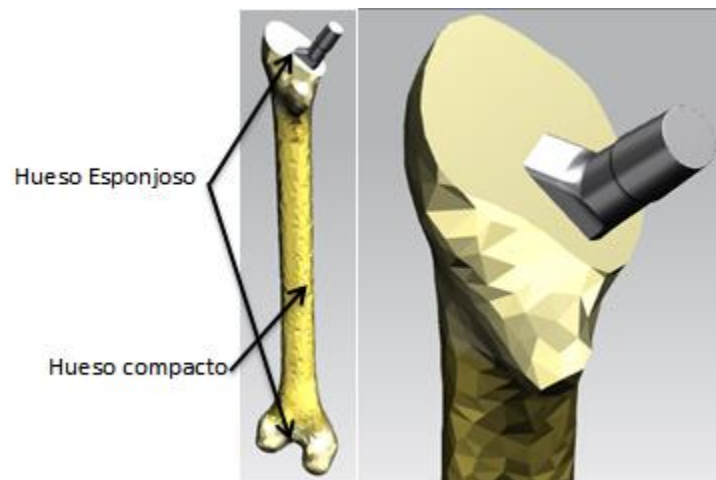


Figura 3.13 Ensamble final con el aflojamiento visible de 15 mm debido a una cirugía poco exitosa

Cuarto caso: Se analizará el ensamble en postura monopodal estática, suponiendo un aflojamiento en la zona proximal, considerando las cargas de los músculos presentes en la articulación y particionando el fémur en sus dos variantes trabecular y cortical (Figura 3.14).

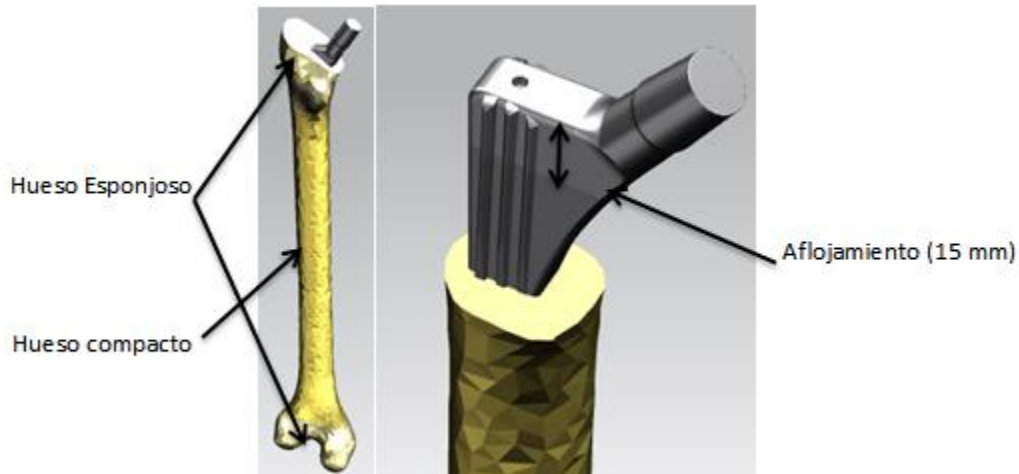


Figura 3.14 Ensamble final con el aflojamiento visible de 15 mm debido a una cirugía poco exitosa

En la *Tabla 3.1* se muestra un resumen del total de los casos detalladamente, definidos los casos de estudio se procede con el cálculo de la carga estática en la cabeza del componente femoral.

Tabla 3.1 Descripción de los casos de estudio

Casos/Descripción	1	2	3	4
Condición operatoria	Sin aflojamiento	Aflojamiento	Sin Aflojamiento	Aflojamiento
Materiales en hueso	Cortical	Cortical	Cortical/Trabecular	Cortical/Trabecular
Cargas	Cabeza femoral	Cabeza femoral	Cabeza femoral/Músculos presentes	Cabeza femoral/Músculos presentes

3.5 Cálculo y obtención de cargas

Una vez definidos los casos de estudio se calcula la fuerza estática presente en la articulación. Para el cálculo de las cargas estáticas se tiene que de acuerdo a *Inman, Pauwels y Blount en 1947*:

$$CARGA (Rv) = 2.5 \times 80 = 200 \text{ kg (2000 N)}$$

Ahora se realizará el cálculo de la resultante de acuerdo a Frankel y se tomarán los datos de una radiografía proporcionada por una persona voluntaria adulta de sexo femenino con una masa aproximada de 80 kg (*Figura 3.15*).

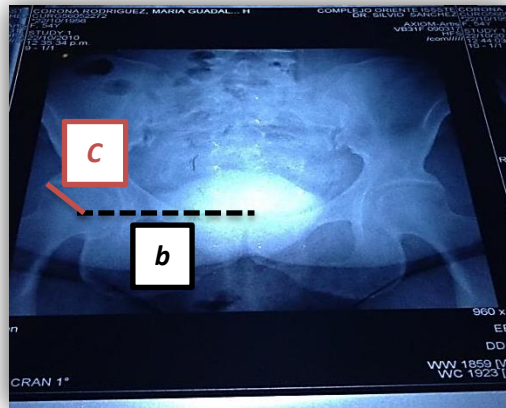


Figura 3. 15 Radiografía del voluntario

$$G = 80 \text{ kg (800 N)}$$

$$C = 34.2 \text{ mm (Medición radiográfica)}$$

$$b = 71.3 \text{ mm (Medición radiográfica)}$$

$$\frac{C}{b} = 0.4796$$

Del diagrama mostrado en la Figura 3.16 se inicia con el valor de la relación de $\frac{C}{b}$ y se busca el valor correspondiente de $\frac{\beta}{\alpha}$ si $\beta = 15^\circ$ (Para sujetos anatómicamente normales [Ojeda, 2009]).

