



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Análisis del sistema
Spotorno®-fémur a lo largo
de actividades diarias**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Pedro Damián Gómez Bonilla

DIRECTOR DE TESIS

M.C. Edgar Isaac Ramírez Díaz



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2019



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A mi padre, Jorge Gómez (Q.E.P.D), porque desde que yo era niño, despertó mi interés en la ingeniería y sé que estaría orgulloso de este trabajo y de la persona en la que me he convertido.

A mi madre, María del Refugio Bonilla, por haber apoyado todas y cada una de las decisiones que me llevaron a concluir mi carrera de Ingeniería Mecánica y por ayudarme a superar todos los obstáculos que la vida ha puesto en mi camino.

Sin mis padres, nada de esto hubiera sido posible.

A Rosa Elena Madrid por los consejos que me ha dado y porque gracias a sus enseñanzas y su paciencia pude aprobar el examen de admisión a esta Universidad.

A mis amigos cercanos por todo su apoyo, su amistad y por los grandes momentos vividos.

A Edgar Isaac Ramírez Díaz por todo el tiempo invertido en ser el director de este trabajo de tesis y por el apoyo que me ha brindado para lograr mis metas académicas a futuro.

A Alejandra Garza Vázquez por haber sido mi tutora durante mis estudios de licenciatura y por su ayuda incondicional.

A Mayverena Jurado Pineda por todo el apoyo que me dio durante mi carrera y por los consejos que me ha dado en mi búsqueda de un posgrado.

A mis sinodales por tomarse el tiempo de leer y revisar esta tesis y por sus sugerencias.

A Fórmula SAE por haberme permitido ser parte del proyecto y por todos los buenos amigos que hice en el camino.

A la UNAM y a la FI por permitirme estudiar en sus aulas y por haberme dado la oportunidad de realizar un intercambio académico al extranjero.

PRÓLOGO

Mientras se está de pie, todo el peso de la cabeza, brazos y tórax es transmitido a través de la columna lumbar y transferido a la cadera. Además, esta articulación permite realizar todos los movimientos requeridos por las actividades diarias. Sin embargo, la cadera puede ser afectada por enfermedades tales como osteoartritis, artritis reumatoide, necrosis avascular y osteoporosis, las cuales pueden causar dolor y restringir el movimiento del paciente. La artroplastia total de cadera (THA) tiene como objetivo reemplazar la articulación al remover las áreas de hueso afectadas y, así, recuperar la movilidad de la cadera.

El objetivo de este trabajo fue generar un modelo del fémur humano que reproduzca de manera fiel su anatomía, considerando los distintos tejidos óseos presentes: hueso cortical y hueso trabecular. Además, determinar las zonas susceptibles a resorción o densificación ósea en el fémur después de la THA con dos vástagos distintos: el vástago Spotorno® y una versión recortada de éste. Para lograr esto, se realizaron análisis de elemento finito en donde se utilizaron, como condiciones de frontera, las cargas presentes en la cadera durante cuatro actividades diarias: bajar escaleras, subir escaleras, caminar rápido y caminar lento.

En el capítulo uno se describe brevemente la anatomía y biomecánica de la cadera, así como las enfermedades que la afectan. También se explica la clasificación de los dispositivos usados en la THA y los parámetros usados para seleccionarlos. Por último, se describen las características principales de los vástagos Spotorno® y Brevius®.

En el capítulo dos se presentan los trabajos de otros autores que han realizado análisis similares al de este trabajo con el fin de identificar sus metodologías y los resultados que obtuvieron. Las variables mecánicas revisadas en estos trabajos son: el esfuerzo de Von Mises, la deformación equivalente y la densidad de energía de deformación; siendo el esfuerzo de Von Mises la variable utilizada en este trabajo.

En el capítulo tres se presentan las modificaciones realizadas a los modelos del fémur y del vástago Spotorno® proporcionados por la UDIATEM. Además, se realizó la THA de manera virtual siguiendo las recomendaciones del fabricante con el fin de tener modelos fieles a la realidad. También se describen las cargas de cada actividad, así como su duración en el análisis, las cuales sirvieron como condiciones de frontera para el estudio.

En el capítulo cuatro se describen los resultados obtenidos en los análisis y se revisan los casos de manera separada: fémur sano, fémur con prótesis Spotorno® y fémur con prótesis Spotorno® modificada. Después, se hace una comparación entre ellos y se obtienen las zonas susceptibles a un proceso de remodelación ósea.

En el capítulo cinco se concluye con base en los objetivos propuestos y se proponen trabajos a futuro para mejorar la fidelidad del modelo.

ÍNDICE

Capítulo 1. Antecedentes.....	1
1.1 Anatomía de la cadera.....	1
1.2 Hueso cortical y hueso trabecular.....	2
1.3 Biomecánica de la cadera.....	3
1.4 Enfermedades de la cadera.....	5
1.5 Artroplastia total de cadera (<i>THA: Total Hip Arthroplasty</i>).....	6
1.6 Clasificación de dispositivos de THA.....	7
1.6.1 Prótesis cementadas.....	7
1.6.2 Prótesis no cementadas.....	7
1.7 Parámetros de selección de prótesis.....	8
1.8 Zonas de Gruen.....	11
1.9 Vástago Spotorno®.....	11
1.9.1 Modificaciones al vástago Spotorno® (vástago Brevius®).....	12
Capítulo 2. Estado del arte.....	14
2.1 El esfuerzo de Von Mises.....	14
2.2 Deformación equivalente.....	18
2.3 Densidad de energía de deformación (<i>SED: Strain Energy Density</i>).....	20
Capítulo 3. Generación de modelos.....	22
3.1 Obtención del modelo del fémur sano.....	22
3.2 Ensamble del modelo del fémur con prótesis Spotorno®.....	26
3.3 Ensamble del modelo del fémur con prótesis Spotorno® modificada.....	28
3.4 Casos de carga.....	28
Capítulo 4. Análisis de resultados.....	32
4.1 Fémur sano.....	32
4.2 Fémur con prótesis Spotorno®.....	34
4.3 Fémur con prótesis Spotorno® modificada.....	37
4.4 Comparación de esfuerzos entre el fémur sano y los vástagos femorales.....	40
Capítulo 5. Conclusiones.....	44
Referencias.....	46

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

1.1 Anatomía de la cadera.

La articulación de la cadera está formada por la unión de tres huesos: el ilion, el isquion y el pubis. Estos tres huesos forman el acetábulo (figura 1.1), el cual es una cavidad que actúa como una cuenca para articularse con la cabeza del fémur (figura 1.2). Esto resulta en una articulación multiaxial, fuerte y estable.

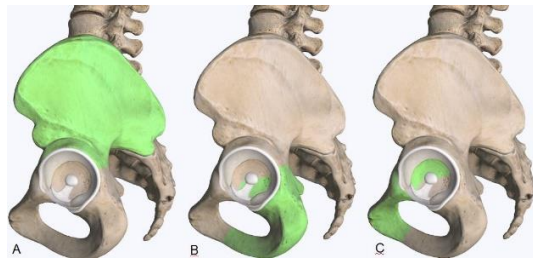


Figura 1.1 A) Ilion B) Isquion C) Pubis (3D4Medical, app Complete Orthopedic)



Figura 1.2 Articulación de la cadera (3D4Medical, app Complete Orthopedic)

El fémur humano es el hueso más largo y más resistente del cuerpo. Su longitud es necesaria para satisfacer las condiciones biomecánicas de la marcha y su resistencia ayuda a transmitir fuerzas musculares y de soporte del peso del cuerpo. Es cilíndrico en toda su longitud y curvo en su porción media.

El fémur se puede dividir en tres partes: proximal, medial y distal. En la parte proximal se encuentran la cabeza y el cuello femorales, y los trocánteres mayor y menor. El cuello femoral conecta a la cabeza con el resto del fémur en un ángulo de aproximadamente 125° . Si este ángulo es mayor, resulta en una condición llamada *coxa valga*; y si es menor, resulta en *coxa vara* (Wasielowski et al., 2015). La porción distal del fémur es más larga que la proximal y consiste de dos cóndilos que forman la mitad superior de la articulación de la rodilla. En la figura 1.3 se muestra una imagen del fémur y sus características.

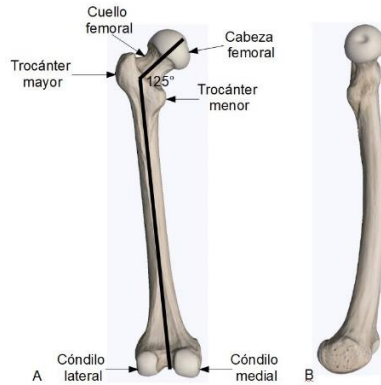


Figura 1.3 A) Características anatómicas del fémur B) Curvatura medial del fémur. (3D4Medical, app Complete Orthopedic)

1.2 Hueso cortical y hueso trabecular.

En el nivel macroscópico, las dos estructuras más aparentes son la del hueso cortical y la del hueso trabecular. El hueso cortical consiste en unidades laminares densas, paralelas y concéntricas llamadas osteonas. Cada una de éstas es irrigada e interconectada por un sistema de canales Haversianos y de Volkmann, así como por canalículos. El hueso cortical está cubierto por el periostio en el exterior y por el endostio en el interior, las cuales son capas de tejido conectivo.

Por otro lado, el hueso trabecular está formado por una red de placas y barras lamelares con menor densidad, homogeneidad y paralelismo. Este tipo de hueso es alimentado por difusión gracias a la médula ósea que lo rodea, ya que no cuenta con vasos sanguíneos. El hueso cortical siempre rodea al trabecular pero la resistencia y el grosor de la capa depende de la localización anatómica. En la figura 1.4 se observa el esquema de un hueso largo en donde se muestran ambos tipos de tejido.

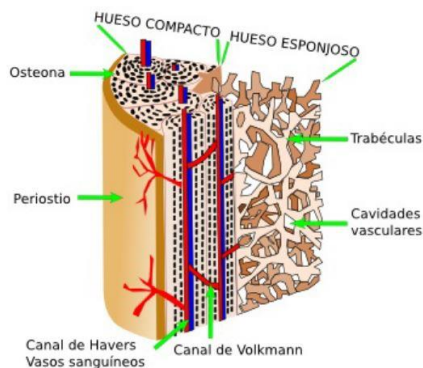


Figura 1.4 Esquema de la diáfisis de un hueso largo (Megías et al., 2017)

En el caso específico del fémur se observan ambas estructuras; en la región proximal se encuentra el hueso esponjoso y se puede identificar por su apariencia de barras (trabéculas), por otro lado, el hueso cortical se encuentra recubriendo la parte externa de todo el fémur y extendiéndose hacia la porción media para formar la diáfisis femoral (figura 1.5).



Figura 1.5 Sección transversal del fémur proximal donde se observan los huesos cortical y trabecular. (Bankoff, 2007)

1.3 Biomecánica de la cadera.

Mientras se está de pie, todo el peso de la cabeza, brazos y tórax es transmitido a través de la columna lumbar y transferido al sacro y al ilion; después es llevado al acetábulo y al cuello femoral. Esto es logrado mediante estabilizadores estáticos y dinámicos que previenen la dislocación de la articulación y mantienen al cuerpo en balance. Además, la cadera debe ser altamente dinámica para permitir los movimientos requeridos en las actividades diarias del cuerpo humano.

Los ligamentos tienen un papel crucial durante todo el rango de movimiento y en posiciones diferentes de la articulación. Los tres ligamentos más importantes son: el iliofemoral, el isquiofemoral y el pubofemoral (figura 1.6). El ligamento iliofemoral provee la mayor cantidad de estabilidad estática mientras se está de pie al oponerse a la hiperextensión, rotación externa, aducción y traslación frontal de la cabeza femoral. Por otro lado, el ligamento isquiofemoral resiste la rotación interna y estabiliza la aducción de la cadera cuando ésta se encuentra flexionada. Por último, el ligamento pubofemoral resiste la traslación lateral, así como la abducción excesiva.

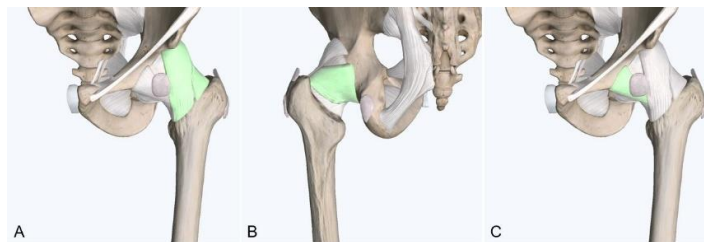


Figura 1.6 A) Ligamento iliofemoral B) Ligamento isquiofemoral C) Ligamento pubofemoral (3D4Medical, app Complete Orthopedic)

Existen muchos músculos que están involucrados en la movilidad de la cadera y pueden ser agrupados dependiendo del tipo de movimiento que producen. Los músculos psoas e iliaco son los flexores más importantes junto con el tensor fascia latae que no es tan poderoso como los primeros.

Los gluteus maximus, medius y minimus funcionan como extensores y como rotadores externos. Además, el gluteus medius es el abductor principal y es asistido por el piriformis y el tensor fascia latae. El músculo adductor magnus es el aductor que produce más fuerza y es complementado por el gluteus maximus. Los orígenes y los puntos de inserción en el fémur de éstos y otros músculos se muestran en la figura 1.7.

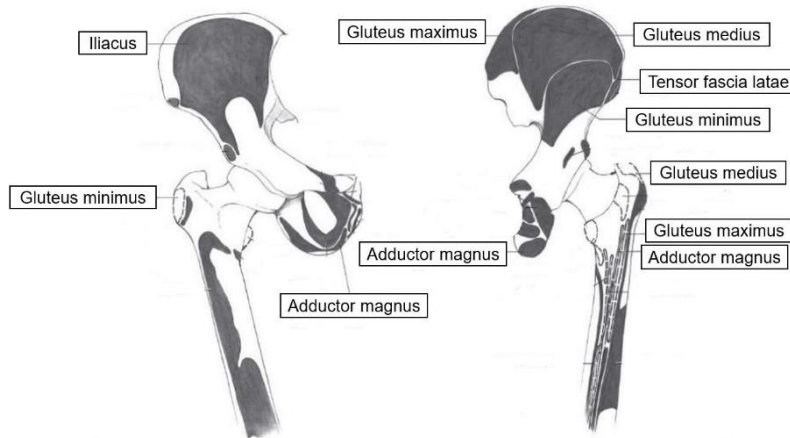


Figura 1.7 Puntos de inserción y orígenes de algunos de los músculos involucrados en el movimiento de la cadera. (Wasielewski, 2015)

La cadera tiene movimiento con seis grados de libertad. Los ejes rotacionales están descritos en términos de abducción/aducción o rotación alrededor del eje anterior/posterior (eje x); rotación medial/lateral o rotación alrededor del eje vertical/longitudinal (eje y) y flexión/extensión o rotación alrededor del eje medial/lateral (eje z). En la figura 1.8 se muestra una representación de estos movimientos de la cadera.

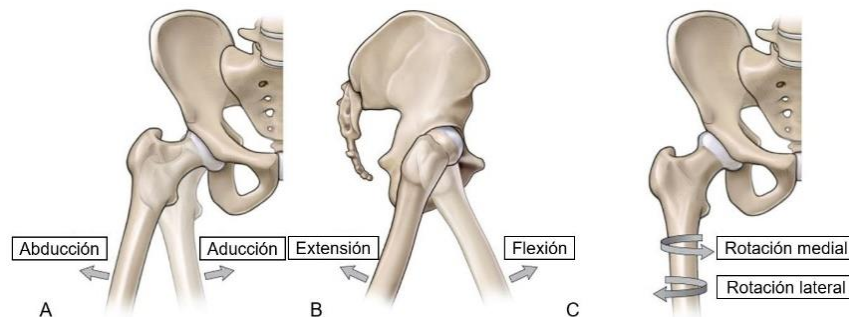


Figura 1.8 A) Abducción/aducción B) Flexión/extensión C) Rotación medial/lateral (Dutton, 2012)

El rango de movimiento promedio en la cadera sana se muestra en la tabla 1.1 sin embargo, la marcha en terrenos con desniveles, subir y bajar escaleras, sentarse en una silla o cruzar las piernas incrementará la necesidad del rango de movimiento más allá de lo necesario para la marcha normal. Las estructuras óseas determinan los límites absolutos de movimiento de la articulación mientras que los componentes de tejido blando (ligamentos, músculos, etc.) determinan los límites in vivo.

Tabla 1.1 Rangos promedio de movimientos de la cadera. (Huffaker et al., 2015)

Movimiento	Rango promedio	Marcha en terreno nivelado
Aducción/abducción	25°/50°	5°/5°
Rotación interna/externa	90°/70°	5°/5°
Flexión/extensión	140°/30°	30°/10°

1.4 Enfermedades de la cadera.

La osteoartritis (figura 1.9) es una condición degenerativa asociada con el desgaste del cartílago que recubre los extremos de los huesos. Este cartílago absorbe las cargas a las que se somete la articulación y los protege de algún daño. Mientras el cartílago se degenera, los huesos se rozan causando dolor y restricción de movimiento.



