

Facultad de Ingeniería
Centro de estudios CAD/CAM

Trabajo de Diploma

Estudio biomecánico del conjunto placa DHS- hueso en la consolidación de las fracturas proximales del fémur.

Autor: Alejandro Feria Basulto.

Tutor: Dr. C. Roberto Estrada Cingualbres

Curso Regular Diurno

2013 – 2014.



UNIVERSIDAD
DE HOLGUÍN
OSCAR LUCERO MOYA

AGRADECIMIENTOS

- ❖ A mi tutor, Dr. C. Roberto Estrada Cingualbres especiales agradecimientos por su sólida dirección, por haber depositado toda la confianza en mí como diplomante para desarrollar el tema de la investigación.
- ❖ Agradecer también al Especialista en Ortopedia y Traumatología Dr. Lisandro Ibrahim Mora por su gran asesoría en los temas netamente médicos que ayudaron a fortalecer la investigación.
- ❖ A mi querida familia, por su constante preocupación, respaldo espiritual y material.

A todos, gracias.

PENSAMIENTO

“...Emplearse en lo estéril cuando se puede hacer lo útil, ocuparse en lo fácil cuando se tiene bríos para intentar lo difícil, es despojar de su dignidad al talento. Todo el que deja de hacer lo que es capaz de hacer, peca...”

José Martí.



RESUMEN

En esta investigación se presentan los resultados de los estudios biomecánicos realizados a cuatro variantes, de uno de los fijadores internos más utilizados en nuestro país para la consolidación de las fracturas de fémur en su parte proximal, el Implante Dinámico de Cadera o placa DHS (Dynamic Hip Screw) por sus siglas en inglés. Estas variantes difieren en la longitud de la placa y por ende en la cantidad de tornillos de corticales usados para fijar la misma a la diáfisis del fémur. Estos estudios se realizan durante y después de retirados los implantes, para lograr esto se hace necesario la utilización del software profesional SolidWorks 2013 / Premium, el cual trae incorporado como módulo adicional, un paquete de análisis por elementos finitos, SolidWorks Simulation, permitiendo este último el cálculo de las tensiones de Von Mises en los implantes, pudiéndose determinar las zonas donde se concentran estas tensiones y donde se alcanzan sus valores máximos. También se conocen las tensiones normales en el eje longitudinal del fémur, que surgen en el mismo producto a las cargas mecánicas propias del peso y la acción de los músculos durante la marcha y a raíz de la utilización de dichos implantes durante y después de retirados estos, así como el por ciento del volumen del fémur que se somete a tracción o a compresión, todos estos estando el fémur en su estado normal de carga monopodal.

ABSTRACT

In this investigation show up the results of the biomechanical education accomplished to four variants, of one of the internal fixers more used in our country for the consolidation of the fractures of femur in your part proximal, plate DHS (Dynamic Hip Screw). These variants differ in the length of the plate and as a consequence in the quantity of screws of cortical used to fix the same one on the diafisis of the femur. These education come true during and after pensionaries the implantations, in order to achieve this the utilization of the professional software becomes necessary SolidWorks 2013 Premium, which brings incorporated like additional module, a parcel of analysis for finite elements, SolidWorks Simulation, permitting this last the calculation of the tensions of Von Mises in the implantations, being able to determining zones where concentrate these tensions and where they catch up with its maximum values. Also are acquainted the normal tensions in the longitudinal axis of the femur, that they happen in the same product to the mechanical own loads of the weight and the action of the muscles during the parade and because of the utilization of the aforementioned implantations during and after pensionaries these, as well as the percent of the volume of the femur that submits to traction or to compression, all these being the femur in your normal state of mono-foot-related load.

INDICE

CAPÍTULO I: ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL.....	6
1.1 Sistema óseo.....	7
1.2 Fracturas	7
1.3 Tratamiento de las fracturas.....	13
1.4 Biomecánica y simulaciones por ordenador.....	18
1.5 Caracterización del material óseo.....	19
1.6 Función del método de los elementos finitos en biomecánica	23
CAPÍTULO II: MODELACIÓN Y ANÁLISIS DEL DISPOSITIVO USADO EN LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS PROXIMALES DE CADERA.....	25
2.1 Análisis del SolidWorks y Simulation.....	25
2.2 Análisis pseudodinámico.....	26
2.3 Modelo del fijador	29
2.4 Propiedades mecánicas	31
2.5 Aplicación del mallado y restricciones del modelo.....	34
2.6 Aplicación de las cargas (según Taylor. M.E, 1996).....	34
CAPÍTULO III. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	36
3.2 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS. (DHS con 2 agujeros).....	37

3.3 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS (DHS con 3 agujeros).....	41
3.4 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS. (DHS con 5 agujeros).....	45
3.5 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS. (DHS con 7 agujeros).....	49
3.6 Discusión de los Resultados.	53
CONCLUSIONES	59
RECOMENDACIONES	60
BIBLIOGRAFÍA.	61

INTRODUCCIÓN

La Ingeniería Biomédica identifica la rama de la Ingeniería que aplica sus principios y metodologías al estudio de problemas médicos y biológicos.

Dentro del gran abanico de aplicaciones que componen la Ingeniería Biomédica, se conoce como Biomecánica la disciplina que trata del análisis y predicción de la mecánica de los seres vivos. Ayuda, por tanto, a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento de tejidos y órganos vivos desde el punto de vista estructural y a predecir los cambios microestructurales que sufren éstos por distintas alteraciones.

Entre las aplicaciones más habituales hoy día de la Biomecánica se puede citar:

-Problemas clínicos en el sistema cardiovascular como el análisis de válvulas para el corazón, circulación extracorporal y máquinas de diálisis.

-Uno de los campos que ha ido adquiriendo un gran auge es el asociado a la biomecánica de impacto, ella estudia las consecuencias del diseño del vehículo y de las posiciones de colisión en los accidentes de tráfico.

- Sin duda el mayor avance desarrollado por la Biomecánica se encuentra asociado con la ortopedia y la traumatología. Se puede citar los diseños de múltiples tipos de prótesis y fijaciones, junto a evaluaciones de técnicas quirúrgicas.

La Biomecánica no es ajena en modo alguno al impacto y crecimiento general antes aludido, de hecho, un porcentaje sustancial del aumento previsible de las inversiones en Bioingeniería tendrá su destino en áreas traumatológicas y ortopédicas. Ello viene motivado por el considerable incremento del número de personas mayores de 65 años (se calcula que los 320 millones aproximadamente que viven ahora, aumentarán a más de 1500 millones para el año 2050 [Levy y Rowe, 1996]) y también por las terribles secuelas de los accidentes de tráfico y laborales que continúan en aumento.

Algunos de los problemas más importantes asociados al desarrollo de la Biomecánica corresponden al elevado costo de la experimentación, la imposibilidad en muchos casos de realizar ensayos realistas y personalizados y la dificultad de aislar el efecto de cada uno de los factores involucrados. Todo ello, junto al desarrollo acelerado de los ordenadores y 27 métodos de cálculo asociados, singularmente del Método de los Elementos Finitos (MEF), ha hecho de la Biomecánica una candidata natural a la utilización de modelos computacionales.

La simulación computacional permite crear los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de dispositivos tales como fijadores externos, prótesis, y materiales de osteosíntesis como clavos, tornillos y placas sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano.

En el VIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, autores como Yáñez, A. y otros hacen referencia al estudio de las propiedades mecánicas únicas que tienen los huesos, que, además de proteger y soportar los tejidos blandos, proporcionan rigidez al cuerpo y sitios de inserción de tendones y músculos para generar movimientos. En vida, el hueso es un tejido activo que crece durante el desarrollo del individuo, se moldea y se remodela durante el transcurso de la vida gracias a las células óseas. La capacidad de reacción de estas células puede ser afectada por condiciones patológicas o por fuerzas externas, modificando la morfología general ósea (White, 2000; Mays, 1998). Esta modificación incluye la reorientación de partes y áreas del hueso: cuando el límite de plasticidad ósea es excedido, el hueso no puede recobrar su forma original y se produce la fractura.

El tratamiento de las fracturas del fémur representa en la actualidad una de las prácticas más comunes de la traumatología. En el mundo el número de fracturas de cadera calculado fue de 1,66 millones en 1990 y se estima que podría aumentar a 6,26 millones para el 2050 teniendo esto una amplia repercusión en el ámbito social y económico (DOBLARÉ Castellano, M.; García, J. M.; Gómez, M.J. 2004). En nuestro país se estima que en la actualidad ocurren más de 1 000 fracturas de cadera por año pudiendo esto duplicarse o triplicarse en los próximos 20 años debido al elevado nivel de envejecimiento de la población cubana y el aumento de accidentes del tránsito donde se ven implicados choferes, peatones, ciclistas y

motociclistas. La preocupante previsión epidemiológica en cuanto a las fracturas de cadera en los tiempos actuales y el futuro próximo ha alcanzado un consenso mundial, impulsándose campañas de prevención, fomentándose la investigación y el desarrollo de nuevos métodos terapéuticos, así como, marcando objetivos específicos en diversas áreas traumatológicas y ortopédicas (Bosch, J; Estrada, R; Ramos, Y. 2011).

Muchos son los tratamientos para las fracturas en el hueso antes mencionado, desde el punto de vista ortopédico, ya que son diversos los dispositivos utilizados para la consolidación de dichas fracturas; algunos especialistas afirman que el uso de dispositivos de fijación interna como son cerclajes, los clavos intramedulares, placas fijas, placa DHS (Dynamic Hip Screw), agujas o clavo-placa para fracturas de cuello de fémur o cadera son los dispositivos ideales, ya que el paciente no sufre de un aparente trauma psicológico.

La realidad es que a ciencia cierta no existe hasta la actualidad un dispositivo ideal para la consolidación de una determinada fractura, y conociendo que los huesos vivos no se pueden considerar como cualquier otro material utilizado en ingeniería, por complejo que éste pueda ser, ya que la estructura microscópica de éstos permanece constante, mientras que la estructura ósea se encuentra en un continuo proceso de crecimiento o reabsorción, que constituye el mecanismo mediante el cual el hueso adapta su estructura para soportar mejor los esfuerzos a que está sometido. Este proceso de remodelado del hueso tiene lugar tanto interna como externamente. El remodelado interno ayuda a mantener la dirección de las trabéculas constitutivas del hueso esponjoso alineadas con las direcciones principales, mientras que el externo, consistente en la deposición o reabsorción de la superficie exterior del hueso, permite reconfigurar la sección del mismo para minimizar las tensiones, en función del estado de carga predominante. En los últimos años, con el aumento de potencia que han experimentado los ordenadores personales, ha aumentado el número de trabajos en biomecánica en los que se trata de relacionar la estructura del hueso con el estado de carga a que ha estado sometido. Esto es de especial relevancia en implantes, en los que se requiere un conocimiento profundo de las relaciones entre las propiedades biológicas y

mecánicas, debido a las modificaciones que experimenta el hueso en su estructura y propiedades después de la inserción de una prótesis.

Problema de Investigación: ¿Cuál sería la influencia desde el punto de vista del estado tensional del hueso, la utilización del fijador interno placa DHS?

Objeto de Estudio: Conjunto biomecánico hueso- placa DHS.

Campo de Acción: Comportamiento biomecánico del conjunto hueso- placa DHS en la consolidación de las fracturas proximales del fémur.

Hipótesis: Si se colocan diferentes variantes en la cantidad de tornillos de la placa de fijación interna DHS, entonces se produce una alteración desigual del estado tensional del conjunto hueso- placa DHS durante y después de retirado el mismo del paciente.

Objetivo General: Realizar un estudio comparativo del estado tensional del fémur sano y el conjunto fémur- implante DHS, así como una vez retirado el implante.

Tareas de Investigación:

1. Realizar un estudio bibliográfico para estudiar el estado actual del tema objeto de estudio.
2. Analizar las teorías que caracterizan la problemática del uso de fijadores internos para el tratamiento de las fracturas proximales de cadera.
3. Caracterizar la función del Método de los Elementos Finitos en el uso del fijador interno placa DHS para la consolidación de las fracturas proximales de cadera.
4. Realizar la modelación de diferentes variantes del implante DHS y su ensamble con el fémur.
5. Realizar el análisis por elementos finitos del fémur sano sometido al sistema de cargas durante el apoyo monopodal, así como del fémur con diferentes variantes de placa DHS y una vez retirado este.
6. Elaborar el informe final.

Métodos de Investigación

Métodos teóricos

- Análisis y Síntesis:

Se revisaron bibliografías relacionadas con el tema y se procesó la información para elaborar el marco teórico de la investigación.

- Histórico - Lógico:

Permitió analizar la evolución que han tenido los fijadores internos en el tratamiento de las fracturas de cadera.

- Modelación:

Se realizaron análisis numéricos a modelos tridimensionales de fijadores internos y el fémur para el tratamiento de fracturas proximales de cadera.

Métodos empíricos

- Consulta de expertos:

La programación de consultas con expertos en el tema para una correcta proyección de la investigación.

CAPÍTULO I: ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL

Denominada como “epidemia ortopédica” la fractura de cadera ha tenido una gran repercusión, debido a su progresivo incremento de incidencia en los últimos años.

Al respecto, las fracturas del extremo superior del fémur aparecieron descritas por primera vez en los trabajos de Hipócrates (460 a.n.e.), pero no fue hasta el siglo XVI que Ambrosio Paré planteó un método de tratamiento y, a su vez, Smith Petersen, padre de la cirugía ortopédica moderna, popularizó la osteosíntesis de las fracturas del cuello femoral con su clavo trilaminar. Posteriormente otros investigadores idearon métodos y dispositivos en busca de mantener los principios de reducción exacta, fijación rígida e impactación de la fractura (Bontempo, F. 2012).

El explosivo desarrollo y progresiva extensión mundial de la tecnología y avances científicos, están configurando cambios fuertes que aumentan día a día la esperanza de vida y mejora la calidad de esta por medio de la aplicación de una medicina más eficiente y menos invasiva. Los mismos se deben a la acción interdisciplinaria de investigadores que conjugan conocimientos médicos e ingenieriles.

La ingeniería biomédica es sin lugar a dudas uno de los sectores de mayor crecimiento en la economía mundial. Dentro del gran abanico de aplicaciones que componen la Ingeniería Biomédica, se conoce como Biomecánica la disciplina que trata del análisis y predicción de la mecánica de los seres vivos. Ayuda, por tanto, a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento de tejidos y órganos vivos desde el punto de vista estructural y a predecir los cambios microestructurales que sufren éstos por distintas alteraciones. Sin duda el mayor avance desarrollado por la Biomecánica se encuentra asociado con la ortopedia y traumatología.

El desarrollo de implantes artificiales para tratar fracturas ha revolucionado el mundo de la traumatología: su enorme variedad incluye tornillos, agujas, placas atornilladas, clavos intramedulares y sistemas de fijación externa e interna; todos requieren un estudio biomecánico pormenorizado previo a su ensayo y aplicación clínica, no solo de estos dispositivos, sino también del sistema óseo.

1.1 Sistema óseo

El sistema óseo tiene como objetivo principal proteger y soportar los tejidos blandos, proporcionando rigidez al cuerpo y sitios de inserción de tendones y músculos para generar movimientos. En vida, el hueso es un tejido activo que crece durante el desarrollo del individuo, se moldea y se remodela durante el transcurso de la vida gracias a las células óseas: Los osteoblastos, responsables de la formación de nuevo hueso y los osteocitos, involucrados en el mantenimiento del hueso. La capacidad de reacción de estas células puede ser afectada por condiciones patológicas o por fuerzas externas, modificando la morfología general ósea (White, 2000; Mays, 1998). Esta modificación incluye la reorientación de partes y áreas del hueso, puede modificarse respondiendo a repetidas fuerzas aplicadas a él, fortaleciéndose donde lo necesita y reduciéndose donde no, pero cuando el límite de plasticidad ósea es excedido, el hueso no puede recobrar su forma original y se produce la fractura.

1.2 Fracturas

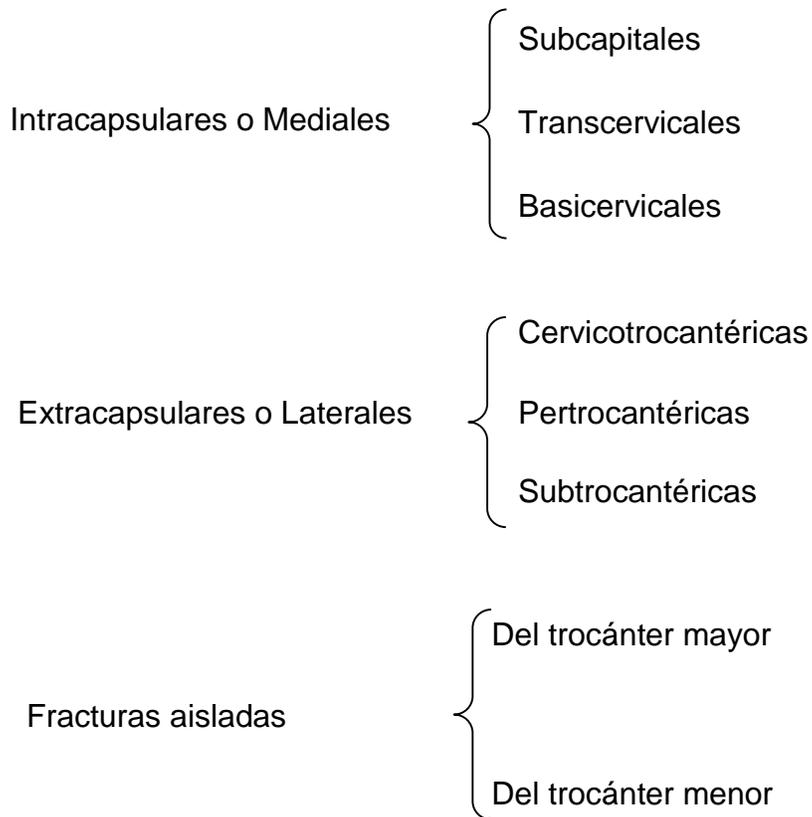
Una fractura se define como la pérdida de continuidad de un hueso, que puede ser de origen traumático o no traumático, causada por una fuerza externa ya sea directa o indirecta (Martin, L. 1997). Es un fenómeno mecánico resultante de la no adecuación de la resistencia ósea a la magnitud y configuración de la carga a la que el hueso fue sometido. Esta ocasiona una lesión tisular compleja, no solo en el tejido óseo sino también en las partes blandas vecinas y está en proporción directa al tipo y grado de trauma, a la presencia de una patología previa y a otras variables como el estado físico, fisiológico y psicológico de cada paciente (Müller, C. 2001). Puede haber influencias externas como la edad; así por ejemplo en la infancia, la zona más débil y sensible a la rotura es el cartílago de crecimiento, en la adolescencia y juventud las áreas débiles son las uniones del hueso con tendones o ligamentos y en la edad adulta es el hueso trabecular la estructura con más riesgo de fractura (Rivas, A. 2007).

1.2.1 Clasificación de las fracturas de cadera.

En general, se definen dos grandes grupos de fracturas de cadera, las fracturas Intracapsulares y las extracapsulares (Ver Figura 1). En las primeras, la fractura se sitúa en el cuello del fémur y puede quedar interrumpida la vascularización de la cabeza femoral, por lo que conllevan un riesgo de necrosis y de pseudoartrosis, que deben ser considerados a la hora de seleccionar el tratamiento. Estas fracturas por tanto deben subdividirse exclusivamente en desplazadas y no desplazadas, dado que el grado de desplazamiento sí correlaciona con el riesgo de complicaciones y determina el tipo de tratamiento a realizar.

Las fracturas intracapsulares de cadera incluyen las fracturas subcapitales y transcervicales. Las fracturas extracapsulares se subdividen según su localización anatómica, en basicervicales, intertrocanteréas y subtrocantéreas. Sin embargo, el factor pronóstico clave para conocer la capacidad de recuperación funcional precoz de estos pacientes es la estabilidad de la fractura, por lo que es más práctico clasificarlas en fracturas estables e inestables. El grado de estabilidad es inversamente proporcional a la conminación. Una fractura extracapsular es estable siempre que esté conservada la línea de transmisión de cargas desde el calcar hasta la diáfisis femoral. El calcar femoral se localiza en la zona posteromedial de la extremidad proximal del fémur, y está formado por las trabéculas que, sometidas a fuerzas de compresión, son la línea de soporte de la carga durante la deambulación. Por ello, la rotura del calcar en la zona intertrocanteréa implica que la fractura sea inestable (Raaymakers E. [1991]), (Parker M. [1998]), (Herrero I., M. [2006]).

Desde el punto de vista anatómico, las fracturas de la cadera según Rodrigo Álvarez Cambras en su libro “Tratado de cirugía ortopédica y traumatología” las clasifica del siguiente modo (Ver Figura 1) (Álvarez C.), (Costa L. [2008]):



- Fracturas de la cabeza del fémur: son aquellas ubicadas entre la superficie articular y el plano coincidente con el reborde del cartílago de crecimiento. Son de ocurrencia excepcional.
- Fracturas del cuello del fémur (Subcapitales, Transcervicales y Basicervicales): se ubican entre un plano inmediatamente por debajo del límite del cartílago de crecimiento y el plano en que el cuello se confunde con la cara interna del trocánter mayor.
- Fracturas Pertrocantéricas: son aquellas que cruzan oblicuamente el trocánter mayor hacia el menor.
- Fracturas Subtrocantéreas: ubicadas en un plano inmediatamente inferior al trocánter menor.

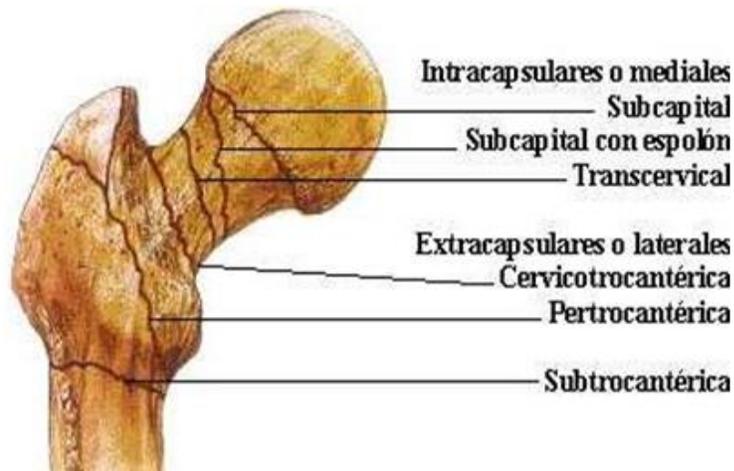


Figura 1. *Clasificación de las fracturas de caderas. Fuente (Otaño S. [2005]).*

1.2.2 Principales factores que propician las fracturas proximales

Existen dos factores fundamentales que propician la aparición de las fracturas proximales:

- La reducción progresiva de la consistencia ósea.
- El aumento del número de caídas de personas a edades avanzadas.