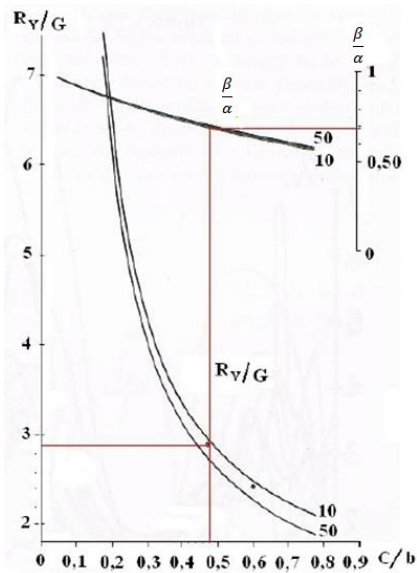


Figura 3. 16 Gráfica marcada con los valores correspondientes a la radiografía del paciente [Ojeda, 2009]

$$\alpha = \frac{15^\circ}{0.69} = 21.74^\circ \text{ entonces:}$$

$$\frac{Rv}{G} = 2.89 \text{ (Dato de la gráfica)}$$

$$Rv = 2.89 (G)$$

$$Rv = 2.89 \times 80 = 231.2 \text{ kg (2,312 N)}$$

Como se mencionó con anterioridad, la resultante de las fuerzas que actúan sobre la cabeza femoral (Rv) se localiza anatómicamente a 15° con respecto del plano medio; sus componentes para desarrollar el cálculo analítico y el análisis numérico correspondiente se muestran en el diagrama de la *Figura 3.17*.

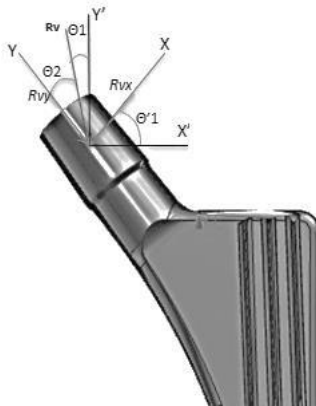


Figura 3.17 Descomposición de fuerzas presentes en la cabeza del vástago

Se tiene entonces que:

$$\theta_1 = 15^\circ$$

$$\theta_2 = 30^\circ$$

$$\theta_1' = 45^\circ$$

$$Rvx = Rv \text{ Sen } \theta_2 = 2312 \text{ Sen } 30^\circ = 1156 \text{ N}$$

$$Rvy = Rv \text{ Cos } \theta_2 = 2312 \text{ Cos } 30^\circ = 2002.25 \text{ N}$$

Las componentes de Rvx proyectadas en los ejes x' y y' son:

$$Rvx - x' = Rvx \text{ Cos } \theta_1' = 1156 \text{ Cos } 45^\circ = 817.41 \text{ N}$$

$$Rvx - y' = Rvx \text{ Sen } \theta_1' = 1156 \text{ Sen } 45^\circ = 817.41 \text{ N}$$

Para los dos últimos casos las fuerzas que se aplicaron fueron las siguientes: periforme, glúteo menor, glúteo medio, iliopsas, y glúteo mayor. Las fuerzas se obtuvieron de la literatura y se hizo la idealización al paciente, este caso corresponde al instante de apoyo monopodal, 30% del ciclo de marcha. En esta fase la planta del pie hace contacto con el piso. Las magnitudes y direcciones presentes en esta fase se muestran en la *Tabla 3.1* y en la *Figura 3.18*.

Tabla 3.2 Valores de fuerzas presentes en la articulación de la cadera estimadas para una persona de aproximadamente 80 kg [Bistakos, 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
Iliopsas	0.6	-71.5	60.8
Periforme	-113.4	61.6	38

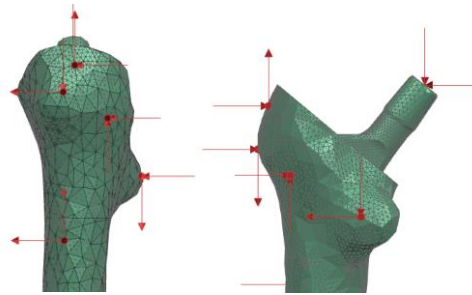





Figura 3.18 Se muestran los puntos donde fueron aplicadas las fuerzas indicadas en la Tabla 3.2

3.6 Materiales y mallado

Los materiales utilizados en la paquetería se muestran a detalle en la *Tabla 3.3*

Tabla 3.3 Tipos de materiales utilizados en la paquetería

Material	Modulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Esfuerzo de Cedencia (MPa)	Densidad (kg/m3)	Componente
Ti6Al7Nb	105	0,3	900	4520	
Hueso Trabecular	1,352	0,3	10	500	
Hueso Cortical	16	0,3	130	1800	

Para todos los casos se asignó una condición de empotramiento en la zona inferior del fémur, las mallas asignadas a los componentes fueron de 2 mm tipo tetragonal de 70677 elementos en el fémur cortical, 180716 en el trabecular y 35412 en el vástago femoral (*Figura 3.19*).