Figura 1.9 Representación de la osteoartritis en la articulación de la cadera. (3d4Medical, app Complete Orthopedic)

La artritis reumatoide (figura 1.10) es otra forma crónica de artritis en la que la membrana sinovial se inflama y se engrosa causando dolor e hinchazón seguidos de degeneración y desfiguración del hueso y del cartílago.

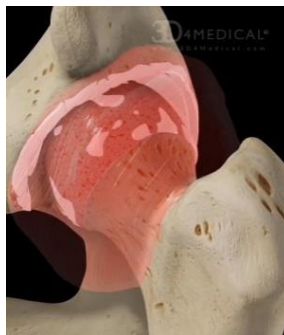


Figura 1.10 Representación de la artritis reumatoide en la cadera. (3D4Medical, app Complete Orthopedic)

La necrosis avascular (figura 1.11) es una enfermedad que ocurre cuando los tejidos óseos mueren, lo que da como resultado el colapso del hueso. Esta condición es causada por la falta de irrigación sanguínea al hueso.

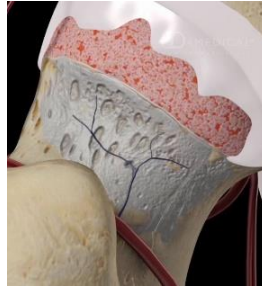


Figura 1.11 Representación de necrosis avascular en el cuello femoral. (3D4Medical, app Complete Orthopedic)

La osteoporosis (figura 1.12) se caracteriza por una pérdida importante de hueso trabecular lo que causa que el tejido óseo se vuelva frágil y susceptible a la fractura.



Figura 1.12 Comparación entre hueso trabecular sano y hueso trabecular con osteoporosis. (<https://www.webmd.com/osteoporosis/ss/slideshow-osteoporosis-overview>)

Los pacientes que presentan cualquiera de estas enfermedades pueden optar por reemplazar de manera total la articulación de la cadera. La artroplastia total de cadera remueve las áreas de hueso que han sido dañadas y, además, permite la realización de actividades que no eran posibles debido al dolor y la rigidez en la articulación.

1.5 Artroplastia total de cadera (THA: Total Hip Arthroplasty).

La artroplastia total de cadera consta de dos partes principales: los componentes acetabular y femoral (figura 1.13). El componente acetabular es una copa hemisférica con un recubrimiento que actúa como superficie de soporte. El componente femoral reemplaza a la cabeza femoral. Las complicaciones más comunes que se presentan después de la THA son: infección, dislocación, osteopenia y aflojamiento aséptico.

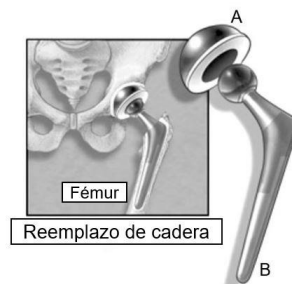


Figura 1.13 A) Componente acetabular B) Componente femoral (The Ottawa Hospital, 2016)

1.6 Clasificación de dispositivos de THA.

Las técnicas de fijación de los dispositivos de THA son diseñadas para que éstos se anclen al permitir o estimular la osteointegración o para que sean cementadas en posición utilizando PMMA. Cabe aclarar que, para este trabajo, se hará énfasis en las prótesis no cementadas.

1.6.1 Prótesis cementadas.

Las prótesis cementadas (figura 1.14) fueron las primeras en aparecer para realizar THA. Éstas son fijadas en su posición mediante un cemento óseo que ayuda a anclar el vástago al hueso. A pesar de que se obtienen excelentes resultados clínicos con este tipo de prótesis, existen complicaciones provocadas principalmente por el cemento óseo. El cemento más usado es el PMMA y éste se degrada con el paso del tiempo. La acumulación de restos de PMMA causa inflamación y, subsecuentemente, el aflojamiento de la prótesis. Sin embargo, esta técnica de fijación es usada ampliamente y es recomendada para pacientes mayores de 65 años o para pacientes que no tengan las suficientes reservas de hueso sano para asegurar la estabilidad primaria.



Figura 1.14 Prótesis cementada. (<https://sunshineortho.com.au/anterior-cruciate-ligament-injuries/thr-008/>)

1.6.2 Prótesis no cementadas.

La alternativa no cementada fue desarrollada para eliminar los problemas asociados con el uso del cemento. En las décadas de los 70s y 80s se desarrollaron las superficies para crecimiento de hueso para la THA. Se determinó que la adición de pequeños poros de titanio o cobalto a la superficie del implante permitiría el crecimiento de hueso dependiendo del tamaño del poro de la estructura (100 - 400 μm (Chatrath et al., 2015)) y del movimiento relativo entre el implante y el hueso.

La respuesta fisiológica a un implante con un recubrimiento poroso para osteointegración insertado en el hueso se asemeja al proceso curativo de las trabéculas, en donde se forma nuevo tejido para ocupar los espacios entre los poros (figura 1.15). Por otro lado, cualquier movimiento en la intercara entre el hueso y el implante (mayor a 150 μm (Chatrath et al., 2015)) puede inhibir, prevenir o retrasar el crecimiento de hueso entre los poros.

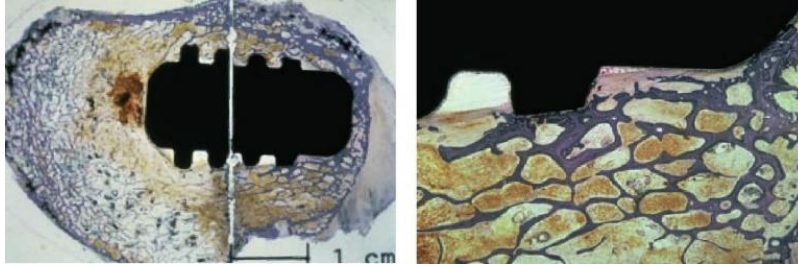


Figura 1.15 Formación de hueso alrededor del vástago Spotorno. (Zimmer GmbH, 2008)

Un gran problema cuando se utilizan prótesis no cementadas con recubrimiento poroso, en particular aquellas que son largas y muy rígidas, es la osteopenia por desuso (*stress shielding*). Esto se produce ya que, si el vástago está firmemente anclado al hueso por osteointegración, el fémur estará expuesto a niveles de carga menores debido a la rigidez de la prótesis, la cual evita la deformación del tejido óseo. De acuerdo con la ley de Wolff, el hueso se adapta para transmitir de mejor manera la carga que soporta el tejido.

1.7 Parámetros de selección de prótesis.

En 1985 se estableció un protocolo basado en cuatro parámetros clínicos y radiológicos para ayudar en la decisión de utilizar un vástago cementado o uno no cementado. A cada uno de los parámetros se le asigna una puntuación y la suma de éstos ayudará al cirujano a decidir cuál es la mejor opción.

- Edad (tabla 1.2): en términos generales, y con base en el punto de vista biológico de la edad, se puede decir que se prefiere el uso de una prótesis no cementada para pacientes menores de 50 años y una prótesis cementada para pacientes mayores a 70 años.

Tabla 1.2 Puntos que se le atribuyen al parámetro de la edad. (Zimmer GmbH, 2011)

Puntos asignados	
>70 años	4
61 -70 años	2
51 – 60 años	1
<50 años	0

- Género (tabla 1.3): generalmente, las mujeres mayores tienen una peor calidad del hueso debido a la osteoporosis causada por la menopausia.

Tabla 1.3 Puntos que se le atribuyen al parámetro del género. (Zimmer GmbH, 2011)

Puntos asignados	
Mujeres	1
Hombres	0

- Osteoporosis (tabla 1.4): ésta representa una desventaja ya que no permite generar la estabilidad primaria necesaria para la osteointegración del implante en el fémur. Con base en el índice de cuello femoral se definen cuatro grados de osteoporosis.

Tabla 1.4 Puntos que se le atribuyen al parámetro de la osteoporosis. (Zimmer GmbH, 2011)

Puntos asignados	
Severa (Singh 1-2) (figura 1.16)	4
Moderada (Singh 3-4) (figura 1.17)	2
Leve (Singh 5-6) (figura 1.18)	1
Fisiológica (Singh 7) (figura 1.19)	0

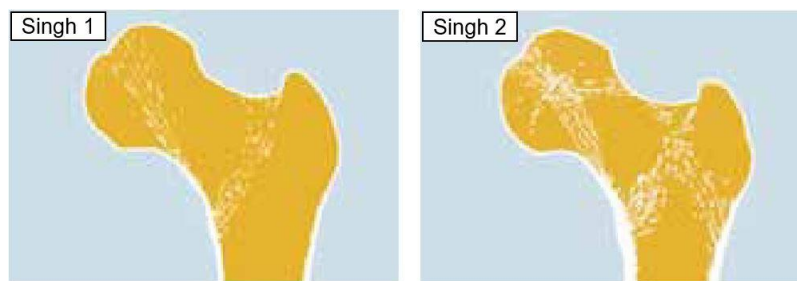


Figura 1.16 Osteoporosis severa donde la mayoría de las trabéculas principales y secundarias han desaparecido. (Zimmer GmbH, 2011)

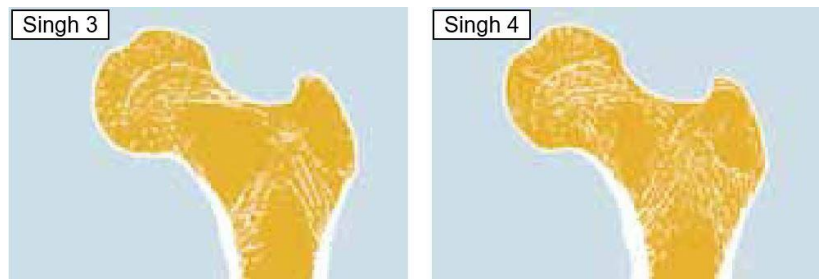


Figura 1.17 Osteoporosis moderada donde hay una desaparición parcial de las trabéculas principales. (Zimmer GmbH, 2011)



Figura 1.18 Osteoporosis leve donde solo las trabéculas secundarias han desaparecido. (Zimmer GmbH, 2011)

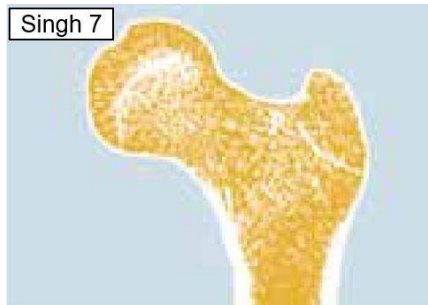


Figura 1.19 Las trabéculas son densas y llenan el cuello femoral. (Zimmer GmbH, 2011)

- La anatomía femoral (tabla 1.5): el índice morfo-cortical (MCI) da información acerca de dos variables que no siempre se relacionan una con la otra; la morfología del fémur y el espesor de la corteza cortical. La fórmula para calcular el MCI es:

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

Donde:

CD = distancia entre las fronteras de la corteza lateral y medial a la altura de la punta del trocánter menor.

AB = es el diámetro del canal medular medido 7 cm por debajo de la línea CD (figura 1.20).

Tabla 1.5 Puntos que se le atribuyen al parámetro de la anatomía femoral. (Zimmer GmbH, 2011)

Puntos asignados	
MCI ≤ 2.2	4
MCI > 2.3	2
MCI > 2.7	1
MCI ≥ 3	0

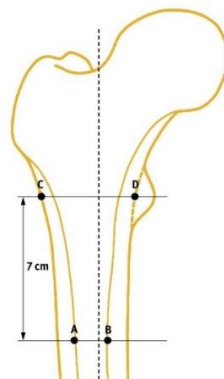


Figura 1.20 Líneas CD y AB necesarias para calcular el MCI. (Zimmer GmbH, 2011)

Finalmente, la decisión se hace con base en la suma de los puntos obtenidos de la tabla 1.6.

Tabla 1.6 Opciones con base en la suma de puntuaciones. (Zimmer GmbH, 2011)

Decisión	
0 – 4	Vástago no cementado
5	Cuestionable
≥ 6	Vástago cementado

1.8 Zonas de Gruen

La evaluación del componente femoral involucrado en una THA es complicada ya que se debe describir y analizar la relación entre el vástago y todas las regiones que lo rodean. Es por esto que se han definido siete zonas de Gruen en el plano anteroposterior de acuerdo con el método de Gruen (figura 1.21).



Figura 1.21 Zonas de Gruen para la evaluación de THA. (Ross et al., 2015)

1.9 Vástago Spotorno®

Este componente femoral fue diseñado por el profesor Lorenzo Spotorno en 1984 y sus principales características son las siguientes (figura 1.22):

- Costillas en la región proximal: éstas proveen una mayor área de contacto para facilitar la osteointegración además de que incrementan la estabilidad primaria y rotacional del implante.
- Conicidad distal y punta redondeada: esto facilita la transmisión proximal de las cargas al fémur, ayuda a reducir los concentradores de esfuerzos en la punta y, por lo tanto, el dolor en el muslo.
- Sección transversal en forma de trapecio: ésta permite un ajuste de apriete inmediato y también provee estabilidad primaria y rotacional.
- Cuello cónico y delgado: éste incrementa el rango de movimiento.
- Aleación de titanio (Ti6Al7Nb): promueve la osteointegración gracias a su porosidad.



Figura 1.22 Vástago Spotorno® y sus características. (Zimmer GmbH, 2009)

Las aleaciones de titanio son utilizadas por su baja densidad y facilidad de procesamiento en comparación con las aleaciones de cobalto y los aceros inoxidable. Además, sus propiedades de resistencia a la fatiga para numerosos ciclos son buenas (500 - 700 MPa) mientras que para aleaciones de cobalto este valor es de aproximadamente 310 MPa (Lewicki et al., 2015). Sin embargo, el titanio es susceptible a la fractura, especialmente en presencia de concentradores de esfuerzos. Por otro lado, las aleaciones de titanio son casi 50% menos rígidas que las de cobalto y esto reduce la incidencia de dolor en el muslo. Este dolor es causado por las concentraciones de esfuerzos, especialmente en la porción distal del implante, que son resultado de la diferencia de módulos de elasticidad entre el vástago y el hueso.

1.9.1 Modificaciones al vástago Spotorno® (vástago Brevius®)

Los métodos para disminuir el efecto del *stress shielding* se enfocan en distribuir de mejor manera las cargas entre el implante y el hueso y, de esta manera, reducir la diferencia de rigidez estructural entre ambos. Esto se puede lograr reduciendo el módulo de elasticidad del material del implante, reduciendo el momento de inercia del vástago al disminuir su diámetro, removiendo material con ayuda de ranuras o haciendo huecos los vástagos.

Otra estrategia para reducir este fenómeno es usar un vástago femoral corto. Existen estudios que demuestran que se puede obtener una mejor distribución de carga en la zona proximal del fémur y la preservación, e incluso un incremento, de masa ósea en la misma zona.

Los vástagos cortos que se anclan en la zona de la metafisis del fémur pueden ser divididos en dos categorías: a) versiones acortadas de vástagos no cementados existentes y b) versiones ahorradoras de cuello femoral (diseños con osteotomía de cuello alta).

Las ventajas de las versiones cortas de los diseños existentes son: preservación ósea, especialmente en pacientes jóvenes; la habilidad de insertar estos vástagos con una incisión y una alteración muscular limitadas; facilidad para hacer una cirugía de revisión en dado caso de una falla y eliminación de dolor en el muslo y de *stress shielding*.

Durante la fase de diseño de una nueva versión recortada del vástago Spotorno®, se propuso la hipótesis de que el extremo distal del mismo no era esencial para la fijación en el hueso. Es por esto que el nuevo vástago Brevius® (figura 1.23) pudo ser diseñado, en 2011, con una longitud reducida y que, además, mantiene las características de diseño de la prótesis Spotorno®.



Figura 1.23 Vástago Brevius® con cuellos modulares. (Zimmer GmbH, 2011)

El vástago Brevius® usa una tecnología de cuellos modulares para ayudar a restaurar de mejor manera la cinemática de cada cadera al permitir ajustes individuales de longitud, *offset* y ángulo de versión. La unión entre cada cuello modular y el vástago (Brevius®) cumple con los mismos requerimientos de resistencia que el vástago *monoblock* (Spotorno®).

Además, Brevius® es 20% más corto que Spotorno® (figura 1.24) lo cual, además de lograr una distribución de esfuerzos más anatómica, promueve una cirugía menos invasiva y la conservación de hueso.