Hasta los 30 años aproximadamente, cada persona adquiere su capital óseo, donde alcanza alrededor de esa edad su pico máximo de masa ósea como resultado de factores raciales, alimentarios, hormonales, así como del ejercicio físico. Posteriormente hay una etapa de estabilidad en que las pérdidas y las ganancias están equilibradas. Más adelante se inicia una disminución paulatina de la masa ósea al predominar las pérdidas sobre las ganancias, donde se puede diferenciar entre una pérdida fisiológica que entra dentro del proceso de envejecimiento y una pérdida excesiva superior a lo establecido hasta llegar a rangos patológicos, es decir, la enfermedad conocida como osteoporosis.

La osteoporosis, que se caracteriza por la pérdida progresiva de masa ósea o material mineral del hueso, convierte a los huesos que inicialmente son duros y resistentes en estructuras frágiles (Figura 2). Es una grave enfermedad que, debido

al envejecimiento progresivo de la población y a la falta de un tratamiento definitivo, se ha convertido en una auténtica epidemia entre las personas mayores.

Se ha demostrado que dicha enfermedad es la causante del 79% de las fracturas en personas mayores de 45 años.

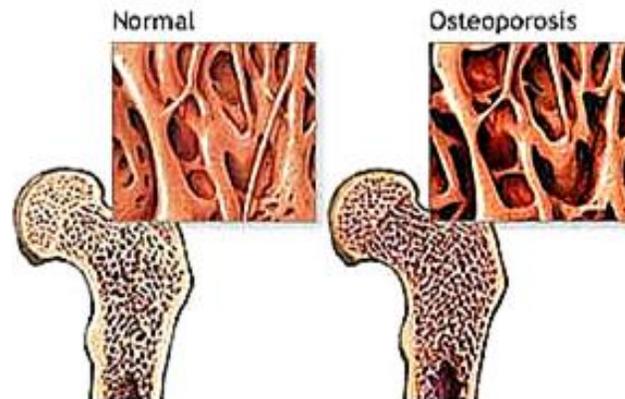


Figura 2. Diferencias del tejido óseo debido a la osteoporosis (Diario Democracia.com 2010).

En diferentes estudios se ha comprobado que la osteoporosis, en el tercio proximal del fémur, aumenta considerablemente el riesgo de fractura del mismo. Para el tratamiento en las fracturas de la extremidad proximal del fémur, se debe tener en cuenta la presencia de osteoporosis, ya que una buena calidad ósea en el cuello y la cabeza del fémur es esencial para la fijación del fragmento proximal.

Además de la reducción de la resistencia ósea, en la patogenia de la fractura tiene un papel importante la tendencia al traumatismo que en muchos casos se expresa mediante la caída, y que tiene mayor incidencia en los ancianos. La caída es un fenómeno frecuente, ya que una tercera parte de las personas de más de 65 años se caen una o varias veces al año. En los ancianos se ha demostrado que existe una disminución en la fuerza muscular de los miembros inferiores durante la marcha, lo que provoca que sus respuestas de soporte sean más lentas y los pasos sean más cortos, disminuyendo la velocidad de la marcha y el braceo. El equilibrio estático y el dinámico se encuentran también disminuidos y soportan durante menos tiempo el apoyo exclusivo de un pie. Todos estos factores favorecen al incremento de los índices de caídas y resultan de gran importancia ya que actualmente hay

más de 325 millones de personas mayores de 65 años en el planeta, cifra que, según se estima incrementará a unos 1 500 millones para el 2050 (Pérez, M. 2004).

1.2.3 Biomecánica de la cadera

La biomecánica de la cadera comprende el estudio de la función de la articulación de la misma desde el punto de vista de la ingeniería y por consiguiente, en la valoración de su cinemática y la determinación de los esfuerzos a los que se encuentra sometido el complejo articular. Evidentemente, la evaluación y descripción biomecánica de cualquier articulación depende del tipo de movimiento que se realice. Por ello, la mayoría de los estudios de la cadera están centrados en la biomecánica durante la marcha humana (por ser esta la principal función para la cual se encuentran diseñados los miembros inferiores) y en el análisis de algunos movimientos o posiciones límites, por su especial relevancia para la determinación de rangos de movimientos y cargas extremas a las que se ve sometida la cadera.

Conceptualmente, cualquier análisis biomecánico parte de la evaluación de la cinemática de los segmentos involucrados en la articulación. Al conocerse sus propiedades inerciales (masa y momentos de inercia), pueden estimarse las fuerzas y momentos globales a los que se encuentra sometida la articulación. Este estado global de esfuerzos se encuentra generado por todas las actuaciones individuales musculares, ligamentosas y de contacto óseo de los elementos que intervienen en la articulación. Para las mismas se plantean modelos cinéticos que tienen como objetivo la determinación de las fuerzas que ejerce cada elemento articular, donde se tiene en cuenta que la suma de todos esos esfuerzos debe componer el estado de fuerzas y momentos globales previamente establecidos. Una vez conocidas las fuerzas individuales ejercidas o soportadas por los elementos articulares, puede analizarse el estado de distribución de tensiones que producen dichas fuerzas en cada elemento y analizar de qué forma la naturaleza ha diseñado nuestras articulaciones, para que sean capaces de soportar dicho estado de tensiones (Comín, M. 1998).

Se ha podido demostrar que los mayores esfuerzos se dan en el cuello del fémur, en la zona del calcar en forma de compresión, lo que produce la gran mineralización de esta zona.

Debido al aspecto biomecánico particular de la región proximal del fémur, el implante ideal para la fijación de las fracturas en esta región será el que tome en cuenta la relación entre las distintas fuerzas, así como la orientación y distribución de su trayectoria y que su aplicación sea sencilla donde se obtenga un sistema de carga repartida entre el implante y el hueso.

1.3 Tratamiento de las fracturas

En el presente trabajo se realiza un estudio sobre de la fractura del cuello del fémur (Figura 3) por ser esta una de las fracturas más comunes en nuestro país. La fractura del cuello del fémur en cualquier edad, constituye una grave lesión, pero la indicación del tratamiento y la responsabilidad del resultado dependen en gran medida de la acción del cirujano. Estas fracturas se atribuyen fundamentalmente a un grupo de edad avanzada, principalmente debido a caída desde su propia altura, sin embargo, aproximadamente en un 5% se presenta en gente joven sometida a traumatismos de alta energía. Probablemente sea una de las fracturas más frecuentes. En un servicio de la especialidad del área metropolitana fácilmente hay 6 a 8 fracturados de cadera en evolución. Ocurren en cualquier comunidad social, especialmente donde haya personas de más de 60 años.

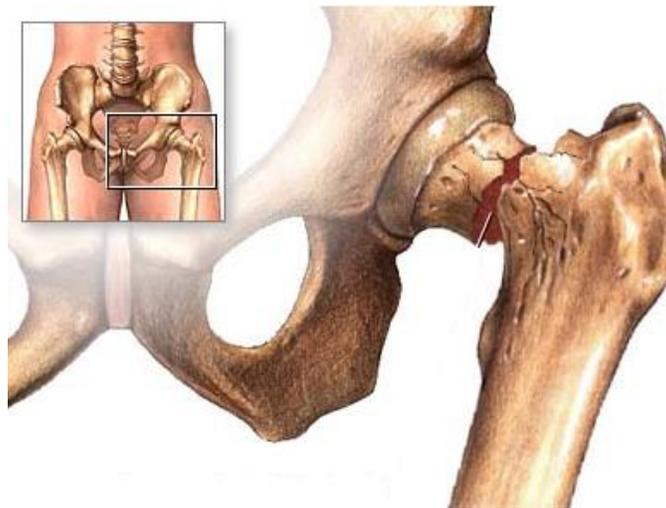


Figura 3. *Fractura de cuello de fémur.*

El tratamiento de estas fracturas es esencialmente quirúrgico, mediante el uso de un implante de algún material de rigidez adecuada (biomaterial, normalmente acero inoxidable o titanio) que fije internamente los fragmentos de la fractura y permita la formación de callo óseo durante el proceso de consolidación de la fractura. Restituyendo totalmente la funcionalidad y la solidez estructural del fémur con una cirugía que debe ser lo más sencilla, rápida y fiable posible, para que la invasión corporal sea mínima (Martel, O. 2005).

Existen varios fijadores para el tratamiento de estas fracturas, dispositivos de fijación interna y externa. Entre los cuales se encuentra el dispositivo de fijación interna Placa DHS, mostrado en la Figura 4 que fue seleccionado para esta investigación por ser uno de los más utilizados en Cuba.

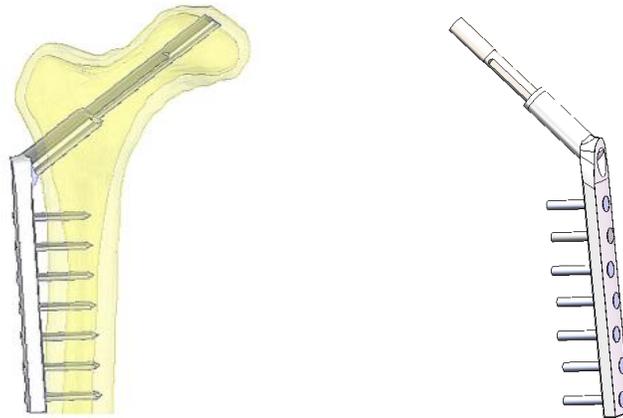


Figura 4. *Placa DHS utilizada en el tratamiento de fracturas proximales de cadera.*

1.3.1 Fijación interna

La fijación interna es aquella que no se ve desde el exterior y puede colocarse de forma abierta por fuera del hueso o introducirse de forma cerrada por su interior a distancia del foco de fractura (Rivas, A. 2007).

Solo está justificada cuando se consigue un grado de inmovilización de la fractura, que sin necesidad de un soporte externo permita una amplia función. La fijación debe ser sólida porque las piezas óseas están sometidas a grandes fuerzas y para ello no es suficiente la destreza quirúrgica. Ello requiere de buenos conocimientos de biomecánica, una buena planificación quirúrgica, elegir el sistema de fijación adecuado para cada caso y tener preparado el arsenal de instrumentos específicos.

El tratamiento quirúrgico de las fracturas reúne una serie de condiciones que facilitan la infección. La preparación higiénica pre-quirúrgica general y local es difícil por la presencia de la fractura. En el campo quirúrgico hay importantes hematomas y tejidos musculares contundidos, que favorecen el desarrollo bacteriano. El material de osteosíntesis es un cuerpo extraño que determina condiciones tisulares favorecedoras de la infección. La fijación interna de las fracturas debe realizarse con las mejores medidas de asepsia (preservar de gérmenes infecciosos el organismo), quirófano separado de otras cirugías, medidas de asepsia de quirófano rigurosas, control riguroso de la esterilización del implante e instrumental y técnica quirúrgica muy cuidadosa, para evitar la desvitalización de los tejidos.

Para favorecer la consolidación es determinante evitar la lesión quirúrgica de la vascularización de los extremos óseos, donde hay que respetar las inserciones musculares y evitar despegar el periostio con adecuado abordaje y mínima exposición de los fragmentos.

La exposición quirúrgica amplia y una liberación completa de los fragmentos facilitan la reducción y la colocación de la osteosíntesis, pero se paga con un retardo o un fracaso de la consolidación por un déficit vascular. Se debe intentar la denominada osteosíntesis biológica con mínimos abordajes, mínima exposición de los fragmentos, ayudados de maniobras de reducción cerrada (Sánchez, R. 2005).

La fijación interna requiere de la comprensión de los principios y técnicas para un uso adecuado de los implantes. La respuesta biológica a nivel de la fractura, como respuesta a los esfuerzos mecánicos y los cambios en el aporte sanguíneo regional, es básica para obtener el resultado deseado que es la consolidación. En la curación de las fracturas existe una relación estrecha entre la biomecánica y la reacción biológica, por lo tanto, se requiere del conocimiento de los factores mecánicos que proveen el ambiente óptimo para la curación de la fractura y la restitución funcional de la extremidad lesionada. La estabilidad de una fractura determina la mayoría de las reacciones biológicas durante el proceso de curación, si el aporte sanguíneo es adecuado, el tipo de consolidación y la presencia de retardo o no consolidación dependerán principalmente de las condiciones mecánicas relacionadas con la estabilidad.

El uso del término estabilidad difiere en medicina y en el lenguaje técnico. Estabilidad en la fijación interna se describe como el grado de inmovilidad a nivel de la fractura. La fijación estable significa una fijación que permita desplazamiento mínimo bajo carga. El término estabilidad absoluta se define como la ausencia de desplazamiento entre las superficies de una fractura. Dentro de una misma superficie de fractura pueden existir simultáneamente áreas de estabilidad absoluta y relativa. Cierta grado de movimiento entre los fragmentos óseos es compatible con la consolidación de una fractura, cuando se mantiene debajo del nivel que permite la formación del tejido de reparación. Las fracturas pueden estabilizarse en forma espontánea a través del proceso biológico de formación de tejido, con la subsecuente diferenciación a tejido de granulación y hueso.

La fijación estable con continuidad estructural del hueso reduce la carga a la que es sometido el implante (el hueso puede proteger al implante), pero el incremento de la carga por el uso incorrecto de los implantes es mucho mayor que la resistencia que puede tener el implante metálico, lo que conduce a la fatiga del material. Esto produce fricción entre dos superficies en especial cuando se trata de placas y tornillos, lo que resulta en corrosión.

La fijación interna se encuentra afectada básicamente por tres factores:

1. La fuerza generada por el implante en la zona de contacto con el hueso.
2. La fuerza dinámica resultante de la función muscular.
3. La cantidad de superficie de contacto sobre la que las fuerzas actúan.

Por lo tanto, la falla de los implantes resulta principalmente del desconocimiento de los factores mecánicos inherentes al hueso y aquellos que afectan la resistencia de los implantes metálicos. Podemos decir que existen las siguientes causas que conducen a la falla del implante (Schatzker, J. 2008).

- Error en la selección del principio biomecánico.
- Implante inadecuado al tipo o área anatómica de la fractura.
- Colocación incorrecta del implante.
- Soporte óseo insuficiente por defecto en la reducción o pérdida ósea.
- Cuidados postoperatorios inadecuados.

1.3.2 Objetivo y ventajas de la fijación interna

El objetivo de la fijación interna es conseguir devolver la anatomía y función al segmento músculo-esquelético lesionado mientras se obtiene la curación de la fractura. Ello exige fijar el hueso, favorecer la consolidación sólidamente y evitar las complicaciones. Todo esto se logra por las ventajas que ofrece la fijación interna (Müller, M. 1991).

- Se puede conseguir una reducción anatómica que pocas veces consigue un tratamiento cerrado.
- Permite la reparación de las partes blandas que tampoco se consigue con el tratamiento cerrado.
- Se pueden fijar sólidamente los fragmentos, donde es innecesaria la inmovilización externa.
- Permite la movilización precoz, lo que evita la atrofia muscular y las rigideces articulares y acorta el período de curación.

1.3.3 Inconvenientes de la fijación interna

Las ventajas son evidentes pero también tiene sus inconvenientes: los costos, las intervenciones posteriores para retirar el material de osteosíntesis, las complicaciones anestésicas y especialmente la temible infección ósea, difícil de resolver, y que suele acompañarse del fracaso de la consolidación. Durante la intervención quirúrgica se expone el foco de fractura, y aunque sea en un quirófano, existe la posibilidad de contaminación del hueso y sobre todo del músculo contundido, un medio de cultivo para la proliferación de los gérmenes (Sánchez, R. 2005).

1.4 Biomecánica y simulaciones por ordenador

La biomecánica es un campo relativamente joven, sin embargo, sus orígenes pueden ser rastreados desde los tiempos de Leonardo Da Vinci, quien observó la importancia de la mecánica en sus estudios de biología. No obstante, el término biomecánica solo fue adoptado en la década de 1970 para definir la ciencia que combina el área de la mecánica con el área de la biología, especialmente para el estudio de los aspectos anatómicos y funcionales del cuerpo humano como movimientos corporales, específicamente en el sistema músculo-esquelético.

Actualmente la biomecánica es aplicada en tres grandes ámbitos: médico, deportivo y ocupacional. En el campo médico la biomecánica resulta un aporte importante en la traumatología y ortopedia. El mayor avance alcanzado por la Biomecánica se encuentra asociado con la ortopedia, debido a la alta demanda social por el elevado número de individuos que presentan problemas o trastornos en el aparato locomotor como consecuencia de enfermedades o accidentes (Paola, F. 2005).

El estudio de la biomecánica se puede dividir en varias etapas como son:

- Observación y entendimiento del sistema músculo-esquelético.
- Modelado.
- Teorización.
- Experimentación.
- Validación.

Todas estas etapas se han visto potenciadas en las últimas décadas a partir de la contribución de las computadoras en la adquisición, el análisis y el manejo de datos y su visualización.

La realización de simulaciones por ordenador, permite estudiar muchos factores de una forma cuantitativa, mediante la utilización de formulaciones matemáticas que admitan reproducir el comportamiento de los tejidos vivos: el funcionamiento habitual de un órgano desde el punto de vista mecánico, modificación de dicho funcionamiento con base en la alteración de cargas, la adecuación de un elemento artificial, entre otros. No se debe olvidar que la simulación se puede realizar de forma individualizada, donde se tiene en cuenta las características propias del órgano de cada persona así como su historia previa.

La simulación computacional permite crear los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de dispositivos tales como fijadores externos, prótesis, y materiales de osteosíntesis como clavos, tornillos y placas sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano (Buroni, F. 2004).

1.5 Caracterización del material óseo

El material óseo es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino, para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. Es más, el hueso es capaz de regenerarse en caso de fractura, o, por el contrario, de alterar sus propiedades mecánicas ante procesos patológicos graves, o simplemente con la edad.

El hueso está constituido por un material natural compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, el colágeno, y un mineral frágil de hidroxapatita. La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago, compuesto de fluidos corporales que lubrican y proporcionan una interfase con un bajo coeficiente de fricción que facilita el movimiento relativo entre los huesos de la articulación. (Rincón. E, Ros. A, Claramunt. F, Arranz. R. 2004)

Por otra parte, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior, formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso. En huesos largos, la sección y el espesor de la pared exterior varía a lo largo del perfil ajustándose a las solicitaciones a las que estará sometido en cada zona. En la Figura 5 se han incluido dos cortes, uno longitudinal y otro transversal del fémur derecho, en los que se puede observar claramente el límite de la zona constituida por material compacto, denominada zona cortical, y la zona interior, formada por una serie de laminillas o trabéculas, que constituyen lo que se denomina zona esponjosa.

Se trata de un sistema complejo, sujeto a un gran número de procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos, relacionados entre sí, y, lo que es más importante, íntimamente relacionados con las propiedades mecánicas y geométricas.

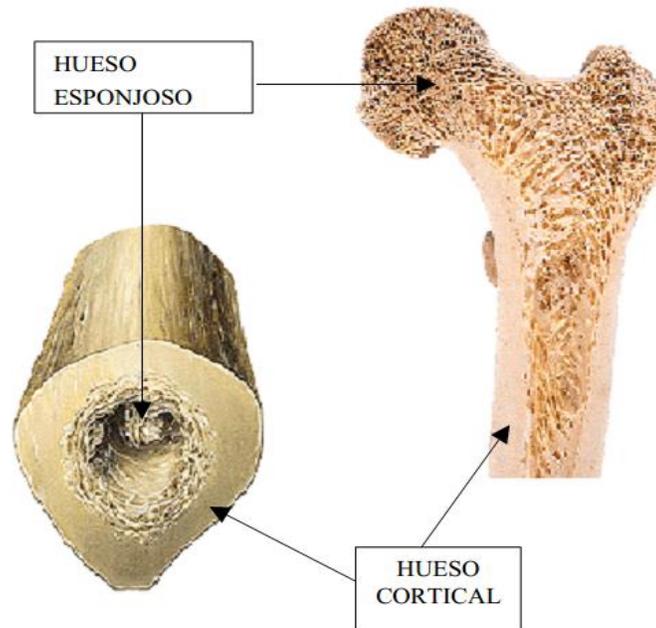


Figura 5. Sección transversal y longitudinal del fémur derecho, donde se puede observar claramente la zona cortical y esponjosa del hueso. Fuente: Sobotta, 1993.

El hueso cortical forma aproximadamente el 80 por ciento del esqueleto de una persona madura, este rodea a la médula ósea y al hueso trabecular o esponjoso. En los huesos largos, el tejido cortical forma la diáfisis (tubo de hueso cortical).

El hueso trabecular o esponjoso se presenta en las regiones epifisaria y metafisaria de los huesos largos (ver Figura 6) y en el interior de huesos cortos y planos.

En cuanto al comportamiento mecánico, aunque ambos tipos de huesos (cortical y trabecular) tienen la misma composición y propiedades materiales, las diferencias en la distribución y su estructura dan lugar a diferentes propiedades mecánicas (Buckwalter, C. 2009).

El tejido esponjoso y el compacto químicamente son iguales; solo se diferencian en su densidad volumétrica, es decir, una masa dada de tejido óseo esponjoso ocupa

un mayor volumen que la misma masa al formar tejido óseo compacto. La morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior, formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso. En huesos largos, la sección y el espesor de la pared exterior varían a lo largo del perfil ajustándose a las sollicitaciones a las que estarán sometidos en cada zona.

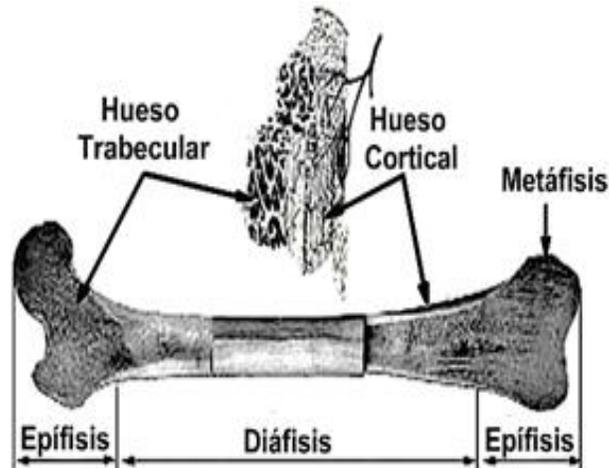


Figura 6. Diferentes partes del fémur (Müller, C, 2001)

Estos dos arreglos no difieren en su composición, pero presentan sensibles diferencias en morfología y comportamiento. Las diferencias estructurales se explican a través de su función mecánica. El hueso cortical soporta las cargas de flexión y torsión, mientras que el hueso esponjoso absorbe los efectos de cargas repetitivas (Munuera, L. 1996; Müller, C. 2001; Lalegname, A. 2002; Cerrud, S. 2005).

