

UNIVERSIDAD DE HOLGUÍN
“OSCAR LUCERO MOYA”
CENTRO DE ESTUDIOS CAD/CAM



**COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS FIJADORES INTERNOS PLACA DHS,
PLACA RALCA Y PLACA A COMPRESIÓN DINÁMICA ANGULADA A 130° EN
LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS DE CADERA 31B2.1 Y 31B2.3**

Tesis presentada en opción del título de Master en CAD/CAM

YOAN MANUEL RAMOS BOTELLO

Holguín
2011

UNIVERSIDAD DE HOLGUÍN
“OSCAR LUCERO MOYA”
CENTRO DE ESTUDIOS CAD/CAM



**COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS FIJADORES INTERNOS PLACA DHS,
PLACA RALCA Y PLACA A COMPRESIÓN DINÁMICA ANGULADA A 130° EN
LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS DE CADERA 31B2.1 Y 31B2.3**

Tesis presentada en opción del título de Master en CAD/CAM

Autor: Ing. Yoan Manuel Ramos Botello
Tutor: Ing. Prof. Tit., Ing. Roberto Estrada Cingualbres, Dr C

Holguín
2011

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por haberme guiado en la vida y haberme apoyado en todo momento.

A Amarilis por toda la ayuda incondicional, el cariño y el amor brindado.

A Roberto Estrada por haber confiado una vez más en mí, por su sabia tutoría y por sus enseñanzas.

A los profesores del Centro de Estudio CAD/CAM, por las enseñanzas, la amistad y la comprensión que me han brindado.

A mis compañeros de maestría por su incondicional apoyo.

DEDICATORIA

A todo aquel paciente que sufre por una fractura de cadera.

A mis madres.

RESUMEN

El estudio mediante elementos finitos se ha convertido en una herramienta ampliamente aceptada en diversas ramas de la ciencia, convirtiéndose así en un método fundamental de investigación en la rama biomecánica. La investigación en esta materia supone la realización de experimentos muy costosos con especímenes reales. En el presente trabajo se realiza una investigación sobre el comportamiento de tres fijadores internos en el tratamiento de las fracturas de cadera 31B2.1 y 31B2.3. Para el tratamiento de dichas fracturas se emplearon los dispositivos de fijación interna placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica. Se realizaron estudios para determinar el estado tensional de cada uno de los fijadores antes mencionados, se efectuaron análisis de rotura por fatiga, para determinar así cual tendrá mayor tiempo de vida útil, en función del tipo de fractura.

ABSTRACT

The study by means of finite element has become a widely accepted tool in various branches of science, thus becoming a primary method of research in biomechanics branch. Research in this field involves the development of very expensive experiments with real specimens. In this work is carried out a research about the behaviour of three internal fasteners in the treatment of hip fractures 31B2.1 and 31B2.3. For the treatment of these fractures were used internal faster devices DHS plate, RALCA plate and dynamic compression plate. Studies were carried out to determine the stress status of each of the fasteners above also, analysis of failure by fatigue were made, finding out which will get longer used, depending on the kind of fracture.

TABLA DE CONTENIDOS

INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL.....	6
1.1 Sistema óseo.....	6
1.2 Fracturas.....	7
1.2.1 Clasificación de las fracturas de cadera.....	8
1.2.2 Principales factores que propician las fracturas proximales.....	11
1.2.3 Características de las fracturas del extremo proximal del fémur.....	13
1.2.4 Biomecánica de la cadera.....	14
1.3 Tratamiento de las fracturas objeto de análisis.....	15
1.3.1 Fijación interna.....	17
1.3.2 Objetivo y ventajas de la fijación interna.....	20
1.3.3 Inconvenientes de la fijación interna.....	20
1.4 Biomecánica y simulaciones por ordenador.....	20
1.5 Caracterización del material óseo.....	22
1.5.1 Características biológicas del material óseo.....	22
1.5.2 Estudio de la anisotropía del hueso.....	24
1.6 Función del método de los elementos finitos en biomecánica.....	26
1.7 Estudios relacionados con el tema.....	28
1.8 Conclusiones del capítulo.....	34
CAPÍTULO 2: MODELACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DISPOSITIVOS	
USADOS EN LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS	
31B2.1 y 31B2.3.....	35
2.1 Introducción.....	35
2.2 Análisis del SolidWorks y el COSMOSWorks.....	36
2.3 Análisis pseudodinámico.....	37
2.3.1 Ciclo de marcha.....	37
2.3.2 Cinética de la cadera.....	37
2.3.3 Modelo del fémur.....	40

2.3.4 Modelo de los fijadores.....	41
2.3.5 Propiedades mecánicas.....	42
2.3.5.1 Acero quirúrgico AISI 316L.....	42
2.3.5.2 Material óseo.....	43
2.3.6 Restricciones.....	45
2.3.7 Mallado de los modelos.....	45
2.3.8 Verificación de la convergencia y del equilibrio de los modelos.....	46
2.4 Fatiga en los fijadores.....	46
2.4.1 Corrosión en los fijadores.....	47
2.4.2 Análisis de fatiga de los fijadores.....	48
2.5 Conclusiones del capítulo.....	50
CAPÍTULO 3: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	51
3.1 Verificación de la convergencia del mallado y del equilibrio de los modelos.....	51
3.2 Análisis de las tensiones en los implantes según el tipo de fractura.....	51
3.2.1 Fractura 31B2.1.....	52
3.2.2 Fractura 31B2.3.....	54
3.2.3 Resultado del análisis de las tensiones en los fijadores.....	56
3.3 Análisis de fatiga en los implantes según el tipo de fractura.....	57
3.3.1 Fractura 31B2.1.....	58
3.3.2 Fractura 31B2.3.....	60
3.3.3 Análisis de los resultados de los estudios de fatiga en los fijadores....	62
3.4 Conclusiones del capítulo.....	64
CONCLUSIONES.....	65
RECOMENDACIONES.....	66
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	67

INTRODUCCIÓN

Hoy en día, las actividades de investigación de la biomecánica se pueden extender fundamentalmente en tres campos: teórico, experimental y computacional. El aumento de la esperanza de vida y el consiguiente incremento del nivel de salud, así como el elevado coste que supone la experimentación, el desconocimiento del estado tensional de los dispositivos de fijación en el tratamiento de fracturas o corrección de deformidades, la durabilidad de fijadores y prótesis, y la imposibilidad de la personalización de las prótesis, han motivado un mayor protagonismo de la biomecánica desde el punto de vista computacional, marco en el cual se desarrolla este trabajo.

En los últimos años, tanto la industria como los fabricantes e investigadores han mostrado un creciente interés en el estudio de la relación mecánica que el cuerpo humano sostiene con los elementos que interactúa en diferentes ambientes. En los últimos tiempos el avance científico técnico ha alcanzado un desarrollo en el campo de la biomecánica que ha permitido desarrollar equipos como tomógrafos computacionales y resonadores magnéticos, que permiten observar al cuerpo humano internamente sin tener que intervenir quirúrgicamente para realizar un diagnóstico.

Por otro lado, existen operaciones con rayos láser o con aparatos sumamente pequeños como son los utilizados en las artroscopías que permiten operar y curar a un paciente con una mínima interacción.

El mayor avance desarrollado por la biomecánica se encuentra asociado con la ortopedia, debido al gran número de pacientes en los hospitales a nivel mundial que presentan algún problema músculo esquelético que afecta directamente a su aparato locomotor.

La fractura de cadera constituye una afección de rasgos epidémicos, que afecta en especial a mujeres seniles de raza blanca. En la mayoría de los casos son provocadas por traumatismos de alta energía (accidentes automovilísticos, caída o por proyectil de arma de fuego), donde se pueden perder de 600 a 1,800 ml de

sangre. De un 15 a un 20 % de estas fracturas ocurren en el paciente politraumatizado, lo que pone en riesgo la vida en corto tiempo si no se brinda el tratamiento inicial adecuado en centros traumatológicos especializados.

Nueve de cada diez fracturas de cadera se producen en personas mayores de 60 años. El aumento de la esperanza de vida, las enfermedades aparejadas a la edad como la osteoporosis y una mayor actividad de las personas mayores, también contribuyen al aumento de pacientes con esta patología. Estas tienen una gran repercusión, debido al coste social (disminución de la autoestima, aislamiento social, alteración del bienestar), y al coste económico generado por las necesidades asistenciales. La mortalidad global asociada a las fracturas de cadera es de un 30%, uno de cada cinco afectados fallece durante los primeros seis meses tras la fractura. Entre las complicaciones inmediatas asociadas a las fracturas de fémur se pueden nombrar: pérdida sanguínea, pérdida de la función para la deambulación y deterioro de la función respiratoria. Así como complicaciones directamente relacionadas al tipo de estabilización, como son: la infección, la no consolidación o retardo de esta, rigideces articulares y pérdida de la estabilización.

El tratamiento de las fracturas del fémur representa en la actualidad tanto en nuestro país como en el mundo en general, una de las prácticas más comunes de la traumatología. Su tratamiento es esencialmente quirúrgico, mediante el uso de algún implante con un material de rigidez adecuada (biomaterial, normalmente acero inoxidable o titanio) que fije interna o externamente los fragmentos de la fractura durante el proceso de consolidación de la misma, restituyendo totalmente la funcionalidad y la solidez estructural del fémur. La cirugía debe ser lo más sencilla, rápida y fiable posible, para que la invasión corporal sea mínima.

Actualmente en Cuba, con una cantidad de habitantes que supera los 11 millones, alrededor del 12% de la población se encuentra por encima de los 60 años de edad. Del total de la población de ancianos, que alcanzan 1,3 millones, una tercera parte tiene más de 75 años lo que aumenta los índices de fracturas de cadera.

La elevación esperada de vida de la población cubana, así como el creciente porcentaje de personas que igualan o superan los 60 años, obliga a desarrollar métodos eficaces y a la vez eficientes desde el punto de vista social y económico. Para ello se tienen en cuenta las particularidades de Cuba y las posibilidades de su sistema de salud, que permite enfrentar con éxito lo que se conoce como la epidemia silenciosa.

En nuestro país las fracturas de cuello del fémur son muy frecuentes, en especial en personas de edad avanzada. Constituyen una de las fracturas más halladas y comentadas en la literatura médica, así como una de las más peligrosas. Esta afección constituirá casi una epidemia en este nuevo milenio, en el que la población mundial muestra una tendencia progresiva al envejecimiento, por esto debe ser conocida en todos sus aspectos por todo médico que tenga la responsabilidad de la salud de una comunidad. Para el tratamiento de este tipo de fractura es preferida la fijación interna por las ventajas que ofrece. Entre los fijadores más utilizados en el tratamiento de las fracturas proximales se encuentran los dispositivos: placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica. Debido a la gran variedad de estos fijadores el cirujano ortopédico se encuentra con el problema a la hora de decidir cuál de los dispositivos resulta más adecuado, desde el punto de vista del comportamiento mecánico, para abordar la corrección de la fractura.

De lo anteriormente expuesto podemos plantear el siguiente **problema de investigación**:

¿Cuál de los fijadores internos placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica angulada a 130° , tendrá un mejor comportamiento mecánico en el tratamiento de las fracturas 31B2.1 y 31B2.3 en función del estado tensional y del tiempo de vida útil?