Figura 1.24 Reducción del 20% del vástago Brevius® comparado con el vástago Spotorno®. (Zimmer, GmbH, 2011)

CAPÍTULO 2

ESTADO DEL ARTE

La teoría de remodelación ósea todavía no ha sido definida como una regla matemática por lo que, en general, se toman en cuenta tres estímulos que regulan el proceso de remodelación: el esfuerzo de Von Mises, la deformación equivalente y la densidad de energía de deformación.

2.1 El esfuerzo de Von Mises

La finalidad de este trabajo (Hirata *et al.*, s.f.) fue comparar la distribución de esfuerzos entre las prótesis de tipo "Zweymuller" y las de tipo "*fit and fill*". Las primeras tienen una forma rectangular característica que facilita el anclaje en la zona distal del fémur mientras que las segundas se anclan en la zona proximal.

Se analizaron diez casos, cinco con la prótesis SL-plus (tipo Zweymuller) y cinco con el vástago Versys (tipo *fit and fill*). Se realizaron tomografías computarizadas a cada fémur antes y después de la THA y se crearon modelos 3D con dicha información.

Para el modelo, se aplicó una carga de 2400 N en la cabeza femoral y de 1200 N en el trocánter mayor con una inclinación de 15° y 20° con respecto al eje femoral, respectivamente (figura 2.1). Se fijó la porción distal del fémur y se realizó el análisis de elemento finito. Se compararon los esfuerzos registrados en cada una de las zonas de Gruen, así como los esfuerzos antes y después de la THA.

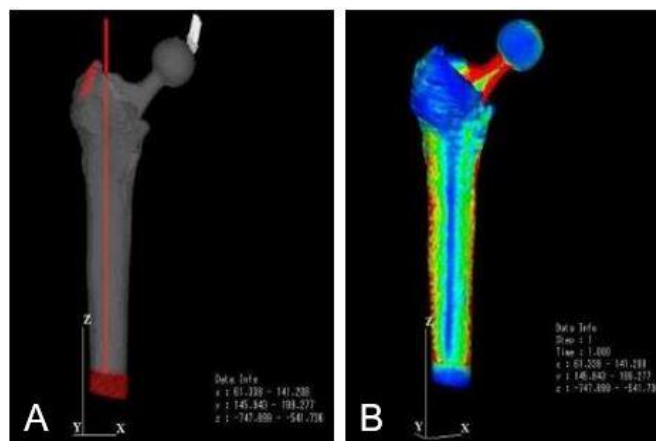


Figura 2.1 A) Cargas y condiciones de frontera para el caso del vástago SL-plus B) Esfuerzo de Von Mises en el fémur con vástago SL-plus. (Hirata *et al.*, s.f.)

En sus resultados, se mostró que la zona 4 es la que presenta el mayor esfuerzo mientras que la zona 7 es la que presenta el menor; esto para ambos tipos de prótesis. Además, el grupo con vástagos SL-plus presentó un menor esfuerzo en la zona 7 y un esfuerzo mayor en la zona 4 que el grupo con los vástagos Versys (figura 2.2).

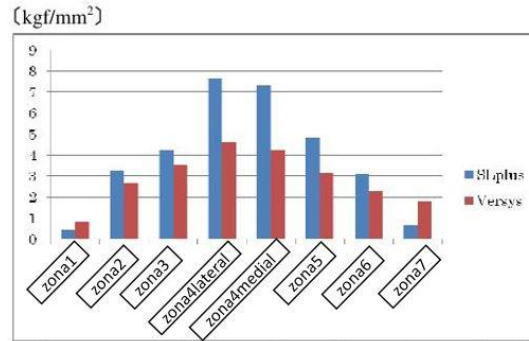


Figura 2.2 Comparación de esfuerzos entre el vástago SL-plus y el Versys. (Hirata et al., s.f.)

También, en la zona 4 el esfuerzo incrementó después de la THA mientras que todas las demás zonas se mantuvieron invariantes.

Como conclusión, se menciona que la diferencia entre los valores de esfuerzos obtenidos es causada por los diferentes tipos de anclaje de estos vástagos. Además, estos valores de esfuerzos podrían tener una influencia en la densidad mineral de hueso y en el fenómeno de *stress shielding* después de la THA.

Por otro lado, en el estudio de Herrera et al., en el 2012, con un escáner 3D, se escanearon todas las partes para crear un modelo de fémur sano y se complementó con tomografías computarizadas para crear la zona proximal de hueso trabecular.

La malla de este modelo fue hecha con elementos sólidos tetraédricos y se obtuvieron 230,355 elementos para el hueso cortical, 166,220 elementos para el hueso trabecular y 11,943 elementos para la médula ósea.

Las propiedades del hueso se idealizaron como isotrópicas lineales y se fijó la zona distal del fémur. Además, se aplicó una fuerza de cuatro veces el peso corporal del sujeto (79.3 kg para vástagos no cementados y 73 kg para vástagos cementados) en la cabeza femoral y una fuerza de dos veces el peso corporal en el trocánter mayor como se muestra en la figura 2.3.

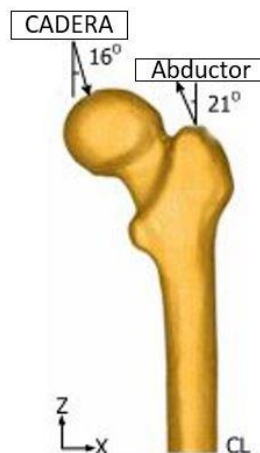


Figura 2.3 Modelo del fémur sano con cargas y condiciones de frontera. (Herrera et al., 2012)

Para el modelo donde se consideraron los huesos femorales después de la THA con vástagos no cementados, se realizó la osteotomía en los fémures y se colocó el vástago tal como se haría en un caso real de artroplastia y después se escanearon con la misma técnica explicada anteriormente con el fin de tener una referencia de la posición de la prótesis.

El modelo final (figura 2.4) para la prótesis ABG-I está formado por 33,504 elementos de hueso cortical, 22,088 elementos de hueso trabecular y 4809 elementos para el vástago. Por el otro lado, el de la prótesis ABG-II constó de 33.504 elementos de hueso cortical, 22730 de hueso trabecular y 7,550 para el vástago.

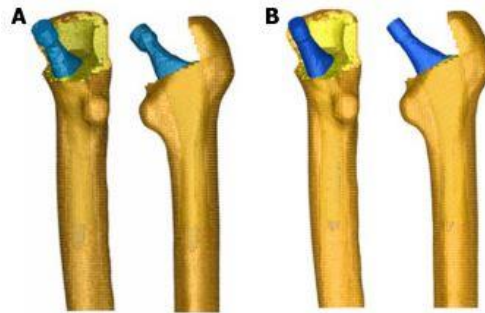


Figura 2.4 A) Modelo con vástago ABG-I B) Modelo con vástago ABG-II (Herrera et al., 2012)

Se prestó total atención en las zonas de Gruen 1 y 7 ya que son las más representativas en cuanto al fenómeno de *stress shielding* y se tomaron los valores preoperatorios como referencia. Con esto, se confirmó que la mayor pérdida de densidad mineral ósea se da en la zona 7 para el caso de ambos vástagos no cementados. Esta pérdida, sin embargo, es mayor en el caso del vástago ABG-I que en el vástago ABG-II. Esto se observa en la figura 2.5.

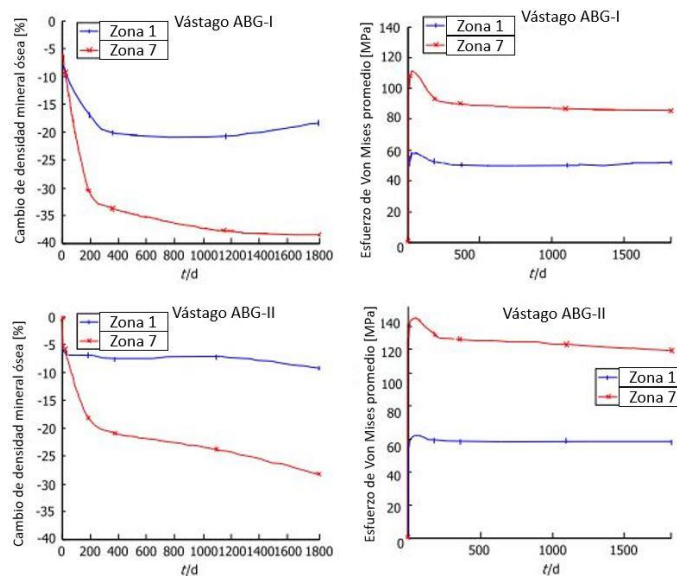


Figura 2.5 Comportamiento de la densidad minera ósea y del esfuerzo de Von Mises. (Herrera et al., 2012)

Con estos datos y con datos obtenidos con la metodología DEXA (Dual-Energy X-Rays Absorptiometry), que permite conocer la pérdida de masa ósea en cada una de las zonas de Gruen; se confirmó que las mejoras hechas al vástago ABG-II, con base en el diseño del ABG-I, proporcionan una mejor distribución de esfuerzos y con ello, menor *stress shielding*.

Por último, basándose en tomografías computarizadas de los fémures de dos pacientes, se generaron modelos 3D para representar la geometría del fémur proximal (Jonkers et al., 2008). De acuerdo con el principio de Saint-Venant, el fémur fue empotrado a 8 cm de la parte más baja del vástago.

Se tomaron dos modelos en cuenta, uno preoperatorio y otro después de THA. Éstos se mallaron con elementos de 2 mm y todos los materiales se asumieron como isotrópicos y como elásticos lineales. Las cargas del modelo se observan en la tabla 2.1 y, con ellas, se calculó el esfuerzo de Von Mises en las 7 zonas de Gruen.

Tabla 2.1 Fuerzas de contacto en la cadera, así como las musculares para el modelo de elemento finito usado por Jonkers et al., en el 2008

	Peso del sujeto 1 (S1): 745 N				Peso del sujeto 2 (S2): 687 N		
	Preoperatorio	Postoperatorio	Postoperatorio-S2		Preoperatorio	Postoperatorio	Postoperatorio-S1
Fuerzas de contacto en la cadera [N]	2471	1767	1749		1990	1611	1627
Anteroposterior (Fx)	882	775	485		391	447	714
Proximodistal (Fy)	2251	1556	1580		1850	1455	1433
Mediolateral (Fz)	507	312	571		620	526	287
Fuerzas musculares [N]							
Gluteus maximus, porción anterior	198	86	103		79	95	80
Gluteus maximus, porción medial	290	185	170		144	156	170
Gluteus maximus, porción posterior	60	28	20		26	19	26
Gluteus medius, porción anterior	359	321	107		80	98	295
Gluteus medius, porción medial	294	155	85		91	78	142
Gluteus medius, porción posterior	453	296	205		141	189	273
Gluteus minimus, porción anterior	23	3	0		1	0	3
Gluteus minimus, porción medial	39	31	7		17	6	29
Gluteus minimus, porción posterior	21	37	155		84	143	34
Adductor longus	1	4	14		0	13	4
Adductor brevis	0	8	7		0	6	1
Adductor magnus, porción superior	6	11	12		0	11	10
Adductor magnus, porción medial	5	8	4		4	4	7
Adductor magnus, porción posterior	12	16	15		3	13	15
Iliacus	235	210	96		91	88	193
Psoas	130	128	40		23	37	118
Quadratus femoris	14	42	4		15	4	39
Piriformis	306	147	143		130	132	136
Tracto iliotibial	21	34	38		1	35	32

En el paciente 1, antes de la THA, el esfuerzo máximo se encuentra en la zona 4 y la distribución incrementa desde la parte proximal hacia la distal. Después de la THA, hay una reducción de esfuerzos en todas las zonas de Gruen; sin embargo, la distribución de esfuerzos se mantiene casi igual. En el paciente 2 los esfuerzos son menores y su distribución es más homogénea. Tanto ésta como la magnitud de los esfuerzos no cambian con la THA (figura 2.6).

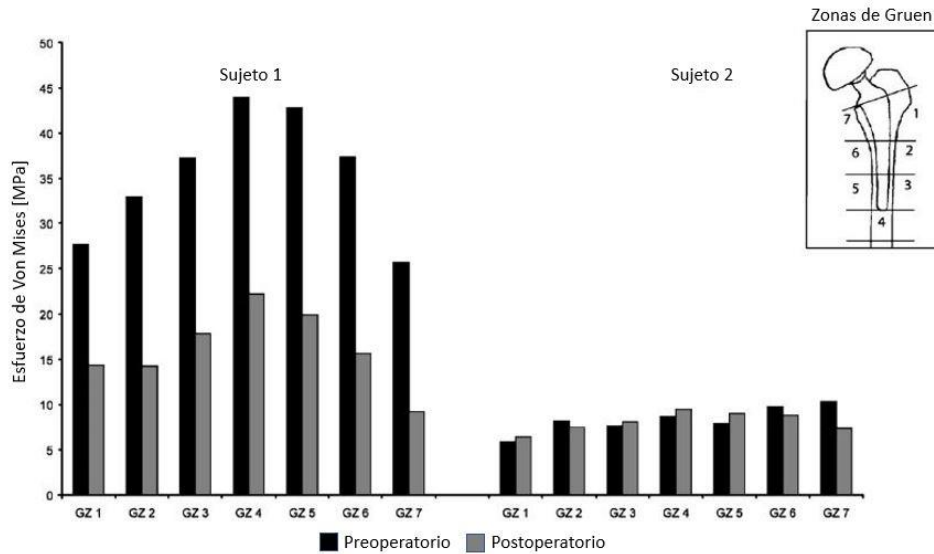


Figura 2.6 Comparación de esfuerzos de Von Mises antes y después de la operación, en cada zona de Gruen y para cada sujeto. (Jonkers et al., 2008)

Para ambos sujetos, la mayor disminución de densidad mineral ósea se dio en la zona 7 y está asociada al mayor cambio en el esfuerzo de Von Mises. Por otro lado, el menor cambio se observó en las zonas 1 y 4, asociado con un aumento en la densidad mineral ósea del sujeto 1.

2.2 Deformación equivalente

En este trabajo (Szwedowski et al., 2012), se construyeron tres modelos de elemento finito correspondientes a tres pacientes que recibieron el vástago Alloclassic®. Estos modelos fueron construidos con base en tomografías computarizadas. Además, se utilizaron operaciones booleanas para hacer el implante virtual y la osteotomía del cuello femoral.

Los modelos fueron mallados con un tamaño global de 3.5 mm con refinamientos en las áreas de mayor detalle (figura 2.7).

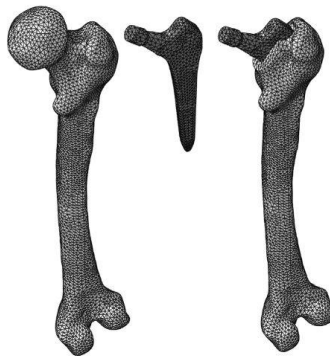


Figura 2.7 Modelos del fémur sano, del vástago femoral y del fémur con implante. (Szwedowski et al., 2012)

Las cargas que se asignaron a los modelos fueron de dos tipos: simple y compleja (figura 2.8). La carga simple solo contempló la musculatura que actúa en la región del trocánter mayor; mientras que la compleja tomó en cuenta la anatomía específica y las condiciones de implante de cada sujeto, así como los puntos de inserción y de origen de los músculos. Además, a todos los modelos, se les agregó una carga correspondiente al 20% del ciclo de marcha, cuyo valor no es reportado en el estudio.

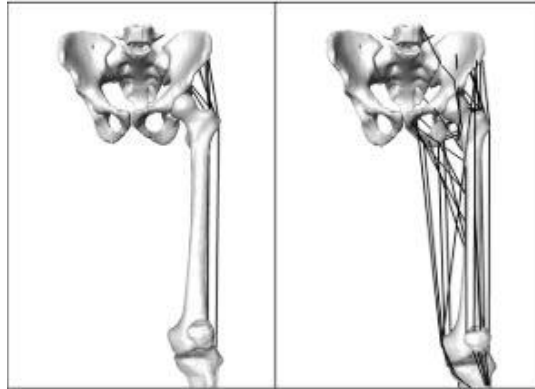


Figura 2.8 Carga simple (izquierda) y carga compleja (derecha). (Szwedowski et al., 2012)

Usando DEXA, se demostró que los tres pacientes sufrían de atrofia en las zonas de Gruen 1 y 7, con los valores de la figura 2.9. Al comparar estos resultados con los obtenidos con el análisis de elemento finito, se observó que aquellos basados en la deformación equivalente (figura 2.10) eran los más acertados.