1.5.1 Estudio de la anisotropía del hueso

En principio el hueso de la zona cortical no se comporta como un material isótropo, es decir, sus propiedades mecánicas van a depender de la dirección considerada. Por ejemplo, en la parte central de la zona compacta de un fémur humano, la rigidez es de alrededor de un 50% superior en la dirección axial que en la transversal. Puede presentar distintos tipos de simetría elástica, al depender de su estructura,

aunque lo más normal es que presente isotropía transversal o que se comporte como un material ortotrópico. La zona esponjosa del hueso es mucho más compleja que la cortical, debido fundamentalmente a la heterogeneidad que presenta. Por ejemplo, la zona esponjosa encontrada en los extremos de huesos largos puede ser fuertemente anisótropa, con un comportamiento similar al de la zona cortical, debido a la orientación preferente que adoptan las trabéculas individuales que componen la zona esponjosa del hueso. Sin embargo, existen otras zonas en las que la dirección de las trabéculas es aleatoria, y el hueso esponjoso es prácticamente isotrópico. En general, la isotropía de la zona esponjosa del hueso dependerá de los esfuerzos que actúen en cada zona, ya que estos son los que determinan la simetría geométrica de las trabéculas. Si las condiciones de carga son asimétricas, existirá asimetría geométrica, y por tanto, el material se comportará como isotrópico, al no existir ninguna dirección privilegiada. Sin embargo, cuando los esfuerzos sean axiales, existirá simetría cilíndrica en la estructura; y el material presentará isotropía transversal. Esta variabilidad en el comportamiento del hueso esponjoso ha dado lugar a distintos criterios a la hora de seleccionar el modelo que represente el comportamiento de la zona esponjosa. Muchos estudios simplifican el problema y consideran esta zona del hueso como isotrópica, pero en algunas ocasiones se considera como un material ortotrópico para describir mejor el comportamiento del material en función de la dirección. El hecho de considerar un material como isotrópico, cuando realmente se trata de un material ortótropo, puede dar lugar a errores que en algunos casos pueden ser significativos.

El estudio de las propiedades mecánicas del hueso permite predecir las fuerzas que el hueso es capaz de resistir, las posibles consecuencias de las enfermedades, entender el efecto de envejecimiento y otras características (Currey, 1970). El hueso es casi dos veces más resistente a compresión de lo que lo es a tracción. La resistencia máxima a tracción se ha considerado como la propiedad mecánica más importante de esta estructura. Por consiguiente, la mayoría de las pruebas hechas para estudiar las propiedades mecánicas de los huesos han sido a tracción con probetas orientadas a lo largo del eje axial de los huesos (Reilly, D. 1975; Zysset, P. 1999; Müller, C. 2001; Lalegname, A. 2002; Rincón, E. 2004).

1.6 Función del método de los elementos finitos en biomecánica

Uno de los ámbitos de la Ingeniería donde más rápidamente comenzaron a utilizarse las técnicas de modelado y su consiguiente implementación en ordenador fue la Ingeniería Mecánica y en concreto la Mecánica de Sólidos y Estructural. Ya en 1956 aparece el primer artículo sobre el Método de los Elementos Finitos (MEF) publicado por M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, y L. J. Topp, hoy día herramienta universal de cálculo en todas las disciplinas basadas en la teoría de campos o del continuo, que será desarrollado de forma intensa durante las tres décadas siguientes.

Desde entonces, la diversidad de problemas donde se aplica y su divulgación en muy distintos ámbitos de la Ciencia y la Ingeniería han aumentado de tal manera que podemos identificarlo como uno de los representantes metodológicos que han hecho posible la aeronáutica y aviónica modernas, obras civiles de singular atrevimiento, diseños navales de altísimo rendimiento, maquinaria de última generación o el diseño con materiales de muy altas prestaciones; en definitiva, de la Ingeniería Mecánica actual.

En las últimas décadas las herramientas de cálculo numérico computacional y en especial el Método de los Elementos Finitos, se han popularizado en el campo de la biomecánica y la ortopedia. Estas herramientas originalmente desarrolladas en el campo de la ingeniería, permiten crear los medios virtuales para el estudio del aparato músculo-esquelético y de esta manera determinar el comportamiento mecánico de sistemas hueso-implante sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano. Al mismo tiempo es posible desarrollar y trabajar con modelos individualizados, que consideren las características particulares de cada paciente y que ayuden en la exploración y búsqueda de soluciones a problemas específicos antes de la intervención quirúrgica (Pérez, M. 2004; Seral, B. 2001).

En cualquier caso, incluso en los modelos más sofisticados existe un alto grado de incertidumbre en cuanto a la influencia que tienen todas las hipótesis simplificativas que siempre es necesario realizar. Pero lo que sí permiten estos modelos es modificar fácilmente los parámetros, de forma que se puede evaluar su influencia

en el comportamiento mecánico de la estructura. En este sentido también se puede estudiar el efecto de ciertas hipótesis consideradas. Pero para realizar un análisis paramétrico, se deben cumplir dos condiciones. Por un lado, el modelo debe ser lo suficientemente simple como para utilizarlo repetidamente, y debe limitarse el número de parámetros. Por otra parte, el modelo debe ser lo suficientemente realista como para permitir garantizar los resultados obtenidos, y debe estar suficientemente clara su relación con la estructura real.

El análisis por elementos finitos puede usarse como un método de experimentación numérica, muy similar en concepto a los otros métodos experimentales utilizados en investigación ortopédica. En un paciente son muchos los factores que influyen sobre el resultado de la investigación clínica sobre los que el investigador tiene poco control. Sin embargo, en el modelo numérico no se pueden incluir los factores que influyen sobre los resultados clínicos, pero ofrece la ventaja de permitir un máximo control experimental. En cuanto a aspectos prácticos, la integración del análisis de elementos finitos con otras herramientas como la Tomografía Axial Computarizada (TAC), lo convierten en una herramienta con un buen número de aplicaciones. Resulta muy útil en la búsqueda de diseño de articulaciones artificiales o como herramienta de investigación de las relaciones causa - efecto de los mecanismos de fractura clínica. Por otra parte, dentro de la medicina quirúrgica, permite efectuar la elección adecuada para un hueso concreto sobre la base de sus características específicas; lo que permite plantear su evolución futura sin necesidad de intervenir al paciente y por tanto, es fundamental para el éxito y buen acierto en ensayos preclínicos de implantes.

CAPÍTULO II: MODELACIÓN Y ANÁLISIS DEL DISPOSITIVO USADO EN LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS PROXIMALES DE CADERA.

Para obtener resultados lo más próximos posibles a la realidad, en esta investigación se considera el material óseo como: ortotrópico la zona cortical y como isotrópico la zona trabecular. Se determina el estado tensional del hueso sano, del conjunto fijador-hueso y el hueso después de retirado el fijador.

Este capítulo tiene por objetivo realizar un estudio pseudodinámico del fijador interno mencionado en el capítulo anterior, en sus diferentes variantes. Para ello se determinarán las propiedades mecánicas del material óseo y del material de los fijadores, así como las condiciones de carga a las que está sometida la región proximal del fémur en la fase de apoyo monopodal del ciclo de marcha, con el correspondiente factor dinámico que afecta dicha actividad física. Se definirá la zona de apoyo y el tipo de restricción adoptado, en función del instante de tiempo del ciclo de marcha al que se le realiza el estudio.

2.1 Análisis del SolidWorks y Simulation.

SolidWorks es un programa de diseño asistido por computadora para modelado mecánico desarrollado por SolidWorks Corp., una subsidiaria de Dassault Systemes (Suresnes, Francia, es el paquete de modelado geométrico más popular en el diseño mecánico hoy en día, además de ser uno de los más completos aplicado en la rama de la mecánica. Es un modelador de sólidos paramétrico. Fue introducido en el mercado en 1995 para competir con otros programas de diseño en tres dimensiones asistido por computadoras como Pro/ENGINEER, NX, Solid Edge, CATIA, y Autodesk Mechanical Desktop.

Una de las últimas versiones más estables del programa, SolidWorks 2013 / Premium permite modelar piezas y conjuntos en 3D (tres dimensiones) y extraer de ellos tanto planos técnicos en 2D (dos dimensiones) como otro tipo de información necesaria para la producción. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD. El proceso consiste en trasvasar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o

conjunto. Las cotas conducen la geometría del modelo, si se cambian las cotas, también cambia la forma del modelo, pudiéndose relacionar las cotas entre sí por medio de ecuaciones. Posteriormente todas las extracciones (planos y ficheros de intercambio) se realizan de manera bastante automatizada. . De ahí el hecho de ser una potente herramienta para el diseño paramétrico. Se considera que este software paramétrico junto a los otros es capaz de aumentar el rendimiento de diseño (comparado con el AutoCAD) hasta en un 40%.

Si a esta cualidad, se le suma el hecho de que trae incorporado como módulo adicional, un paquete de análisis por elementos finitos, SolidWorks Simulation, que el mismo permite calcular desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas las deformaciones y tensiones respectivamente; con ello no es necesario exportar el modelo, a programas de análisis, con lo que se gana en tiempo y se mantiene la integridad del mismo. El modelo puede ser modificado y reanalizado en un momento dentro del mismo software, en lugar de crear manualmente estudios, mallar, ejecutar los diferentes tipos de análisis y verificar los resultados.

2.2 Análisis pseudodinámico

Ciclo de marcha

El ciclo de una marcha comprende toda actividad que ocurre entre el contacto del talón de una extremidad y el siguiente contacto del talón de la misma extremidad con el suelo. Un ciclo consta, pues, de dos pasos (Figura 7) (Ounpuu, S. 1996).

La velocidad de marcha es la distancia que recorre el cuerpo hacia delante en la unidad de tiempo escogida. En condiciones normales, la velocidad de marcha es de 1,5 m/s. La cadencia de la marcha es el número de ciclos o pasos por unidad de tiempo. La cadencia normal en el hombre es de 120 pasos/minuto o lo que es lo mismo, un ciclo por segundo. La velocidad de marcha es también el producto de la cadencia por la longitud del ciclo. Puesto que la cadencia es medida en pasos por minuto, es necesario que la ecuación resultante sea dividida entre 120 (Plas, F. 1984).

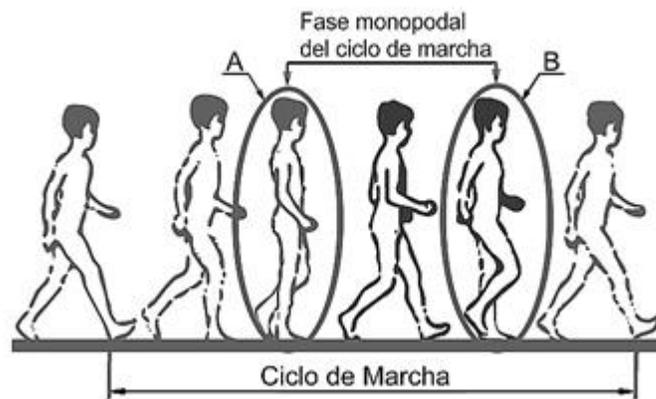


Figura 7. Fase monopodal del ciclo de marcha (Ounpuu, S. 1996).

A – Pierna derecha.

B – Pierna izquierda

Cinética de la cadera

El conocimiento de las fuerzas que actúan sobre la articulación de la cadera, es de suma importancia e interés a la hora de tratar las diversas patologías que se producen en la misma y para determinar el diseño y comportamiento de fijadores y prótesis de cadera. Por dicho motivo, es necesario conocer no solo las fuerzas que actúen en la cadera en estado de equilibrio, sino también las que se generan dinámicamente como consecuencia de la acción muscular y del movimiento en general.

El estado de cargas al que se encuentra sometido el fémur es muy variable y depende del movimiento que se realice; asistido por una gran cantidad de ligamentos y músculos que se insertan en el hueso. Algunos criterios toman en cuenta la contribución de la forma y la existencia de masas musculares y estos se basan fundamentalmente en la distribución tensional, producto de sollicitaciones mecánicas. Los máximos esfuerzos tensionales representan la mayor situación de peligro de fractura y se localizan en la parte proximal, a nivel de la zona trocantérica. Sería excesivamente complicado tomar en cuenta todas las cargas que se producen por un efecto corporal en un análisis. Por ello en esta investigación se tomará un modelo más simple; en el cual se considera uno de los casos de carga más habitual y desfavorable, que corresponde al momento de apoyo sobre una pierna al caminar, que no es más que la fase monopodal del ciclo de marcha (Figura 8). De hecho, son

las cargas musculares de esta actividad las que se analizan en la mayoría de los trabajos al respecto (Plas, F. 1984; Stolk, J. 2001; Gerónimo, A. 2002; Jonkers, I. 2002).

Diversos autores a través de plataformas de marcha y electrogoniometría han estudiado las fuerzas resultantes que actúan sobre la cadera, ya sea en condiciones estáticas o durante la marcha.

Por la alta complejidad que conlleva la simulación y todas las reacciones musculares que intervienen en la fase de apoyo monopodal, solo se tuvieron en cuenta aquellas que tienen una mayor actividad, las cuales se simplificaron en cuatro grupos (ver Figura 8)

- La tracción de los músculos abductores.
- La tracción del Ilio-tibial trac en el trocánter mayor.
- La tracción del músculo Iliopsoas en el trocánter menor.
- El peso del cuerpo aplicado en la cabeza femoral.

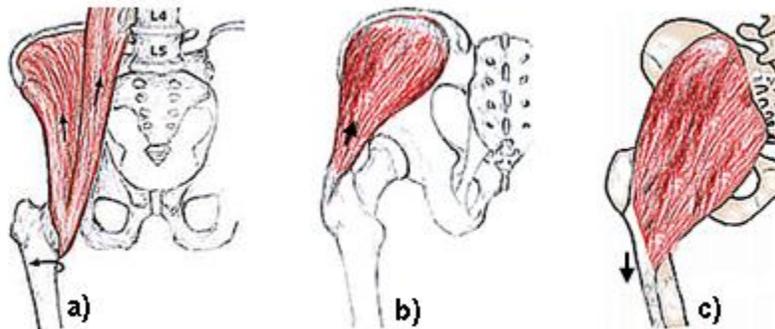


Figura 8. Cargas musculares (Anatomía. 2007; Somatics. 2010).

- a) Iliopsoas.
- b) Abductor
- c) Ilio-tibial trac

Características geométricas y mecánicas del modelo de fémur empleado.

Las imágenes de la tomografía computarizada son uno de los métodos de diagnóstico más utilizadas en el ámbito científico ya que proveen gran cantidad de información por un costo relativamente accesible. Los autores Buroni, C., Commisso, P., Csilino, A. y Sammartino, M., (2004) hacen una descripción de los diferentes pasos a ejecutar para la obtención de los modelos de huesos humanos que pueden ser importados posteriormente a un paquete de diseño 3D, con el objetivo de realizar estudios numéricos a través del Método de los Elementos Finitos.

El fémur humano utilizado en este trabajo fue obtenido con autorización del reservorio de modelos de huesos del cuerpo humano: “*The Finite Element Meshes Repository Of The International Society Of Biomechanics*”, tiene las siguientes características físico-mecánicas: longitud de 411,43 mm, la porción proximal del fémur tiene una longitud de 79 mm (Ver Figura 9).

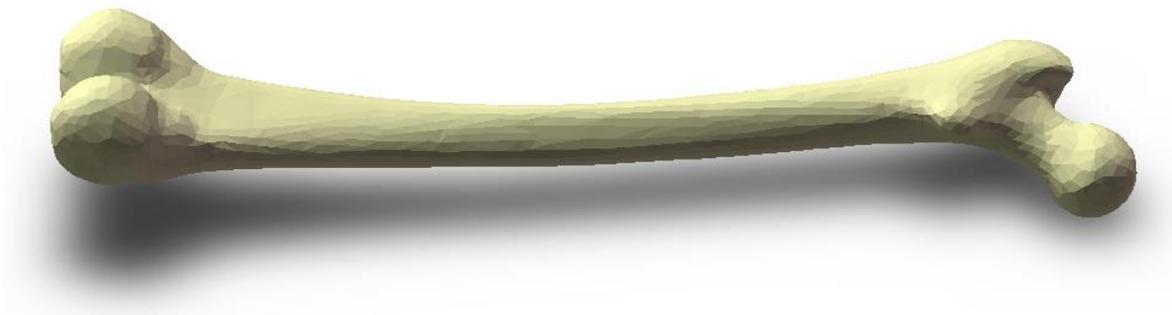


Figura 9. *Modelo del fémur empleado en la simulación.*

2.3 Modelo del fijador

Los fijadores se modelaron con ayuda del paquete CAD SolidWorks 2013, donde se tuvo en cuenta cada detalle de los mismos. Para ello se realizaron mediciones auxiliándose de un pie de rey y un micrómetro.

Al llevar los modelos reales de los fijadores a modelos tridimensionales con ayuda del paquete CAD antes mencionado, se realizaron algunas simplificaciones para facilitar los ensambles y los posteriores cálculos. Estas simplificaciones no comprometen la calidad de los resultados ya que no son significativas en los modelos desde el punto de vista del comportamiento mecánico de los mismos.

En los modelos de los tornillos que fijan el dispositivo a la diáfisis del fémur, no se consideraron los orificios para la fijación de dichos tornillos. Cada elemento roscado se modeló con algunas simplificaciones, se tomó como diámetro de la zona roscada el diámetro interior de la rosca.

- **Placa DHS**

La placas DHS están compuestas por tornillos cortical de 4.5 mm de diámetro y 30 mm de longitud, que fijan la placa a la diáfisis del fémur. El tornillo DHS deslizante canulado tiene una longitud de 100 mm, 22 mm de longitud de la rosca y un diámetro de 12.5 mm en la parte roscada. Este tornillo se desliza por dentro del tambor de la placa de 135°, o sea que el contacto entre ambos componentes es deslizante lo que le da la condición de dinámico al implante; el mismo es fijado por el tornillo de compresión, el cual tiene una longitud de 36mm. (Ver Figura 10)



Figura 10. Componentes del fijador interno placa DHS.

- a) Placa tubo 135°. b) Tornillo deslizante canulado. c) Tornillo de compresión
d) Tornillos de corticales

Para la realización de esta investigación se tuvieron en cuenta diferentes variantes en la placa DHS, ya que las mismas pueden variar desde dos agujeros hasta veinte, pero los estudios se realizaron solo para las placas con dos, tres, cinco, y siete agujeros tal y como muestra la Figura 11.

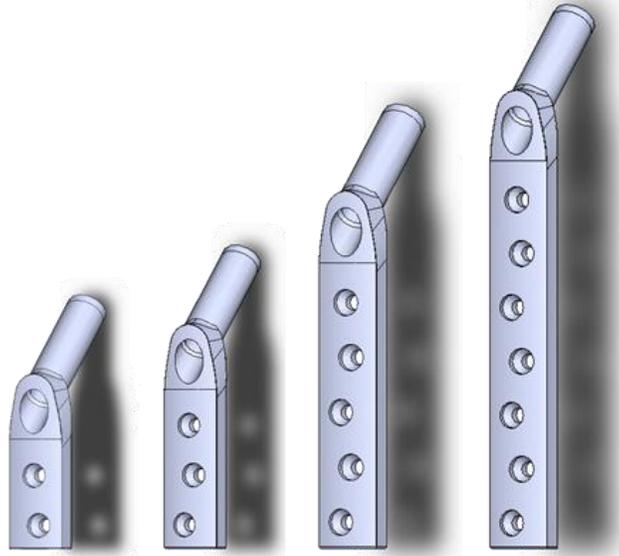


Figura 11. Diferentes placas utilizadas para las simulaciones.

2.4 Propiedades mecánicas

- *Acero inoxidable austenítico AISI 316L*

El acero inoxidable es el nombre genérico para un grupo de aceros usados básicamente por su resistencia a la corrosión. El único elemento clave que todos ellos comparten, a parte del bajo contenido en carbono, es un porcentaje mínimo en masa de un 11% en cromo. Evidentemente, el elemento preponderante de la aleación debe ser el hierro. No obstante, otros elementos como el níquel y el molibdeno pueden ser añadidos para mejorar la resistencia a la corrosión, pero será el contenido en cromo el factor decisivo.

En la familia de los aceros inoxidables austeníticos, se distinguen dos grupos: el de los austeníticos al cromo-níquel, y los austeníticos al cromo-manganeso-níquel. El primer grupo es el más importante y que en él pertenecen la mayor parte de los aceros inoxidables comúnmente empleados, así como el *Acero inoxidable austenítico AISI 316L*. Los aceros inoxidables al cromo-níquel, contienen cantidades de carbono inferiores al 0.03% en peso, cantidades de cromo entre el 17 y 26%, y

níquel entre el 7 y 22%. Presentan una gran ductilidad, son fácilmente conformables, soldables y ofrecen una buena resistencia a la corrosión.

Por estas características que presentan estos tipos de aceros son utilizados quirúrgicamente, ya que los mismos además de estas características deben cumplir con determinados requisitos que los diferencian de los demás metales, que no reaccione con el cuerpo humano es uno de los más importantes, así como poseer alta resistencia a la fatiga. Todo biomaterial ortopédico posee un módulo de elasticidad mayor que el del hueso. De la elasticidad depende el llamado stress-shielding o protección a la tensión. Ello se refiere a la disminución de las tensiones que soporta el hueso subyacente al fijador, ya que éste último es mucho más rígido y las absorbe. Al disminuir las fuerzas o cargas sobre el hueso se produce un proceso de osteopenia o pérdida de la masa ósea alrededor del fijador, lo cual puede conducir al aflojamiento del implante. La mayor flexibilidad de los biomateriales reduce este fenómeno. Las propiedades mecánicas del material antes mencionado se muestran en la Tabla 1 (Yáñez, A. Martel, O.*, Carta, J.A.*, Quintana, J.M. 2007).

Tabla 1. Propiedades mecánicas del acero inoxidable AISI 316L.