Objeto de estudio:

Los fijadores internos placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica angulada a 130° en la consolidación de las fracturas de cadera.

Campo de acción:

Estado tensional y tiempo de vida útil de los fijadores internos placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica angulada a 130° en la consolidación de las fracturas de cadera 31B2.1 y 31B2.3.

Hipótesis:

La determinación del estado tensional de los fijadores objeto de análisis, en la consolidación de las fracturas 31B2.1 y 31B2.3 así como el tiempo de vida útil de los mismos, permitirá establecer cuál de estos dispositivos tendrá un mejor comportamiento mecánico.

Con el método de la simulación y el posterior análisis numérico por el método de elementos finitos, al introducir datos a un ordenador mediante la ayuda de un paquete CAD, se puede simular una fractura y analizar el comportamiento del dispositivo a utilizar. De esta manera se pueden obtener resultados bastante seguros y acercados a la realidad en un gran por ciento, sin necesidad del sufrimiento de los pacientes mediante experimentos empíricos. En la presente investigación se analizará el comportamiento mecánico de los fijadores internos placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica angulada a 130° para la consolidación de las fracturas transcervicales estables 31B2.1 y 31B2.3.

Objetivo General:

Realizar un estudio comparativo mediante el método de elementos finitos entre los fijadores internos placa DHS, placa RALCA y placa a compresión dinámica angulada a 130° en la consolidación de las fracturas 31B2.1 y 31B2.3.

Objetivos específicos:

1. Obtener los modelos de ensamble entre los fijadores y el fémur, para cada trazo de fractura propuesto.
2. Determinar los estados tensionales de los fijadores objeto de análisis, para cada trazo de fractura analizado, mediante el paquete de cálculo por elementos finitos COSMOSWorks 2006.
3. Realizar estudios de fatiga a cada uno de los fijadores analizados para los trazos de fracturas propuestos.
4. Comparar los resultados de los análisis tensionales y de fatiga y determinar cuál de los fijadores tendrá un mejor comportamiento mecánico para cada trazo de fractura analizado.

Métodos de investigación:**▪ Análisis y Síntesis:**

Se revisaron bibliografías relacionadas con el tema y se consultaron expertos de la rama ortopédica.

▪ Histórico - Lógicos:

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 para el tratamiento de fracturas de cadera.

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL

Los recientes avances en la tecnología 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. En particular, los avances en la rama de la ingeniería biomédica resultan un aporte importante a la ortopedia y a la traumatología. Estos a su vez tienen una alta demanda social por el elevado número de individuos que presentan problemas o trastornos en el aparato locomotor como consecuencia de enfermedades o accidentes (Buroni, F. 2004). 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, la biomecánica, como su propio nombre indica, tiene como objeto el estudio de la mecánica de sistemas biológicos (células, tejidos y órganos) así como su interacción con el entorno circundante (prótesis, fijadores, implantes, etc.) (Pérez, M. 2004). El mayor avance alcanzado por la biomecánica se encuentra asociado sin duda con la ortopedia.

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 está diseñado para proteger órganos internos y para proporcionar, tanto apoyos rígidos al cuerpo como sitios de atadura de músculos, lo que facilita su accionar y de esta forma contribuir a estabilizar y movilizar al cuerpo. Los huesos tienen propiedades mecánicas únicas que le permiten realizar estas funciones, al ser uno de los materiales más rígidos del cuerpo. Entre sus características relevantes se destaca su notable capacidad de autoreparación ante eventuales degradaciones o daños, así como su veloz adaptación a los

cambios en el campo de tensiones reinantes. Estas responden a las fuerzas aplicadas sobre su superficie al seguir un patrón característico. La primera fase es elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene solo durante el tiempo de aplicación de la fuerza, tras la cual, el hueso recupera su forma original. Por último, cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura. (Sergio, S. 1998; Lalegname, A. 2002; Yáñez, A. 2007).

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).

Las fracturas constituyen una afección muy común en estos tiempos donde los accidentes automovilísticos son cada vez más frecuentes y el promedio de vida es cada vez más alto. Entre las fracturas que más afectan a las personas, en especial a las de una edad avanzada se encuentran sin lugar a dudas aquellas que se producen en los miembros inferiores, principalmente en el fémur, por afectar directamente el deambular de la persona.

De entre todas las fracturas femorales, se destacan las relativas a la extremidad proximal del fémur por distintas causas, entre las que sobresalen, la frecuencia

con que ocurren, la pérdida de función a la que dan lugar, sus complicaciones pre y postoperatorias y su impacto asistencial y socioeconómico, que repercute en toda la sociedad. Estudios estadísticos revelan que aproximadamente un 30% de todas las hospitalizaciones por fracturas se deben específicamente a la de cadera, las que consumen alrededor del 50% de las estancias hospitalarias.

1.2.1 Clasificación de las fracturas de cadera

Con el término genérico fractura de cadera, se describen las fracturas que ocurren en la extremidad proximal del fémur. De manera muy general las fracturas femorales se pueden clasificar en:

Fracturas intracapsulares: Se localizan en la cabeza y el cuello del fémur y puede quedar interrumpida la vascularización de la cabeza femoral, por lo que conllevan a un riesgo de necrosis (degeneración del tejido por muerte de sus células) y de pseudoartrosis (cuando luego de un tiempo, una fractura tratada no cura o consolida), se produce la muerte del tejido óseo, con el consiguiente dolor y limitación de la movilidad. Por esta razón el tratamiento de elección suele ser la sustitución de la cabeza y el cuello del fémur (Campos, F. 2005). Estas fracturas 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 (De Miguel, I. 2006).

Fracturas extracapsulares: Se subdividen, según su localización anatómica, en basicervicales, intertrocantéreas y subtrocantéreas. Conservan un riego sanguíneo suficiente y se pueden reparar. Antes de la intervención para la reducción abierta y la fijación interna, el foco de fractura se puede inmovilizar temporalmente mediante, tracción cutánea (Campos, F. 2005). 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. Una fractura extracapsular

es estable siempre que esté conservada la línea de transmisión de cargas, desde el calcar hasta la diáfisis femoral (De Miguel, I. 2006).

De acuerdo con su localización en dicha extremidad, la fractura puede afectar a la cabeza femoral (fractura capital, que es muy poco frecuente), al cuello del fémur (fractura del cuello), a los trocánteres (fracturas intertrocanteréas o pertrocanteréas), al segmento del fémur situado por debajo del trocánter (fracturas subtrocanteréas) y al trocánter mayor o al trocánter menor (fracturas aisladas de los trocánteres). Mientras que las fracturas del cuello son intracapsulares, en el sentido de que la línea de fractura se encuentra en el interior de una cápsula articular, las fracturas trocantéreas y subtrocantéreas son extracapsulares, ya que la línea de fractura se encuentra fuera de la cápsula de la articulación de la cadera (Figura 1.1).

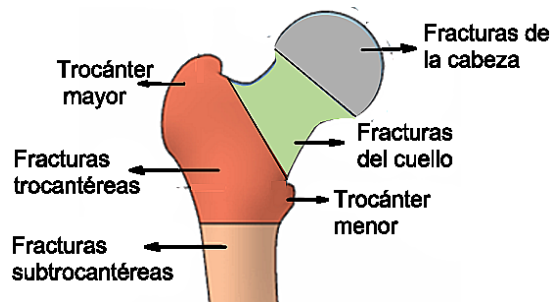


Figura 1.1. Clasificación de las fracturas de la extremidad proximal según el nivel de la fractura (Anónimo. 2007).

Para establecer el tratamiento adecuado de una fractura, es necesario establecer previamente una clasificación adecuada y universal de las mismas. A continuación se presenta una posible clasificación de las fracturas de la extremidad proximal del fémur de acuerdo al nivel de la línea de la fractura (Ramos, Y. 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 (subcapital, 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 pertrocantéreas: son aquellas que cruzan oblicuamente el trocánter mayor hacia el menor.
- Fracturas subtrocantéreas: ubicadas en un plano inmediatamente inferior al trocánter menor.

Para la presente investigación se escogió la clasificación hecha por el grupo **AO** (grupo de trabajo para el estudio de la fijación interna de las fracturas) para las fracturas proximales. Las del extremo proximal del fémur se codifican con el número 31 ya que el número 3 corresponde al fémur y el 1 al segmento proximal, que a su vez se divide en tres regiones, trocantérica codificada como tipo **A**, cervical codificada como tipo **B** y capital codificada como tipo **C** (Figura 1.2) (Steinberg, M. 1991; Parker, J. 1993).

A. Zona trocantérica:

A1: Intertrocantérica simple, cortical lateral y medial simple.

A2: Conminución cortical medial, cortical lateral simple.

A3: Trazo invertido (no subtrocantérico).

B. Cuello de fémur:

B1: Cuello de fémur en abducción.

B2: Cuello de fémur, cizallamiento vertical.

B3: Cuello de fémur en adducción.

C. Cabeza femoral:

C1: Avulsión medial.

C2: Cizallamiento vertical, con depresión.

C3: Hundimiento de cabeza con fractura de cuello de fémur.

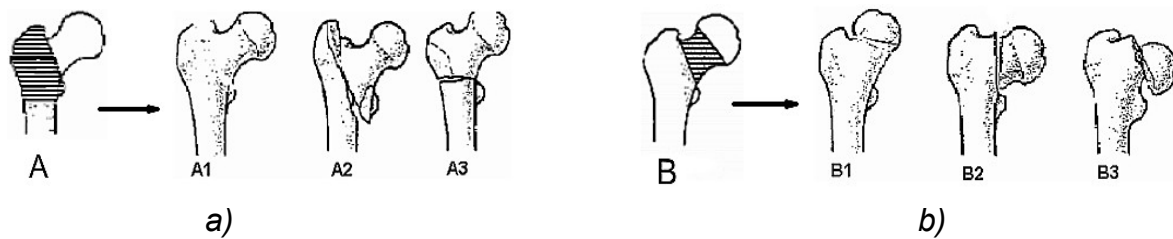


Figura 1.2. Clasificación de los trazos de fractura (Parker, J. 1993).

a) Zona trocantérica.

b) Cuello de fémur

Este estudio se centrará en el segundo grupo de fracturas, o sea, las fracturas del tipo 31B según la clasificación de la **AO**.

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 1.3). 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.

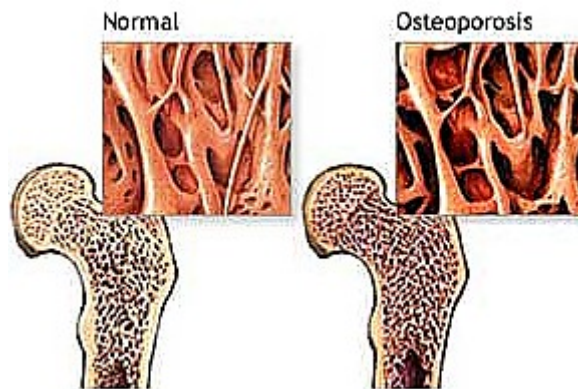


Figura 1.3. Diferencias del tejido óseo debido a la osteoporosis (*Diario Democracia. com. 2010*).