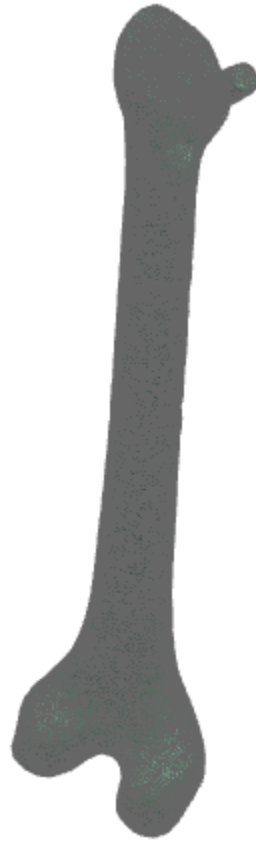


Figura 3.19 Mallado final del ensamble

Capítulo 4. Análisis de resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos, utilizando los valores estáticos calculados y también los obtenidos de la literatura, estos datos fueron traducidos a 4 casos. Se comparan los estados de esfuerzos y desplazamientos de los modelos a fin de establecer condiciones muy similares a las reales para un paciente.

Al tratarse de un ensamble que conjunta materiales dúctiles como la aleación de titanio del vástago y no dúctiles como el hueso, surge la necesidad de elegir un criterio que arroje los mejores resultados para estas condiciones.

En pruebas experimentales con este tipo de materiales se nota que el que responde de mejor manera es el criterio de Von Mises. Por lo que se optó por emplear este criterio ya que responde de manera adecuada con materiales dúctiles y también brinda una buena aproximación en materiales no dúctiles como el hueso cortical y trabecular [Rincón, Ros y Claramunt, 2004].

Para la comprensión de los resultados se hará una comparación entre los que consideren condiciones operatorias similares (1-3 y 2-4) pero también para los que tengan condiciones de cargas y materiales semejantes (1-2 y 3-4).

4.1 Primer Caso

Para el primer caso se tiene un esfuerzo máximo registrado de 90.79 MPa, sin embargo este valor se encuentra en la zona de contacto con la cabeza femoral del implante y es susceptible a despreciarse ya que según el principio de Saint-Venant (1885) indica que los esfuerzos debidos a cargas puntuales se muestran artificialmente elevados en el entorno inmediato al punto de aplicación de las fuerzas. A pesar de ser un esfuerzo debido a carga puntual es bajo en comparación con la aleación de titanio que se está utilizando por lo que no presenta ningún problema.

El esfuerzo máximo más alejado a esa zona está ubicado en el cuello del vástago (*Figura 4.1*) y en la parte posterior del mismo, la distribución de esfuerzos se dirige hacia la zona diafisaria tanto frontal como posterior con valores que rondan los 38 MPa (*Figura 4.2*).

Para el caso del fémur se observa que la distribución de esfuerzos se localiza en la zona distal principalmente con valores cercanos a los 10 MPa tanto frontal como posterior y con valores que rondan los 9.52 MPa en la zona diafisaria justo donde recarga el vástago,

por lo que se puede notar que la rigidez de la aleación ayuda a que estos valores sean bajos en comparación con los valores registrados en el vástago.

En análisis previos encontrados en la literatura que los valores de esfuerzo en un modelo con el vástago son menores a otro con el fémur completo [Pineda, 2014], esto es gracias a la rigidez que brinda la aleación, pero cabe señalar que esto no es del todo benéfico para el hueso, ya que si se usa un material muy rígido, el hueso con el paso del tiempo va a tender a debilitarse y ocasionar problemas de “stress shielding”. Los valores de esfuerzos son muy congruentes con los encontrados en la literatura [Ojeda, 2009], incluso con análisis de prótesis cementadas.

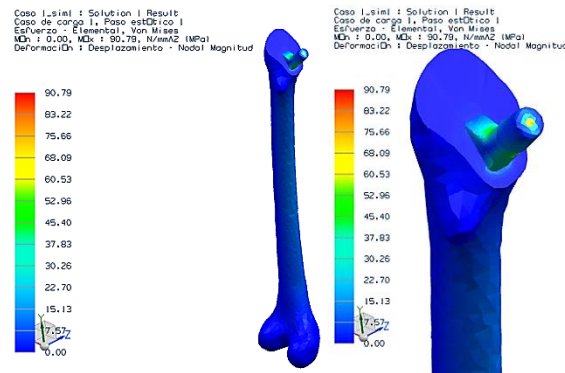


Figura 4.1 Estado de esfuerzos del ensamble primer caso

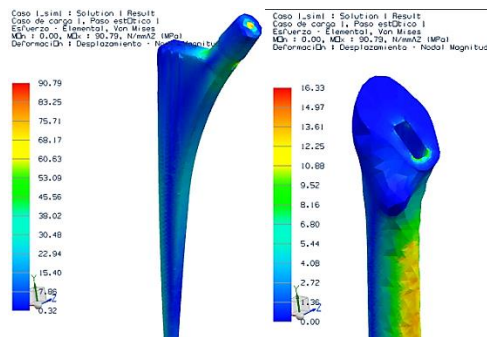


Figura 4.2 Estado de esfuerzos vástago y fémur individuales primer caso

Los desplazamientos más grandes en lo que respecta al ensamble total se observan en la cabeza femoral y son del orden de 0.292 mm. En el hueso, la zona que más se desplaza es la epífisis con 0.268 mm, la diáfisis presenta valores que van desde los 0.195 mm hasta 0.049 mm.