Acero	Módulo de elasticidad E (GPa)	Coefficiente de Poisson (μ)	Densidad ρ (kg/m ³)	Límite de rotura σ_r (MPa)	Límite elástico σ_e (MPa)	Límite de fatiga σ_{-1} (MPa)
AISI 316L	200	0,3	7800	1000	750	300

- *Propiedades mecánicas del fémur*

Las propiedades mecánicas del fémur han sido causa de incertidumbre para muchos autores, aunque en general el comportamiento del hueso es viscoelástico no lineal, para no complicar excesivamente el problema la mayoría de los estudios de biomecánica consideran al hueso como un material elástico-lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad, salvo en el caso de cargas de impacto. Algunos lo consideran con propiedades mecánicas isotrópicas con el objetivo de

simplificar los resultados (Fouad. H, 2011), pero esto puede tener como consecuencia resultados alejados de la realidad, por lo que el fémur debe tomarse con propiedades mecánicas ortotrópicas u anisótropas para su estudio, en aras de obtener resultados más exactos. En la Tabla 2 se pueden apreciar los valores de las propiedades mecánicas del fémur anisótropo después de haber revisado, analizado y calculado una media de las propiedades mecánicas de este hueso, a partir de los datos expuestos al respecto por un grupo de autores referenciados en varios artículos que definen en sus investigaciones el fémur con estas características (Ashman, B., Cowin, S., Van Buskirk, C., Rice, C. (1984); Meunier, A., Riot, O., Christel, P., Katz J., Sedel, L. (1989); Buroni, C., Commisso, P., Csilino, A., Sammartino, M., (2004) y Pérez, Ma. (2004); el tejido esponjoso se asume con propiedades isotrópicas según Rincón, R., Ros F., Claramunt A., Arranz, M. (2004).

Tabla 2. Propiedades mecánicas del fémur.

Tejido Cortical		
Parámetro/unidades	Denominación	Valor
E_x (Pa)	Módulo elástico en X	1,31 E+010
E_y (Pa)	Módulo elástico en Y	1,36 E+010
E_z (Pa)	Módulo elástico en Z	2,07 E+010
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0,366
μ_{yz}	Coeficiente de Poisson	0,312
μ_{xz}	Coeficiente de Poisson	0,2
G_{xz} (Pa)	Módulo cortante	5,9 E+009
G_{xy} (Pa)	Módulo cortante	5,02 E+009
G_{yz} (Pa)	Módulo cortante	4,67 E+009
Tejido esponjoso		
Parámetro/unidades	Denominación	Valor
E	Módulo elástico	2,17 E+009
μ	Coeficiente de Poisson	0,3

2.5 Aplicación del mallado y restricciones del modelo

- Mallado

A todos los modelos analizados en esta investigación se les generó una malla sólida, con elementos tetraédricos de 10 nodos y 3 grados de libertad por nodo, utilizando un mallador del tipo estándar, con una verificación jacobiana en 29 puntos. El tamaño global de los elementos 2mm así como una tolerancia de estos de 0.0025mm. Generándose una malla de 773791 elementos y 549038 nodos, lo cual muestra la complejidad del modelo y la alta demanda de recursos computacionales para la solución del modelo.

- Restricciones del modelo

El modelo del fémur en todos los análisis se consideró empotrado en la zona inferior del mismo, es decir, en la articulación de la rodilla (Ver figura 12), situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real del fémur con carga.

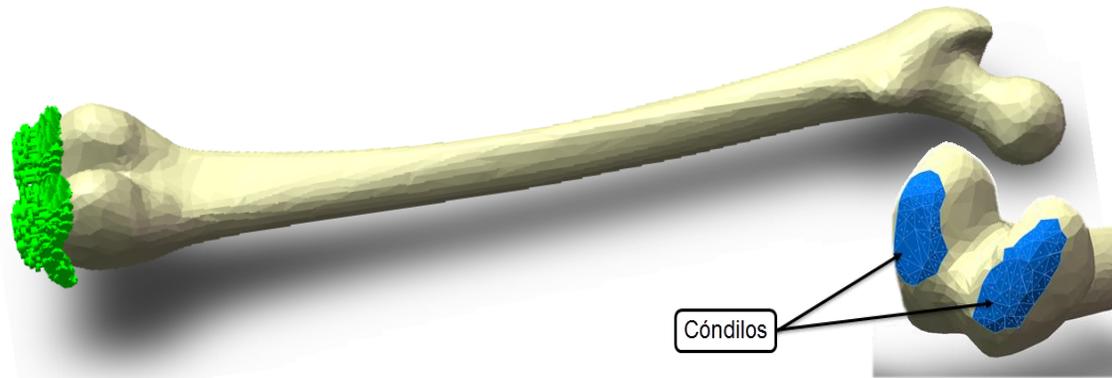


Figura 12. Restricciones del tipo fijo aplicadas al modelo.

2.6 Aplicación de las cargas (según Taylor. M.E, 1996).

Los autores García, G y otros (2007) elaboraron varios modelos aplicando una fuerza constante sobre el extremo proximal de la componente femoral en dos direcciones, simulando solamente la fuerza de la articulación y otros casos de carga para diferentes pesos del cuerpo y actividades de mayor carga en la articulación como: subir escaleras, sentarse, pararse de un asiento, etc., así como las fuerzas de los músculos. La autora Pérez, Ma. (2004) aplica las cargas presentes en la cadera correspondientes al peso del cuerpo humano, las del músculo abductor, el tibia iliaco proximal y el tibia iliaco distal, entre otros. Habiendo hecho el análisis de las cargas propuestas por los autores antes mencionados, se consideró en la

presente investigación utilizar las cargas según (Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL.1996); las componentes de fuerzas siguientes: la tracción del músculo abductor en el trocánter mayor, la tracción - torsión del músculo psoas ilíaco en el trocánter menor y la tracción del músculo tibia ilíaco, la correspondiente al peso del cuerpo sin tener en cuenta el peso del miembro inferior que se encuentra en el instante monopodal de la marcha, esta carga tiene un ángulo $\beta = 13^\circ$ respecto al plano horizontal XY y un ángulo $\phi = 73^\circ$ respecto al plano frontal XZ, se tuvo en cuenta un coeficiente dinámico de 4,5 para esta fase de marcha según Yáñez, A y otros (2007);

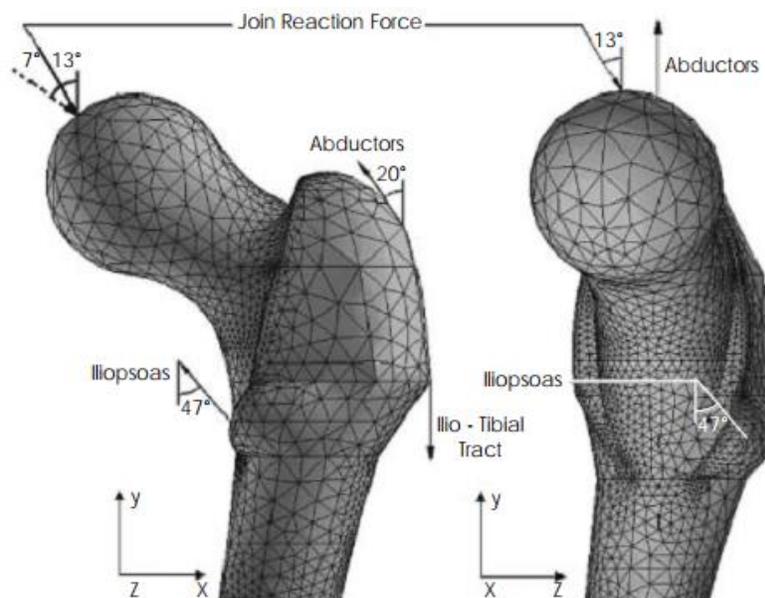


Figura 13. Cargas utilizadas por Taylor (1996).

Tabla 3. Cargas actuantes sobre el fémur descompuestas en los ejes de coordenadas.

Cargas	X	Y	Z	Resultantes
Cargas producto al peso (N)	1062	130	- 2800	2997
Abductor (N)	- 430	----	1160	1237
Ilio-tibial trac (N)	----	----	- 1200	1200
Iliopsoas (N)	- 78	- 560	525	771,5

CAPÍTULO III. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

3.1 Análisis de la distribución de tensiones en el hueso sano.

Para el análisis de la distribución de las tensiones a las que está sometido el hueso sano en su estado normal de carga monopodal, se analizan las tensiones normales a lo largo del eje longitudinal de hueso, o sea el eje Z, estas tensiones varían en un rango que va de 187.1 MPa a tracción a -274.5 MPa a compresión, el 47.95% del volumen del Fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 14; a), en estas zonas está presente en una mayor cantidad una sustancia blanda y resistente, el colágeno, y el 52.05% sometido a compresión (Figura 14; b) demandando una mayor cantidad de mineral de hidroxapatita de ion calcio.

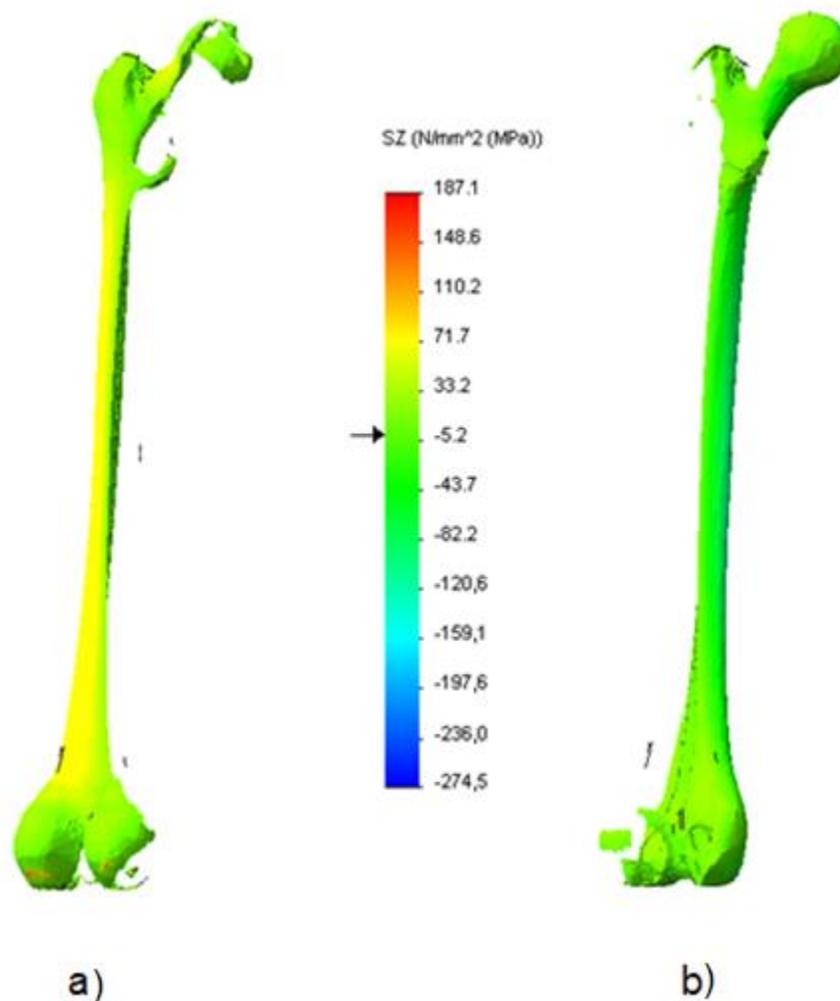


Figura 14. Distribución de tensiones normales en el fémur sano.

3.2 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS. (DHS con 2 agujeros)

Para el análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS dos agujeros (Figura 15) se hace necesario verificar las tensiones de Von Mises en el implante durante la consolidación de la fractura del fémur (Figura 16). La distribución de tensiones de Von Mises en la placa DHS alcanzan un valor máximo de 557,9 MPa en el último tornillo de cortical del implante (Figura 16.2), en la placa 130° 370.5 MPa (Figura 16) y en el tornillo deslizante canulado 100.4 MPa (Figura 16.1).

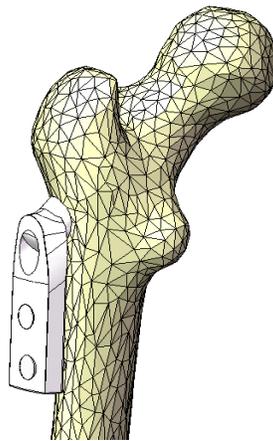


Figura 15. Conjunto hueso-placa DHS con dos agujeros.

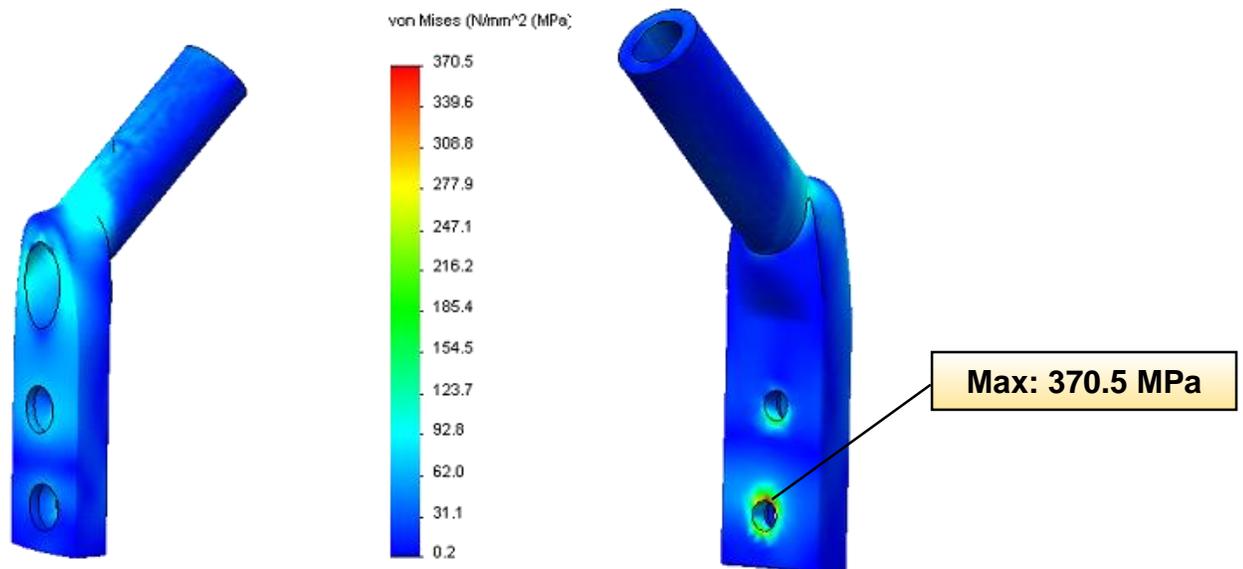


Figura 16. Distribución de tensiones Von Mises en la placa 130° y 2 agujeros.

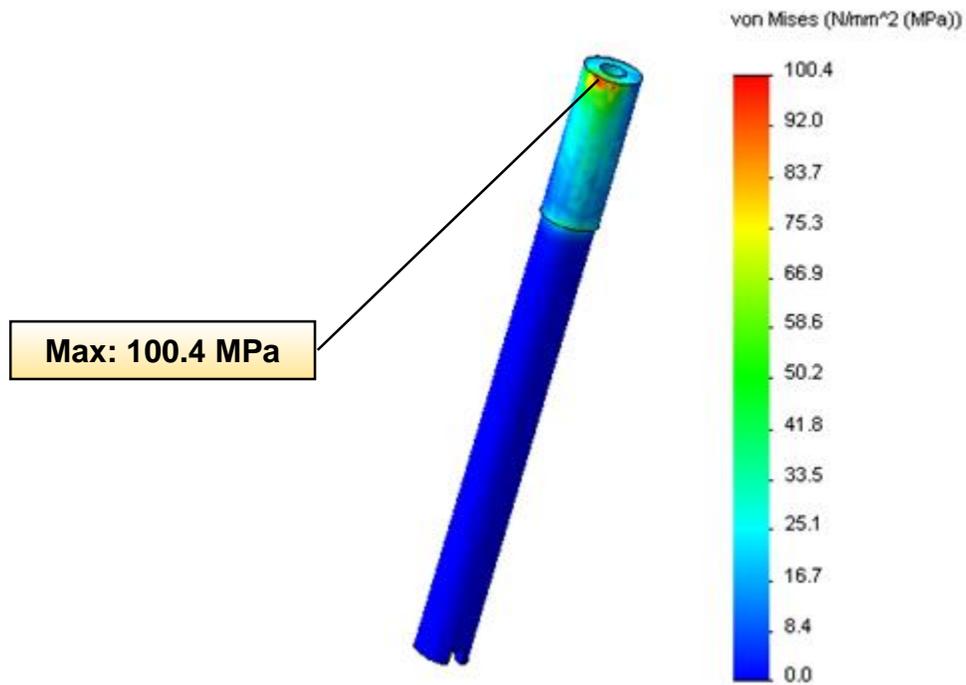


Figura 16.1. *Distribución de tensiones Von Mises tornillo deslizante canulado.*

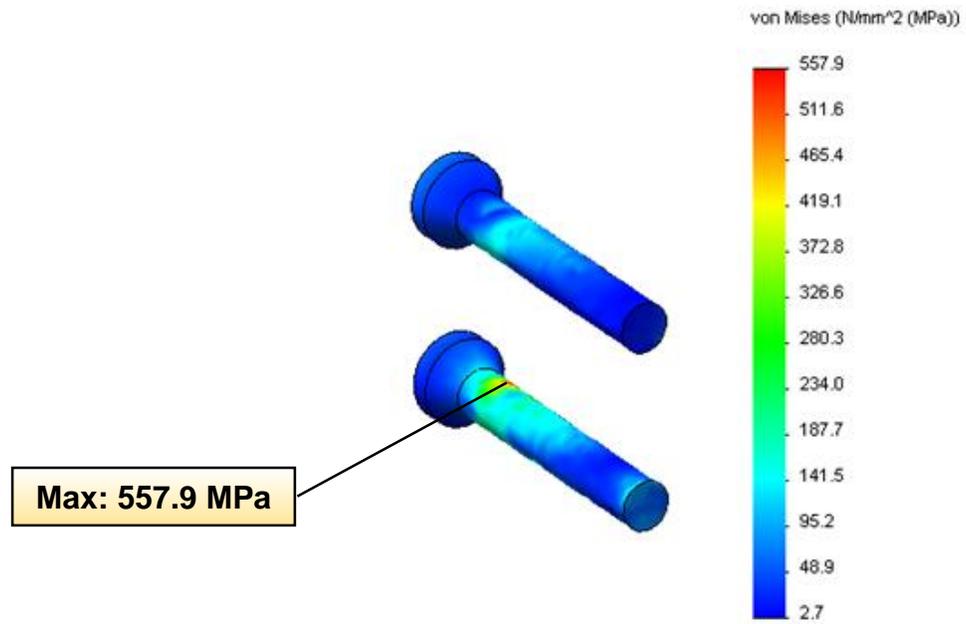


Figura 16.2. *Distribución de tensiones Von Mises en los tornillos de cortical.*

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso durante la consolidación de la fractura.**

La distribución de las tensiones normales a lo largo del eje longitudinal de hueso que surgen debido a la colocación del implante, o sea durante la consolidación de la fractura, en su estado normal de carga monopodal, varían en un rango que va de 211.5 MPa a tracción a -229.4 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 17; c) el 42% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 17; a) y el 58% sometido a compresión (Figura 17; b).

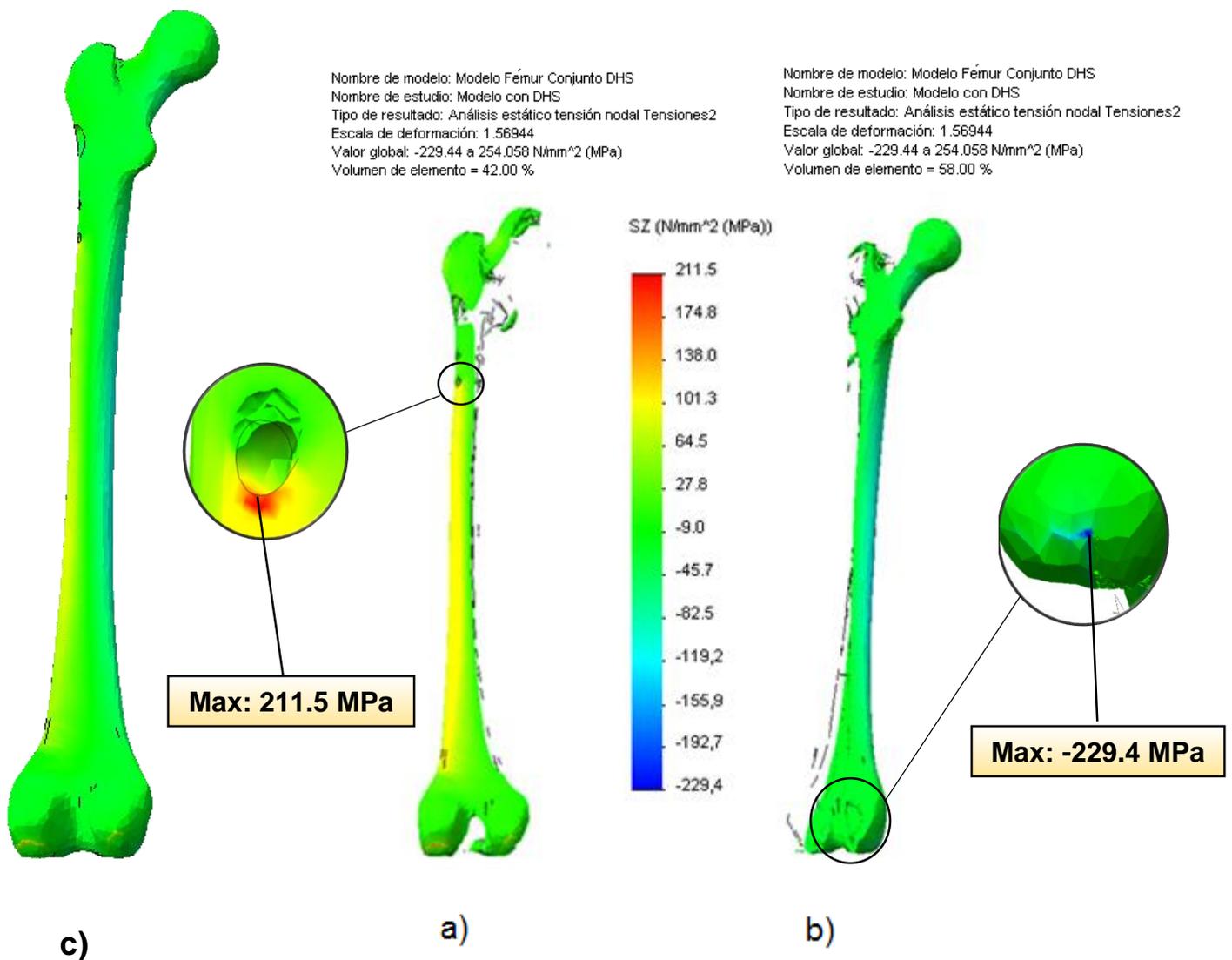


Figura 17. Distribución de tensiones normales en el fémur durante la consolidación de la fractura utilizando implante DHS dos agujeros.