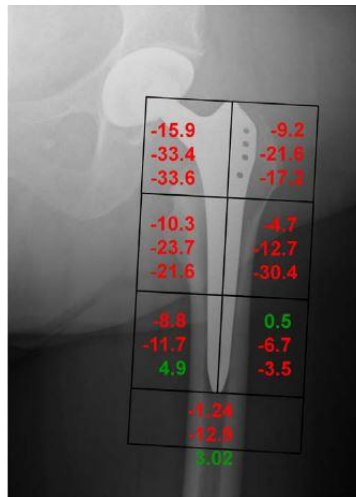


Figura 2.9 Cambios en la densidad mineral ósea en cada zona de Gruen. (Szwedowski et al., 2012)

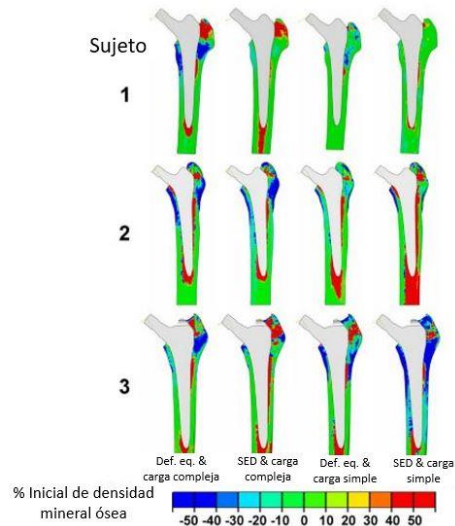


Figura 2.10 Cambio en la densidad mineral ósea con base en la deformación equivalente y en la densidad de energía de deformación. (Szwedowski et al., 2012)

En general, se exhibieron menos cargas en la región del trocánter menor (zonas de Gruen 1 y 2) y en la región calcárea (zona 7); así como mayores cargas en la región proximal-lateral adyacente al vástago (zona de Gruen 1) y en la zona distal del implante (zona 4).

2.3 Densidad de energía de deformación (SED: *Strain Energy Density*).

Se tomaron tomografías computarizadas *in vivo* de once pacientes mujeres que fueron sometidas a THA con un componente femoral no cementado 12 años después de su implantación (Lengsfeld et al., 2005). El modelo de elemento finito consistió en 250,000 elementos aproximadamente para cada fémur (figura 2.11). Además, se definieron las siete zonas de Gruen en el fémur para su posterior análisis.

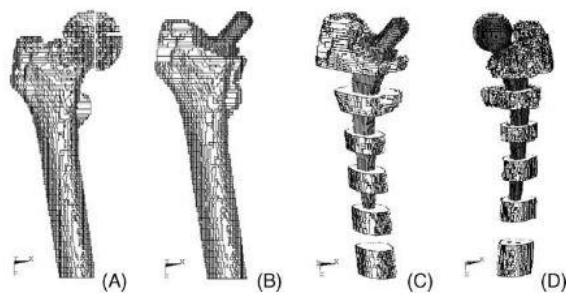


Figura 2.11 A) Modelo del fémur sano de la paciente no. 9. B) Modelo después del implante. C) y D) Secciones del modelo después del implante. (Lengsfeld et al., 2005)

Como resultados, se menciona que las diferencias entre la densidad de energía de deformación antes y después de la THA se dan en las zonas de Gruen 3 y 5 (figura 2.12), que son las que se encuentran alrededor de la punta del vástago. Además, la reducción de energía de deformación aumenta desde la porción proximal del fémur hacia la distal. Esta reducción de energía de deformación está asociada a una pérdida de hueso.

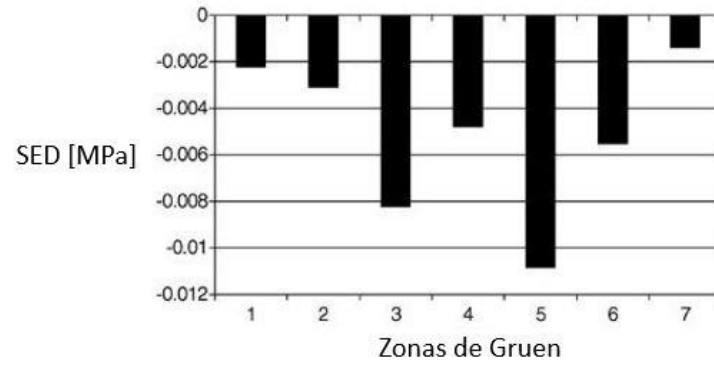


Figura 2.12 Diferencias de densidad de energía de deformación entre el fémur operado y el no operado en cada una de las zonas de Gruen. (Lengsfeld et al., 2005)

CAPÍTULO 3

GENERACIÓN DE MODELOS

3.1 Obtención del modelo del fémur sano.

El modelo CAD del fémur humano fue desarrollado en trabajos previos y fue proporcionado por la UDIATEM (León, 2015). Sin embargo, se realizaron algunos ajustes para adaptarlo a las necesidades de este trabajo.

El modelo original está formado por 628,128 vértices y 209,376 caras, lo que representa de manera fiel el fémur humano mostrado en la figura 3.1; aunque esto significa un alto consumo de recursos computacionales.

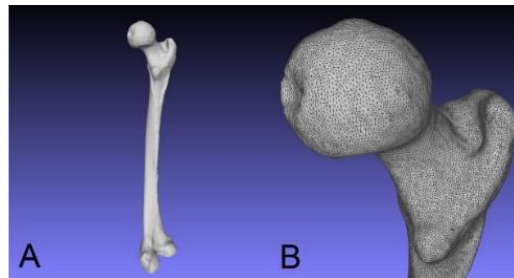


Figura 3.1 A) Modelo del fémur proporcionado por la UDIATEM. B) Detalle de la malla fina en la zona proximal del fémur.

Mediante el uso de MeshLab®, un software libre para la edición y procesamiento de superficies triangulares, se pudo obtener una superficie más apropiada; es decir, una que consuma menos recursos computacionales. Esto se hizo con la ayuda de los comandos *Poisson-disk Sampling* y *Surface Reconstruction: Ball Pivoting*. Cabe mencionar que este proceso es iterativo ya que el programa, a veces, es incapaz de generar superficies cerradas con los puntos muestreados lo que da lugar a zonas con huecos o zonas con irregularidades como se muestra en la figura 3.2.

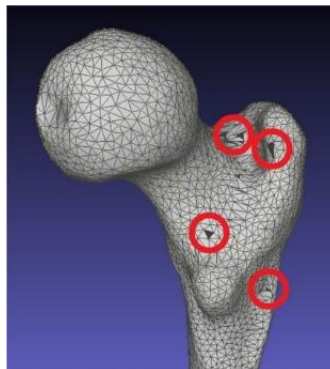


Figura 3.2 Huecos en la superficie generados por el comando Ball Pivoting y que son indeseables.

El modelo final que se generó consta de 32,526 vértices y 10,842 caras y se muestra en la figura 3.3. Esto quiere decir que solo se conservó el 5.18% de los vértices y caras del modelo original sin perder información de la geometría del fémur.

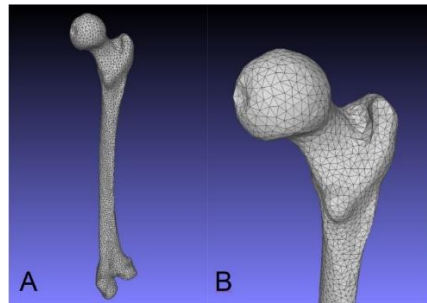


Figura 3.3 A) Modelo del fémur trabajado en MeshLab®. B) Detalle de la malla de 3 mm en la zona proximal del fémur.

Este archivo de MeshLab®, que es un .stl (Standard Triangle Language) y que solo contiene información de una superficie triangulada, se importa a Solidworks® para generar un sólido 3D. Una vez hecho esto, es necesario cortar la parte distal del fémur con el fin de que el extremo de la diáfisis se encuentre justo por debajo del centro de la cabeza femoral para evitar que el peso corporal genere un momento con respecto a la misma (Rudman *et al.*, 2006).

Después de este corte, se hizo una división entre la cabeza femoral y la diáfisis del fémur para trabajar con ambas por separado. La partición se hizo con ayuda de un plano justo por debajo del trocánter menor y el resultado se muestra en la figura 3.4.

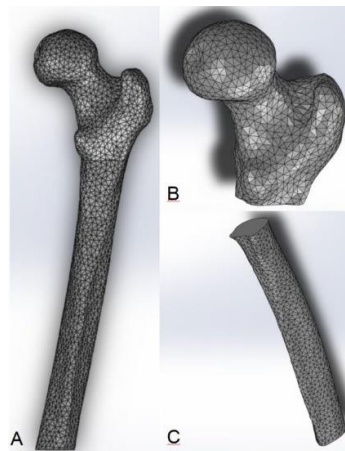


Figura 3.4 A) Fémur después del corte de la porción distal. B) Cabeza femoral. C) Diáfisis femoral.

Una vez aislada la cabeza femoral, se trabajó con ésta en MeshLab® con el objetivo de generar un offset negativo de 1 mm para asignar propiedades de hueso trabecular a la parte interna de la cabeza del fémur y propiedades de hueso cortical a todo lo que la rodea. Esto se logró gracias al comando *Uniform Mesh Resampling*, el cual es el encargado de generar un offset de la superficie original.

Sin embargo, esta nueva superficie se encontraba en la orientación equivocada y fue necesario usar el comando *Invert Faces Orientation*. El paso final fue utilizar el comando *Flatten Visible Layers* para combinar tanto la superficie original como la generada y, así, obtener el modelo que se muestra en la figura 3.5 después de exportarla a la paquetería CAD para generar un sólido 3D.

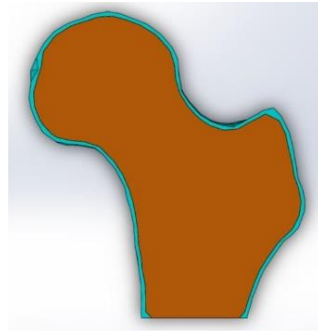


Figura 3.5 Corte transversal donde la zona naranja corresponde a hueso trabecular y la zona turquesa de 1 mm de espesor corresponde a hueso cortical.

Después, se trabajó únicamente con el sólido de la diáfisis femoral para generar el canal medular. Con base en otra tesis de la UDIATEM (León, 2015), se determinó el diámetro del canal de 13 mm. En este caso, se tomó como un valor constante a lo largo de la diáfisis, pero cabe aclarar que en el fémur humano esto no es así. El canal medular se generó mediante el comando *Lofted Cut* de la paquetería CAD, el cual remueve material entre dos o más perfiles. Los perfiles utilizados para el corte fueron círculos de 13 mm en cada uno de los extremos de la diáfisis. En la figura 3.6 se muestran dichos perfiles, así como un corte transversal de la diáfisis con el canal medular creado.

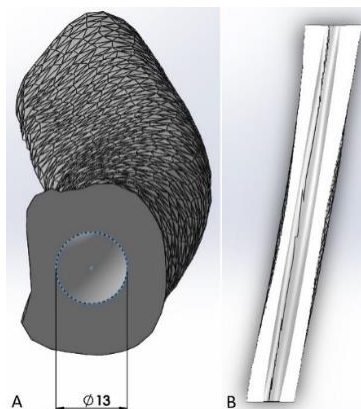


Figura 3.6 A) Perfil circular de 13 mm usado en el comando Lofted Cut. B) Canal medular generado en la diáfisis femoral.

Para facilitar la asignación de cargas a este modelo, se creó una pieza con las dimensiones de la figura 3.7. Esta pieza se unió con la cabeza femoral y, con una operación booleana de remoción de material, se logró que ambos sólidos fueran coincidentes. Este ensamblaje (figura 3.8) final fue el utilizado para los análisis de este trabajo.

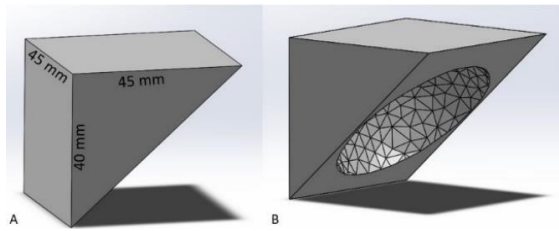


Figura 3.7 A) Dimensiones de la pieza usada para la asignación de cargas. B) Resultado de la operación booleana.



Figura 3.8 A) Ensemble final del fémur donde los colores turquesa y morado representan hueso cortical. B) Corte transversal del fémur donde el color naranja representa hueso trabecular.

Después de que se trabajó el modelo, se pasó al módulo *Simulation* de SolidWorks® donde el primer paso fue la asignación de propiedades. En este caso, se utilizaron propiedades ortotrópicas para los huesos trabecular y cortical ya que éstas pueden proveer una mejor capacidad de predicción bajo ciertas condiciones de carga combinada (Krone y Schuster, s.f.). Las propiedades asignadas a cada parte se resumen en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Propiedades ortotrópicas para hueso trabecular y cortical (Krone y Schuster s.f.) (Sanzana, 2004)

Material	Módulo de Young [GPa]	Módulo de corte [GPa]	Coefficiente de Poisson	Esfuerzo de cendencia [MPa]	Densidad [kg/m ³]
Hueso cortical	$E_1 = 16$	$G_{12} = 3.2$	$\nu_{12} = 0.3$	130	1900
	$E_2 = 6.88$	$G_{23} = 3.6$	$\nu_{23} = 0.45$		
	$E_3 = 6.3$	$G_{13} = 3.3$	$\nu_{13} = 0.3$		
Hueso trabecular	$E_1 = 1.352$	$G_{12} = 0.292$	$\nu_{12} = 0.3$	10	400
	$E_2 = 0.968$	$G_{23} = 0.37$	$\nu_{23} = 0.3$		
	$E_3 = 0.676$	$G_{13} = 0.505$	$\nu_{13} = 0.3$		

Además, fue necesario crear dos sistemas de referencia para orientar el material asignado a cada parte. En el caso del hueso cortical, el eje X se alineó verticalmente con la diáfisis; mientras que, en el caso del hueso trabecular, el eje X se alineó con el cuello femoral. Ambos sistemas de referencia se pueden observar en la figura 3.9.

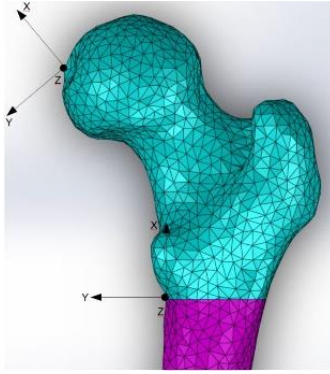


Figura 3.9 Sistemas de coordenadas creados para la alineación de los materiales ortotrópicos.

Para terminar con la etapa del preprocesamiento del modelo 3D, se asignó una malla al sólido. En la paquetería CAD es posible generar una malla basada en curvatura, esto quiere decir que la malla se adaptará de tal manera que utilizará elementos más pequeños en donde la curvatura sea mayor. Se definieron tanto el tamaño máximo del elemento como el mínimo, siendo el primero de 3 mm y el segundo de 0.75 mm. Esto genera un modelo con 93233 elementos tetragonales.

3.2 Ensamble del modelo del fémur con prótesis Spotorno®.

El modelo CAD del vástago Spotorno® también fue proporcionado por la UDIATEM ya que éste se desarrolló en un trabajo previo (Arellano, 2015). En este caso, no fue necesario modificar el modelo 3D del vástago y solo basta con seguir las indicaciones del fabricante para hacer el implante virtual en el fémur.

En la cirugía, después de la exposición del fémur, se debe realizar la osteotomía del cuello femoral. Idealmente, el ángulo de ésta debe ser de 40° y además se debe retener de 1 a 1.5 cm del cuello del fémur para que las costillas de la prótesis tengan una zona de anclaje. La representación de este procedimiento y su resultado en el modelo CAD se puede observar en la figura 3.10.

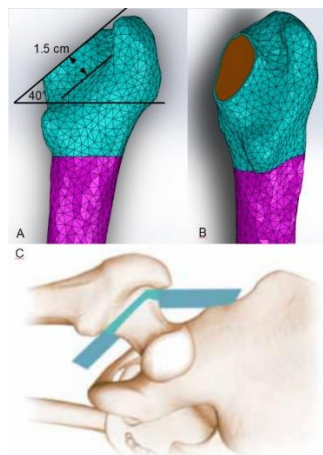


Figura 3.10 A) Modelo CAD con corte de 40° B) Resultado después del corte C) Representación quirúrgica de la osteotomía. (Zimmer, 2012)

El siguiente paso es preparar la vía de acceso de la prótesis en el fémur. Esto se hace con ayuda de escofinas que van incrementando de tamaño hasta alcanzar el máximo nivel de estabilidad posible. Basándose en el concepto de ajuste a presión tanto en el hueso trabecular como en el cortical es que las escofinas tienen zonas lisas para la compresión del hueso trabecular y zonas de corte para remover partes de hueso cortical.