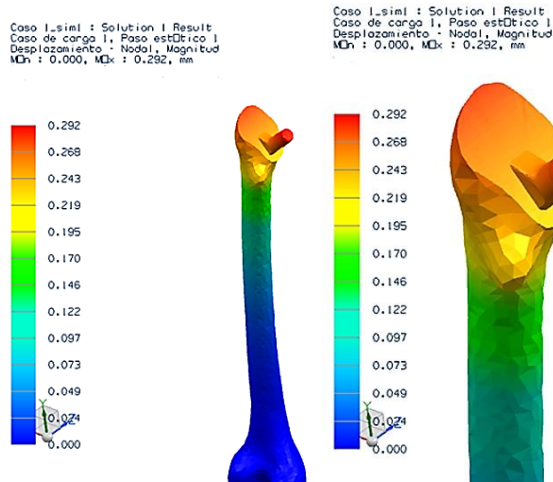


Figura 4.3 Desplazamientos del ensamblaje primer caso

Un punto de análisis importante en los implantes de cadera son los desplazamientos que se presentan en la zona de contacto o movimientos interfaciales, recordando que no es un vástago cementado los micromovimientos en la superficie de contacto son una posible causa de falla ya que esta es la zona que provee la estabilidad primaria; que para el caso de los vástagos cementados esa labor corresponde al cemento óseo. En este caso se presentan micromovimientos por secciones transversales en la superficie interfacial por zonas a lo largo del eje “Y” con respecto al sistema de referencia, los desplazamientos más grandes se presentan en la zona proximal con una magnitud de 48.13 μm (Figura 4.4). En la zona diafisaria se presenta una región de desplazamientos de 37.06 μm y finalmente una tercera región distal de desplazamientos cuya magnitud es de 24.18 μm . Estos micromovimientos están dentro del rango aceptable ya que si superan los 150 μm el implante es propenso a sufrir un aflojamiento y por lo tanto el reemplazo total de la misma [Sobale, 1992].

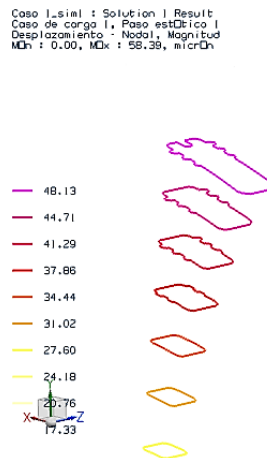


Figura 4.4 Micromovimientos en el vástago en su interfaz con el fémur primer caso

4.2 Segundo Caso

Para el segundo caso se tiene un aflojamiento por una operación no exitosa, o por una negligencia del paciente sobre el reposo recomendado para este tipo de operaciones y que pudo ocasionar un aflojamiento en la zona proximal del vástago de hasta 15 mm según un estudio español sobre el análisis de vástago Spotorno® a lo largo de los años [Aranda, 2005].

Se tiene a diferencia del primer caso un esfuerzo máximo de 108.37 MPa localizado en la cabeza del vástago (Figura 4.5), un valor que es 16.22 % mayor al del primer caso y que de igual manera es susceptible a despreciarse. Por lo que el esfuerzo más próximo alejado a esa zona se encuentra de igual manera que en el caso anterior en el cuello del vástago con valores que rondan los 60 MPa para el caso del vástago distribuyéndose hacia su zona distal con valores de 27.12 MPa un valor que es 18.51 % mayor al del primer caso en la misma zona. Para el caso del fémur el valor máximo es 3 % mayor en comparación al primero y la distribución de esfuerzos va desde la zona diafisaria que es la zona donde se recarga el vástago con valores de 14.02 MPa hasta la zona distal con valores de 5.61 MPa.

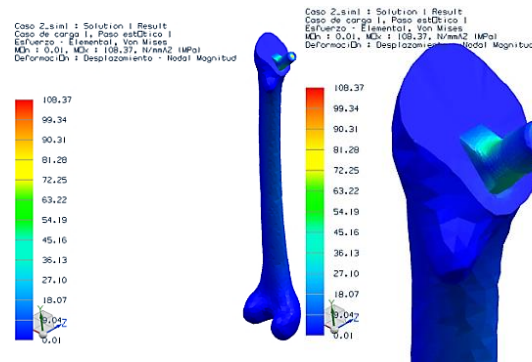


Figura 4.5 Estado de esfuerzos del ensamble segundo caso

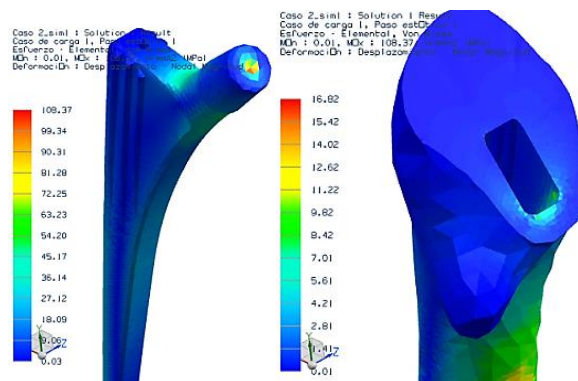


Figura 4.6 Estado de esfuerzos vástago y fémur individuales segundo caso

Los desplazamientos más grandes se observan en la cabeza femoral y son del orden de 0.323 mm. En el hueso, la zona que más se desplaza es la epífisis con 0.27 mm, en la zona diafisaria los desplazamientos rondan los 0.189 mm y en la zona distal los desplazamientos son del orden de 0.108 MPa. El desplazamiento máximo en este caso es 9.5% superior al del primer caso lo cual es congruente debido a la condición de aflojamiento.