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 Características de las fracturas del extremo proximal del fémur

Las fracturas del extremo proximal del fémur, se presentan con mayor frecuencia en personas de edad avanzada, mayores de 60 años, principalmente en mujeres. Constituyen en la actualidad un problema de salud a nivel mundial por el alto costo que requiere su manejo. La morbilidad y mortalidad debidas a fracturas proximales redundan en una reducción de la esperanza de vida de un 12 % o más, pues la mortalidad es mayor en los 3 ó 4 meses posteriores a la fractura. La mortalidad postfractura es de un 3 a un 4% a los 50 años de edad y de un 28 a un 30% a los 80 años. Después de sufrir una fractura de cadera, aproximadamente el 50% de los pacientes no pueden caminar y más del 50% son incapaces de vivir independientemente (Mosquera, M. 1998).

Antes del surgimiento de la osteosíntesis estable, el manejo de estas fracturas con métodos conservadores se asociaba con estancias prolongadas en cama, con un alto índice de complicaciones. De estos pacientes se derivaban patologías concomitantes (provocadas por el uso de dos o más medicamentos) y una mortalidad asociada entre un 30 y un 50 %. El tratamiento quirúrgico tiene la ventaja de una estancia hospitalaria en cama por corto tiempo y movilización precoz con carga parcial. Sin embargo existen también complicaciones asociadas a la osteosíntesis. En una revisión de diversas series hecha por el grupo **AO** se encontraron complicaciones tales como: infección de 1,8 al 4 %, hematoma 4%, reoperación de un 2 a un 11 % atribuible a defecto de técnica operatoria, pseudoartrosis un 4 % y necrosis capital un 2 % (Browner, D. 1992).

1.2.4 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 objeto de análisis

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).

En el presente trabajo se realiza un estudio de las fracturas del cuello del fémur 31B2.1 y 31B2.3 según la clasificación de la AO (Figura 1.4). Son fracturas que se presentan a cualquier edad. Estas pueden comprometer el aporte sanguíneo de la cabeza femoral y se corre el riesgo de necrosis vascular. En personas jóvenes son más frecuentes en el sexo masculino, producidas generalmente por traumatismo de alta energía y en los ancianos son más frecuentes en el sexo femenino.

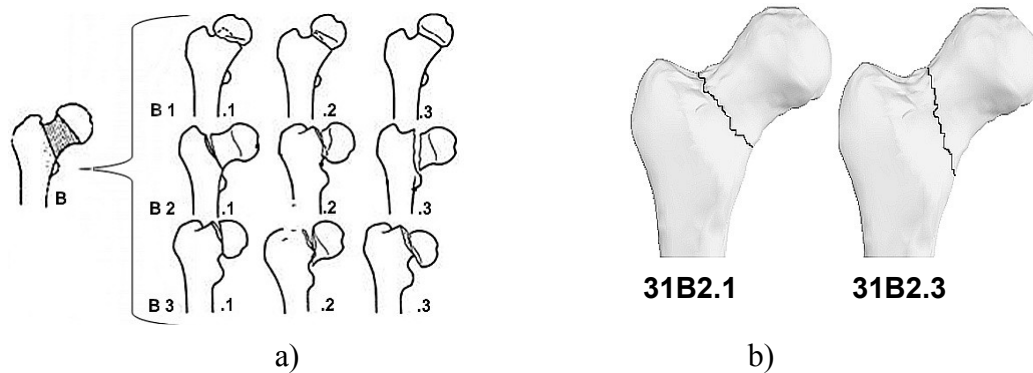


Figura 1.4. Fracturas del cuello del fémur (Parker, J. 1993).

- a) Clasificación de las fracturas del cuello del fémur según la AO.
b) Trazos de fracturas escogidos para el estudio.

Generalmente, cabe clasificar el tratamiento para estas fracturas en dos grandes grupos; primero, aquellas fracturas que se tratan de estabilizar mediante la inserción de clavos y placas; y segundo, fracturas que requieren extirpar la cabeza y el cuello femoral para ser sustituidos por prótesis. Existen varios fijadores para el tratamiento de estas fracturas, entre los cuales se encuentran los mostrados en la Figura 1.5, que fueron seleccionados para esta investigación por ser de los más utilizados en Cuba.

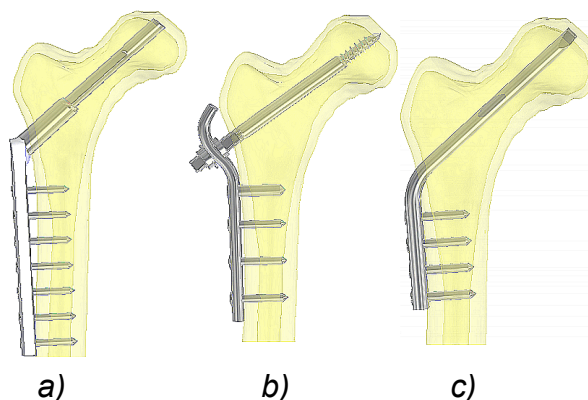


Figura 1.5. Fijadores internos utilizados en el tratamiento de fracturas proximales.

- a) Placa DHS.
b) Placa RALCA.
c) Placa angulada a 130° a compresión dinámica.

En general, cuando un cirujano se enfrenta a una fractura del tipo de las que se han comentado anteriormente, puede optar por distintos tipos de tratamientos. La opción final dependerá, en cualquier caso, de su experiencia profesional y de la evaluación de los siguientes factores:

- Edad.
- Sexo.
- Índice de SINGH (evalúa la presencia y continuidad de las trabéculas compresivas y tensiles de la cadera).
- Patología y actividad previa.
- Tipo de fractura.
- Tiempo de evolución de la fractura.
- Riesgo anestésico quirúrgico.

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 prequirúrgica 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

1.5.1 Características biológicas del material óseo

Los huesos amén de ser de un material compuesto se clasifican en: largos, cortos, planos e irregulares. Esta clasificación también tiene efecto en sus propiedades, por ejemplo, una vértebra no trabaja bajo las mismas condiciones mecánicas que el fémur. A primera vista los huesos parecen ser estructuras sólidas y de composición homogénea, pero una evaluación de su morfología mediante cortes en diferentes direcciones, muestra que el hueso en realidad es un medio poroso, cuyas fases son un armazón rígido (matriz ósea) y un fluido viscoso (médula ósea) (Yeni, Y. 2001). El hueso participa de funciones hematopoyéticas (formación de las células sanguíneas) y de la homeostasis del metabolismo mineral, pero la función primaria del esqueleto es posibilitar la locomoción del cuerpo humano. Para cumplir tal cometido los huesos deben ser rígidos y no doblarse al ser cargados, de manera que se hagan posibles los movimientos y lograr vencer la gravedad. Sin embargo, deben tener la suficiente flexibilidad para absorber por su deformación elástica y plástica, la energía de los impactos y cargas, que de otra forma se disiparían solamente en micro traumas o fracturas.

Estas propiedades de los huesos los capacita para resistir las fuerzas musculares y gravitacionales, de manera que las partes del cuerpo puedan moverse sin fracturarse y son el resultado del material, de la forma, el tamaño y la estructura interna de cada hueso. A su vez, la matriz ósea se puede presentar en dos diferentes arreglos estructurales: hueso cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso (Figura 1.6).

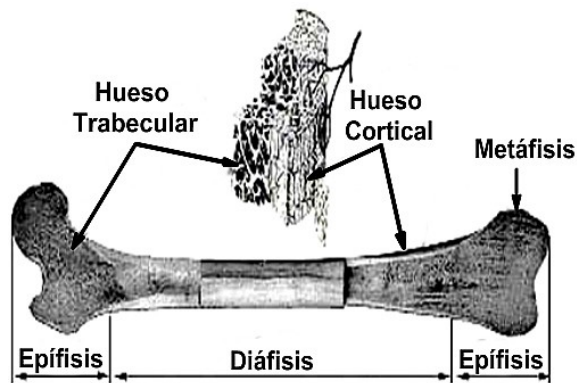


Figura 1.6. *Diferentes partes del fémur* (Müller, C. 2001).

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).

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. En los huesos largos, el tejido cortical forma la diáfisis (tubo de hueso cortical).

El hueso trabecular se presenta en las regiones epifisaria y metafisaria de los huesos largos (Figura 1.6) 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 solicitaciones a las que estarán sometidos en cada zona.

En vida, el hueso es un tejido activo que crece durante el desarrollo del individuo y se moldea y remodela durante el transcurso del tiempo. 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. Por otra parte, la morfología de los huesos es compleja, en la cual también existen diferencias considerables en la forma y tamaño entre distintos individuos que pueden alterar la distribución de tensiones en el mismo. La transmisión de las cargas puede verse alterada en una zona debido a curvaturas patológicas o a variaciones en la curvatura del hueso, lo que afecta a la respuesta del mismo ante una determinada solicitación. En 1892 Julius Wolf señaló que: “la forma dada del hueso, los elementos óseos colocados o desplazados en la dirección de la presión funcional y su aumento o disminución en masa reflejan la capacidad de presión funcional”. En otras palabras; el hueso responde en función de las fuerzas que se aplican sobre él. El hueso, como tejido vivo puede modificarse y responder a repetidas fuerza aplicadas a él, fortaleciéndose donde lo necesite y reduciéndose donde no. 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 modifica por ello su estructura (Paola, F. 2005; Wolff, J. 1986; Sánchez, J. 2005; Sánchez, A. 2007; Buckwalter, C. 2009).

1.5.2 Estudio de la anisotropía del hueso

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 solo entre distintos individuos, sino para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar al modificar sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. 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 isótropo. 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 isótropo, 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 isótropa, 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 isótropo, 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

El papel tradicional del análisis por elementos finitos en ingeniería mecánica ha sido evaluar las probabilidades de fallo estructural bajo un estado de cargas aplicadas. Este ha sido básicamente su papel durante los primeros diez años de su aplicación en biomecánica ortopédica. Desde entonces el panorama ha ampliado sus horizontes. El aumento de la capacidad de los ordenadores y la aparición de paquetes de software más completos, permiten la representación de modelos con características no lineales, tridimensionales, más realistas y la aplicación de métodos iterativos para describir el comportamiento mecánico a lo largo del tiempo, o para determinar la estructura del hueso en función del estado de carga al que ha estado sometido.

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.

A la vista de lo indicado anteriormente, el papel del método de los elementos finitos en la investigación biomecánica puede desglosarse en tres aspectos principales.

En primer lugar puede ser una herramienta para interrelacionar datos experimentales e integrarlos en modelos que expliquen los fenómenos biológicos que realmente ocurren. Debido a sus bases analíticas, pueden erigirse en una herramienta más potente en estos aspectos que un modelo estadístico.

En segundo lugar, se puede aplicar como método de extrapolación de datos, para estimar variables que no podrían ser determinadas de otra manera. Los estudios de modelos micromecánicos del hueso esponjoso y células, en los cuales se extrapola información de tensiones de un nivel superior de organización del tejido a otro inferior, son buenos ejemplos de este cometido. Otro ejemplo de este papel del análisis por elementos finitos es la extrapolación de datos experimentales sobre animales a los casos humanos.