En el modelo CAD, esto se hizo directamente en el programa SolidWorks® con la operación *Cavity*. Primero, se colocó el modelo del vástago en la posición deseada sobre el modelo del fémur después de la cirugía virtual. Luego, se aplicó la operación antes mencionada a la zona trabecular de la cabeza femoral y a la zona cortical de la diáfisis. En la figura 3.11 se observa la cavidad generada en el modelo CAD para el vástago.

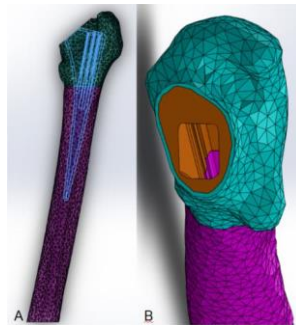


Figura 3.11 A) Posición del vástago en el modelo del fémur B) Cavidad generada en los huesos trabecular y cortical.

Un último paso fue añadir un cubo de 15 mm por lado al extremo de la prótesis para facilitar la asignación de la dirección de las cargas a las que estará sometido el modelo. El modelo final que fue objeto de análisis se observa en la figura 3.12.



Figura 3.12 A) Vista frontal del ensamble sujeto a análisis. B) Vista lateral.

De igual manera que con el modelo del fémur sano, se pasó al módulo *Simulation* donde el primer paso fue asignar propiedades a cada parte del modelo. Las propiedades del fémur siguieron siendo ortotrópicas con los mismos valores y sistemas de referencia que se utilizaron en el análisis del caso sano. Sin embargo, las propiedades isotrópicas que se le asignaron al vástago y al cubo unido a él son las de la tabla 3.2.

Tabla 3.2 Propiedades isotrópicas asignadas al vástago y al cubo (Yuhua et al., 2014)

Material	Módulo de Young [GPa]	Coefficiente de Poisson	Esfuerzo de cedencia [MPa]	Densidad [kg/m ³]
Ti-6Al-7Nb	114	0.3	950	4520

Para este caso, también se utilizó una malla basada en curvatura con un tamaño máximo de elemento de 3 mm y un tamaño mínimo de 0.75 mm. Esto dio lugar a un modelo con 135318 elementos tetragonales.

3.3 Ensamble del modelo del fémur con prótesis Spotorno® modificada.

Basándose en las dimensiones del vástago Brevius®, que busca reducir el fenómeno de *stress shielding*, se modificó el modelo del vástago Spotorno® haciéndolo 20% más corto. Esto solo afecta la porción distal de la prótesis, quedando todas las características de diseño intactas. Las dimensiones de este vástago modificado se observan en la figura 3.13.

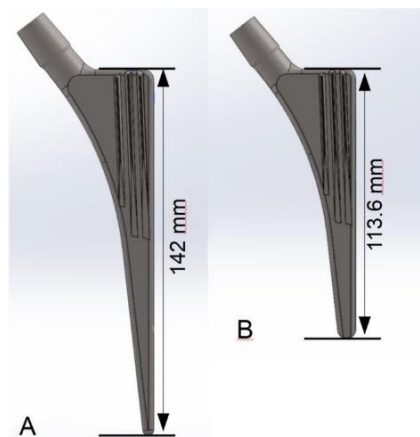


Figura 3.13 A) Vástago Spotorno® original. B) Vástago Spotorno® modificado.

Ya que solo se trata de una modificación al vástago original, la técnica quirúrgica tanto real como en el modelo CAD se mantiene igual. En el módulo *Simulation* se asignaron los mismos materiales y las mismas propiedades que en el caso anterior. La malla se generó de la misma manera que en ambos casos previos dando lugar a un modelo con 121784 elementos tetragonales.

3.4 Casos de carga.

En este trabajo se revisaron cuatro casos de carga, cada uno aplicado a los tres modelos descritos anteriormente. Cada caso corresponde a una de las actividades más frecuentes de la vida diaria de las personas. Para cada actividad, se tomó en consideración al paciente promedio, así como la medida promedio de los ensayos de medición. En la tabla 3.3, se resumen dichas actividades, así como su descripción y la duración del ciclo de carga.

Tabla 3.3 Descripción y duración de cada actividad analizada (Bergmann et al., 2002)

Caso	Actividad	Descripción	Duración
1	Bajar escaleras	Bajar escalones de 17 cm de altura, sin soportarse en el barandal.	1.44 s
2	Subir escaleras	Subir escalones de 17 cm de altura, sin soportarse en el barandal.	1.59 s
3	Caminar rápido	Caminar a una velocidad de 5.3 km/h.	0.95 s
4	Caminar lento	Caminar a una velocidad de 3.5 km/h.	1.25 s

Se escogieron estas cuatro actividades específicamente ya que Bergmann *et al.*, en el 2012, concluyó que los implantes de cadera deben ser analizados principalmente con condiciones de carga que simulen actividades como caminar y subir escaleras, ya que las cargas de todas las otras actividades diarias son menores en comparación.

En el trabajo citado en el título de la tabla, las curvas de fuerza de contacto en la cadera fueron descritas en términos del peso corporal del paciente. Entonces, fue necesario utilizar el peso del paciente promedio, 847 N, para traducir estas curvas a términos de fuerza que se pudieran utilizar en la simulación. Además, cada una de estas curvas fue generada con 201 mediciones, lo cual incrementaría el tiempo de cómputo de los análisis. Con el fin de utilizar estas curvas que representan una carga real y con la consideración del tiempo de cómputo, se dividió cada actividad en 11 mediciones y con éstas se generaron las curvas que se usaron en los análisis. Dichas curvas y sus valores se observan en las figuras 3.14 - 3.17.

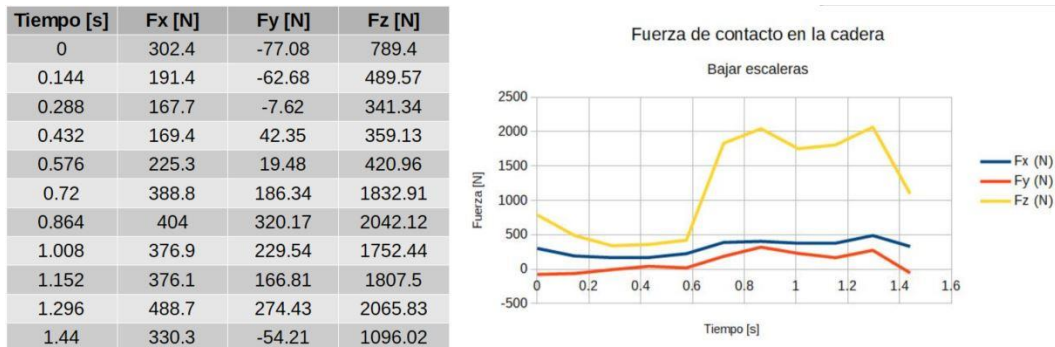


Figura 3.14 Tabla de valores y gráfica de fuerza de contacto en la cadera al bajar escaleras.

Tiempo [s]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
0	253.31	73.57	677.16
0.159	467.32	398.77	1636.05
0.318	481.54	504.94	1965.44
0.477	418	304.3	1799.07
0.636	402.12	80.26	1744.73
0.795	380.36	31.77	1829.17
0.954	295.11	-49.32	860.24
1.113	212.34	-56.85	501.6
1.272	168.04	-36.78	319.35
1.431	151.32	5.016	309.32
1.59	191.44	9.2	458.96

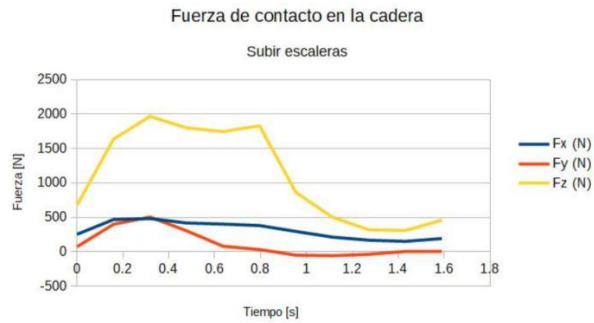


Figura 3.15 Tabla de valores y gráfica de fuerza de contacto en la cadera al subir escaleras.

Tiempo [s]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
0	282.051	10.164	979.979
0.095	433.664	203.28	1959.111
0.19	398.937	263.417	1860.859
0.285	398.09	62.678	1541.54
0.38	396.396	-66.913	1595.748
0.475	354.046	-31.339	1621.158
0.57	415.877	-48.279	1057.903
0.665	337.106	-69.454	712.327
0.76	205.821	-32.186	348.964
0.855	187.187	-13.552	420.112
0.95	270.193	0	1046.045

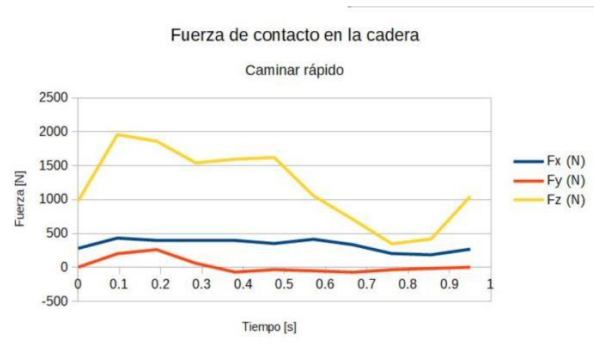


Figura 3.16 Tabla de valores y gráfica de fuerza de contacto en la cadera al caminar rápido.

Tiempo [s]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
0	222.761	-9.317	553.938
0.125	396.396	226.149	1815.121
0.25	429.429	268.499	1899.821
0.375	420.112	71.148	1718.563
0.5	385.385	-49.126	1706.705
0.625	331.177	7.623	1599.136
0.75	320.166	-53.361	854.623
0.875	231.231	-75.383	481.943
1	150.766	-49.973	244.783
1.125	138.908	-19.481	278.663
1.25	193.116	-20.328	570.878

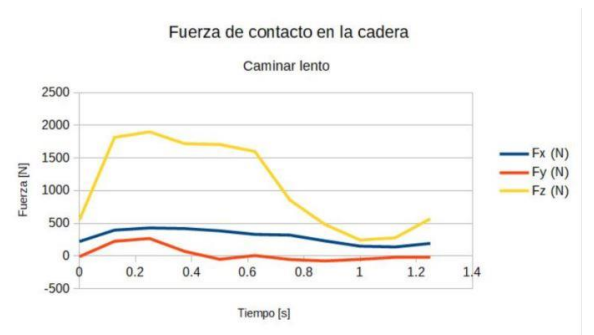


Figura 3.17 Tabla de valores y gráfica de fuerza de contacto en la cadera al caminar lento.

El tipo de estudio fue uno estático no lineal. Éste fue escogido debido a que la paquetería de elemento finito usada define a las cargas que varían con el tiempo como un tipo de no linealidad. Además, al ser estático, desprecia los efectos de la inercia y del amortiguamiento de cargas.

Luego, se establecen las cargas externas que actúan sobre el modelo F_x , F_y y F_z , en el caso del fémur sano, éstas actúan sobre las caras de la pieza unida a la cabeza femoral y en el caso de los modelos con prótesis, éstas actúan sobre las caras del cubo anclado a los vástagos. Éstas cargas y sus zonas de aplicación se observan en la figura 3.18.

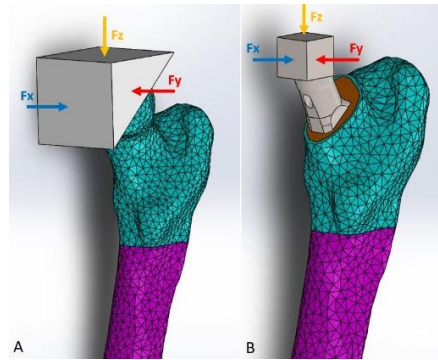


Figura 3.18 A) Cargas F_x , F_y y F_z aplicadas en el modelo del fémur sano. B) Mismas cargas aplicadas en los modelos con prótesis.

El último paso antes de correr el estudio fue empotrar la superficie inferior del fémur como condición de frontera del análisis tal y como se muestra en la figura 3.19.

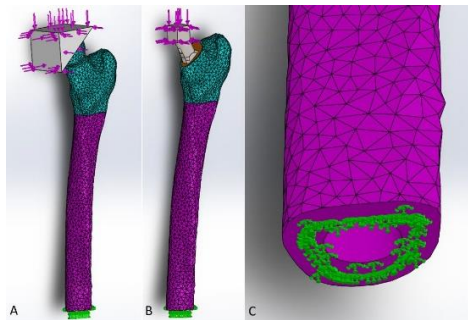


Figura 3.19 A) Cargas y empotramiento en el modelo del fémur sano. B) Cargas y empotramiento en los modelos con prótesis. C) Detalle del empotramiento en la superficie inferior de la diáfisis.

CAPÍTULO 4

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Varios estudios (Hirata *et al.*, s.f.; Herrera *et al.*, 2012; Jonkers *et al.*, 2008) consideran que el esfuerzo de Von Mises es el responsable de regular el proceso de remodelación ósea, aunque cabe aclarar que este proceso tiene una variedad de orígenes. Además, considerar el esfuerzo de Von Mises como base solamente provee una idea de cuáles son las regiones en donde es probable que se elimine o que se deposite tejido óseo, sin embargo, no permite saber los valores reales de estos fenómenos.

Primero, se analizaron los resultados obtenidos en el fémur sano, posteriormente en el fémur con prótesis Spotorno® y, por último, en el fémur con prótesis Spotorno® modificada. Después, se determinaron las diferencias producidas por cada uno de los vástagos en el fémur, intentando comparar zonas con resorción o densificación ósea.

En todos los casos se ajustó la escala de colores con un valor de referencia máximo de 130 [MPa], el cual es el esfuerzo de cedencia del hueso cortical; exceptuando los casos de análisis de los vástagos en donde el valor máximo se ajustó a 160 [MPa]. Esto se hizo ya que algunos modelos presentaron altas concentraciones de esfuerzo, probablemente productos de una malla distorsionada, que no permitían la correcta visualización de las distribuciones de esfuerzo. De esta manera, se pueden hacer comparativos con los resultados obtenidos.

Para definir los valores de esfuerzos presentados en las figuras y en las gráficas se identificaron las siete zonas de Gruen en un plano en cada modelo. Este plano se escogió de tal manera que la distribución de esfuerzos fuera visible a lo largo de todo el fémur, incluyendo el canal medular. Además, en cada zona de Gruen, se consideró el valor de esfuerzo promedio dentro de ellas.

4.1 Fémur sano

Como se observa en la figura 4.1, en los cuatro casos de carga la distribución de esfuerzos aumenta desde la parte proximal hasta la distal. Además, los valores de esfuerzos en la porción medial son mayores que los de la porción lateral al subir y bajar escaleras. El máximo medial al bajar escaleras es de 32.7 [MPa] y el máximo lateral es de 22.82 [MPa]. Al subir escaleras, el máximo medial es de 42.22 [MPa] y el máximo lateral es de 23.13 [MPa]. Por otro lado, en los casos de caminar rápido y lento, los valores mediales son mayores que los laterales en la zona proximal (zonas de Gruen 1 y 7), mientras que, en el resto del fémur, los laterales son mayores que los mediales. Al caminar rápido, el máximo lateral es de 26.87 [MPa] y el medial es de 25.84 [MPa]. En el caso de caminar lento, el máximo lateral es de 27.14 [MPa] y el máximo medial es de 27.04 [MPa].

El esfuerzo máximo se obtuvo en la zona de Gruen 5 para los casos de subir (42.22 [MPa]) y bajar (32.7 [MPa]) escaleras mientras que en los casos de caminar rápido (30.46 [MPa]) y lento (33.11 [MPa]) se obtuvo en la zona de Gruen 4.

En todos los casos los esfuerzos mínimos se obtuvieron en las zonas de Gruen 1 y 7; el mínimo de la zona de Gruen 1 fue para el caso de caminar rápido (0.5 [MPa]), mientras que el mínimo de la zona de Gruen 7 fue en el caso de caminar lento con 3.96 [MPa].