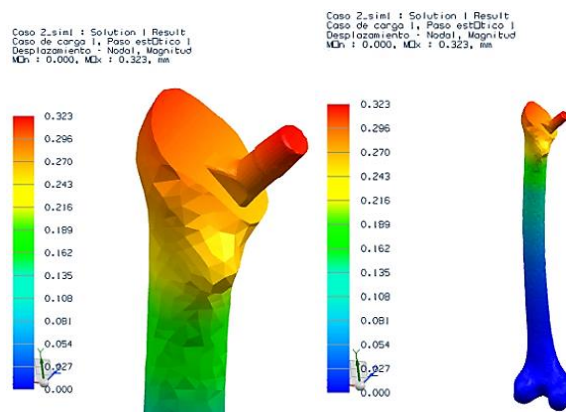


Figura 4.7 Desplazamientos en el ensamble segundo caso

Para el caso de los micromovimientos entre la interfaz fémur-vástago, la magnitud de los desplazamientos más grandes se encuentran en la zona proximal empezando con desplazamientos que alcanzan valores de hasta 83.08 μm (Figura 4.8), pasando por la zona diafisaria con magnitudes de 72.07 μm hasta la zona distal con valores de 44.56 μm . Los micromovimientos en esa interfaz fueron mayores al primer caso, el mayor desplazamiento en este segundo caso fue 42.06 % superior al primer caso. Aun así este valor no es tan alto y no rebasa los valores encontrados en la literatura, lo cual es entendible ya que esta condición estática está muy lejos de lo que podría ser una condición crítica tanto en el ciclo de marcha como en una caída de rodillas, o de alguna motocicleta. Esta condición no ocasionaría un reemplazo total de la misma pero resultaría interesante definir en un estudio posterior bajo qué condiciones este aflojamiento afecta toda la estabilidad de la prótesis bajo condiciones más severas.

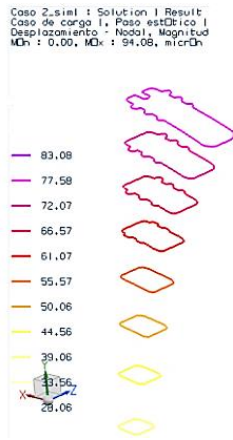


Figura 4.8 Micromovimientos en el vástago en su cara con el fémur segundo caso

4.3 Tercer Caso

El tercer caso de estudio considera muchos elementos más y es un caso más aproximado a la realidad, esto debido a que incluye cargas debidas a los músculos presentes en la articulación, separación entre tipos de hueso.

En este caso el esfuerzo más alto se registró de igual manera que en los casos anteriores en la cabeza del vástago. A pesar de que se ha despreciado este esfuerzo se puede notar que hay una diferencia de 23.9% en comparación con el primer caso, esta diferencia se debe a existen de entrada más cargas en la simulación y la distribución de esfuerzos cambia.

Los esfuerzos en el ensamble van en la epífisis con valores 69.66 MPa y se distribuyen de manera uniforme hasta la base del fémur alcanzando valores de 29.85 MPa (Figura 4.9), por lo que a pesar de ser la misma carga y una estabilidad total en el vástago, cambia tanto la magnitud como la distribución de esfuerzos en comparación con el primer caso, debido al cambio en materiales en el hueso y a la presencia de músculos en la articulación. Los valores en el fémur son altos en comparación al primer caso pero se encuentran por debajo del esfuerzo de cedencia del hueso cortical. De igual manera los valores en el hueso en la zona proximal se encuentran por debajo del esfuerzo de cedencia del hueso esponjoso encontrado en la literatura. En este caso se tiene una pequeña concentración de esfuerzos en la parte inferior-lateral del vástago con valores de 99 MPa pero se despreciará ya que pareciera más un efecto de la malla en esa zona.