Por último, 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. Otro aspecto no menos importante es la relación coste - efectividad del método de los elementos finitos. Su versatilidad frente a los costosos procedimientos experimentales los presenta como un método barato frente a estos y cada vez más accesible al presentarse en paquetes de software muy elaborados (Bosch, J. 2007; Paola, F. 2005).

1.7 Estudios relacionados con el tema

La combinación fructífera que se ha producido entre experimentación física y experimentación teórica, a través del uso intensivo de modelos de simulación, ha conllevado a que en los últimos años haya habido un creciente interés en el estudio del comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación en el tratamiento de las fracturas. Últimamente el número de fracturas ha aumentado en gran medida, debido al incremento de la esperanza de vida y al envejecimiento de la población, así como al aumento de pacientes con osteoporosis (Doblaré, M. 2005).

En el 2001 Seral, B.; García, J.; Cegoñino, J.; Doblaré, M.; Palanca, D. y Seral, F. en el trabajo "Osteosíntesis Extramedular vs. Intramedular en las Fracturas Trocantéreas de Cadera. Análisis 3D (tres dimensiones) con Elementos Finitos" publicado en la Revista de Ortopedia y Traumatología, realizan un estudio

biomecánico del tratamiento de las fracturas trocantéreas de fémur, donde comparan dos fijadores internos: Gamma (Howmedica) y DHS (Synthes) mediante elementos finitos. Para el mismo consideraron el tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isótropo. Las cargas que tuvieron en cuenta fueron: el peso del cuerpo, la tracción de los músculos abductores en el trocánter mayor y la tracción del músculo psoas en el trocánter menor.

Obtuvieron resultados del estado tensional de los fijadores y el fémur, los cuales compararon entre sí de forma cualitativa debido a las simplificaciones hechas en la investigación (Figura 1.7).

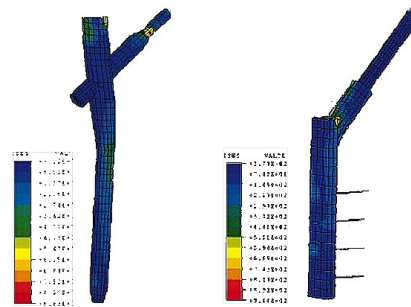


Figura 1.7. Fijadores Gamma y DHS (Seral, B. 2001).

En el trabajo “Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantéricas del fémur” de los autores Gerónimo, A.; Mejías, V.; González, C. y Cerrolaza, M. publicada en el 2002 en la revista Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas, se analiza mediante elementos finitos un modelo tridimensional. El cual consiste en un fémur humano fracturado y un dispositivo intramedular bloqueado de acero quirúrgico (Figura 1.8). Para el análisis, el hueso lo consideraron como un material homogéneo e isotrópico. Las cargas tenidas en cuenta fueron las correspondientes al momento de apoyo sobre una pierna cuando se camina. Bajo esta acción solo se asumieron las cargas producto al peso corporal, el efecto de los músculos psoas-Ilíaco, glúteo mayor, medio, menor y el fémur se considera empotrado en su parte distal. Para el análisis se utilizó el paquete de cálculo Pro/Mecánica con el cual se determinaron las tensiones de Von Mises las cuales

se compararon con el esfuerzo de fluencia y esfuerzo último del material del dispositivo.

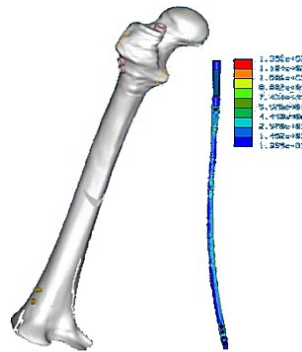


Figura 1.8. Clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantéricas del fémur (Gerónimo, A. 2002).

En la investigación “Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos” publicada en la revista Biomecánica en el 2004, los autores Charles, M.; Lacroix, D.; Proubasta, I. y Planell, J. realizan una comparación mediante elementos finitos entre dos dispositivos empleados para fracturas en la diáfisis: clavo intramedular tipo Küntscher y placa de osteosíntesis (Figura 1.9). El estudio incluyó simulaciones en dos etapas de regeneración de la fractura con implantes de acero inoxidable y titanio. Las condiciones de contorno tenidas en cuenta simulan el apoyo monopodal e incluyen las cargas producto al peso corporal y los músculos abductores, psoas ilíaco e iliobtibial. Tuvieron en cuenta la región trabecular y consideraron el material óseo como isotrópico.

Realizaron una comparación entre las tensiones para cada material en cada etapa de la fractura y las deformaciones en los fijadores y en la zona fracturada.

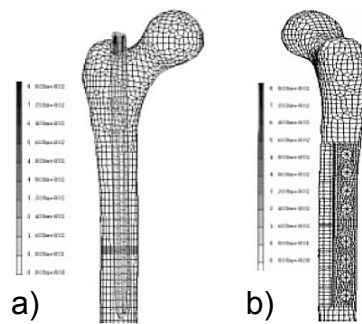


Figura 1.9. Modelos de fijadores para fracturas en la diáfisis (Charles, M. 2004).

- a) Clavo intramedular tipo Küntscher
- b) Placa de osteosíntesis

Martel, O.; Blanco, F.; Carta, J.; Mentado, B. y Monopoli, D. en la investigación “Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de fémur” publicada en el Séptimo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica en el 2005, realizan estudios mediante elementos finitos para determinar el estado tensional de la placa DHS y de un clavo intramedular frente a 9 trazos distintos de fractura.

El modelo óseo elegido es un modelo simplificado, al obtener un fémur basado en formas geométricas sencillas (Figura 1.10). Consideraron el tejido óseo isótropo y la parte del hueso esponjoso la modelaron como huecos. Solo tuvieron en cuenta las cargas producto al peso, en el momento de apoyo monopodal del ciclo de marcha.



Figura 1.10. Modelo simplificado del fémur (Martel, O. 2005).

Se compararon las tensiones de todos los elementos que componen cada dispositivo de osteosíntesis desde un punto vista exclusivamente tensional y de forma cualitativa.

En el 2005 los autores González, Y.; Falcón, O. y Cerrolaza, M. publicaron en el Octavo Congreso Argentino de Mecánica Computacional, el trabajo, “Diseño, análisis y fabricación de una placa angulada para tratamiento ortopédico en niños afectados por parálisis cerebral”. El diseño propuesto fue el resultado de estudios y análisis comparativos donde aplican el método de elementos finitos, mediante la imposición de condiciones de contorno que reprodujeron un estado de carga patológica típica, en condición estática.

La geometría ósea se obtuvo a través del modelado en tres dimensiones, suministrada por un estudio de resonancia magnética (MRI data), realizado al fémur derecho de una niña de 5 años de edad con parálisis tipo: cuadriplegia espástica.

El material óseo fue considerado como lineal e isotrópico con una distribución homogénea. Las cargas tenidas en cuenta fueron las correspondientes al peso de un niño en posición de pie y a las de dicho niño en la marcha. Para los dos casos de cargas propuestos se obtuvieron las tensiones de Von Mises (Figura 1.11).

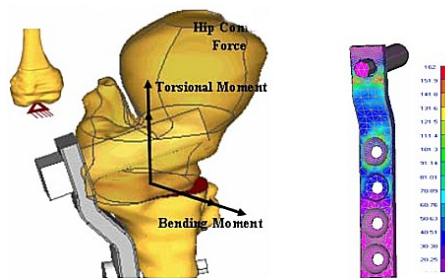


Figura 1.11. Modelo de placa angulada (González, Y. 2005).

Los autores: Tovar, C.; Cerrolaza, M. y Bendayán, J. publicaron en el 2002 en la revista Métodos numéricos en ingeniería el trabajo “Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas”.

El propósito de este trabajo fue el diseño y análisis mediante elementos finitos de una placa de compresión dinámica (DCP) y una placa de mínimo contacto para la fijación interna de fracturas. En él se evalúan numéricamente las distribuciones de tensiones que se generan en los modelos de los sistemas placa-hueso. Para el cálculo se modeló, un cilindro de diámetro externo de 35 mm e interno de 25 mm, que simula la diáfisis del fémur (Figura 1.12). A los dispositivos se le otorgaron las propiedades mecánicas del acero 316 recocido y el material óseo se consideró como ortotrópico. A los modelos se les aplicaron cargas de tracción, flexión y torsión. Los resultados obtenidos solo pueden tenerse en cuenta de forma cualitativa, debido a las consideraciones tenidas en cuenta.

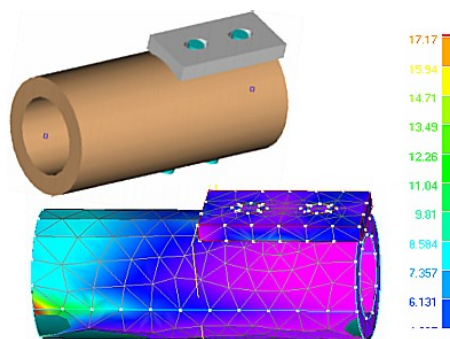


Figura 1.12. Placa de compresión dinámica (DCP) (Tovar, C. 2002).

De forma general todas las investigaciones relacionadas con este tema son una aproximación, ya que se hacen muchas simplificaciones debido a las complejidades de la simulación del comportamiento biomecánico del sistema músculo esquelético, la caracterización del material óseo y que cada persona tiene características diferentes. Lo que da a demostrar la necesidad de la personalización de cada estudio.

Como se apreció en la literatura consultada, la mayoría de las investigaciones de este tipo, consideran la acción de las cargas musculares en función de la

actividad física, así como la zona de aplicación de las restricciones. En la mayoría de los casos se considera el material óseo como isotrópico cuando su comportamiento es más bien transversalmente isotrópico, y generalmente solo se analiza el estado tensional de los fijadores, por lo que es de gran importancia determinar la durabilidad de estos. Es importante destacar la importancia del factor dinámico el cual puede cambiar de forma drástica los resultados de cualquier investigación de este tipo, ya que este en función de la actividad física aumenta o disminuye las cargas producto al peso corporal.

1.8 Conclusiones del capítulo

- A la hora de realizar cálculos para determinar estados tensionales, desplazamientos, cálculos de fatiga, etc., resulta de vital importancia considerar cierto factor dinámico que depende de la actividad física que realice la persona.
- Para el tratamiento de una fractura existen gran cantidad de fijadores lo cual conlleva a un problema a la hora de decidir cuál de los dispositivos resulta más adecuado, desde el punto de vista mecánico.
- Las propiedades mecánicas del material óseo varían no solo entre distintos individuos, sino para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar y modificar sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. Esta característica dificulta la definición exacta de dichas propiedades mecánicas para cada individuo.
- Dificultad al determinar la durabilidad de los fijadores, debido a las características de las fracturas, la salud del paciente y la actividad física que se desarrolle.