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa DHS.**

Una vez consolidada la fractura, en caso de retirar la placa, las tensiones en el fémur con los agujeros correspondientes a los tornillos de cortical y el tornillo deslizante canulado varían en un rango que va de 206.9 MPa a tracción a -226.3 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 18;c) El 46.16% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 18; a) y el 53.84% sometido a compresión (Figura 18; b)

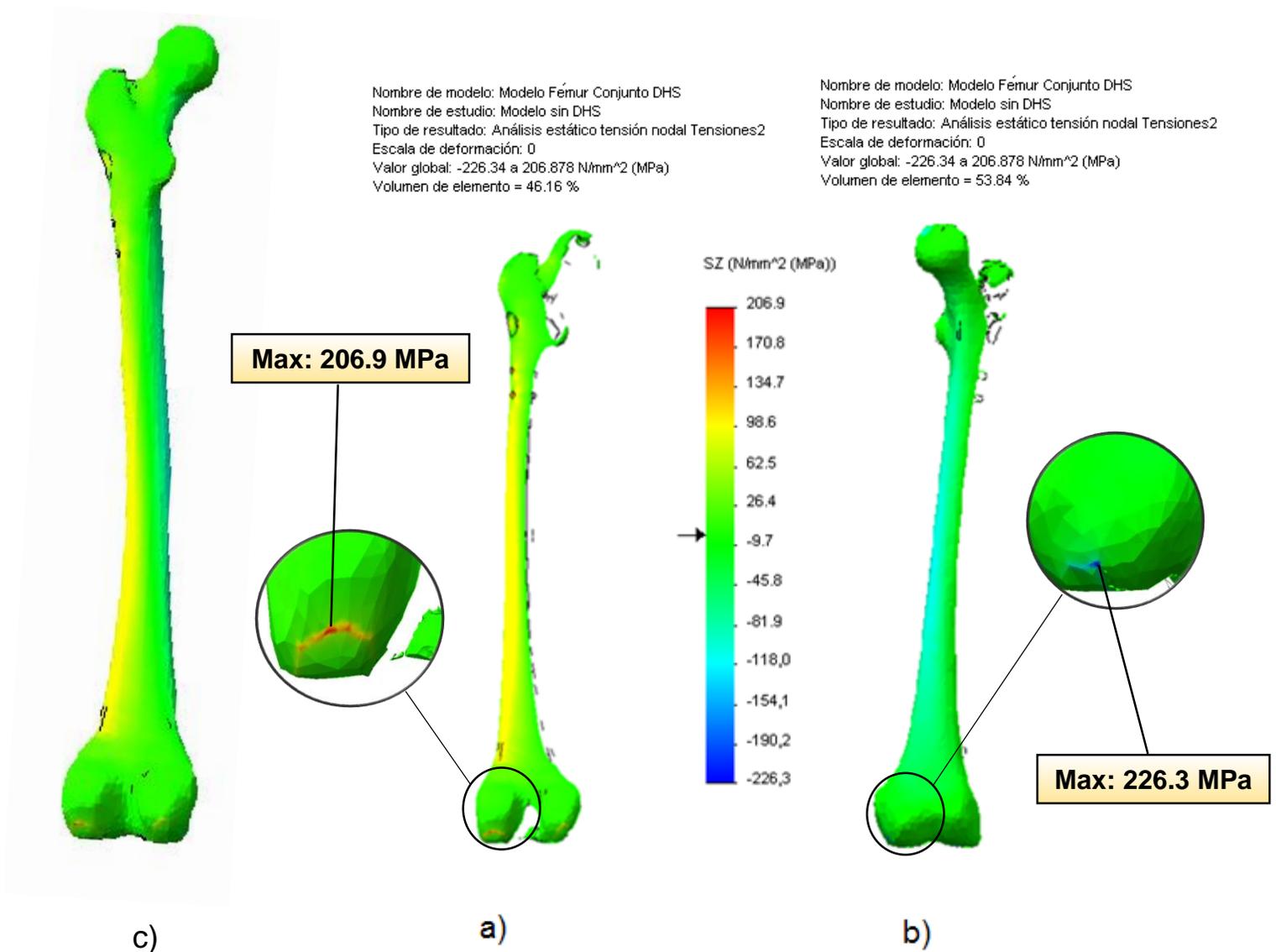


Figura 18. Distribución de tensiones normales en el fémur una vez retirado el implante.

3.3 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS (DHS con 3 agujeros).

Para el análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS tres agujeros (Figura 19) se hace necesario verificar las tensiones de Von Mises en el implante durante la consolidación de la fractura del fémur. La distribución de tensiones de Von Mises en la placa DHS alcanzan un valor máximo de 627.7 MPa en el último tornillo de cortical del implante (Figura 20.2), en la placa 130° 484.3 MPa (Figura 20), y en el tornillo deslizante canulado 100.4 MPa (Figura 20.1).

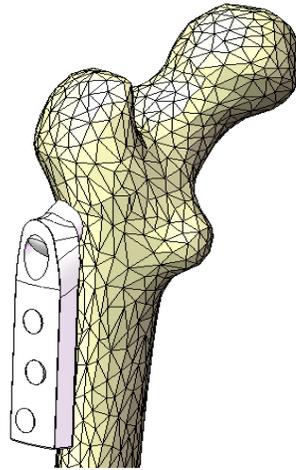


Figura 19. Conjunto hueso-placa DHS tres agujeros

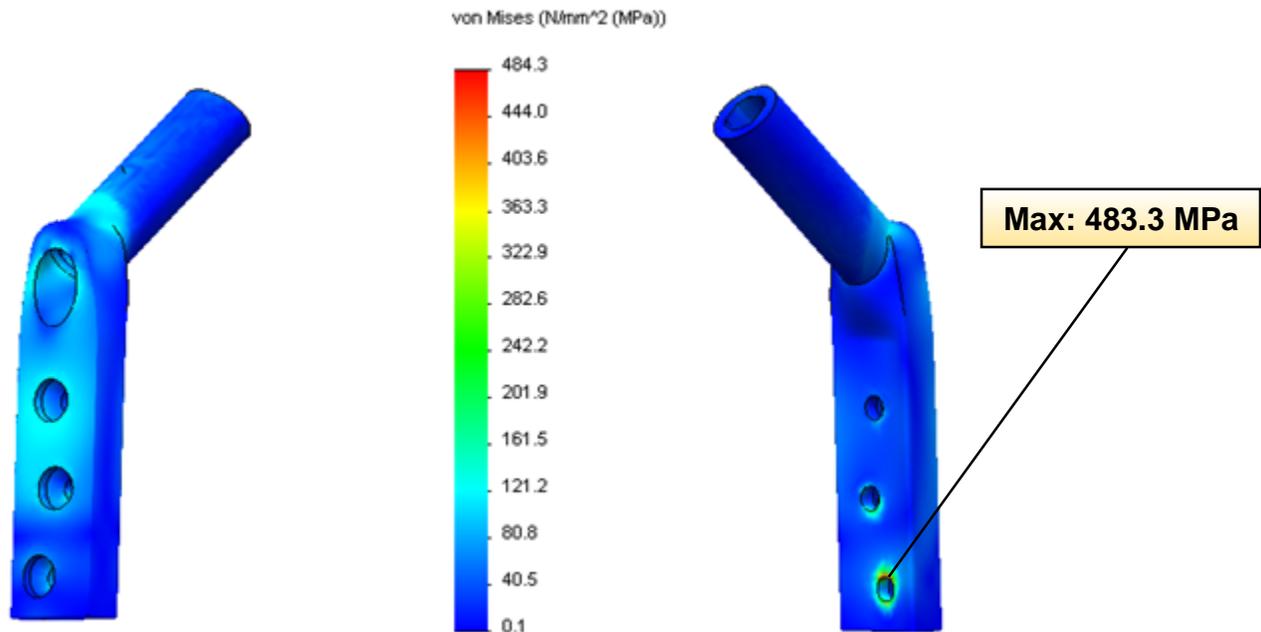


Figura 20. Distribución de tensiones Von Mises en la placa 130° y 3 agujeros.

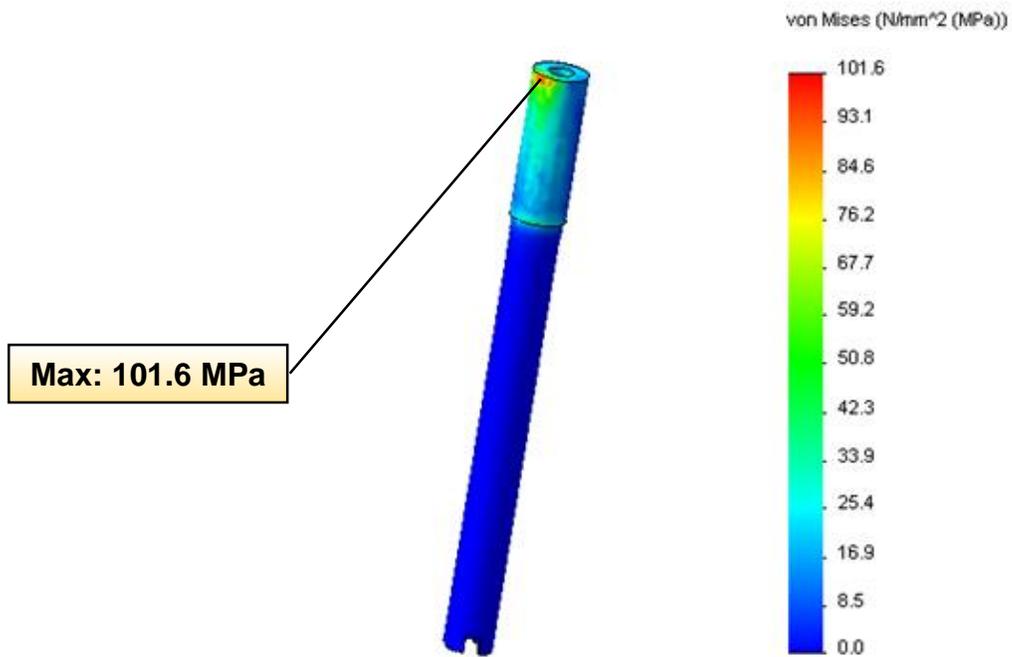


Figura 20.1. *Distribución de tensiones Von Mises tornillo deslizante canulado.*

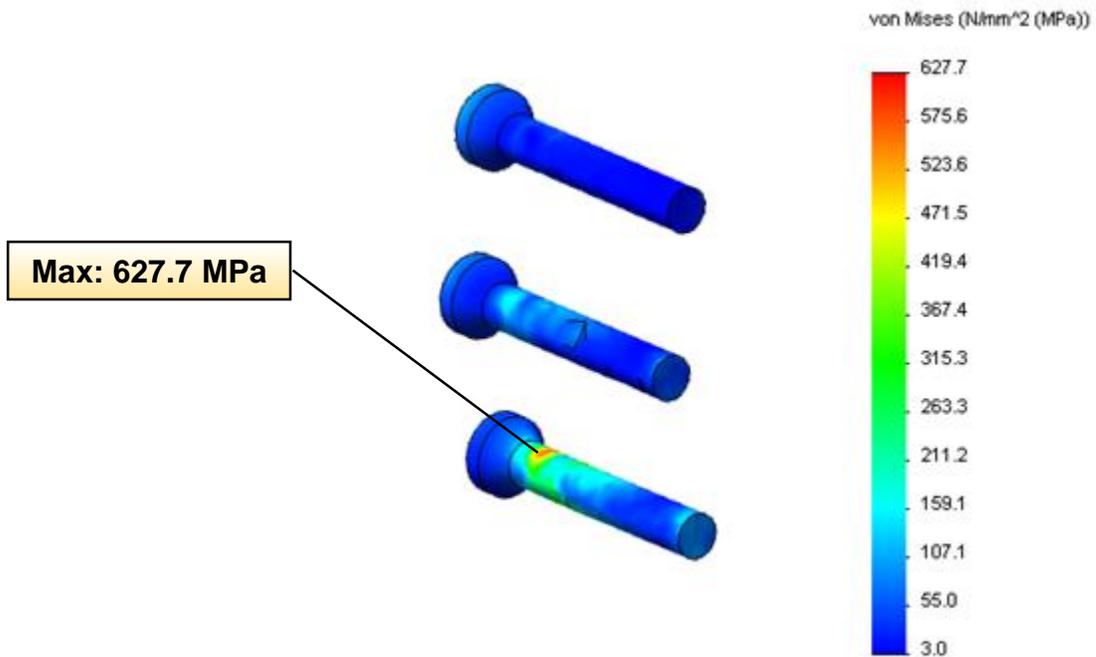


Figura 20.2. *Distribución de tensiones Von Mises en los tornillos de cortical.*

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso durante la consolidación de la fractura.**

La distribución de las tensiones normales a lo largo del eje longitudinal de hueso varían en un rango que va de 329,9 MPa a tracción a -229,4 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 21; c), el 40,24% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 21; a) y el 59,76% sometido a compresión (Figura 21; b).

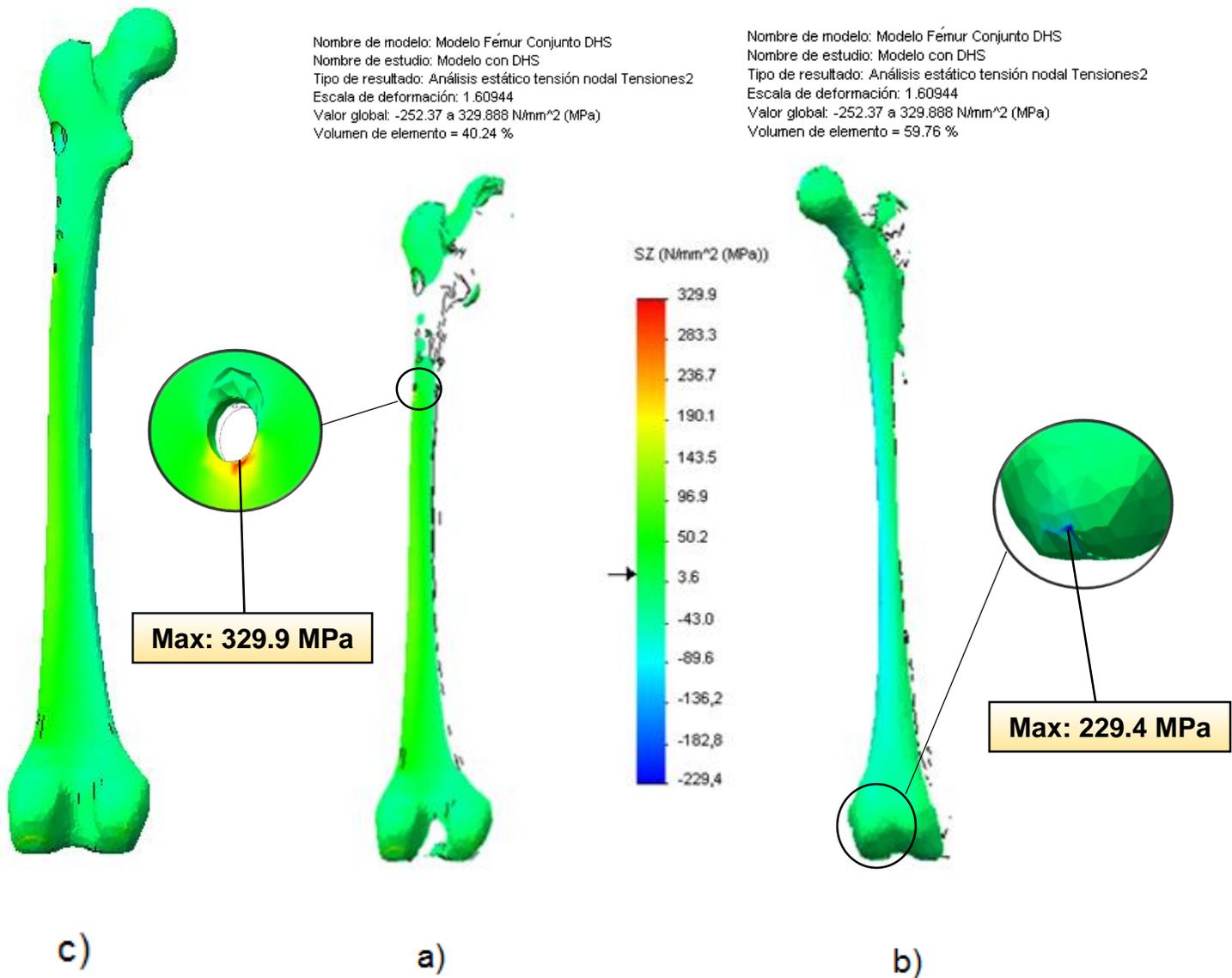


Figura 21. Distribución de tensiones normales en el fémur durante la consolidación de la fractura utilizando placa DHS tres agujeros.

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa DHS.**

Una vez consolidada la fractura, en caso de retirar la placa, las tensiones en el fémur con los agujeros correspondientes a los tornillos de cortical y el tornillo deslizante canulado varían en un rango que va de 217,1 MPa a tracción a -226,8 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 22; c), el 46,16% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 22; a) y el 53,84% sometido a compresión (Figura 22; b).

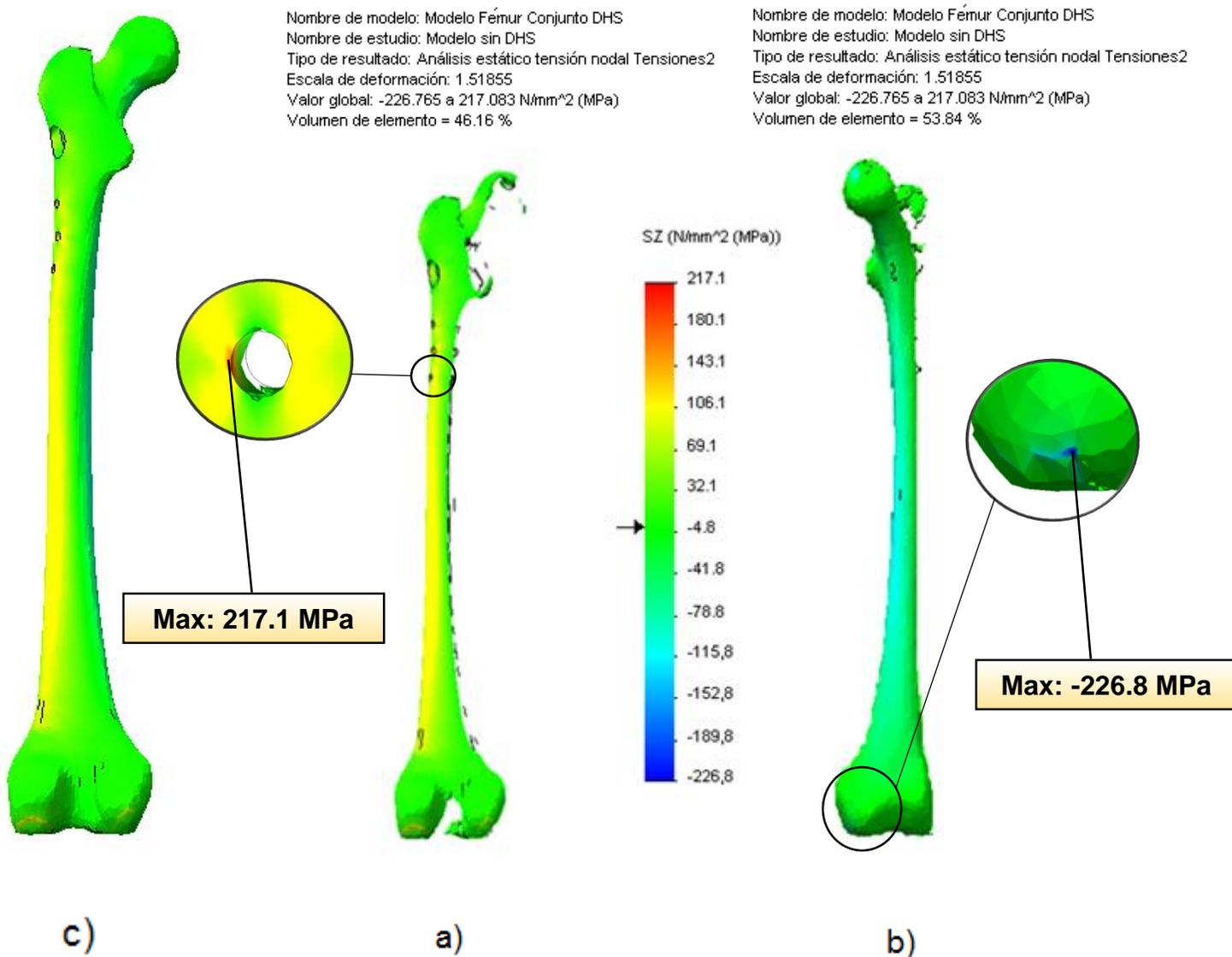


Figura 22. Distribución de tensiones normales en el fémur una vez retirado el implante.

3.4 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS. (DHS con 5 agujeros).

Para el análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS cinco agujeros (Figura 23) se hace necesario verificar las tensiones de Von Mises en el implante durante la consolidación de la fractura del fémur. La distribución de tensiones de Von Mises en la placa DHS alcanzan un valor máximo de 648,5 MPa en el último tornillo de cortical del implante (Figura 24.2), en la placa 130° 468.4 MPa (Figura 24), y en el tornillo deslizante canulado 100.4 MPa (Figura 24.1).