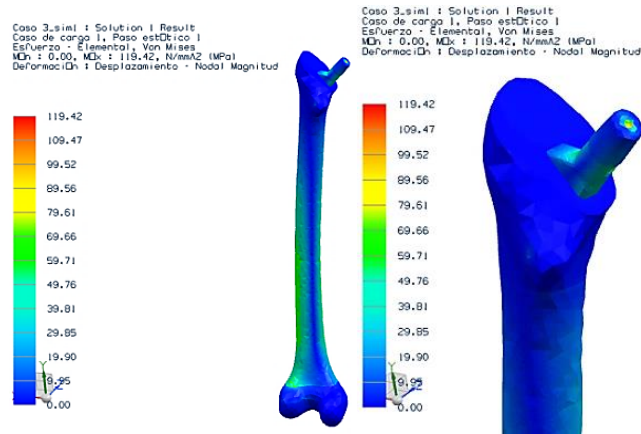


Figura 4.9 Estado de esfuerzo del ensamble tercer caso

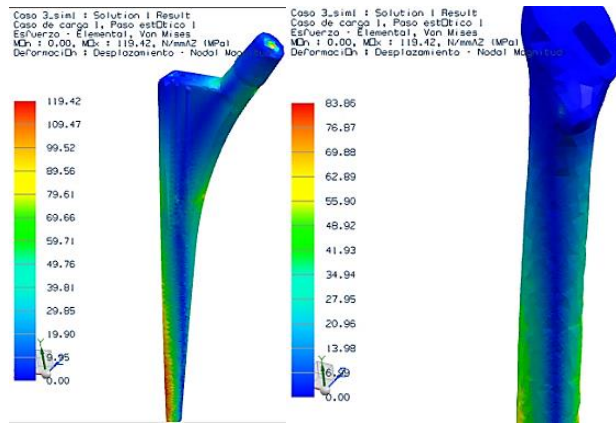


Figura 4.10 Estado de esfuerzos vástago y fémur individuales tercer caso

Los desplazamientos máximos son menores en un 39.38% en comparación con el primero, esto debido a que existen en el modelo cargas a tensión como a compresión y se tiene un mayor equilibrio en el ensamble a diferencia de los dos anteriores.

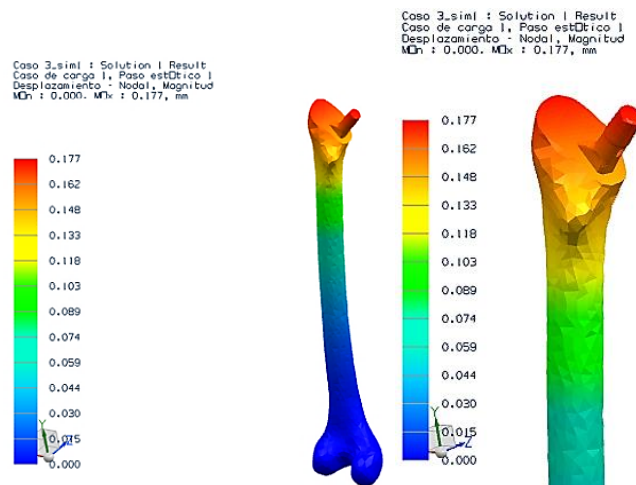


Figura 4.11 Desplazamientos en el ensamble tercer caso

Para el caso de los micromovimientos, los desplazamientos al igual que en el ensamble disminuyeron, el desplazamiento máximo es 7.2% inferior en comparación al primer caso. En la zona proximal los valores comienzan en 44.62 μm (Figura 4.12) en la diafisaria rondan los 34 μm y en la zona distal se tienen 19.73 μm .

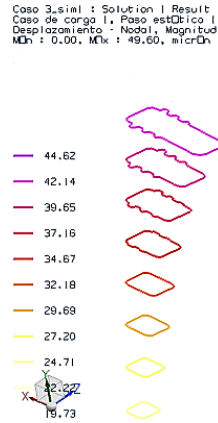


Figura 4.12 Micromovimientos en el vástago en su interfaz con el fémur tercer caso

4.4 Cuarto caso

El cuarto caso al igual que el tercero es muy completo, variando la condición de aflojamiento mencionada en el segundo caso. El esfuerzo máximo se registró en la cabeza el vástago con un valor cercano a los 198 MPa un valor elevado en comparación al segundo caso de 108 MPa por lo que es mayor en un 45.45% y también el valor más alto en todos los casos, aunque la distribución de esfuerzos en el hueso es mejor en comparación al segundo, esto debido a la presencia de las cargas de los músculos. En la zona distal se tienen valores que rondan los 66 MPa y en la epífisis se tienen valores por debajo de los 10 MPa (Figura 4.13). Para el caso del vástago los esfuerzos se concentran más en la zona diafisaria-distal a diferencia del segundo que se concentraba más en el cuello del vástago.