CAPÍTULO 2: MODELACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DISPOSITIVOS USADOS EN LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS 31B2.1 Y 31B2.3

2.1 Introducción

Para obtener resultados lo más próximos posibles a la realidad, en esta investigación se considera el material óseo como transversalmente isotrópico. Además de determinar el estado tensional de los fijadores analizados, se realizarán estudios de fatiga para determinar cuál de los dispositivos es más duradero en función de las condiciones adoptadas. Los estudios de fatiga resultan muy importantes, sobre todo para evaluar el periodo de vida útil de los fijadores usados en el tratamiento de personas jóvenes, las cuales tienen gran actividad física, lo que aumenta el riesgo de roturas prematuras de los fijadores.

Para el estudio se escogieron las fracturas 31B2.1 y 31B2.3 donde se tuvo en cuenta la clasificación de la AO. Estas son fracturas frecuentes y muy peligrosas ya que se corre el riesgo de amputación de la cabeza femoral y sustitución de esta por una prótesis de cadera.

Este capítulo tiene por objetivo realizar un estudio pseudodinámico de los fijadores internos mencionados en el capítulo anterior. 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.

Además, se definirán los parámetros fundamentales para realizar estudios de fatiga a los modelos propuestos.

2.2 Análisis del SolidWorks y el COSMOSWorks

El SolidWorks, 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. Reconocidas firmas en el mundo lo utilizan. En él se diseña en un entorno 3D y se crean dibujos 2D (dos dimensiones) con base en modelos 3D, donde el croquizado es la base para las operaciones, que a su vez son las que conforman las piezas, la intención de diseño es captada por cotas, relaciones y ecuaciones, los dibujos se generan a partir de los modelos de piezas y de ensamble. En SolidWorks, 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. En este software se capta la intención de un diseño: las relaciones, los parámetros y el comportamiento del modelo. Se pueden trazar líneas de forma aproximada y acotarlas más tarde con más precisión. También se puede cambiar el croquis y las cotas de la operación en cualquier momento y reconstruir la pieza. 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 se le puede incorporar como módulo adicional el paquete de análisis por elementos finitos COSMOSWorks (muy similar al COSMOSDesignSTAR, pero mucho más completo), con ello no es necesario exportar el modelo, 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. El SolidWorks junto con el COSMOSWorks no necesita de gran equipamiento técnico (Ramos, Y. 2008).

2.3 Análisis pseudodinámico

2.3.1 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. 2.1) (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).

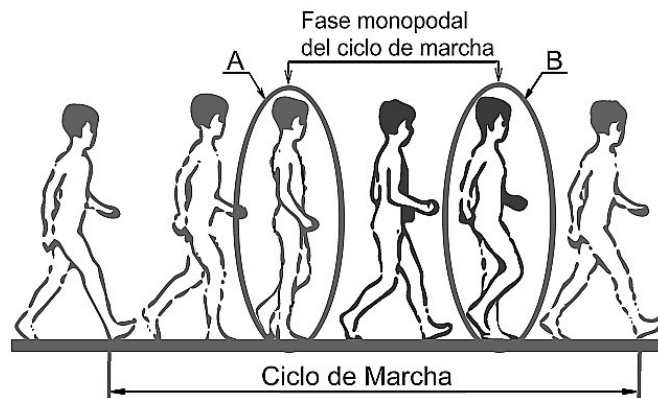


Figura 2.1. Fase monopodal del ciclo de marcha (Plas, F. 1984).

A – Pierna derecha.

B – Pierna izquierda.

2.3.2 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 actúan 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. 2.1). 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:

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

En la Figura 2.2 se muestran imágenes representativas de estos músculos.

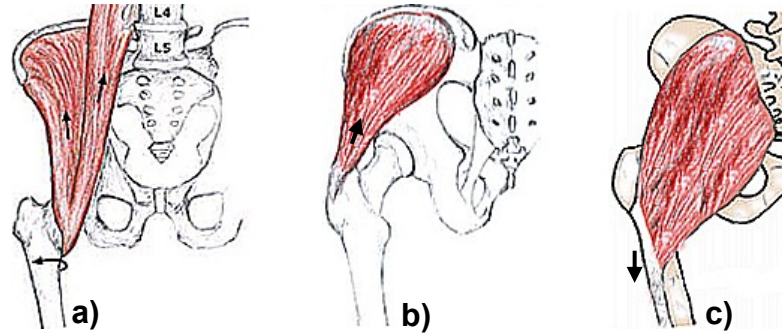


Figura 2.2. Cargas musculares (Anatomía. 2007; Somatics. 2010).

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

Las cargas mecánicas que se producen en la cadera, inducidas por el peso del cuerpo, se ven afectadas por cierto coeficiente dinámico que depende de la actividad física que desarrolle la persona. Para el ciclo de marcha, este coeficiente es de 4,5, por lo que las cargas producto al peso corporal aumentan 4,5 veces (Pauwels, F. 1980).

Se conoce que un miembro inferior pesa alrededor del 15,14 % del peso total del cuerpo. Ambos miembros inferiores serían pues el 30,28 % del peso total. En consecuencia, el peso que soportan los miembros inferiores, es igual al peso total menos el peso de los miembros inferiores, o lo que es lo mismo, el 69,72 % del peso corporal (Braune, W. 1988).

Para este estudio se consideró una persona de 80 kg de peso, que realiza una de las actividades físicas más comunes (caminar). Para esta investigación se escogió, del ciclo de marcha, la fase de apoyo monopodal. Como en ese instante la persona solo tiene apoyada una sola pierna, solo actuará sobre ella el 84.86 % del peso total de la persona, o lo que es lo mismo 67,9 kg. Como consecuencia de la marcha, este valor del peso se verá afectado por un coeficiente dinámico de 4,5 lo que aumenta el valor del peso que recae sobre una pierna hasta un valor

de 305,55 kg, o lo que es lo mismo 2997 N. Los valores de las cargas musculares y las del peso, para mayor comodidad se han descompuesto en tres componentes y se ubicaron como se muestra en la Figura 2.3. En la Tabla 2.1 se exponen las magnitudes de estas cargas (Taylor, M. 1996; Bergmann, G. 2001; Ramos, Y. 2008).

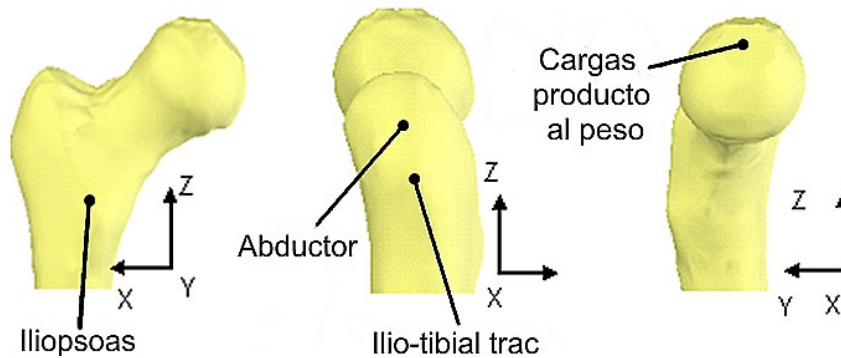


Figura 2.3. Ubicación de las cargas.

Tabla. 2.1. Cargas tenidas en cuenta para el análisis.

Cargas	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)	Resultante
Cargas producto al peso	1062	130	- 2800	2997
Abductor	- 430	—	1160	1237
Ilio-tibia ltrac	—	—	-1200	1200
Iliopsoas	- 78	- 560	525	771

2.3.3 Modelo del fémur

El fémur humano obtenido con autorización del reservorio de modelos óseos del cuerpo humano: The Finite Element Meshes Repository Of The International Society Of Biomechanics tiene las siguientes características físicas: Es un fémur izquierdo con una longitud máxima de 449 mm y el diámetro de la cabeza de 51,20 mm. Las partes del hueso trabecular se modelaron como huecas, lo que representa peores condiciones para el modelo respecto a las reales (Figura 2.4).



Figura 2.4. Sección del modelo del fémur (Estrada, R. 2007).

2.3.4 Modelo de los fijadores

Los fijadores se modelaron con ayuda del paquete CAD SolidWorks 2006, 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 los dispositivos 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 placa DHS está compuesta por siete tornillos cortical de 4.5 mm de diámetro y 30 mm de longitud, que fijan la placa tubo a la diáfisis del fémur. El tornillo deslizante canulado tiene una longitud de 100 mm y 22 mm de longitud de la rosca y un diámetro de 12.5 mm en la parte roscada. Este tornillo va por dentro de la placa tubo de 130°, fijado a ella por el tornillo de compresión (Figura 1.5 a)).

- **Placa RALCA**

Es un fijador compuesto por cuatro tornillos de cortical de 4,5 mm de diámetro y 30 mm de longitud que fijan la placa base a la diáfisis del fémur. El tornillo intramedular de 100 mm de longitud y un diámetro menor de 5 mm va fijado a la placa base por medio de dos tuercas y el extremo roscado va a fijar a la partes dañadas (Figura 1.5 b)).

- **Placa angulada a 130° a compresión dinámica**

Está compuesta por cuatro tornillos de cortical de 4,5 mm de diámetro y 30 mm de longitud, que fijan a la diáfisis del fémur la placa. La placa tiene 16 mm de ancho y 90 mm de longitud la parte que va por dentro del fémur (Figura 1.5 c)).

2.3.5 Propiedades mecánicas

2.3.5.1 Acero quirúrgico AISI 316L

El material de los dispositivos de fijación para uso quirúrgico debe 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 este 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. Entre los metales más empleados se encuentran el acero quirúrgico AISI 316L, el cual se escogió para el análisis. Las propiedades mecánicas del material antes mencionado se muestran en la Tabla 2.2 (ASTM. 1978; Comín. 1998; González, Y. 2005; Yáñez, A. 2007).

Tabla 2.2. Propiedades mecánicas del acero quirúrgico AISI 316L.

Nomenclatura	Nombre	AISI 316L
E (Pa)	Módulo de elasticidad	2 e+011
μ	Coefficiente de Poisson	0,28
ρ (kg/m ³)	Densidad	7800
σ_t (Pa)	Límite de rotura a tracción	6,80 e+008
σ_e (Pa)	Límite elástico	2,40 e+008
σ_{-1} (Pa)	Límite de fatiga	3,0 e+008

2.3.5.2 Material óseo

El modelado del comportamiento mecánico del hueso humano es sumamente complejo, si se parte del hecho de que su constitución, estructura y propiedades se ven afectadas por la edad, sexo, padecimientos y de que se trata de un tejido vivo cuyas propiedades solo se pueden evaluar in vitro (producido en el laboratorio por métodos experimentales).

El hueso es una geometría complicada, compuesta por material no homogéneo, anisotrópico, no lineal y viscoelástico, una de las mayores dificultades es medir de forma precisa sus propiedades mecánicas (Yoon, H. 1976; Ashman, B. 1984; Meunier, A. 1989).