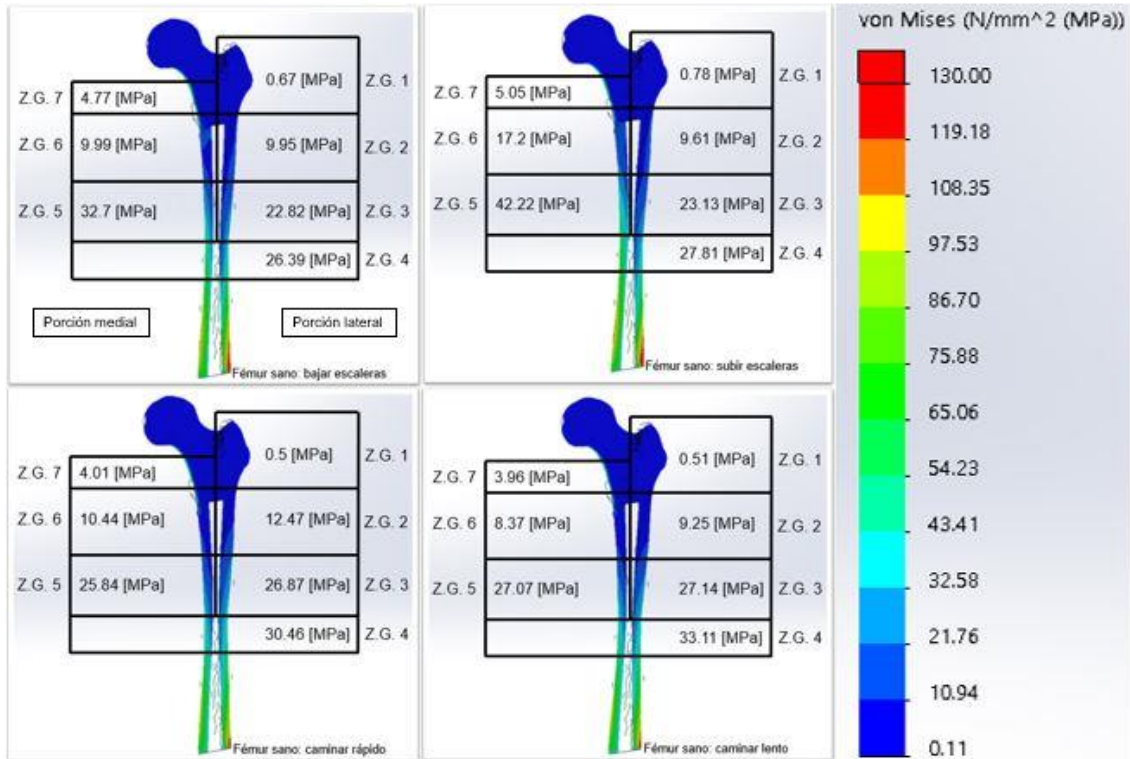
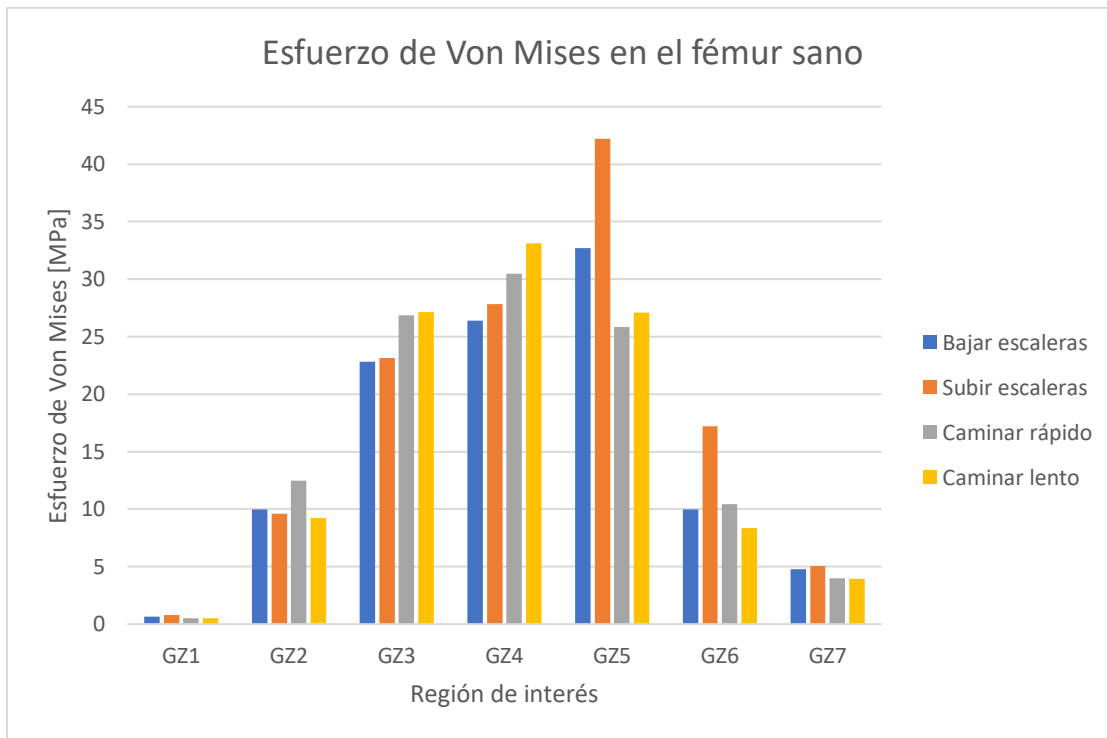


Figura 4.1 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur sano.

En la tabla y gráfica 4.1 se resumen todos estos valores para cada actividad y para cada zona en particular.

Tabla 4.1 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur sano.

FEMUR SANO				
	Esfuerzo de Von Mises [MPa]			
	Bajar escaleras	Subir escaleras	Caminar rápido	Caminar lento
GZ1	0.67	0.78	0.5	0.51
GZ2	9.95	9.61	12.47	9.25
GZ3	22.82	23.13	26.87	27.14
GZ4	26.39	27.81	30.46	33.11
GZ5	32.7	42.22	25.84	27.07
GZ6	9.99	17.2	10.44	8.37
GZ7	4.77	5.05	4.01	3.96



Gráfica 4.1 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur sano.

Estos valores están de acuerdo con los encontrados en análisis previos (Jonkers *et al.*, 2008) en donde se establece que los valores más altos del esfuerzo de Von Mises se encuentran en las zonas de Gruen 4 y 5 en el caso preoperatorio. Sin embargo, los valores de la gráfica 4.1 para esas zonas son menores en un 18% comparados con respecto a los valores de Jonkers *et al.*, en el 2008; probablemente debido a que ese análisis considera las cargas y la geometría femoral específica de cada paciente.

Por otro lado, en las zonas de Gruen 1 y 7 en donde se encuentra hueso trabecular, el valor más alto del esfuerzo de Von Mises (5.05 [MPa]) está por debajo del esfuerzo de cedencia del material. Esto también es cierto para las demás zonas de Gruen con hueso cortical donde el esfuerzo máximo fue de 42.22 MPa, lo que representa el 32.5% del esfuerzo de cedencia de este tejido.

4.2 Fémur con prótesis Spotorno®

Como se observa en la figura 4.2, en los cuatro casos de carga la distribución de esfuerzos aumenta desde la parte proximal hasta la distal; es decir, se mantiene la misma distribución que en el caso preoperatorio. En este caso, bajar escaleras no muestra ninguna tendencia clara en cuanto a los valores de esfuerzo en las porciones mediales y laterales. Por otro lado, se mantienen las tendencias de valores mediales y laterales de esfuerzo en las actividades de subir escaleras, caminar rápido y caminar lento. Al subir escaleras, el máximo medial es de 35.68 [MPa] y el máximo lateral es de 25.76 [MPa].

Por otro lado, en los casos de caminar rápido y lento, los valores mediales son mayores que los laterales en la zona proximal (zonas de Gruen 1 y 7), mientras que, en el resto del fémur, los laterales son mayores que los mediales. Al caminar rápido, el máximo lateral es de 29.67 [MPa] y el medial es de 27.55 [MPa]. En el caso de caminar lento, el máximo lateral es de 28.41 [MPa] y el máximo medial es de 27.9 [MPa].

Subir escaleras mantuvo su esfuerzo máximo en la zona de Gruen 5 (35.68 [MPa]); bajar escaleras cambió la ubicación del esfuerzo máximo a la zona de Gruen 4 (35.98 [MPa]) con respecto al caso del fémur sano; los casos de caminar rápido y lento mantuvieron sus esfuerzos máximos en la zona de Gruen 4 con 35.54 [MPa] y 34.79 [MPa], respectivamente. De igual manera que en el fémur sano, en todos los casos se mantuvieron los esfuerzos mínimos en las zonas de Gruen 1 y 7. El mínimo de la zona de Gruen 1 fue igual para los casos de bajar escaleras, caminar rápido y caminar lento con un valor de 0.15 [MPa], mientras que el mínimo en la zona de Gruen 7 se presentó en el caso de caminar lento con 0.36 [MPa].

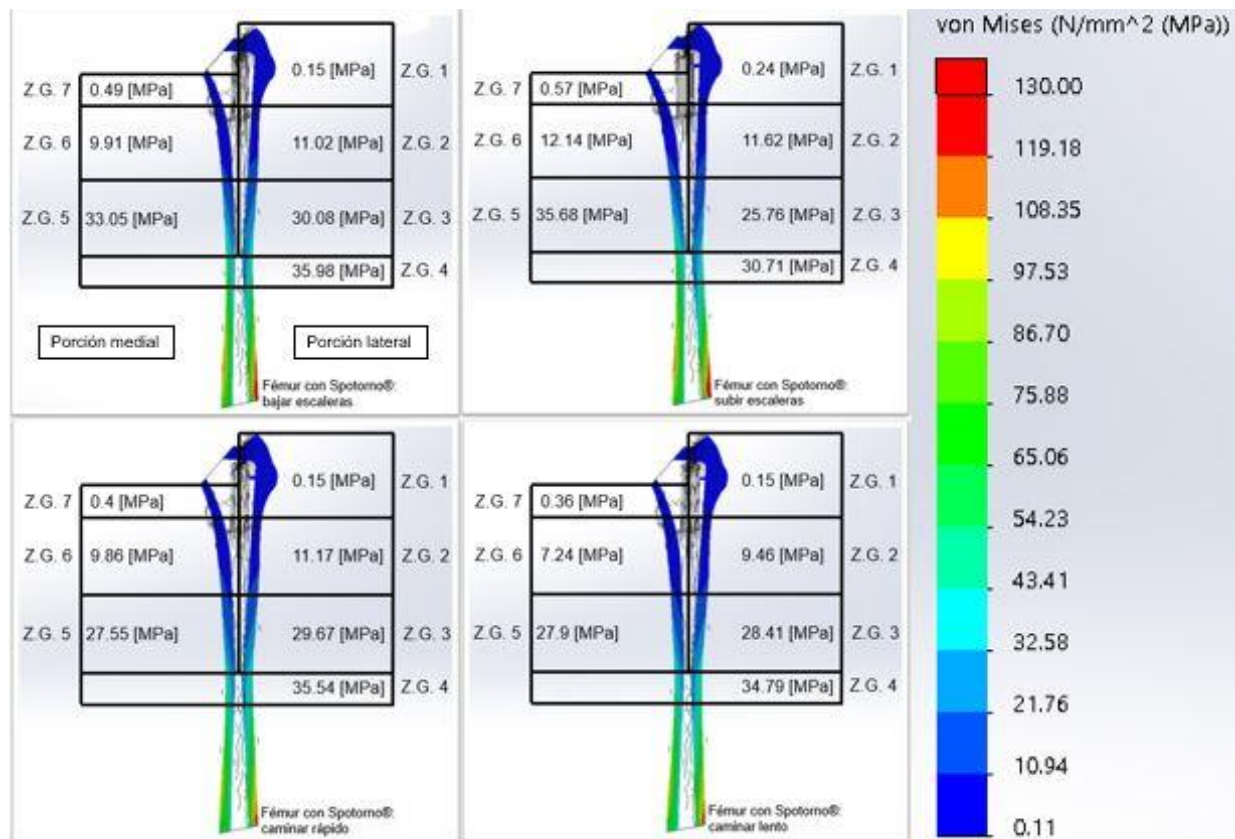
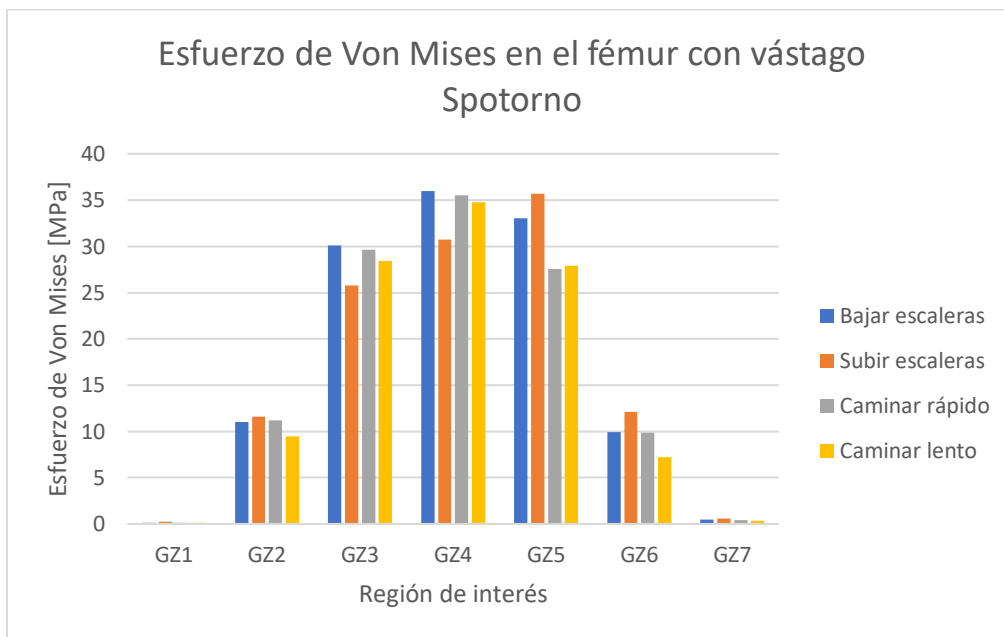


Figura 4.2 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur con vástago Spotorno®.

En la tabla y gráfica 4.2 se resumen todos estos valores para cada actividad y para cada zona en particular.

Tabla 4.2 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur con prótesis Spotorno®.

FEMUR SPOTORNO				
Esfuerzo de Von Mises [MPa]				
	Bajar escaleras	Subir escaleras	Caminar rápido	Caminar lento
GZ1	0.15	0.24	0.15	0.15
GZ2	11.02	11.62	11.17	9.46
GZ3	30.08	25.76	29.67	28.41
GZ4	35.98	30.71	35.54	34.79
GZ5	33.05	35.68	27.55	27.9
GZ6	9.91	12.14	9.86	7.24
GZ7	0.49	0.57	0.4	0.36



Gráfica 4.2 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur con vástago Spotorno®.

Los valores de este análisis son menores a los encontrados en la literatura (Hirata *et al.*, s.f.; Herrera *et al.*, 2012) pero se encuentran en el mismo orden de magnitud y mantienen la misma tendencia en cada una de las zonas de Gruen. Estas diferencias pueden atribuirse a que tanto las actividades como los vástagos analizados son diferentes.

Por otro lado, en las zonas de Gruen 1 y 7 en donde se encuentra el hueso trabecular, el valor más alto del esfuerzo de Von Mises de 0.57 [MPa] es apenas el 5% del esfuerzo de cedencia del material de 10 MPa. Esto claramente indica que dichas zonas no transmiten carga después de la THA y que son susceptibles a los efectos del *stress shielding*. En todas las demás zonas de Gruen con hueso cortical el esfuerzo máximo fue de 35.98 [MPa], lo que representa el 27.7% del esfuerzo de cedencia de este tejido.

En la figura 4.3, se observa que los esfuerzos más altos en el vástago Spotorno® se dan en la porción distal, seguidos por los valores encontrados en el cuello de la prótesis. El esfuerzo más alto se da para el caso de subir escaleras, lo cual es un resultado esperado ya que es uno de los casos más críticos. Este valor es mayor al reportado por Arellano en el 2015 y esto puede ser debido a la condición de carga analizada. Es importante destacar que este valor es menor al esfuerzo de cedencia de la aleación de titanio por lo que no representa ningún problema.

Los valores en la zona distal son causados por una concentración de esfuerzos en el vástago al hacer contacto con el hueso cortical. Esto es indeseable ya que propicia la densificación ósea en esa zona y puede provocar dolores en el muslo del paciente.