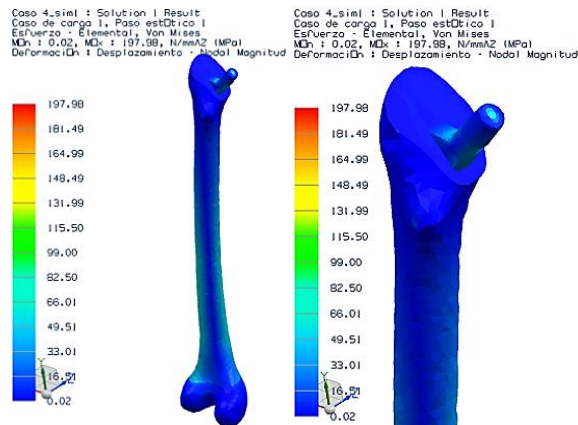


Figura 4.13 Estado de esfuerzos del ensamble cuarto caso

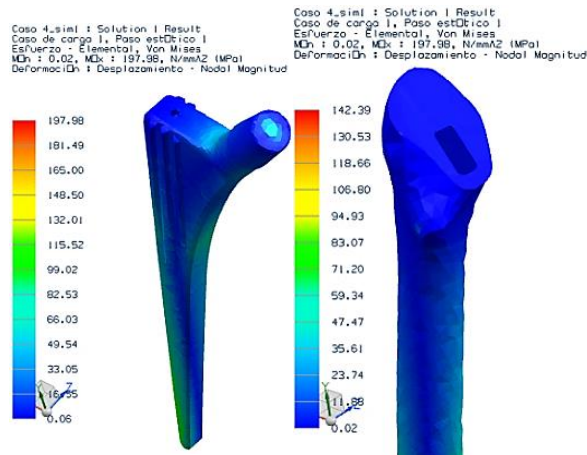


Figura 4.14 Estado de esfuerzos vástago y fémur individuales cuarto caso

Los desplazamientos máximos son muy similares al segundo caso y más grandes en comparación al tercero que es similar en cargas y materiales pero sin aflojamiento, en la zona proximal los valores van desde 0.35 mm en la epífisis, pasando por la zona diafisaria con valores de 0.233 mm y en la zona distal 0.146 mm (Figura 4.15).

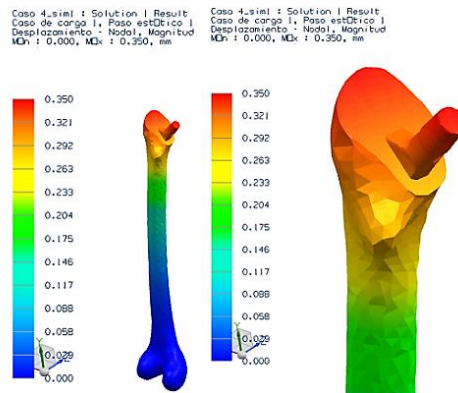


Figura 4.15 Desplazamientos en el ensamble cuarto caso

Los micromovimientos son ligeramente superiores a los encontrados en el segundo caso y muy superiores a los encontrados en el tercer caso. En la zona proximal se tienen valores que rondan los 108 μm (Figura 4.16), en la zona diafisaria los valores rondan los 85.16 μm y van hasta los 45 μm . Todos se encuentran dentro de un rango según lo encontrado a la literatura pero se puede notar que la falta de estabilidad primaria en los casos dos y cuatro afectan a la estabilidad en todo el vástago, en todos los casos los micromovimientos fueron mayores en la zona proximal e iban disminuyendo a la zona distal, los micromovimientos en la zona proximal a pesar de entrar dentro de un rango aceptable llevarán a una falla prematura si afectan la estabilidad del vástago.

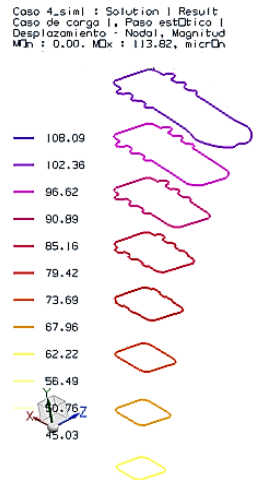


Figura 4.16 Micromovimientos en el vástago en su interfaz con el fémur cuarto caso

La *Tabla 4.1* muestra un resumen de los resultados en los casos de estudio.

Tabla. 4.1 Resumen de desplazamientos y esfuerzos en los 4 casos de estudio

Casos/Estado	Desplazamientos máx. ensamble (mm)	Desplazamientos máx. zona de contacto (μm)	Esfuerzo máximo alejado de la carga puntual en articulación (MPa)
1	0.292	48.13	37.83
2	0.323	83.08	63.22
3	0.177	44.62	69.99
4	0.35	108	99

Capítulo 5. Conclusiones

El escaneo láser es una manera muy precisa de obtener un modelo CAD de una pieza física y aunque la puesta a punto de salida de STL del escaneo para ser susceptible a la aplicación del método por elemento finito es muy tardada y en el proceso de limpieza de malla finalmente se pierde información de la geometría de la pieza, no existe otra forma que brinde los modelos CAD en el tiempo y exactitud que este método. Sin embargo para este caso en particular y debido a las condiciones generales en las que se encontraba el vástago se generó un escaneo inicial que dificultó mucho su réplica, por lo que se tuvieron que emplear distintos métodos de modelado para poder llegar a un modelo confiable, editable y sin imperfecciones geométricas.

El implante analizado, mostró un comportamiento aceptable ya que no presentó, en ningún caso micromovimientos mayores a 150 μm en la interfaz con hueso. El efecto de una buena operación se traduce en menores desplazamientos en la zona de contacto vástago-fémur y por lo tanto asegura un mejor funcionamiento a largo plazo. Desplazamientos mayores a este valor son la condición necesaria para la falla del implante por aflojamiento y probablemente ocasionar el reemplazo total de la misma.

Para los casos de estudio que incluían los músculos la distribución de esfuerzos abarcó más zonas a lo largo del ensamble que para el caso de los que solo incluían cargas puntuales en la articulación, ya que estos se distribuyen a lo largo del fémur y no se concentran en la zona proximal como en los casos que no los incluyen, los músculos ayudan a crear un equilibrio en el modelo. El efecto de considerar hueso de tipo cortical solamente en el fémur se ve reflejado directamente en la distribución de esfuerzos, para el caso del cortical la concentración de esfuerzos en la zona proximal es 23.9% mayor que para el que combina ambos materiales, esto es debido principalmente a la gran diferencia de densidades y esfuerzos de cedencia de uno y del otro, para el caso del hueso cortical el material es más rígido que en comparación con el trabecular. Por lo que se concluye que es muy importante hacer la partición de materiales en el hueso ya que de esta manera se puede saber con mayor exactitud en que momento puede fallar el material.