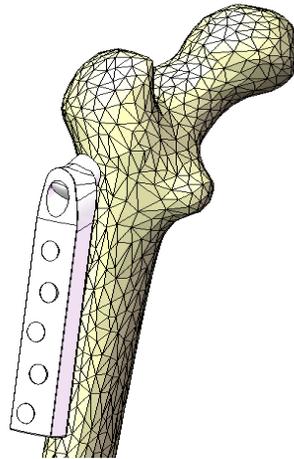


Figura 23. Conjunto hueso-placa DHS cinco agujeros

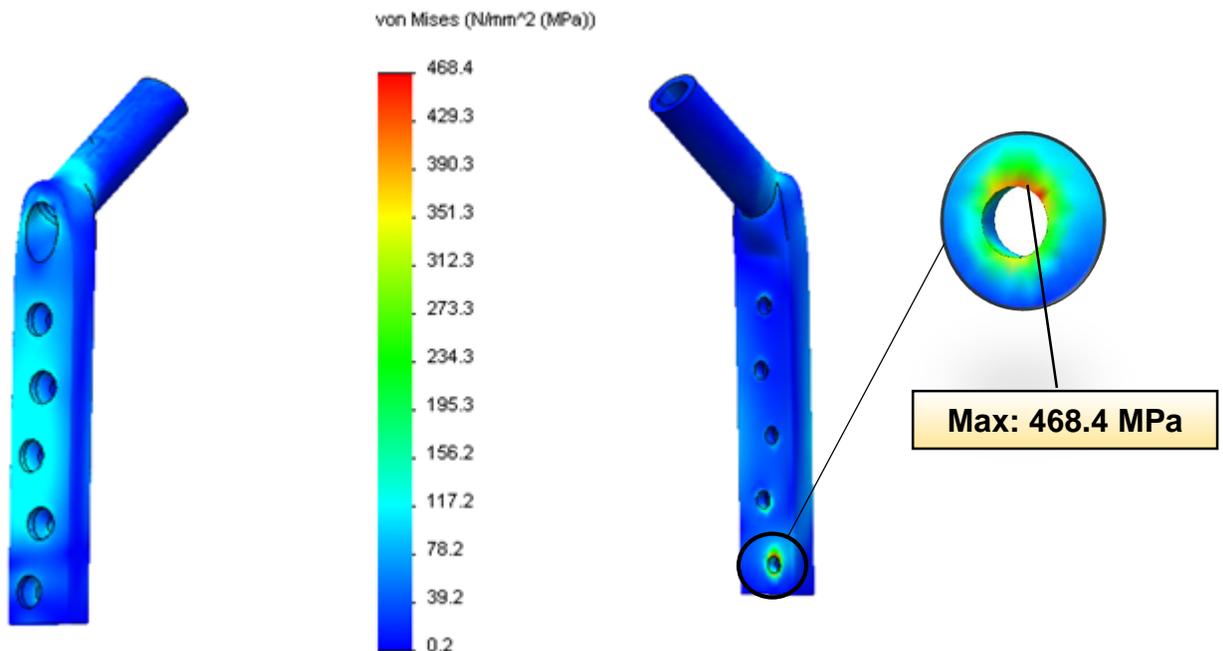


Figura 24. Distribución de tensiones Von Mises en la placa 130° y 5 agujeros.

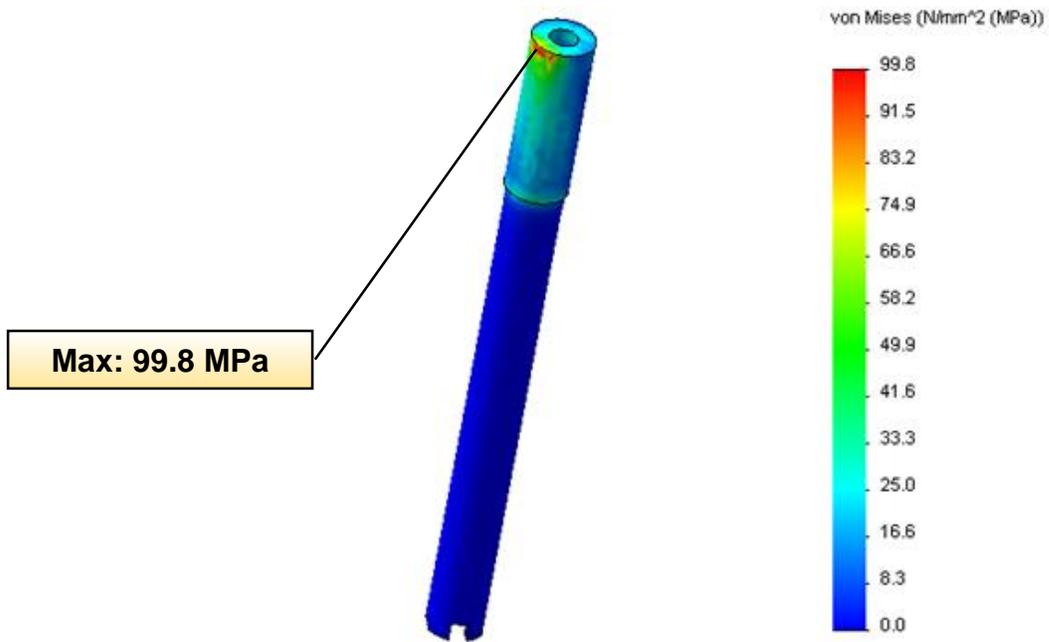


Figura 24.1. Distribución de tensiones Von Mises tornillo deslizante canulado.

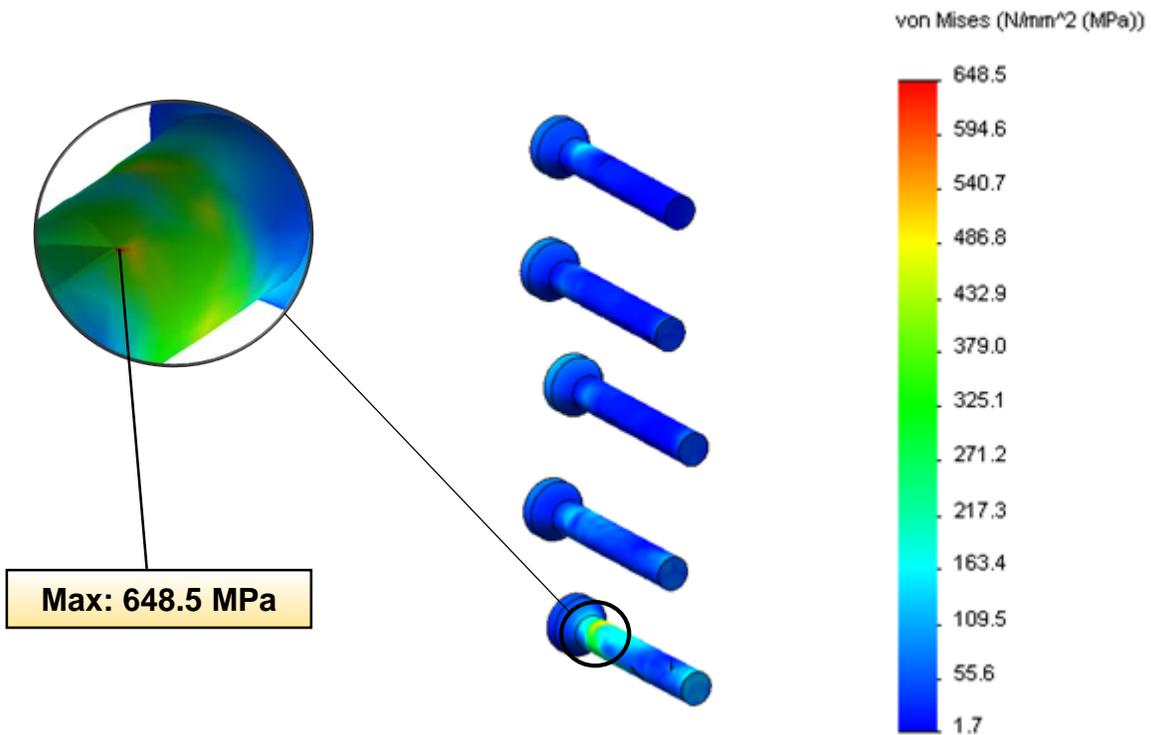


Figura 24.2. Distribución de tensiones Von Mises en los tornillos de cortical.

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso durante la consolidación de la fractura.**

La distribución de las tensiones normales a lo largo del eje longitudinal de hueso varía en un rango que va de 481,9 MPa a tracción a -279,2 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 25; c), el 37,80% del volumen del Fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 25; a) y el 62,20% sometido a compresión (Figura 25; b).

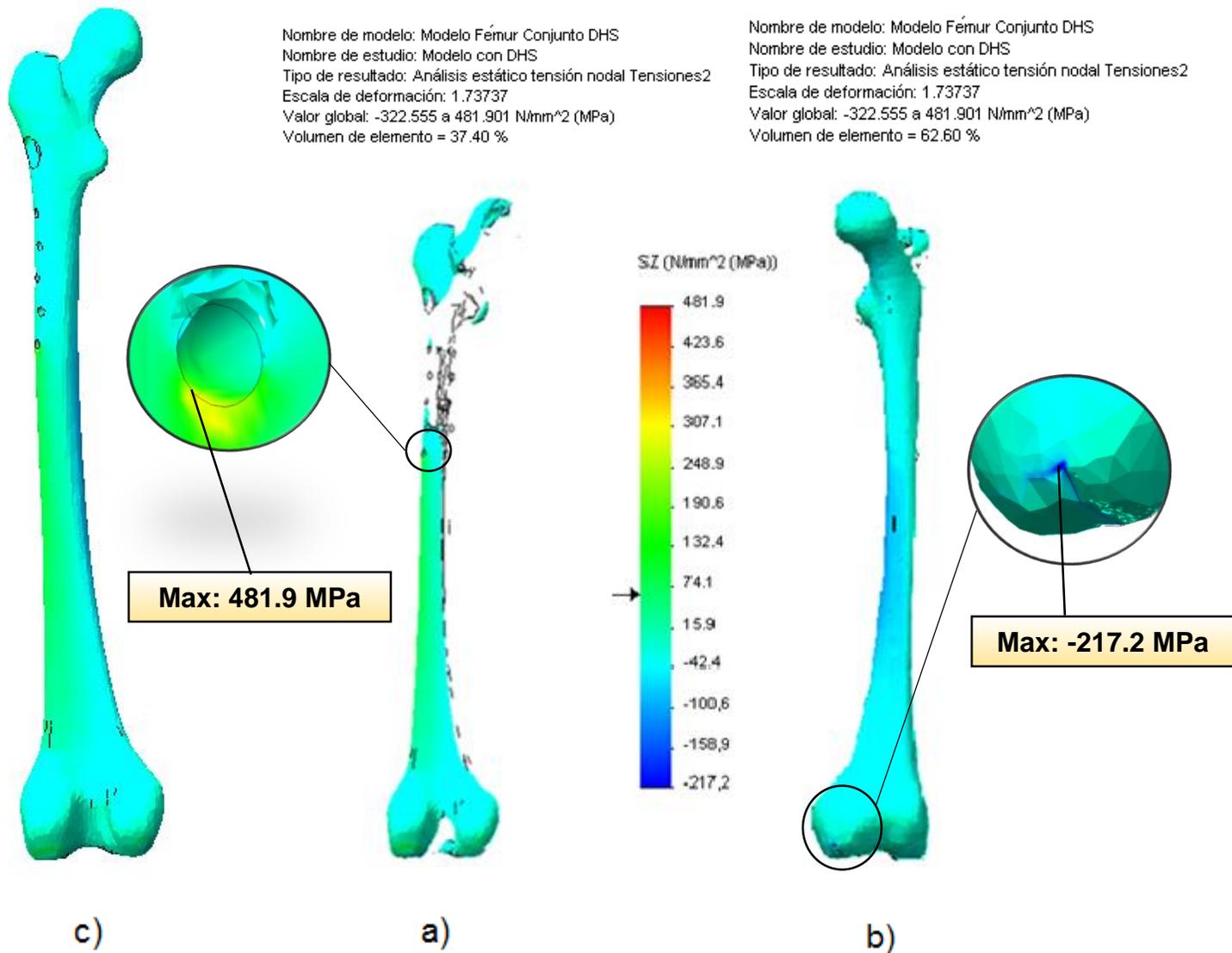


Figura 25. Distribución de tensiones normales en el fémur durante la consolidación de la fractura utilizando Placa DHS cinco agujeros.

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa DHS.**

Una vez consolidada la fractura, en caso de retirar la placa, las tensiones en el fémur con los agujeros correspondientes a los tornillos de cortical y el tornillo deslizante canulado varían en un rango que va de 251,9 MPa a tracción a -228,1 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 26; c), el 46.23% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 26; a) y el 53,77% sometido a compresión (Figura 26; b).

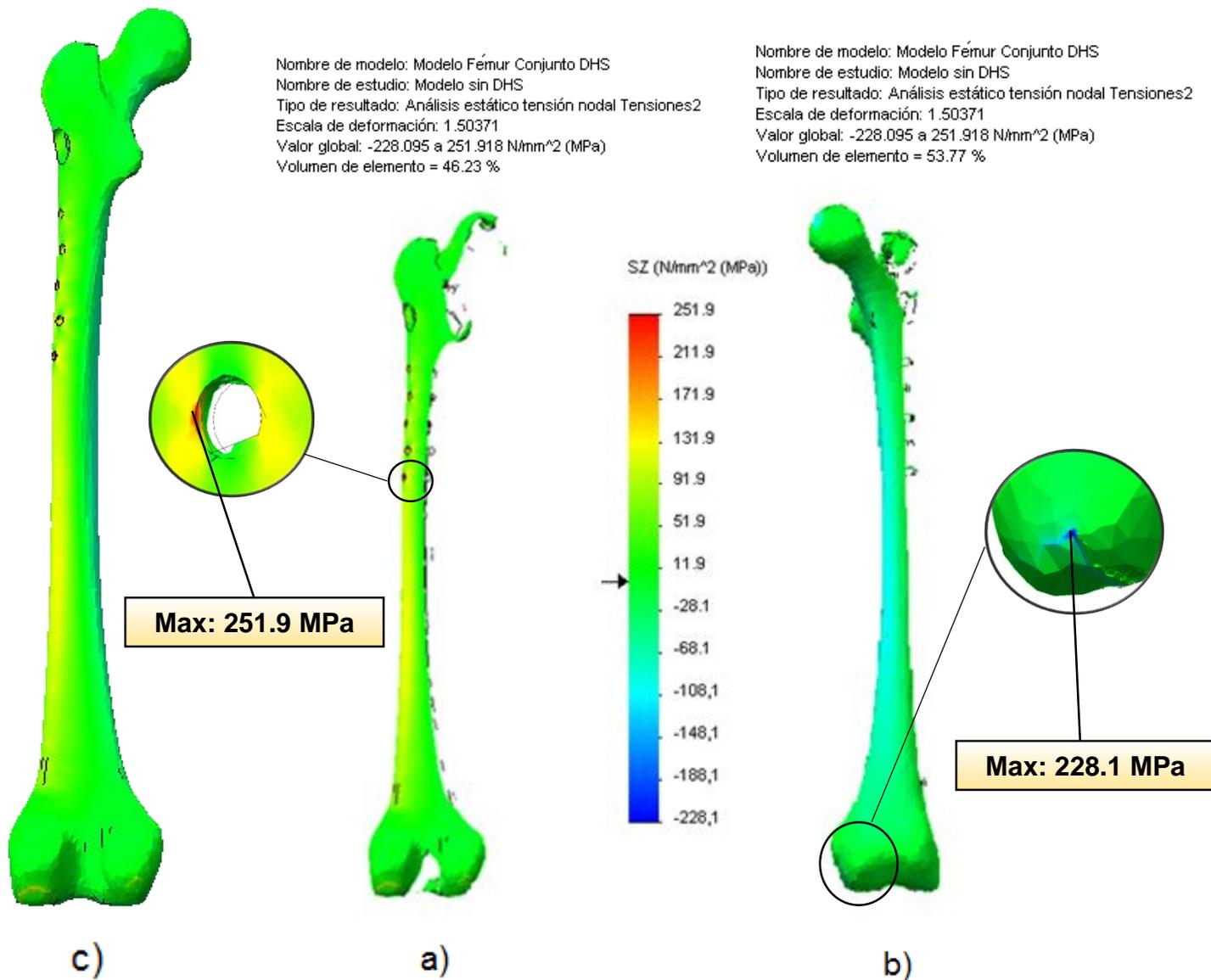


Figura 26. Distribución de tensiones normales en el fémur una vez retirado el implante.

3.5 Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS. (DHS con 7 agujeros).

Para el análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS cinco agujeros (Figura 27) se hace necesario verificar las tensiones de Von Mises en el implante durante la consolidación de la fractura del fémur. La distribución de tensiones de Von Mises en la placa DHS alcanzan un valor máximo de 648,5 MPa en el último tornillo de cortical del implante (Figura 28.2), en la placa 130° 484.5 MPa (Figura 28) y en el tornillo deslizante canulado 100.4 MPa (Figura 28.1).

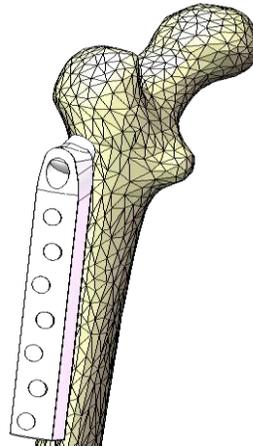


Figura 27. Conjunto hueso-placa DHS

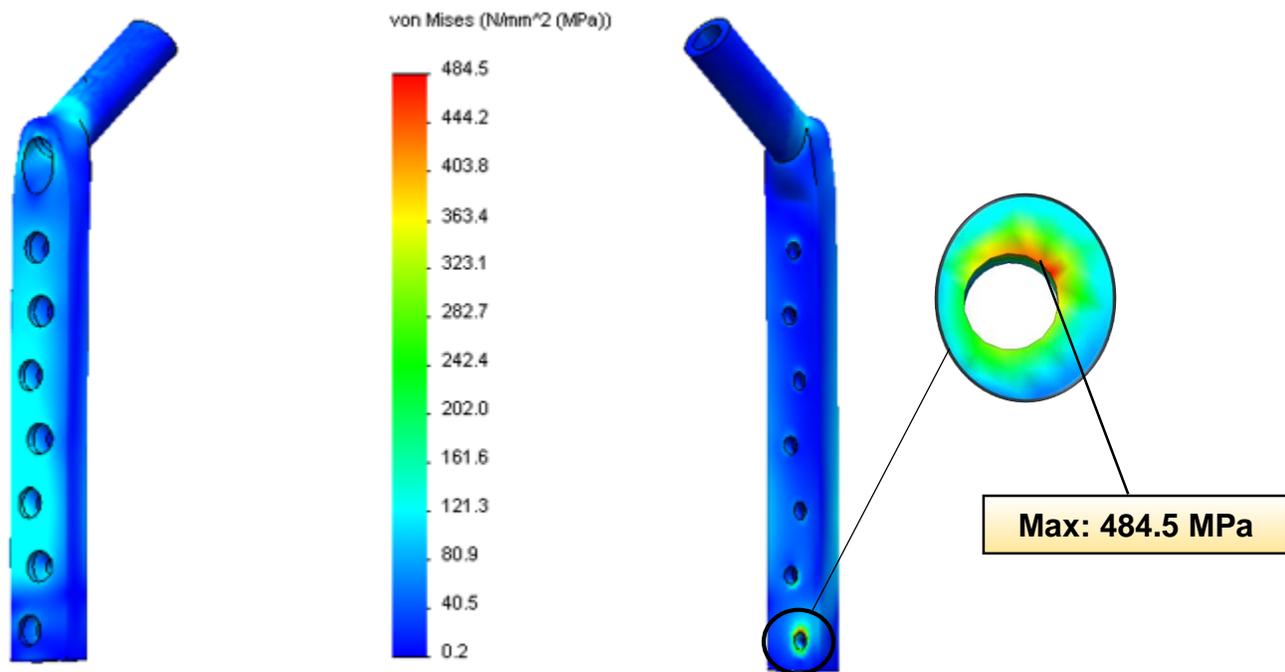


Figura 28. Distribución de tensiones Von Mises en la placa 130° y 7 agujeros

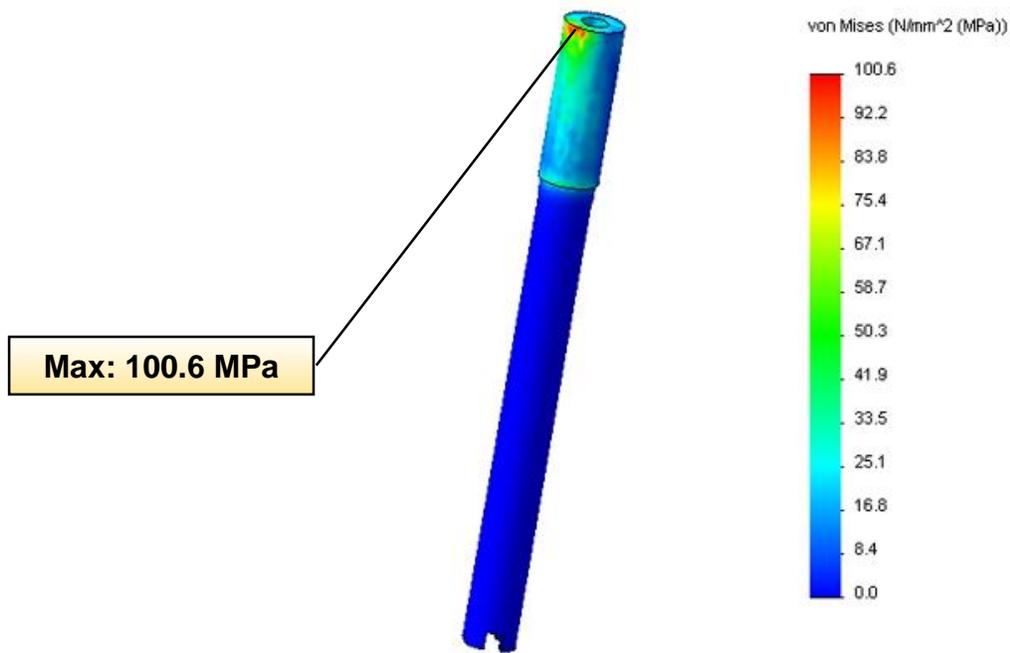


Figura 28.1 Distribución de tensiones Von Mises tornillo deslizante canulado.