Diversos investigadores han realizado experimentos para determinar los valores de estas propiedades, entre ellos se destacan Ashman, B. en 1984, quien utilizó una técnica de ondas acústicas para encontrar el promedio del módulo elástico en la dirección transversal (13.4 GPa) y en la dirección longitudinal (20.0 GPa). Zysset, P. en 1999 llevó a cabo un estudio mecánico para medir el módulo elástico del hueso trabecular y del hueso cortical, donde encontró que el módulo elástico en la dirección longitudinal es aproximadamente un 40% mayor que el de la dirección transversal. Algunos investigadores han publicado las propiedades del hueso en todas las direcciones. Entre los más destacados se encuentran: Yoon, H. en 1976, Ashman, B. en 1984 y Meunier, A. 1989; quienes consideraron el hueso transversalmente isotrópico. En la Tabla 2.3 se muestran los módulos de

elasticidad (E), coeficientes de Poisson (μ) y módulos de rigidez (G) obtenidos por estos investigadores.

Tabla 2.3. Propiedades mecánicas del hueso cortical determinado experimentalmente por distintos autores.

Nomenclatura	Ashman. B 1984 Fémur fresco	Meunier. A 1989 Fémur fresco	Yoon. H 1976 Fémur seco
$E_x = E_y$ (GPa)	13,48	12,41	18,8
E_z (GPa)	20,6	20,35	27,4
G_{xy} (GPa)	4,52	4,22	7,17
G_{xz} (GPa)	6,23	5,8	8,71
μ_{xy}	0,37	0,41	0,31
μ_{xz}	0,22	0,20	0,193
μ_{zy}	0,36	0,35	0,28

Por la diversidad de resultados, para esta investigación se promediaron los valores de las propiedades mecánicas del material óseo mostrados en la tabla anterior. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 2.4. Dichos resultados reflejan las propiedades mecánicas que se le asignaron al material óseo para esta investigación.

Tabla 2.4. Propiedades mecánicas del material óseo.

Nomenclatura	Nombre	Valor
E_x (GPa)	Módulo de elasticidad X	14,9
E_y (GPa)	Módulo de elasticidad Y	14,9
E_z (GPa)	Módulo de elasticidad Z	22,8
G_{xz} (GPa)	Módulo cortante	6,91
G_{xy} (GPa)	Módulo cortante	5,3
G_{zy} (GPa)	Módulo cortante	5,3
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0,36
μ_{xz}	Coeficiente de Poisson	0,20
μ_{zy}	Coeficiente de Poisson	0,33
ρ (kg/m ³)	Densidad	1900

2.3.6 Restricciones

El modelo del fémur se consideró empotrado en la epífisis inferior. Aunque esta situación de apoyo o restricción no es real, permite obtener valores bastante razonables, ya que de cualquier forma el comportamiento de la zona distal afecta poco a las fracturas aquí estudiadas (Figura 2.5). Esta consideración también ha sido adoptada por otros investigadores tales como (Seral, B. 2001; Gerónimo, A. 2002; Martel, O. 2005; González, Y. 2005).

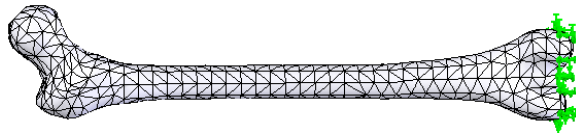


Figura 2.5. Restricciones.

2.3.7 Mallado de los modelos

De forma general para cada modelo propuesto se realizó un mallado estándar donde se utilizó un elemento finito tipo sólido tetraédrico de alto orden (10 nodos), con tres grados de libertad por nodo con un tamaño de elementos de 5 mm y una tolerancia de 0,25 mm.

En la Tabla 2.5 se muestran los datos del mallado de cada modelo para las fracturas 31B2.1 y 31B2.3.

Tabla. 2.5. Cantidad de nodos y de elementos para cada modelo de fractura.

Modelos	Fractura 31B2.1		Fractura 31B2.3	
	Nodos	Elementos	Nodos	Elementos
Placa DHS	44290	23774	44971	24187
Placa angulada a 130° a compresión dinámica.	35562	18708	35839	19026
Placa RALCA	35607	18493	35039	18054

2.3.8 Verificación de la convergencia y del equilibrio de los modelos

La comprobación de la convergencia del mallado se efectúa al variar el tamaño de los elementos, desde el tamaño predeterminado a la mitad del tamaño del mismo, donde se verifica el resultado de las tensiones máximas para cada caso. A su vez el modelo por elementos finitos debe encontrarse en equilibrio, donde existe correspondencia entre los valores de las cargas actuantes y las reacciones que se producen en los apoyos. En la Tabla 2.6 se resumen estos resultados.

Tabla. 2.6. Verificación de la convergencia del mallado y del equilibrio de los modelos.

Fracturas	Fijadores	Tensiones con mallado 5 mm (MPa)	Tensiones con mallado 3 mm (MPa)	Cargas aplicadas (N)			Cargas de reacción (N)		
				ΣX	ΣY	ΣZ	ΣX	ΣY	ΣZ
31B2.1	Placa DHS	55.1	55.51	554	430	2315	554.32	428.44	2314.9
	Placa RALCA	56.7	56.20				555.43	431.08	2315
	Placa angulada	104	103.4				554.12	430.53	2315.2
31B2.3	Placa DHS	63.3	64.1				554.24	429.71	2315.3
	Placa RALCA	64.05	64				554.57	429.71	2315.6
	Placa angulada	200	200.2				554.36	429.16	2314.9

2.4 Fatiga en los fijadores

Uno de los fenómenos que ocurre en las piezas que están sometidas a tensiones que varían cíclicamente con el tiempo, lo constituye la fatiga, la cual se pone de manifiesto en el hecho de que un material sometido a la acción de tensiones variables y repetidas por un período de tiempo, puede romperse bruscamente, sin deformación previa que lo anuncie. Después de una cantidad de ciclos, la pieza está tan débil que falla.

La fatiga es la causa fundamental de roturas en muchas piezas, especialmente en aquellas hechas de metal. Una falla por fatiga casi siempre da comienzo en una discontinuidad local como una ranura, muesca, grieta u otra área de alta concentración de tensiones a partir de la cual la discontinuidad va desarrollándose por fisuración progresiva, hasta que el material, cuya sección sana va reduciéndose, no pueda soportar la tensión a la que se ha sometido y se rompe bruscamente (Goytisoló, R. 1999).

Algunos ejemplos de rotura por fatiga se evidencian en maquinarias giratorias, tornillos, las alas de los aviones, las plataformas flotantes, los buques, los ejes de los vehículos, dispositivos ortopédicos para el tratamiento de fracturas, etc. Un ejemplo claro de cargas fluctuantes son las que se producen en los miembros inferiores al caminar. En muchos casos, debido a estas fluctuaciones, dispositivos que son colocados en estos miembros sufren roturas antes de la recuperación total de la zona afectada. Por esta razón resulta de interés conocer el número de ciclos hasta el fallo, así se puede evitar la colocación de fijadores que no cumplan con su función.

2.4.1 Corrosión en los fijadores

El material para la fabricación de fijadores internos debe garantizar la biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, propiedades mecánicas y físicas, compatibles con su función específica en el cuerpo humano, resistentes a la fatiga durante las aplicaciones de cargas cíclicas y la integración ósea.

Al introducir un implante en el organismo, el mismo responde con una irritación e inflamación permanente, producto de la rotura vascular y de los tejidos, además de la abrasión del tejido con el implante, como factor mecánico y de la liberación de iones tóxicos en el caso de los metales, como factor químico. Es por ello que la concentración de carbono debe mantenerse dentro de los límites que especifica la norma para mantener la resistencia a la corrosión. En el acero AISI 316L es importante no tener concentraciones muy elevadas de carbono ya que este se

combina con el cromo y forma carburos frágiles que se depositan en el borde del grano austenítico, lo que provoca la oxidación intercrystalina, como se muestra en la Figura 2.6, lo que debilita el material y provoca la fractura por corrosión (Rodríguez, L. 2007).

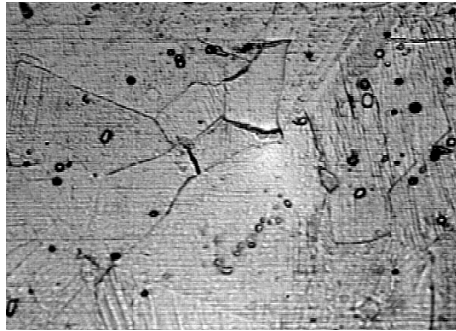


Figura 2.6. Carburos precipitados en acero inoxidable austenítico, provocan oxidación intercrystalina. Los carburos se presentan en la imagen como puntos negros (Rodríguez, L. 2007).

2.4.2 Análisis de fatiga de los fijadores

Para definir el estudio de fatiga primeramente se utilizaron como base los resultados de las cargas estáticas. El número de ciclos requeridos para la falla por fatiga depende de varios factores de los cuales se tuvieron en cuenta las propiedades del material, la geometría de los modelos y el número de fluctuaciones, los cuales son suficientes para realizar un análisis comparativo entre los fijadores desde el punto de vista cualitativo (Yáñez, A. 2007). La información del material de los fijadores fue proporcionada por una curva denominada curva S-N (curva de Wöhler) obtenida del COSMOSWorks (Figura 2.7).

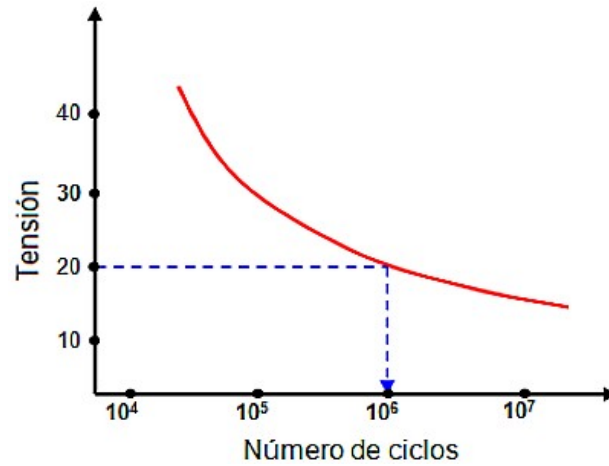


Figura 2.7. Curva S-N. (COSMOSWorks. 2006)

Según las condiciones de trabajo, existen diferentes ciclos de fatiga que las caracterizan. Por las características del ciclo de marcha, es el ciclo pulsante el que mejor lo describe, $R = 0$ (ver ecuación 2.1), ya que las cargas a las que están sometidos los miembros inferiores, van de un valor cero cuando la pierna se encuentra en descanso hasta que alcanza su máximo valor en la fase de apoyo monopodal (Figura 2.8).

$$R = \frac{S_{\min}}{S_{\max}} \quad (2.1)$$

R Factor de tensión

S_{\max} . Tensión máxima

S_{\min} . Tensión mínima

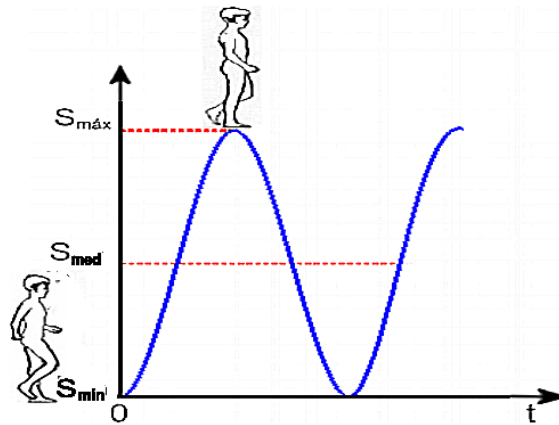


Figura 2.8. Ciclo pulsante.