Resultaría de gran relevancia realizar análisis de este tipo combinando las distintas áreas de oportunidad identificadas en este estudio empezando con la creación de particiones del hueso graduales ya que la partición usada en este estudio es repentina y eso en la realidad no es así, evaluar los modelos a fatiga, aplicación de condiciones más críticas en la marcha y también en situaciones de caídas, la condición de análisis es simple y evaluar condiciones más críticas que la monopodal ayudaría a predecir mejor su comportamiento. También con condiciones de estabilidad primaria totalmente lograda o con aflojamiento

para los casos anteriores; así como realizar combinaciones de análisis considerando modelos ortotrópicos que consideren direccionamiento en el material e introducir nuevos materiales y aleaciones en el vástago.

Este tipo de análisis contribuyen a tomar decisiones sobre qué tipo de prótesis elegir y así escoger el mejor tipo de diseño para determinado paciente. El objetivo de estos análisis es ayudar a crear una metodología de análisis con casos reales y fundamentados, así como modelos eficientes desde un inicio y que eliminen errores debidos a la geometría del mismo, considerando cada vez más variables y así ir eliminando los errores que las prótesis actuales tienen desde el punto de vista mecánico.

Bibliografía

- [1] Acosta, María Inés, Síndrome de Legg Calve Perthes. Revista de Posgrado de la Vía Cátedra de Medicina. Nº169, España, 2007.
- [2] Aranda, FJ Morego, Vástago spotorno. Resultados a 10 años, España, 2005.
- [3] Bitsakos Ch., Kerner J., Fisher I., Amis A.A., The effect of muscle loading on the simulation of bone remodeling in the proximal femur. Journal of Biomechanics, Inglaterra 2005.
- [4] Cheal, E. J., Hipp J. A., Hayes W. C., Evaluation of finite element analysis for prediction of strength reduction due to metastatic lesions in femoral neck. J.Biomech., EE.UU. 1993.
- [5] Currey JD, Butler G. The mechanical properties of bonetissue in children. J Bone Joint Surg [Am], EE.UU, 1975.
- [6] Echevarría A., Minotas J., Evaluación del comportamiento anticorrosivo de los recubrimientos destinados a implantes, Revista Cuadernos Cerámicos y Vítreos, Colombia, 1999.
- [7] Echevarría A., Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera, Revista de la Universidad de Antioquia, Número 30, Medellín, Colombia, 2002.
- [8] Evans GF. Stress and strain in bones. Springfield: CC Thomas, EE.UU. 1957.
- [9] Gómez F., Artroplastía total de cadera, McGraw-Hill Interamericana, México, 2000.
- [10] Gómez M.J., Mathematical modelling and computational simulation of the mechanobiological behaviour of bone implants interfaces, Ph.D Thesis, Univesity of Zaragoza, España, 2005.
- [11] Konirsch G. Étude du comportement biomécanique du tissu osseux compact des os longs chez l'homme. Francia 1964.
- [12] Lakes R., Biomaterials. An Introduction. Ed. Plenum Press. EE.UU. 1992.
- [13] Manual de fisioterapia: Neurología, pediatría y fisioterapia respiratoria. Módulo II, Editorial Mad S.L., España, 2004.
- [14] Mathys R., The cementless fixation of hip endoprotheses. Ed. Spring Verlag, Berlín-Heidelberg-New York-Tokyo, 1970.
- [15] Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. Formacion continuada de la SECOT y de la SER. Editorial MASSON 2013.

- [16] Ojeda Díaz, Carlos Jahel, Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas, Universidad Politécnica de Madrid, España, 2009.
- [17] Pietrusczak S., Inglis D., Pande G.N., Afabric-dependent fracture criterion for bone, Journal of Biomechanics, EE.UU. 1999.
- [18] Pineda Nicolás, José Manuel, Análisis del efecto de una prótesis Müller en la distribución de esfuerzos del fémur, México, 2014.
- [19] Proubasta I, GilMur J, Planell J., Fundamentos de Biomecánica y biomateriales Valenta J. Biomechanics. Elsevier. EE.UU. 1993.
- [20] Que es la artrosis de cadera, Sociedad Española de Reumatología, España, 2011.
- [21] Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech, EE.UU. 1975.
- [22] Ruiz del Pino, M. Joaquina, Fracturas: conceptos generales y tratamiento, Centro de salud Alhaurin de la torre, Málaga, España, 2011.
- [23] Sedel, L. Propriétés mécaniques de l'os. Rev Chir Orthop, Francia, 1974.
- [24] Sobotta J., Atlas of Human Anatomy, volume 2, EE.UU. 1988.
- [25] Zimmermann R., Cazenave A., Biomecánica del hueso. Aplicación al tratamiento de las fracturas, EE.UU. 2004.
- [26] Zimmermann R. Ostéosynthèse par plaque. Étude expérimentale des contraintes. [thèse de médecine n°307], Francia, 1976.
- [27] Zioupos P, Currey JD, Hamer AJ. The role of collagen in the declining mechanical properties of cortical bone. J Biomed Mater Res, EE.UU, 1999.