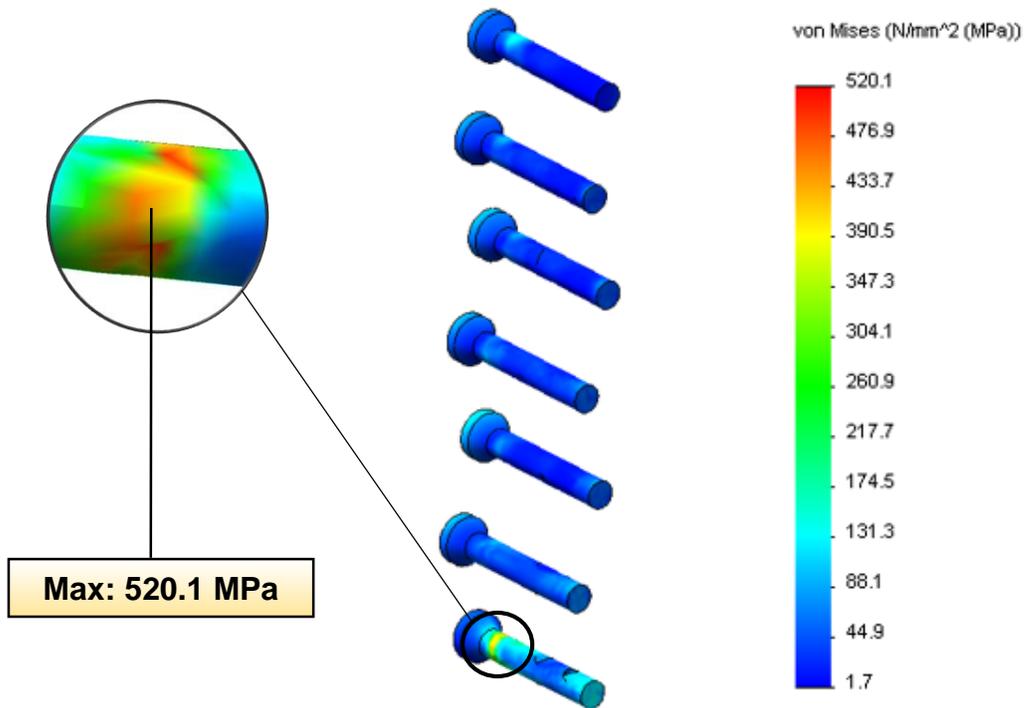


Figura 28.2. Distribución de tensiones Von Mises en los tornillos de cortical

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso durante la consolidación de la fractura.**

La distribución de las tensiones normales a lo largo del eje longitudinal de hueso varía en un rango que va de 557.6 MPa a tracción a -439.3 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 29; c), el 35,03% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 29; a) y el 64,97% sometido a compresión (Figura 29;b).

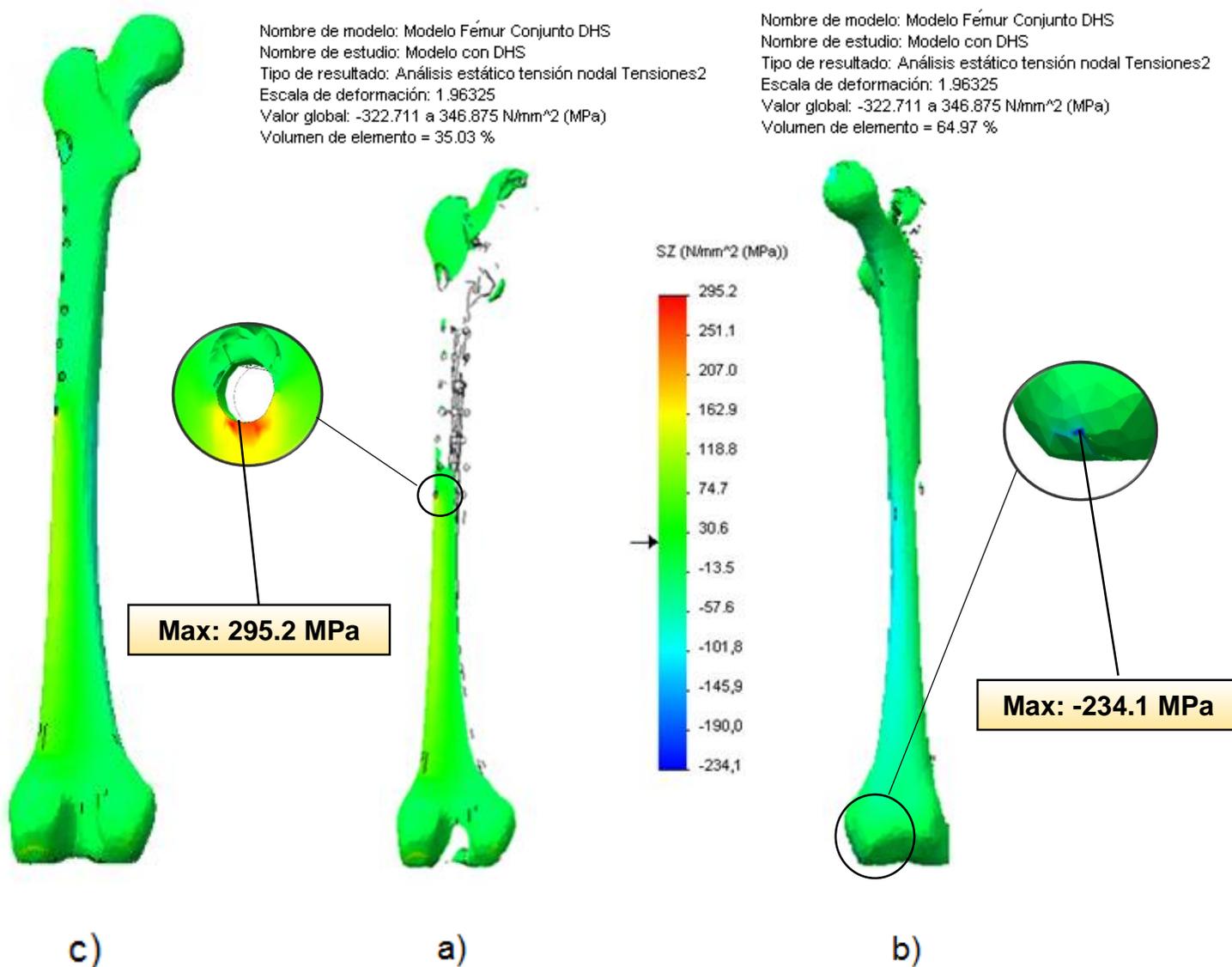


Figura 29. Distribución de tensiones normales en el fémur durante la consolidación de la fractura.

- **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa DHS.**

Una vez consolidada la fractura, en caso de retirar la placa, las tensiones en el fémur con los agujeros correspondientes a los tornillos de cortical y el tornillo deslizante canulado varían en un rango que va de 310,2 MPa a tracción a -228,1 MPa a compresión. Del volumen total del fémur (Figura 30; c), el 46,23% del volumen del fémur se encuentra sometido a tracción (Figura 30; a) y el 53,77% sometido a compresión (Figura 30; b).

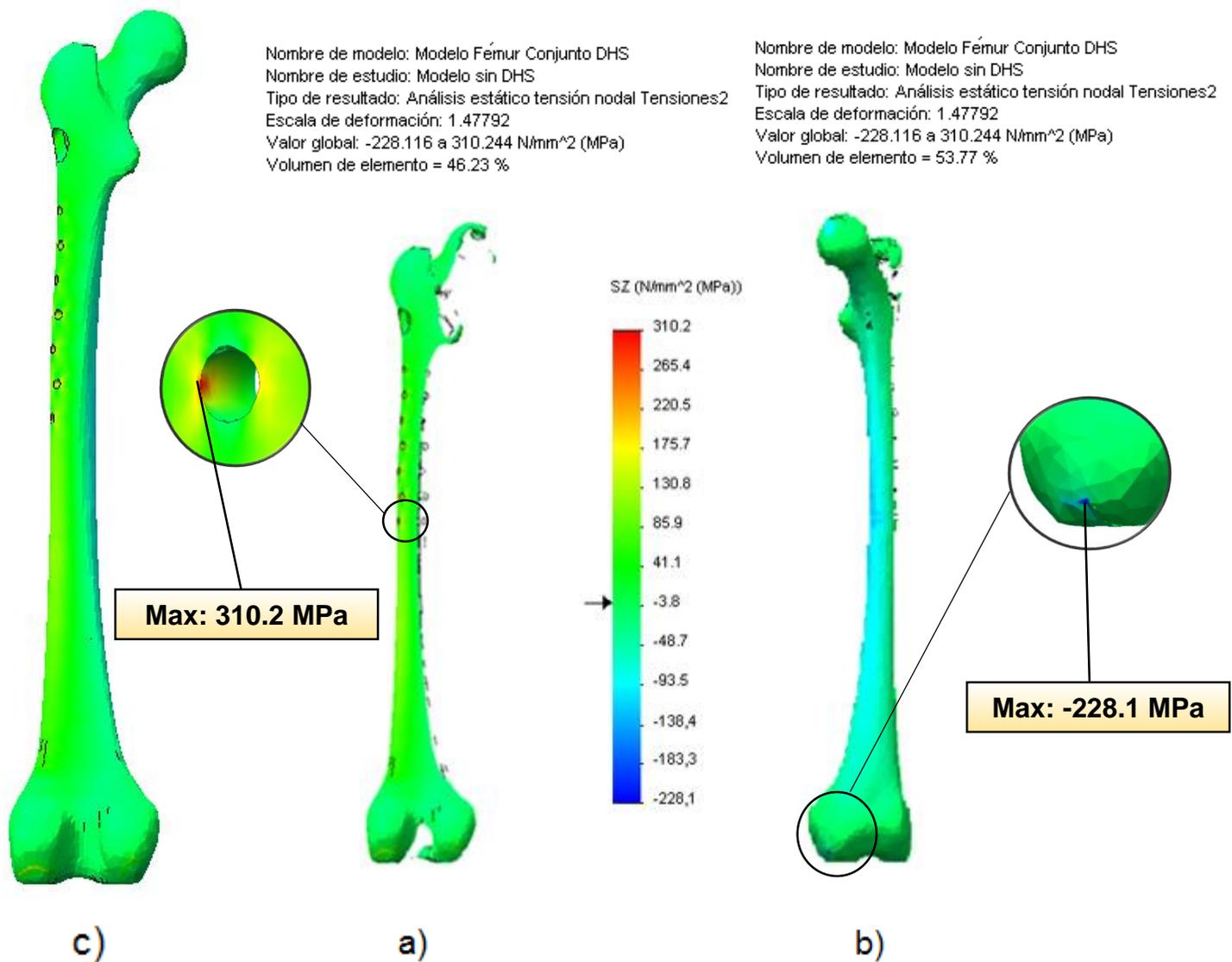


Figura 30. Distribución de tensiones normales en el fémur una vez retirado el implante.

3.6 Discusión de los Resultados.

A continuación se realizará un análisis comparativo de las tensiones en el implante desde el punto de vista cualitativo, entre las diferentes variantes de la placa tubo del implante DHS, así como los resultados de las tensiones que surgen en el fémur una vez colocado el implante, o sea durante la consolidación de la fractura, y una vez retirado el implante, tomando como referencia el estudio realizado al fémur sano. El análisis de los resultados se hará en función de los valores máximos y el signo de las tensiones obtenidas tanto para el hueso como para los diferentes elementos que conforman el fijador interno.

- **Tensiones máximas en los tornillos de cortical del implante analizado en sus diferentes variantes.**

Del punto de vista del estado tensional del implante, se analiza los valores máximos que aparecen en el último tornillo de cortical utilizado para fijar el implante a la diáfisis del fémur. Estas tensiones se recogen en la siguiente tabla 4.

Tabla 4. Tensiones de Von Mises en el último tornillo de cortical.

Implante DHS Variantes	Tensiones de Von Mises (MPa)	Ubicación de las tensiones
2 Agujeros	557,9	Intercepción tornillo-fémur, ultimo tornillo de cortical usado para fijar el implante a la diáfisis del fémur.
3 Agujeros	627,7	Intercepción tornillo-fémur, ultimo tornillo de cortical usado para fijar el implante a la diáfisis del fémur.
5 Agujeros	648,5	Intercepción tornillo-fémur, ultimo tornillo de cortical usado para fijar el implante a la diáfisis del fémur.
7 Agujeros	520,1	Intercepción tornillo-fémur, ultimo tornillo de cortical usado para fijar el implante a la diáfisis del fémur.

A continuación se muestra un gráfico de barras de estas tensiones para su mejor comprensión (Figura 31).

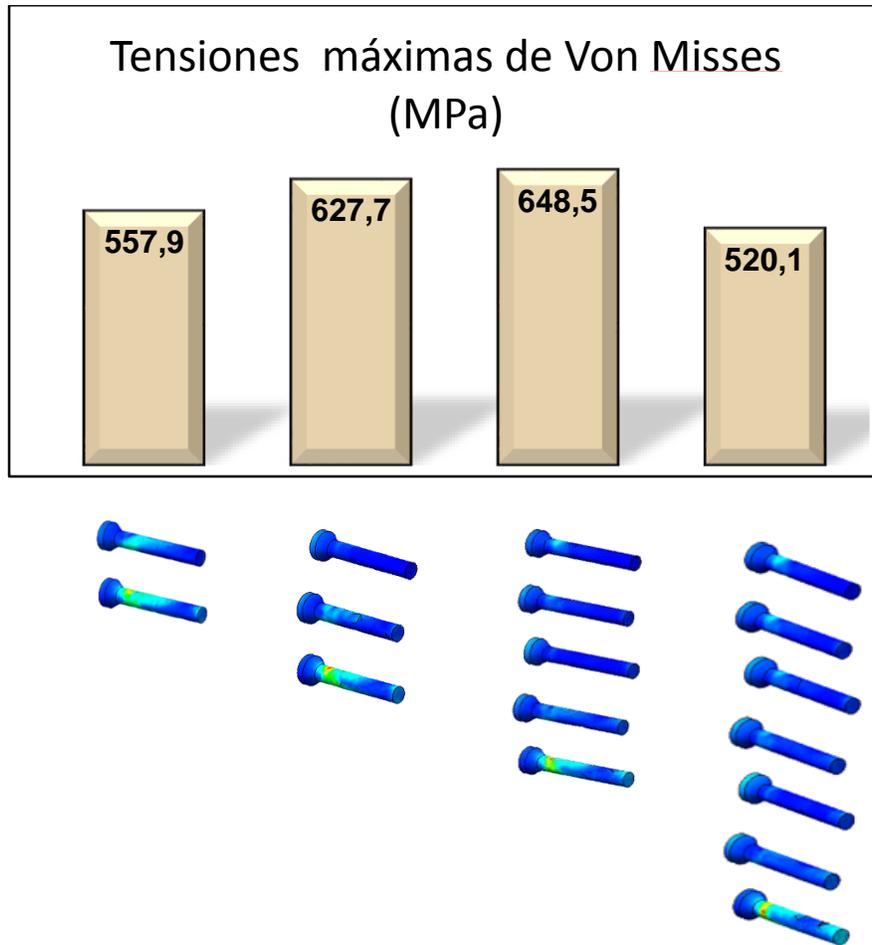


Figura 31. Gráfico de barras de las tensiones máximas en los tornillos de corticales.

Puede apreciarse el aumento del valor de las tensiones en el tornillo de cortical situado en el último agujero, en la intersección con la placa tubo. De las cuatro variantes analizadas se puede observar claramente que la variante con cinco tornillos de cortical es la que tiene el comportamiento biomecánico más desfavorable ya que en este aparecen las mayores tensiones, no obstante estas tensiones no representan peligro alguno para la vida útil del implante ya que no sobre pasan el limite elástico del material con el que están fabricados el (AISI 316L) y el limite elástico de este es 750 MPa.

- **Comparación de las tensiones normales surgidas en el hueso durante la consolidación de la fractura, tomando como referencia el hueso sano.**

Tomando como patrón de comparación las tensiones obtenidas en el estudio realizado al hueso sano en su estado de carga monopodal, se puede apreciar claramente que al colocar el fijador interno se produce una variación del estado tensional del hueso, aumentando los valores de las tensiones a tracción y a compresión para todos los casos, siendo estas ahora aproximadamente entre 61 y un 2 por ciento por encima (*variante cinco agujeros*) respecto al hueso sano, esto está dado por el hecho de que el fijador absorberá gran parte de los esfuerzos a los que está sometido el hueso; esta situación traerá por consiguiente una remodelación ósea del fémur durante el período de consolidación de la fractura, similar para las diferentes variantes del fijador con diferente cantidad de tornillos. (Figura 32).

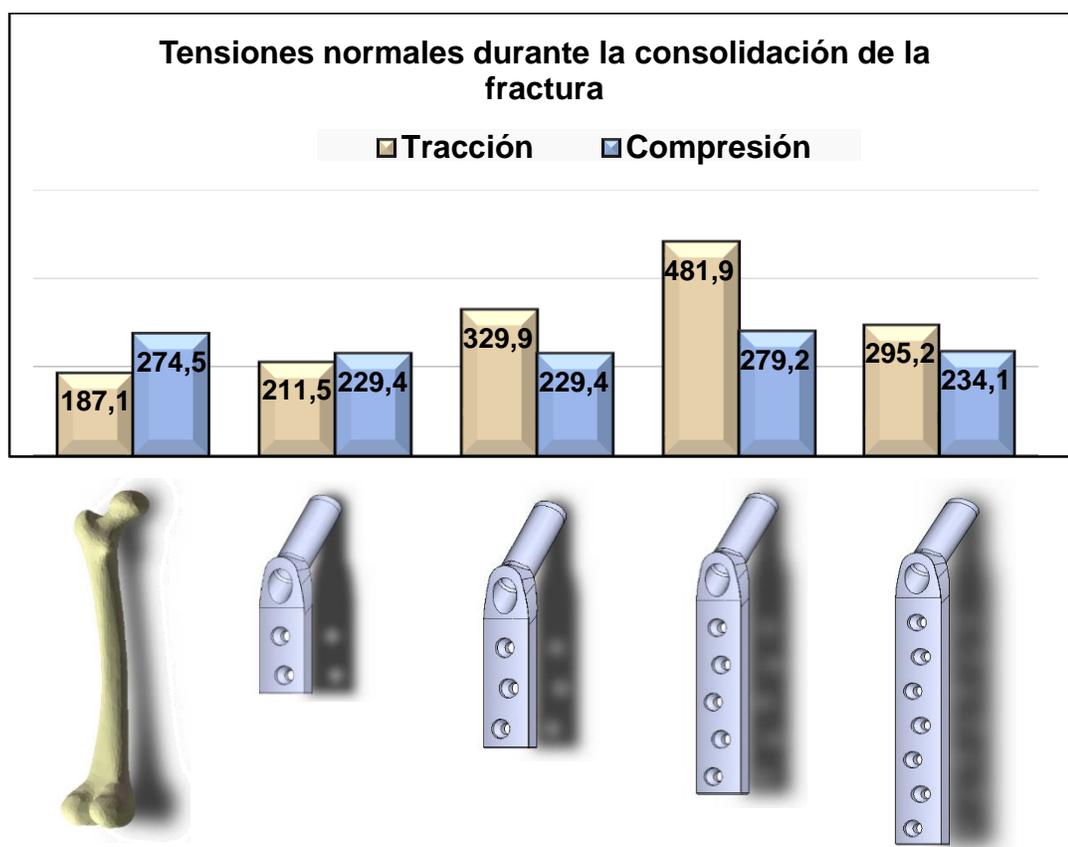


Figura 32. Gráfico de barras correspondiente a las tensiones normales el fémur durante la consolidación de la fractura.

En cuanto a la variación del porcentaje de las zonas del fémur sometido a tracción y a compresión respecto al hueso sano se aprecia una variación que oscila entre 17 Por ciento a tracción y 14 a compresión, lo cual tiene una gran influencia ya que zonas que estaban sometidas a tracción pasan a estar solicitadas a compresión, es decir que zonas en las que prevalece una sustancia blanda y resistente el colágeno (zonas tracción), ahora prevalece la sustancia de hidroxiapatita de ion calcio (zonas compresión) (Figura 33)

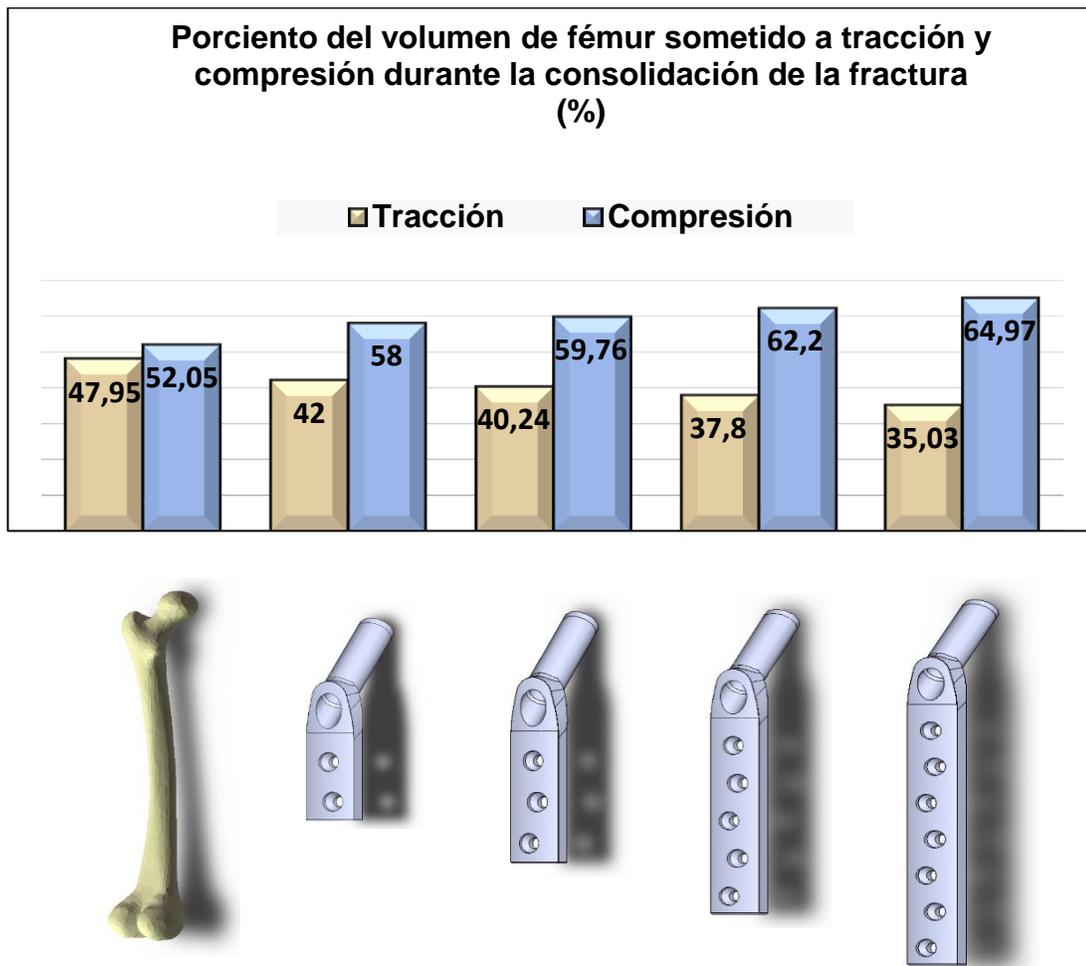


Figura 33. Gráfico de barras correspondiente a los porcentos del volumen del fémur sometidos a tracción y a compresión durante la consolidación de la fractura.