2.5 Conclusiones del capítulo

- Se obtuvieron los valores de las cargas musculares en la fase monopodal del ciclo de marcha, así como las cargas producto al peso corporal.
- Se obtuvieron las propiedades mecánicas del material óseo y del material con que se fabricaron los fijadores (AISI 316L).
- Cada modelo se consideró fijo en la base del fémur.
- Se realizaron los ensambles de los fijadores con el fémur para cada caso de fractura propuesto, aplicando a los mismos las cargas y las propiedades mecánicas correspondientes.
- Para los cálculos de fatiga se escogió un ciclo pulsante, por ser este el que mejor describe el ciclo de marcha.

CAPÍTULO 3: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

3.1 Verificación de la convergencia del mallado y del equilibrio de los modelos

En el estudio de las diferentes variantes se alcanzaron los objetivos correspondientes, al partir del modelado de las piezas y el ensamble de los fijadores. Se obtuvieron los ensambles sin ningún tipo de interferencia. Los modelos quedaron listos para la asignación de las propiedades mecánicas del material correspondiente a los modelos de cada pieza y al modelo del fémur, las cuales fueron obtenidas después de una amplia búsqueda bibliográfica en investigaciones similares y consultas con expertos. El diseño de los modelos de los fijadores así como el ensamble de los mismos con el fémur fracturado se realizó con la ayuda del programa profesional en 3D SolidWorks 2006.

Se analizó la mayor diferencia entre los valores de las tensiones al cambiar el mallado, así como la correspondencia entre las cargas aplicadas en cada eje del modelo y las reacciones en ese sentido, obteniéndose errores máximos de 0.012% para la convergencia y 0.0036% para el equilibrio de los modelos.

3.2 Análisis de las tensiones en los implantes según el tipo de fractura

Con los valores de los parámetros expuestos se ha procedido a realizar el cálculo de los modelos, mediante el programa profesional de análisis por el método de elementos finitos COSMOSWorks 2006.

Para el estudio de las tensiones sufridas por los implantes, las variables más significativas fueron las tensiones de Von Mises, con las que se comprobaron donde estaban las zonas más solicitadas y cual de los dispositivos de fijación es más resistente desde el punto de vista estructural.

Hay que tener en cuenta que los resultados obtenidos solo tienen validez desde el punto de vista cualitativo. Los valores tensionales como tal, solo se tendrán en cuenta para determinar cuál de los fijadores está sometido a mayores tensiones.

3.2.1 Fractura 31B2.1

- **RALCA**

Las máximas tensiones en el fijador interno RALCA se produjeron en el tornillo intramedular, en la zona de unión con la región troncantérica del fémur, con un valor de 55,1 MPa (Figura 3.1). Se pudo apreciar que los valores tensionales del extremo roscado del tornillo intramedular están bien próximas al valor máximo de tensiones, mientras que en los demás componentes del dispositivo los valores tensionales no son significativos.

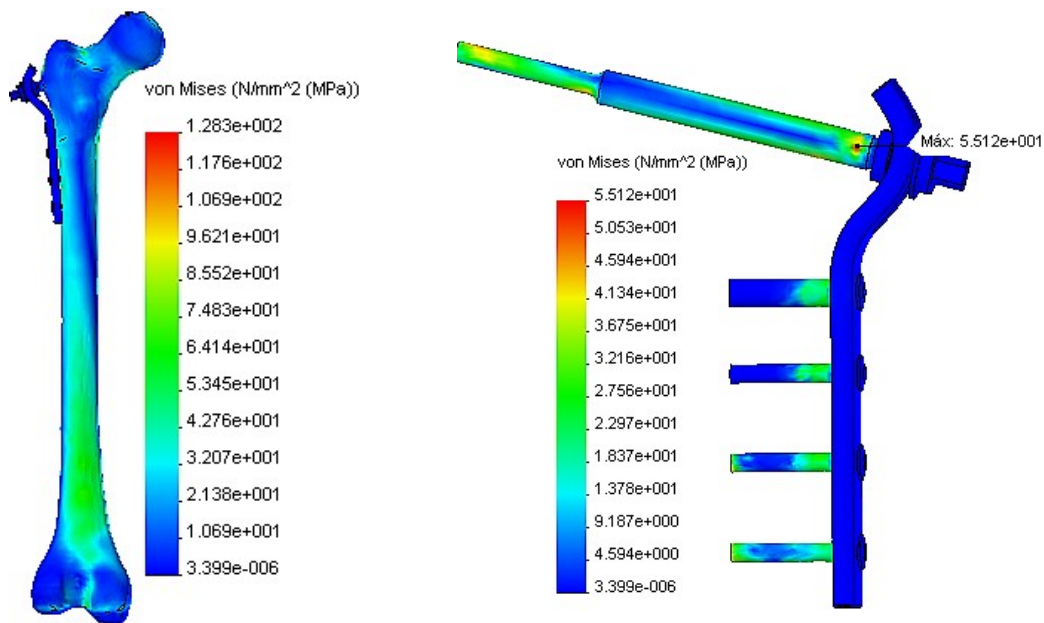


Figura 3.1. Tensiones en el fijador RALCA.

- **DHS**

En el fijador DHS las máximas tensiones se producen en el tambor de la placa, en la zona de inserción de esta en el fémur con un valor de 56.71 MPa (Figura 3.2). En los tornillos que fijan la placa a la diáfisis del fémur, los valores tensionales no son significativos.

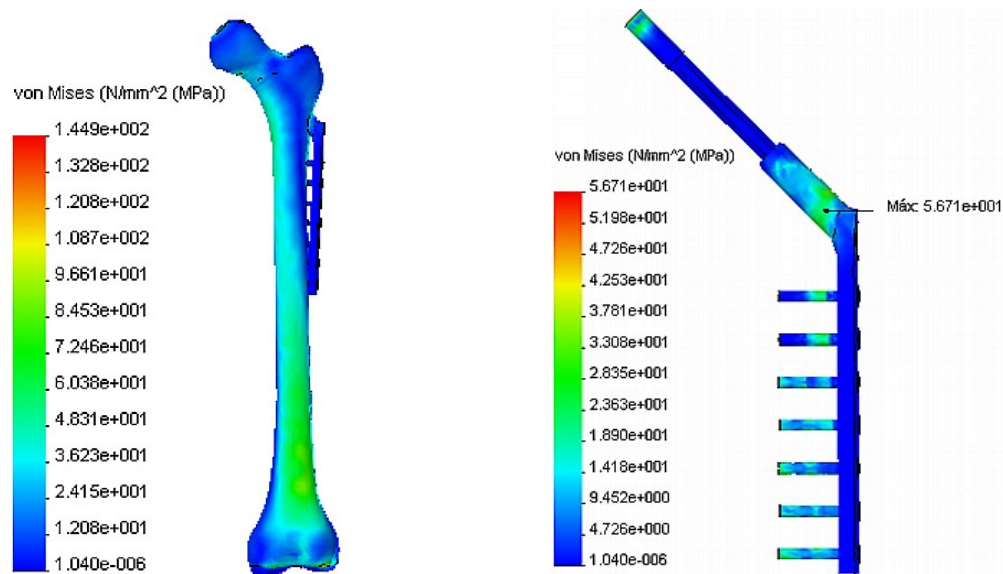


Figura 3.2. Tensiones en el fijador DHS.

- **Placa a compresión dinámica angulada a 130°**

Al observar la distribución de tensiones de este fijador, los valores máximos se muestran en la parte superior de la zona acanalada con un valor de 104 MPa (Figura 3.3).

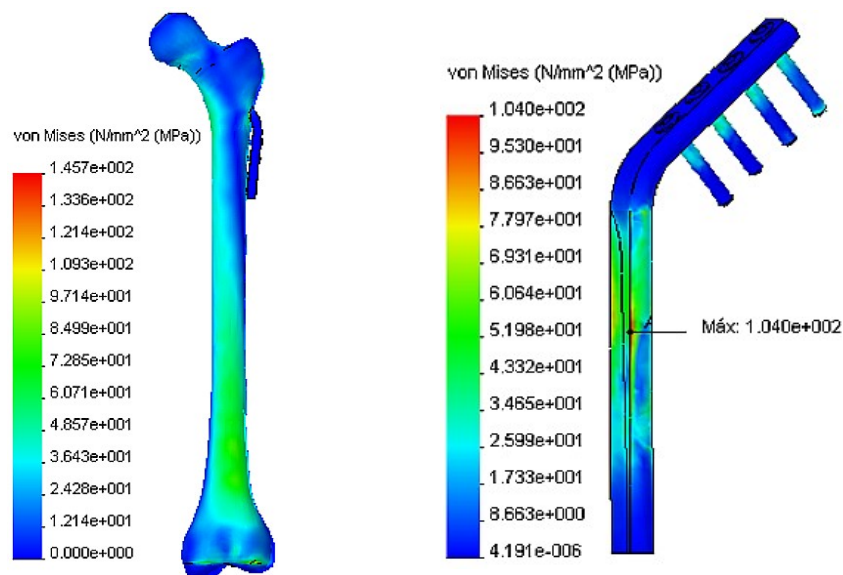


Figura 3.3. Tensiones en el fijador placa a compresión dinámica angulada a 130°.

3.2.2 Fractura 31B2.3

- **RALCA**

Al analizar el estado tensional de este fijador para este tipo de fractura se puede apreciar que no se muestran valores considerables. Con un valor máximo de 63.3 MPa en el tornillo intramedular (Figura 3.4). Hay que destacar que las tensiones en la placa son insignificantes, no así en los tornillos de cortical donde los valores tensionales están bastante próximos a los de las tensiones máximas.

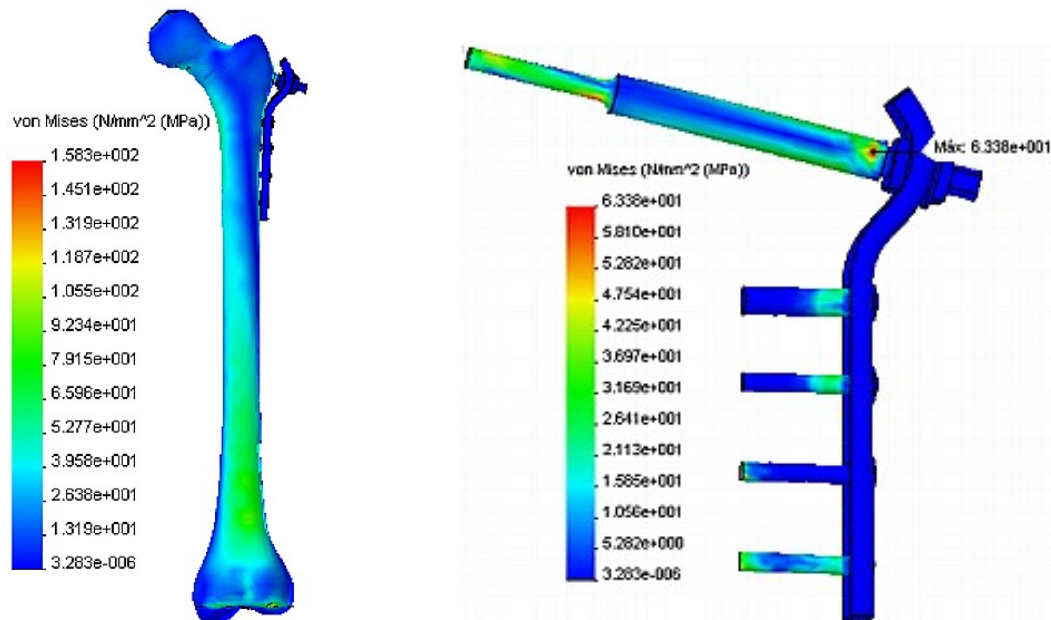


Figura 3.4. Tensiones en el fijador RALCA

- **DHS**

Los máximos valores de tensiones para el caso de la placa DHS para este tipo de fractura son de 64.05 MPa en el tambor de la placa (Figura 3.5). Las otras tensiones significativas son las que se produjeron en los tornillos de cortical donde los valores máximos se aprecian en los dos últimos tornillos.