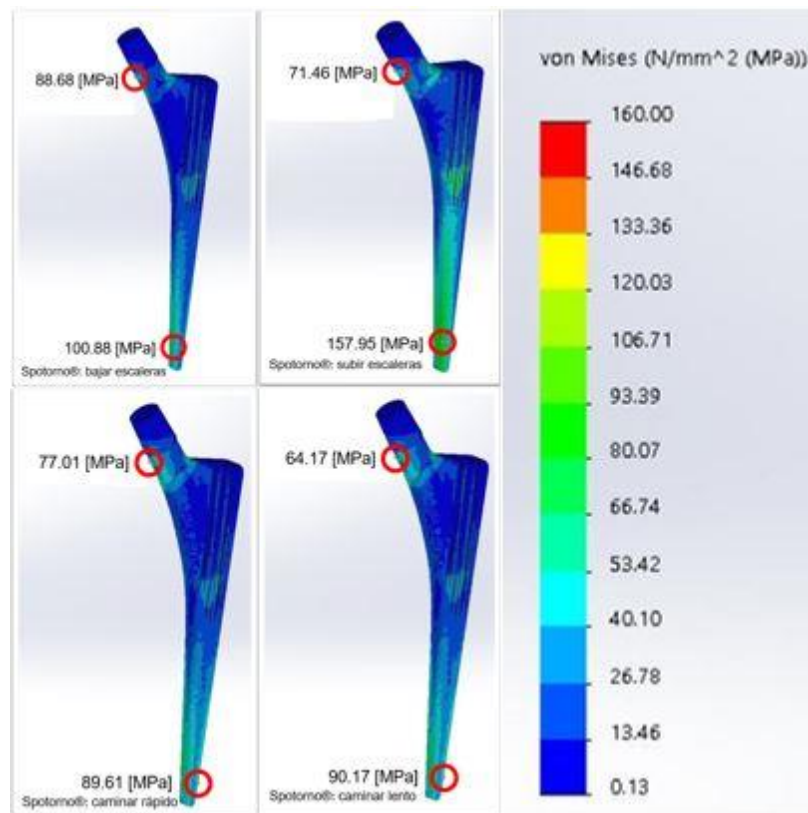


Figura 4.3 Esfuerzo de Von Mises en el vástago Spotorno® para cada una de las actividades analizadas.

4.3 Fémur con prótesis Spotorno® modificado.

Como se observa en la figura 4.4, en los cuatro casos de carga la distribución de esfuerzos aumenta desde la parte proximal hasta la distal; es decir, se mantiene la misma distribución que en el caso preoperatorio y que en el caso con la prótesis Spotorno® original. En este caso, bajar y subir escaleras no muestran ninguna tendencia clara en cuanto a los valores de esfuerzo en las porciones mediales y laterales. Por otro lado, se mantienen las tendencias de valores mediales y laterales de esfuerzo en las actividades de caminar rápido y caminar lento.

Al caminar rápido, el máximo lateral es de 20.5 [MPa] y el medial es de 17.01 [MPa]. En el caso de caminar lento, el máximo lateral es de 19.52 [MPa] y el máximo medial es de 18.33 [MPa].

Subir escaleras mantuvo su esfuerzo máximo en la zona de Gruen 5 (26.28 [MPa]); bajar escaleras cambió la ubicación del esfuerzo máximo a la zona de Gruen 4 (21.87 [MPa]) con respecto al caso del fémur sano; los casos de caminar rápido y lento mantuvieron sus esfuerzos máximos en la zona de Gruen 4 con 24.22 [MPa] y 23.48 [MPa], respectivamente. Esta tendencia también se mostró en el caso del vástago sin modificaciones. De igual manera que en el fémur sano, en todos los casos se mantuvieron los esfuerzos mínimos en las zonas de Gruen 1 y 7. El mínimo de la zona de Gruen 1 fue igual para los casos de caminar rápido y caminar lento con un valor de 0.13 [MPa], mientras que el mínimo en la zona de Gruen 7 se presentó en el caso de caminar lento con 0.37 [MPa].

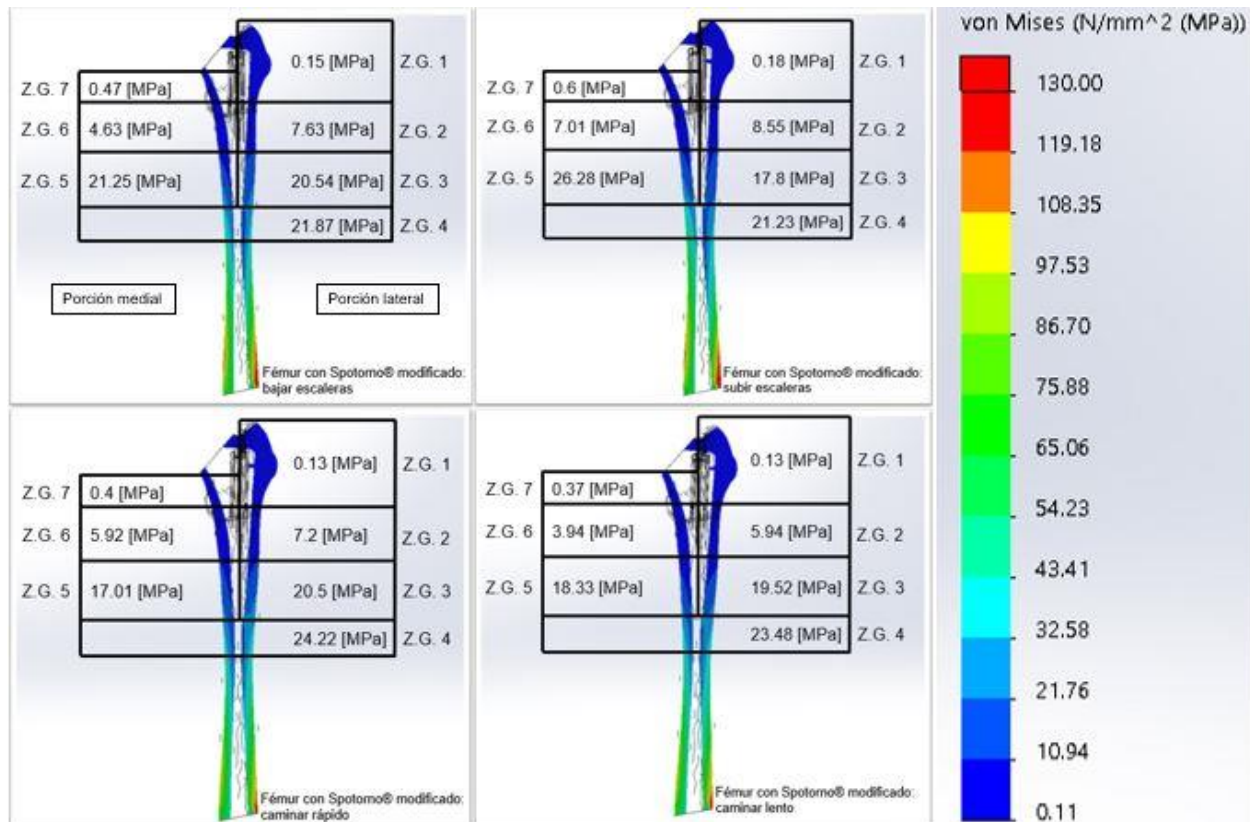
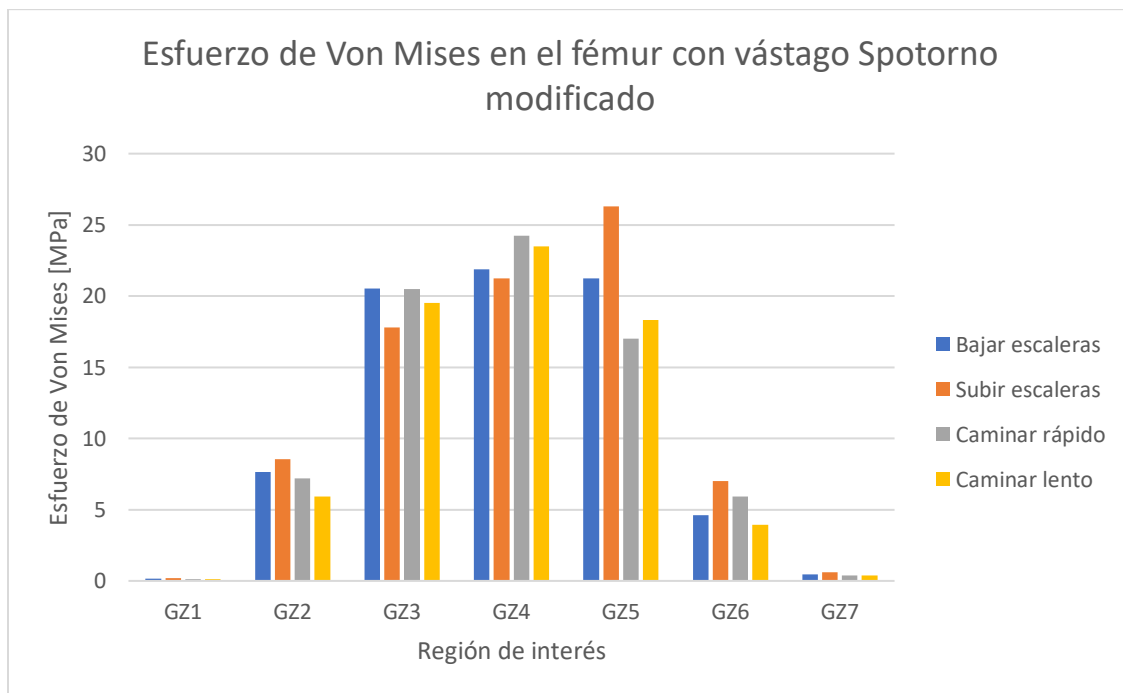


Figura 4.4 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur con vástago Spotorno® modificado.

En la tabla y gráfica 4.3 se resumen todos estos valores para cada actividad y para cada zona en particular.

Tabla 4.3 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur con vástago Spotorno® modificado.

FEMUR CON VÁSTAGO RECORTADO				
Esfuerzo de Von Mises [MPa]				
	Bajar escaleras	Subir escaleras	Caminar rápido	Caminar lento
GZ1	0.15	0.18	0.13	0.13
GZ2	7.63	8.55	7.2	5.94
GZ3	20.54	17.8	20.5	19.52
GZ4	21.87	21.23	24.22	23.48
GZ5	21.25	26.28	17.01	18.33
GZ6	4.63	7.01	5.92	3.94
GZ7	0.47	0.6	0.4	0.37



Gráfica 4.3 Valores de esfuerzo de Von Mises en cada zona de Gruen para cada actividad en el fémur con vástago Spotorno® modificado.

Los valores de este análisis son menores a los encontrados en el análisis del fémur con vástago Spotorno®, pero se siguen encontrando en el mismo orden de magnitud y mantienen la misma tendencia en cada una de las zonas de Gruen. Estas diferencias pueden atribuirse, de igual manera, a que tanto las actividades como los vástagos analizados son diferentes.

Por otro lado, en las zonas de Gruen 1 y 7 en donde se encuentra hueso trabecular, el valor más alto del esfuerzo de Von Mises de 0.6 [MPa] es apenas el 6% del esfuerzo de cedencia del material de 10 MPa. Esto claramente indica que dichas zonas no transmiten carga después de la THA y que son susceptibles a los efectos del *stress shielding*.

En todas las demás zonas de Gruen con hueso cortical el esfuerzo máximo fue de 26.28 [MPa], lo que representa el 20.2% del esfuerzo de cedencia de este tejido.

En la figura 4.5, se observa que los esfuerzos más altos en el vástago Spotorno® modificado se dan en el cuello de la prótesis, exceptuando el caso de subir escaleras, cuyo valor máximo se encuentra en la porción distal del vástago. El esfuerzo más alto se da nuevamente en el caso de subir escaleras. Este valor también es mayor al reportado por Arellano en el 2015 y esto puede ser debido a la condición de carga analizada. Es importante destacar que este valor es menor al esfuerzo de cedencia de la aleación de titanio por lo que no representa ningún problema.

Los valores en la zona distal disminuyeron en comparación con el caso del vástago Spotorno® ya que, debido a la disminución en longitud, la concentración de esfuerzos en el vástago desaparece debido a que no hay contacto con el hueso cortical.

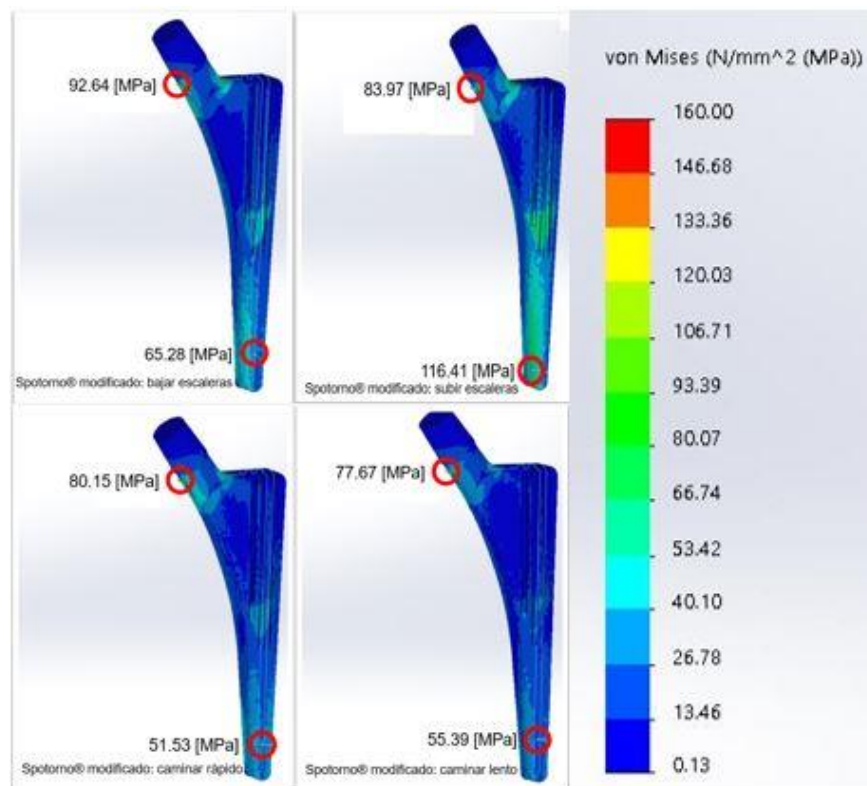


Figura 4.5 Esfuerzo de Von Mises en el vástago Spotorno® modificado para cada una de las actividades analizadas.

4.4 Comparación de esfuerzos entre el fémur sano y los vástagos femorales.

Como se observa en la figura 4.6, al bajar escaleras, las disminuciones de esfuerzo más significativas para ambos vástagos se dieron en la zona proximal (zonas de Gruen 1 y 7), lo cual está de acuerdo con los resultados de otros trabajos (Hirata *et al.*, s.f.; Herrera *et al.*, 2012; Jonkers *et al.*, 2008).

Por otro lado, con la prótesis Spotorno®, se observa un aumento de esfuerzos, con respecto al fémur sano, en las zonas de Gruen 2, 3 y 4 lo que correspondería a un fenómeno de densificación de hueso y que, de acuerdo con la literatura, en la zona distal causaría dolor en el muslo. La diferencia de esfuerzos en las zonas 5 y 6 es menor al 10% y se considera despreciable, por lo que la densidad mineral ósea de esa zona se mantendría intacta después de la THA.

Con el vástago Spotorno® modificado, se esperaba una disminución del efecto de *stress shielding*, sin embargo, éste se mantuvo en la zona proximal y, a lo largo de todo el fémur, se intensificó. Las diferencias negativas en todas las zonas de Gruen indican una posible resorción de hueso, lo cual provocaría la falla del fémur con la prótesis a largo plazo. A pesar de esto, el dolor del muslo provocado en la zona de Gruen 4, tendría que disminuir o incluso desaparecer.

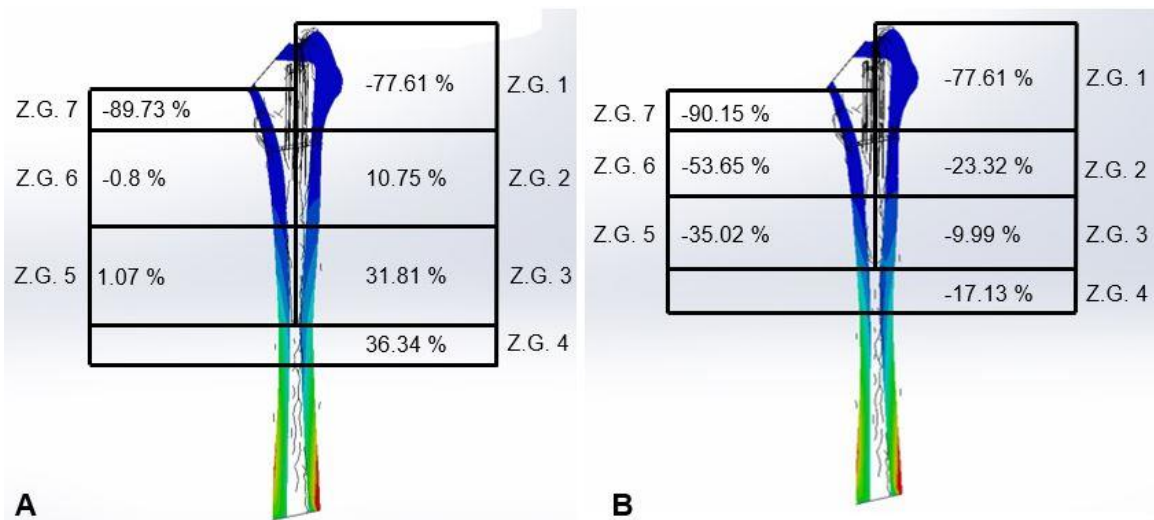


Figura 4.6 Diferencia porcentual de esfuerzos en cada zona de Gruen entre el fémur sano y A) Prótesis Spotorno® B) Prótesis Spotorno® modificada al bajar escaleras.