- **Comparación de las tensiones normales en el fémur una vez retirado el implante, tomando como referencia el hueso sano.**

Tomando como patrón de comparación las tensiones obtenidas en el estudio realizado al hueso sano en su estado de carga monopodal, se puede apreciar claramente que al retirar el fijador interno se produce una variación del estado tensional del hueso, tratando de equilibrar su estado tensional aumentando los valores de las tensiones a tracción y a compresión para todos los casos, siendo estas ahora aproximadamente entre 37 % las de tracción por encima y un 2 % por debajo la de compresión respecto al hueso sano; esta situación traerá por consiguiente una remodelación ósea, similar para las diferentes variantes del fijador con diferente cantidad de tornillos. (Figura 34)

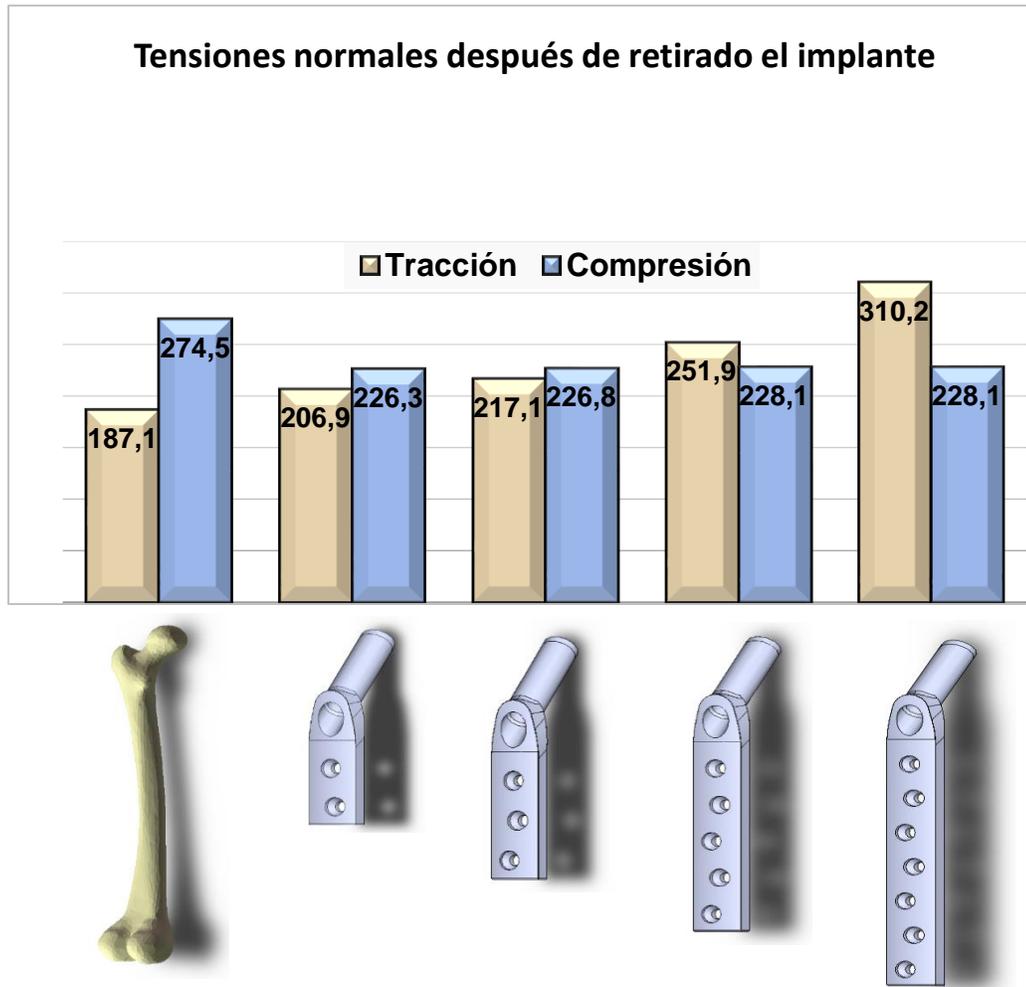


Figura 34. Gráfico de barras correspondiente a las tensiones normales el fémur una vez retirado el implante.

En cuanto a la variación del porcentaje de las zonas del fémur sometido a tracción y a compresión respecto al hueso sano, una vez que se retira el implante se aprecia una ligera variación, lo cual tiene no tiene una gran influencia, no obstante el fenómeno de la reabsorción ósea si ocurrirá [zonas que estaban sometidas a tracción pasan a estar solicitadas a compresión, es decir que zonas en las que prevalece una sustancia blanda y resistente el colágeno (zonas tracción), ahora prevalece la sustancia de hidroxapatita de ion calcio (zonas compresión)] (Figura 35)

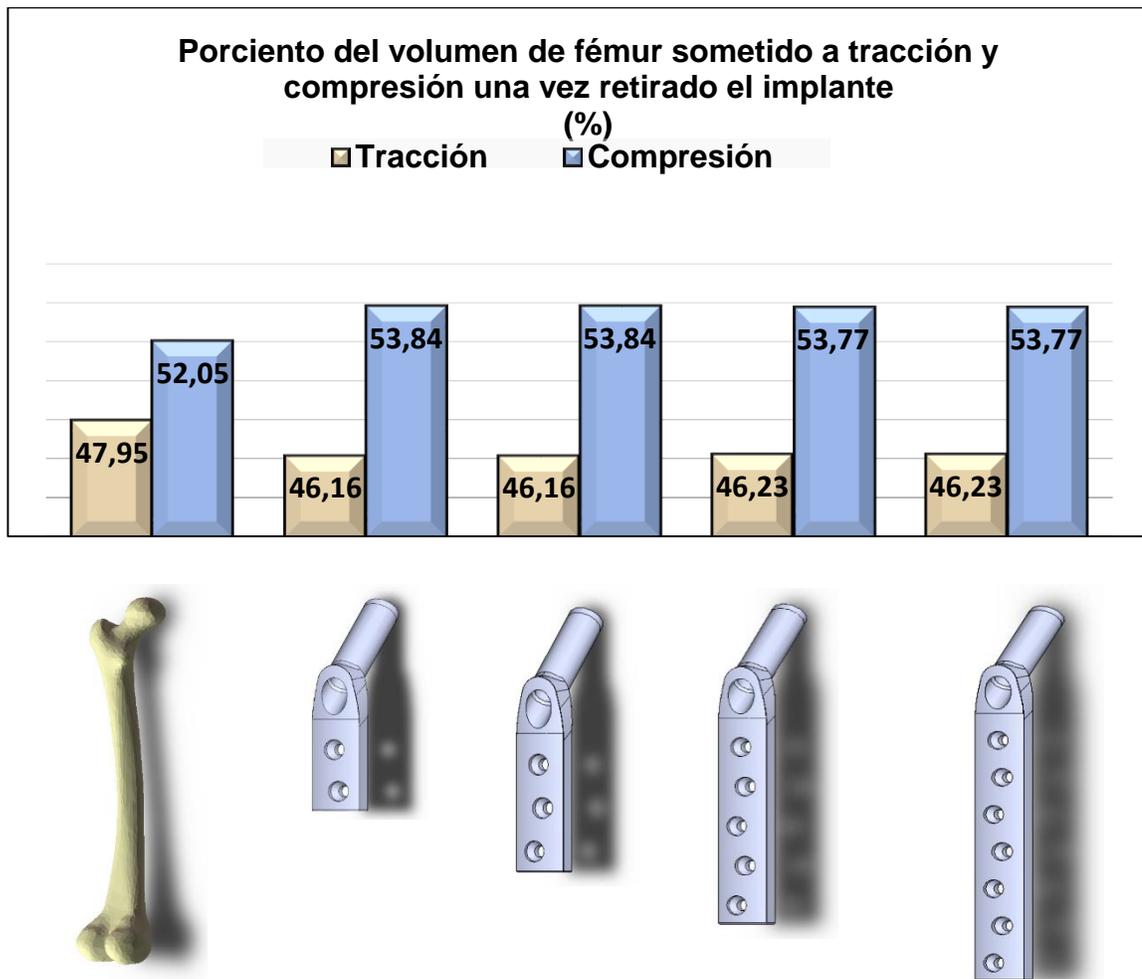


Figura 33. Gráfico de barras correspondiente a los porcentajes del volumen del fémur sometidos a tracción y a compresión una vez retirado el implante.

CONCLUSIONES

1. A partir de la revisión bibliográfica realizada, se definieron las propiedades mecánicas del modelo del fémur a utilizar en los estudios como ortotrópico para la parte cortical e isotrópico para la parte esponjosa, por ser las más representativas de las propiedades mecánicas de este.
2. Se realizó el estudio por elementos finitos del fémur sano, para tomarlo como patrón de comparación, en la distribución de las tensiones normales a lo largo del eje longitudinal del mismo, así como el porcentaje del volumen del hueso que se somete a tensiones de tracción y de compresión, por tener estos parámetros una influencia importante en el mecanismo de remodelación ósea de los huesos largos.
3. Se demostró que con las variantes del dispositivo analizado ocurren redistribuciones de tensiones tanto en las zonas sometidas a tracción como a compresión, al ser comparadas con las del fémur sano, se observan un aumento de los valores de estas, viéndose las mayores tensiones con la variante del dispositivo analizado de cinco agujeros y los menores valores de tensiones se observan en el fémur con la variante de dos agujeros.
4. Con las variantes analizadas, el fémur experimenta una mayor redistribución en cuanto al porcentaje de las zonas sometidas a tracción y a compresión del volumen del fémur con la variante de siete agujeros.
5. En las variantes del dispositivo analizado para la fractura de cuello de fémur, en cuanto al estado tensional del implante, pudimos apreciar un comportamiento análogo en la zona de máxima tensión, ya que en todas las variantes aparece en el último tornillo de cortical usado para fijar el implante a la diáfisis del fémur. La variante que presenta el comportamiento más desfavorable es la variante de cinco agujeros, esta tensión alcanza un valor de 648,5 MPa, no obstante quedándose por debajo del límite elástico del material siendo este de 750 MPa.

RECOMENDACIONES

1. Realizar estudio comparativo pero con otras variantes del implante.
2. Realizar estudio no lineal para observar el comportamiento del tornillo deslizante canulado.

BIBLIOGRAFÍA.

1. An EMG-based, muscle driven forward simulation of single support phase of gait / I. Jonkers. Journal of biomechanics (Estados Unidos) 35 (5): 609-619, 2002.
2. Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantericas del Fémur / Gerónimo A. Velázquez Mejías, César González, Miguel Cerrolaza. En: Métodos numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas. __ Barcelona: [S. n], 2002.
3. Anatomía: anatomía muscular, Tomado de: <http://muscular.com>, 10 diciembre de 2007.
4. Annual Book of ASTM Standards. -- Philadelphia : American Society for Testing and Materials, 1978.
5. Biomecánica articular y sustituciones protésicas / M. Comín... [et al.]. – Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia: Editorial IBV, 1998.
6. Biomecánica de la Fractura Ósea y Técnicas de Reparación / M. Comín... [et al.] – Valencia: Instituto de Biomecánica, 1999.
7. Bontempo, F. Fractura de cadera. México: Hospital General de Zona 8. Residencia de Medicina Familiar, 2012. Tomado de: <http://www.monografias.com/trabajos93/fractura-cadera/fractura-cadera.shtml>,
8. Bosch, J. Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur / J. Bosch, R. Estrada, Y. Ramos. Ingeniería Mecánica 14(3):199-208, 2011].
9. Bosch, J. Desconocimiento del comportamiento mecánico del fijador externo en la consolidación de fracturas del fémur / J. Bosch, G. Quintero, Trabajo de Diploma. Universidad de Holguín “Oscar Lucero Moya”: Facultad de Ingeniería: Centro de Estudio CAD/CAM, 2007.
10. Braune, W. Determination of the Moment of Inertia of the Human Body and Limbs / W. Braune, O. Fischer. __ Berlín: Springer-Verlag, 1988.

11. Browner, D. Skeletal Trauma / D. Browner, J. Jupiter. __ Philadelphia: WB Saunders, 1992.
12. Caracterización mecánica del material óseo / E. Rincón... [et al.]. Tecnología y Desarrollo Vol. 2: 2004.
13. Cruz Vázquez, FJ., De la Rosa Aguilar, M., Gómez López, CA. "Evaluación del vástago de cadera Mayo no cementado. Los primeros 10 años". Acta Ortopédica Mexicana. 2011, vol. 25, nº 2, p.
14. Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: análisis por elementos finitos / M. Charles... [et al.]. Biomecánica (Barcelona)2 (1): 64-70, 2004.
15. Congreso Argentino de Mecánica Computacional. (8.: Argentina : 2005) Diseño, Análisis y Fabricación de una Placa Angulada para Tratamiento Ortopédico en Niños Afectados por Parálisis Cerebral / Y. González, O. Falcón, M. Cerrolaza. Mecánica Computacional (Argentina) 24, 2005.
16. Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería 7mo., La Habana, 2007. Aceros Inoxidables para implantes ortopédicos utilizados en la industria ortop – RALCA del CCOI "Frank País" / L. Rodríguez. __ La Habana, 2007.
17. Congreso de Ortopedia y Traumatología 23 Edición ORTOPEDIA 2012. La Habana, Cuba. Curso taller práctico de fijación externa Metodología RALCA. Transportación y colgajos con fijador externos RALCA.
18. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica 7mo., México, 2005. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de Fémur / O. Martel... [et. al.]. _ México, 2005.
19. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica 8vo. Cuzco, 2007. Análisis por elementos finitos de fijador externo para la consolidación de fractura de cuello de fémur / R. Vargas... [et al.]. __ Cuzco: Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 2007.

20. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 8vo., Cuzco, Perú, Octubre, 2007. Análisis mecánico comparativo de los Dispositivos quirúrgicos para la Osteotomía Proximal de Tibia / A. Yáñez... [et al.].
21. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 8vo., Cuzco, Perú ,2007. Interrelación entre rigidez de la prótesis, densidad del hueso y la vida útil del implante / Gilberto García del Pino... [et al.].
22. Congreso Virtual Hispanoamericano de Anatomía Patológica 2do. , 1998. Sergio, S. Estructura y función del hueso normal / S. Sergio, 1998.
23. Currey, J. D. The Mechanical Properties of Bone. Clinical Orthopedics and Related Research (Estados Unidos) 73: 211-231, 1970.
24. Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos / F. Buroni... [et al.]. Mecánica Computacional (Argentina) 23: 3009-3032, 2004.
25. Doblaré Castellano, M. Modeling bone tissue fracture and healing: a review / M. Doblaré Castellano, J.M. García, M.J. Gómez. Engineering Fracture Mechanics. Vol. 71 1809–1840. Tomado de: www.cienccdirect.com, www.elsevier.com/locate/engfracmech.
26. Doblaré, M. Sobre el modelado en biomecánica y mecanobiología. – Zaragoza: Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas, Químicas y Naturales, 2005.
27. Estudios de Densitometría Ósea. Diario Democracia. Tomado de: <http://www.diariodemocracia.com>, 15 octubre de 2010.
28. European Instructional Course Lectures. 1997. THORNGREN, K. G. “Epidemiology of fractures of the proximal femur”, p144 –153.
29. Fouad, H. Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone-plates under combined loading conditions using finite element modeling. Medical Engineering & Physics (Estados Unidos) 33: 456–463, 2011.
30. Fouad, H. Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the

- fractured bone. *Medical Engineering & Physics* (Estados Unidos) 32: 783–789, 2010.
31. Figueredo Losada. H. Modelo mecabiológico de formación ósea basado en el daño reparo. Tesis presentada en opción al grado científico de doctor en ciencias. Instituto Superior Politécnico “José Antonio Echeverría”. Facultad de Ingeniería Mecánica. Departamento de Tecnología de Construcción de Maquinaria. La Habana 2010.
 32. Fractura de cadera: un problema previsiblemente que aumentará en los próximos años / F. Campos... [et al.]. *Enfermería integral* (Valencia) 71:17-20, 2005. Tomado de: <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=1381512>.
 33. Fracturas de la cadera, 2007, Tomado de: www.saludlandia.com, 15 mayo de 2007.
 34. Goytisoló, R. Fatiga volumétrica y superficial de los metales / R. Goytisoló, R. Chou, N. Arbola. – Trabajo de Diploma, Universidad Carlos Rafael Rodríguez, Facultad de Ingeniería Mecánica (Cienfuegos), 1999.
 35. Implantes en la fractura de cadera / P. Amigo... [et al.]. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología* (La Habana) 26 (2), sep.-dic. Tomado de: <http://scielo.sld.cu/scielo.php>.
 36. Inhomogeneity in anisotropic elastic constants of cortical bone / A. Meunier... [et al.]. *Ultrasonics Symposium* 2(3), 1989. Tomado de: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?reload=true&punumber=857>, 27 de noviembre de 2012.
 37. Lalegname, A. Análisis micro mecánico de huesos / A Lalegname, D.Sfer, G. Etse. *Mecánica Computacional* Vol. 21: 2530-2538, 2002
 38. *Manual of Internal Fixation. Techniques Recommended by AO-ASIF Group* / M. Müller... [et al.]. – Berlín: Edit. Springer Verlag, 1991.
 39. Miguel, I. de. Fracturas de Cadera: técnica quirúrgica y carga precoz / I. de Miguel, E. Calvo. *Patología del aparato locomotor. Fundación MAPFRE* (Madrid) 4 (2): 108-115, 2006.

40. Modelado del comportamiento mecánico del hueso: análisis de los efectos del grado de hidratación / Sara Mercedes Cerrud Sánchez... [et al.]. Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo (México) 1(6): 223-232, 2005. Tomado de: http://revistasomim.net/revistas/1_6/art5.pdf.
41. Müller-Karger, C. Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos / C. Müller-Karger, C. M. Cerrolaza. IMME (Caracas) 39(3):23-54, 2001 Tomado de: www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0376-723X2001000300003&script=sci_arttext.
42. Munuera, L. Fracturas de la extremidad proximal del fémur. En: Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. – Madrid: Mc Graw_Hill, 1996. p. 297-307
43. Osteosíntesis extramedular vs. Intramedular en las fracturas trocantéreas de cadera. Análisis 3D con elementos finitos / B. Seral... [et al.]. Revista de Ortopedia y Traumatología Vol. 45:126-136, 2001.
44. Ounpuu, S. Joint Kinetics: Method, Interpretation and Treatment Decision-Making in Children with Cerebral Palsy and Myelomeningocele. Gait and Posture. – Ámsterdam: Editorial Elsevier Science, 1996.
45. Paola, F. Metodología para el registro de marcadores de estrés músculo-esquelético. Boletín de antropología (Antioquia) 19(36): 264-268, 2005.
46. Parker, J. Hip Fracture Management / J. Parker, A. Prior. – Massachussets: Editotrial Blackwell Scientific Publications, 1993.
47. Pérez Anzón, Ma. de los Ángeles. Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera. __ Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza, 2004. 318 h.
48. Pérez, M. Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera. __Tesis Doctoral, Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza (España), 2004.
49. Plas, F. La marcha humana. Cinesiología, Dinámica, Biomecánica y Patomecánica”. Barcelona: Masson, 1984.

50. Ramos, Y. Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur / Y. Ramos, M. Gutiérrez. __Tesis de Grado, Universidad de Holguín, "Oscar Lucero Moya", Facultad de Ingeniería, Centro de estudio CAD/CAM, 2008.
51. Rivas, A. Semiología de las fracturas. Cataluña: Hospital Universitario de la Vall d'Hebron, 2007.
52. Sánchez, A. Osteología y metabolismo mineral / A. Sánchez, E. Roldán. 2007.
53. Sánchez, J. Análisis estructural biomecánico de articulación de rodilla / J. Sánchez, R. Lesso. México: Instituto Tecnológico de Celaya: Departamento de Ingeniería Mecánica, 2005.
54. Sánchez, R. Tratamiento quirúrgico de la fracturas mediante reducción abierta y fijación interna, 2005.
55. Schatzker, J. Tratamiento Quirúrgico de las Fracturas / J. Schatzker, M. Tile: Editorial Médica Panamericana, 2008.
56. Simulación del comportamiento óseo: aplicación al diseño de implantes / C. Buckwalter, N. Burr. – [S. l. : s. n.], 2009.
57. Somatics. The Tensor Fascia Lata and Unequal leg length. Tomado de: www.somatics.com, 19 diciembre de 2012.
58. Steinberg, M. The Hip and its Disorders. __ Philadelphia, USA: Editorial WB Saunders co, 1991.
59. Stolk, J. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction / J. Stolk, N. Verdonschot, R. Huiskes. Journal of Biomechanics Vol. 34: 917- 926, 2001.
60. Stress and Strain Distribution within the Intact Femur: Compression or Bending? / M. Taylor... [et al.]. Med Eng Phys 18(2):122-131, 1996.
61. Torres Hernández, Manuel E. Uso del clavo intramedular acerrojado retrógrado en fémur / Manuel E. Torres Hernández, Javier Martínez Mesal. Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología (La Habana) 23 (1):, 2009.
62. Tovar, C. Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación

- interna de fracturas, métodos numéricos en ingeniería del trabajo / C. Tovar, M. Cerrolaza, J. Bendayán. España ,2002.
63. Trabecular shear stress in Human Vertebral Cancellous Bone Intra- and Inter-Individual Variations / Y. Yeni... [et al.]. Journal of Biomechanics (Estados Unidos) Vol. 34: 1341-1346, 2001.
64. Wolff, J. The Law of Bone Remodelling (Das Gesetz der Transformation der Knochen). Kirschwald, Alemania: 1892. Traducido por Maquet, P., Furlong, R., Springer, Berlin 1986.
65. Yoon, H. Ultrasonic wave Propagation in Human Cortical Bone: Measurement of Elastic Properties and Microardness / H. Yoon, J. Katz. Journal Biomechanics (Estados Unidos) Vol. 9: 459-465 t.2, 1976.