En la figura 4.7 se observa la misma tendencia que en el caso anterior pero ahora al subir escaleras. Las mayores diferencias de esfuerzos se dan en la zona proximal, lo que induciría una osteopenia por desuso en el hueso trabecular. En este caso, con el vástago Spotorno®, la densificación de hueso tendría lugar en las zonas 2, 3 y 4, las cuales corresponden a la porción lateral del fémur. Por otro lado, la pérdida de hueso se daría en toda la porción medial del fémur. Con el vástago Spotorno® modificado, de nuevo todas las zonas presentan una reducción de esfuerzos al compararlas con las zonas del fémur sano. Esta reducción, a pesar de ser un resultado de acuerdo con otros autores (Hirata *et al.*, s.f.; Herrera *et al.*, 2012; Jonkers *et al.*, 2008), se esperaba que fuera menor.

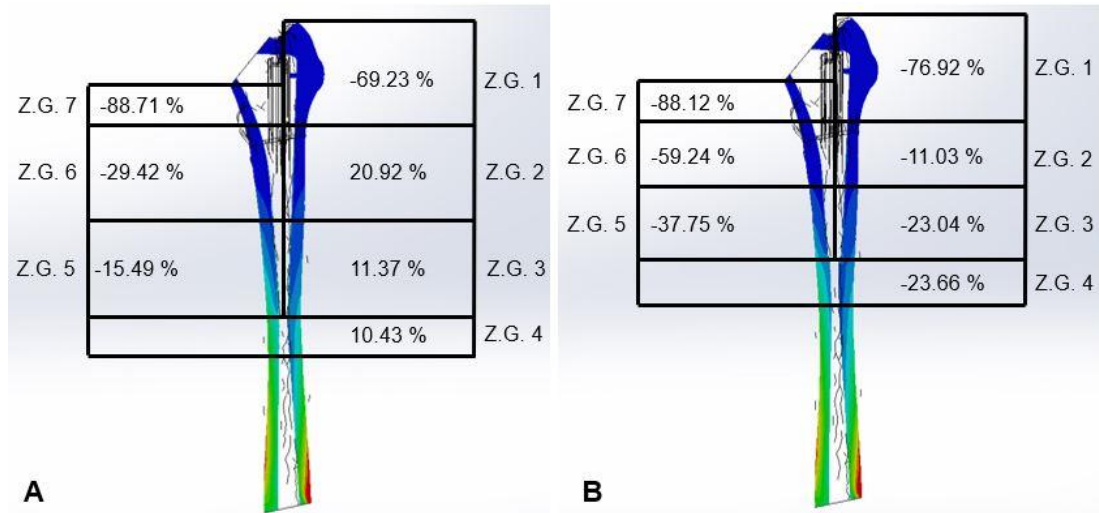


Figura 4.7 Diferencia porcentual de esfuerzos en cada zona de Gruen entre el fémur sano y A) Prótesis Spotorno® B) Prótesis Spotorno® modificada al subir escaleras.

En la figura 4.8 se comprueba, para el caso de caminar rápido, que la zona proximal del fémur es la más susceptible a la osteopenia debido a las grandes diferencias porcentuales de esfuerzo al compararlas con el fémur sano. En este caso, el vástago Spotorno® produce un efecto de *stress shielding* en las zonas de Gruen 1, 2, 6 y 7 que corresponden a las partes proximal y media del fémur. Además, el vástago produce una densificación de hueso en la zona distal del fémur.

Ésta es menor que en el caso de bajar escaleras, pero se considera que podría causar dolor en el muslo. Nuevamente, el vástago modificado causa una reducción en la densidad mineral ósea en todas las zonas femorales y, en algunas de éstas, es mayor que en los casos anteriores.

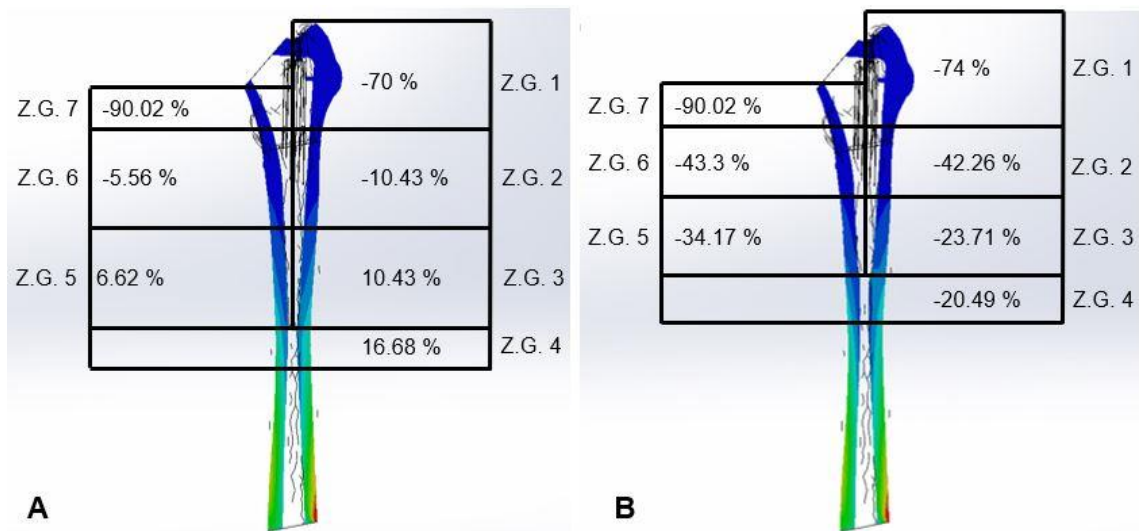


Figura 4.8 Diferencia porcentual de esfuerzos en cada zona de Gruen entre el fémur sano y A) Prótesis Spotorno® B) Prótesis Spotorno® modificada al caminar rápido.

En el último caso de caminar lento de la figura 4.9, la tendencia de pérdida ósea en la zona proximal se mantiene para ambos vástagos. Este caso podría considerarse el más favorable para el vástago Spotorno® ya que el incremento de valores en las zonas 2, 3, 4 y 5 son los menores al compararlos con las demás actividades. A pesar de esto, dichos valores se desprecian al ser menores al 10% y se considera que no hay cambio alguno en la densidad mineral ósea de la zona distal del fémur. Sin embargo, en el caso del vástago modificado, se presentan disminuciones de esfuerzo que podrían ser causa de resorción de hueso.

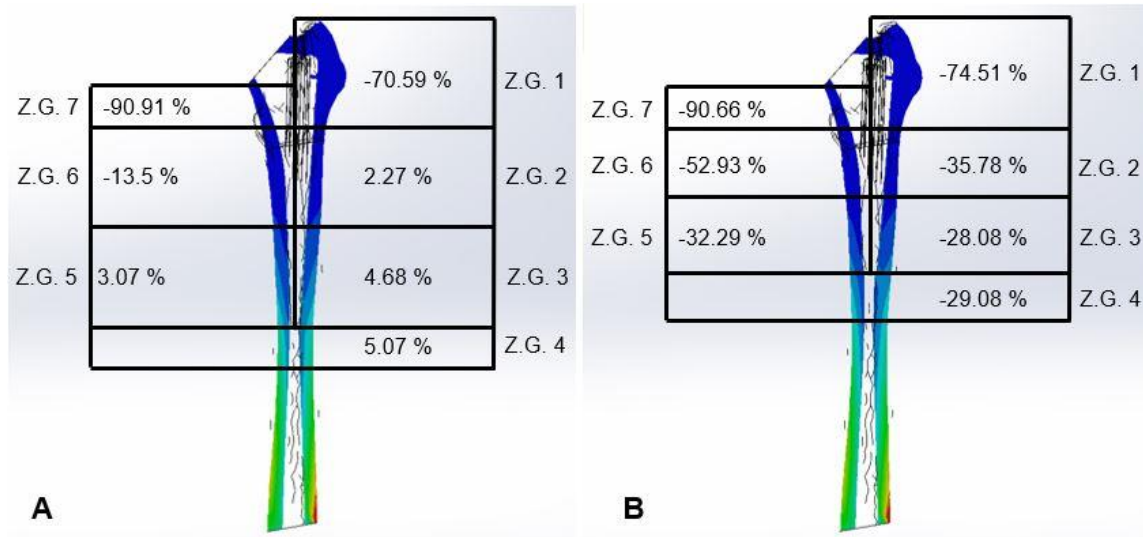


Figura 4.9 Diferencia porcentual de esfuerzos en cada zona de Gruen entre el fémur sano y A) Prótesis Spotorno® B) Prótesis Spotorno® modificada al caminar lento.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

A pesar de que varios estudios han logrado predecir el proceso de remodelado de hueso después del uso de una prótesis de cadera basándose solamente en estímulos mecánicos, la predicción solo es válida cualitativamente. Para lograr hacer una predicción cuantitativa, es necesario un análisis más personalizado y considerar factores adicionales ajenos a la mecánica. Además, aún no está claro cuál variable mecánica es la que mejor predice el remodelado de hueso. Cabe aclarar también que este proceso no tiene un único origen por estimulación mecánica, sino que hay factores biológicos que también lo afectan.

En todos los casos, ambos vástagos logran reproducir de buena manera la distribución de esfuerzos anatómica, aumentando desde la parte proximal del fémur hasta la distal. Además, estos vástagos siempre tienen un valor máximo asociado a las zonas de Gruen 4 y 5, que es la parte final de la prótesis donde se ancla al hueso cortical. Esta condición es indeseable ya que las concentraciones de esfuerzos en esa zona causan dolor en el muslo.

Las zonas de Gruen 1 y 7 son las más afectadas por una diferencia de esfuerzos entre el fémur sano y aquellos con prótesis, por lo que estas zonas son las más susceptibles a una pérdida de densidad mineral ósea, por lo que la longitud del vástago no afecta en nada el posible proceso de resorción ósea en la zona proximal. En el caso de la prótesis Spotorno®, se observa un incremento de esfuerzos en las zonas 3 y 4 en todas las actividades. Estas zonas corresponden a la porción lateral del fémur justo donde termina la longitud del vástago por lo que se puede concluir que en esta zona puede ocurrir una densificación de hueso cortical.

Por otro lado, el vástago recortado produce una reducción de esfuerzos en todas las zonas de Gruen después de la THA. Este fenómeno es un resultado esperado ya que otros autores han llegado al mismo, sin embargo, la reducción de esfuerzos es mayor en algunas zonas a las producidas por el vástago original. Esto quiere decir que el efecto de *stress shielding* es mayor y con ello, la falla del fémur es más probable. Además, hace evidente que la disminución de la longitud del vástago no es suficiente para evitar el *stress shielding* en la zona proximal.

Las condiciones de carga utilizadas en este trabajo son solo algunas de las que se presentan en la vida cotidiana de cualquier paciente y aunque algunas son susceptibles a la resorción ósea para una condición dada, para alguna otra presentarían densificación ósea. Es por esto que se debe enfocar cualquier análisis a aquellas zonas que se ven afectadas constantemente, como el caso de las zonas de Gruen 1 y 7.

Como trabajo a futuro se propone que, además de utilizar las fuerzas de contacto *in vivo* en la cabeza del fémur, se utilicen las fuerzas de los músculos y ligamentos más importantes para representar de mejor manera la capacidad de carga del fémur.

Además, con base en algunos de los trabajos citados, se propone utilizar formulaciones de densidad variable en el fémur para entender de mejor manera los efectos del *stress shielding* en él.

Por último, se propone que se consideren otras condiciones de carga que sometan al fémur y al vástago a estados de esfuerzos distintos a los presentados en este trabajo para asegurar que la prótesis no presente problemas, independientemente de la actividad realizada.

REFERENCIAS

- [1] 3D4Medical, app Complete Orthopedic.
- [2] Abdul, M. Computational biomechanics of the hip joint (pp. 1-13). Malaysia, 2012.
- [3] Arellano, R. Análisis estático de prótesis de cadera tipo Spotorno® mediante F.E.M. México. 2005.
- [4] Bankoff, A. Biomechanical characteristics of the bone. Brasil.
- [5] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Alemania. 2001.
- [6] Chatrath, V., Jasty, M., Beaulé, P.E., Kienapfel, H., Griss, P. Fixation by ingrowth. *The adult hip, hip arthroplasty surgery* (pp. 623-633). 2015.
- [7] Dutton, M. Dutton's Orthopaedic Examination, Evaluation and Intervention. 2012.
- [8] Herrera, A., Ibarz, E., Cegoñino, J., Lobo-Escolar, A., Puértolas, S., López, E., Mateo, J., Gracia, L. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. 2012.
- [9] Hirata, Y., Inaba, Y., Kobayashi, N., Ike, H., Iwamoto, N., Isida, T., Yukizawa, Y., Aoki, C., Choe, H., Fujimaki, H., Tezuka, T., Saito, T. Comparison of mechanical stress between two different types of femoral implants using finite element analysis. Japón.
- [10] <https://sunshineortho.com.au/anterior-cruciate-ligamentinjuries/thr-008/>
- [11] <https://www.webmd.com/osteoporosis/ss/slideshow-osteoporosis-overview>
- [12] Huffaker, S.J., Tsai, T., Rubash, H.E., Li, G., Kwon, Y. Kinematics of the hip. *The adult hip, hip arthroplasty surgery* (pp. 154-170). 2015.
- [13] Jonkers, I., Sauwen, N., Lenaerts, G., Mulier, M., Van der Perre, G., Jaecques, S. Relation between subject-specific hip joint loading, stress distribution in the proximal femur and bone mineral density changes after total hip replacement. *Journal of biomechanics* (pp. 3405-3413). Bélgica. 2008.
- [14] Krone, R., Schuster, P. An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modeling of the human femur. 2008.
- [15] Lengsfeld, M., Burchard, R., Günther, D., Pressel, T., Schmitt, J., Leppek, R., Griss, P. Femoral strain changed after total hip arthroplasty – patient-specific finite element analyses 12 years after operation. *Medical engineering & physics* (pp. 649-654). Alemania. 2005.
- [16] León, M. Determinación de la rigidez estructural de un fémur humano mediante FEM. México. 2015.

- [17] Lewicki, K.A., Van Citters, D.W. Biomaterials overview. *The adult hip, hip arthroplasty surgery* (pp. 171-185). 2015.
- [18] Megías, K.A., Molist, P., Pombal, M.A. Conectivo óseo. *Atlas de histología animal y vegetal* (pp. 171-185). 2015.
- [19] Ross, R.D., McNulty, M.A., Summer, R.R. Bone remodeling around hip implants. *The adult hip, hip arthroplasty surgery* (pp. 648-659). 2015.
- [20] Rudman, K.E., Aspden, R.M., Meakin, J.R. Compression or tension? The stress distribution in the proximal femur. 2006.
- [21] Sanzana, E. Estudio comparativo de la utilidad de los cementos y vidrios basados en fosfatos de calcio como sustitutivos óseos en defectos cavitarios experimentales. España. 2004.
- [22] Szwedowski, T.D., Taylor, W.R., Heller, M.O., Perka, C., Müller, M., Duda, G.N. Generic rules of mechano-regulation combined with subject-specific loading conditions can explain bone adaptation after THA. Alemania. 2012.
- [23] The Ottawa Hospital. Hip Arthroplasty, hip resurfacing, total hip arthroplasty, revision hip arthroplasty. Canadá. 2016.
- [24] Wasielewski, R.C., Kusuma, S., Rosenberg, A.G. Gross anatomy of the hip. *The adult hip, hip arthroplasty surgery* (pp. 37-54). 2015.
- [25] Yuhua, L., Yang, C., Zhao, H., Qu, S., Li, X., Li, Y. New developments of Ti-based alloys for biomedical applications. China. 2014.
- [26] Zimmer GmbH. CLS® Brevius® stem with Kinectiv® technology. Surgical Technique. Suiza. 2012.
- [27] Zimmer GmbH. CLS® Brevius® stem with Kinectiv® technology. The Next Chapter in 27 years of CLS® Spotorno® stem history: flexibility. Suiza. 2011.
- [28] Zimmer GmbH. CLS® Spotorno® hip stem surgical technique. Suiza. 2011.
- [29] Zimmer GmbH. The CLS® Spotorno® hip stem in THA: a review of long-term results and success factors of a proximal press-fit, grit blasted stem with unchanged design in 25 years. Suiza. 2009.
- [30] Zimmer GmbH. The CLS® Spotorno® stem. Nature is our model. Suiza. 2008.