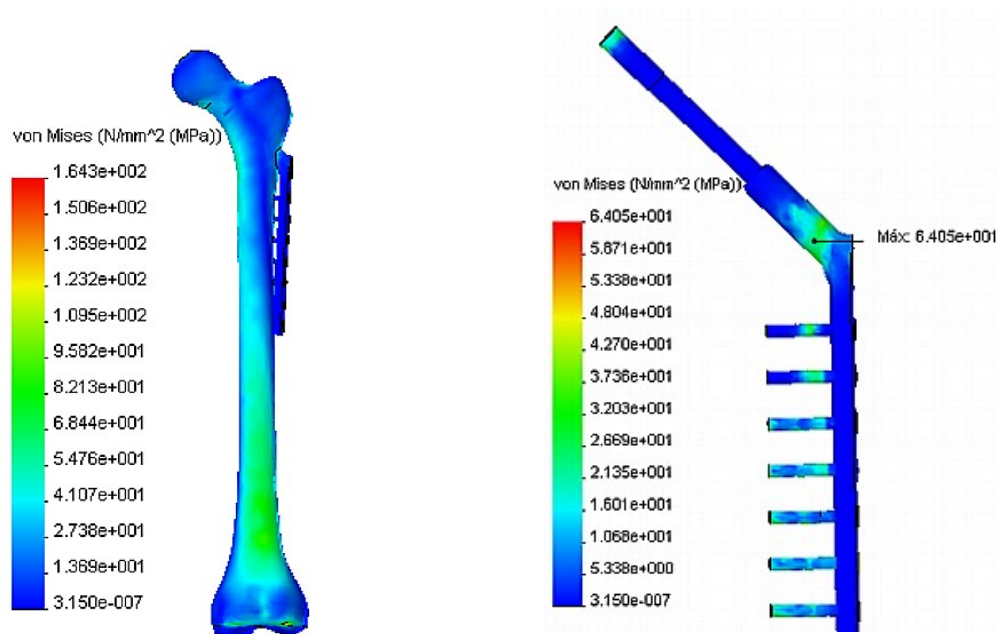


Figura 3.5. Tensiones en el fijador DHS.

- **Placa a compresión dinámica angulada a 130°**

En este fijador los máximos valores tensionales fueron de 208 MPa, ubicado en uno de los laterales de la placa, mientras que en los tornillos de cortical no se observan valores significativos (Figura 3.6).

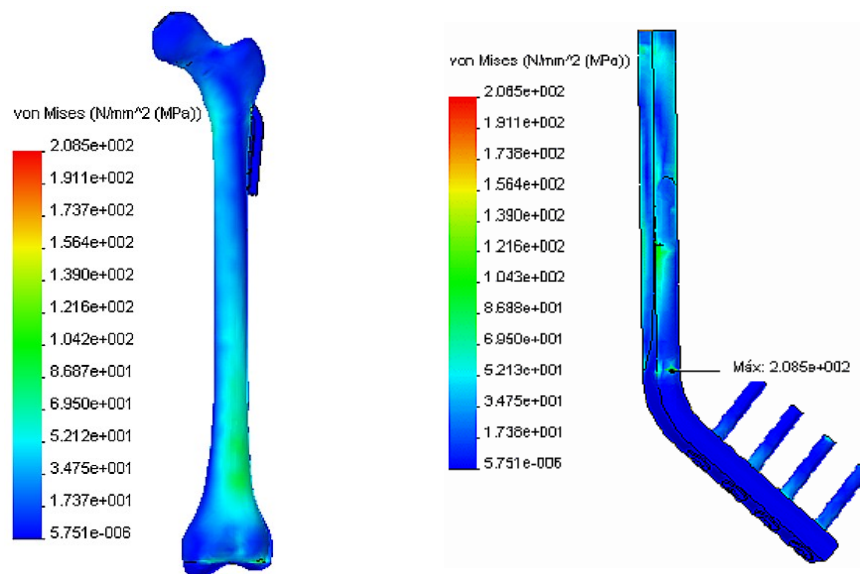


Figura 3.6. Tensiones en el fijador placa a compresión dinámica angulada a 130°.

3.2.3 Resultado del análisis de las tensiones en los fijadores

Hay que tener en cuenta que estos valores no los podemos considerar de manera cuantitativa, debido a que no se consideró la región trabecular del fémur, pero sí tienen validez comparativa entre los fijadores estudiados. La traducción clínica de esta observación es importante con las reservas que deben tenerse al traspolar datos experimentales a datos clínicos.

• Fractura 31B2.1

Los resultados del análisis de los fijadores para el caso de la fractura de cadera analizada revelaron que los máximos valores de tensiones se muestran en la placa a compresión dinámica angulada a 130° , viéndose que estos están próximos a duplicar los valores tensionales de los dos fijadores restantes. La diferencia entre las tensiones de las placas RALCA y DHS no es significativa, aunque en la placa DHS son ligeramente superiores (Figura 3.7).

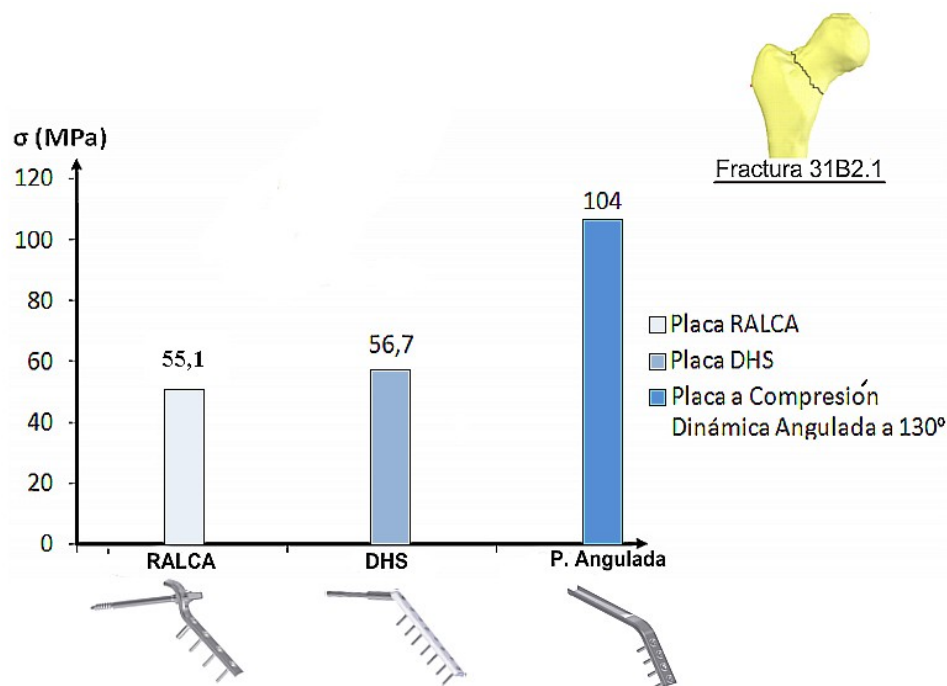


Figura 3.7. Análisis de las tensiones en los fijadores para la fractura 31B2.1.

- **Fractura 31B2.3**

Al comparar las tensiones que se produjeron en los fijadores, se puede ver que es en la placa angulada donde se observan los mayores valores de tensiones, al superar más de tres veces los valores tensionales que se producen en las placas DHS y RALCA (Figura 3.8).

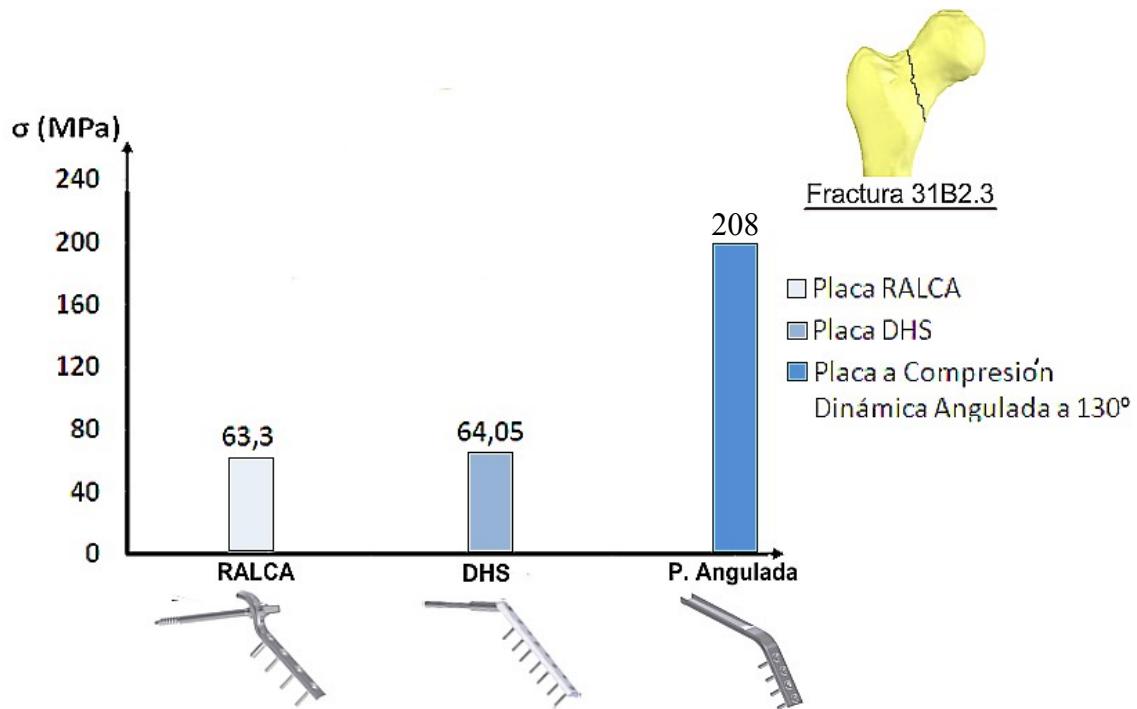


Figura 3.8. *Análisis de las tensiones en los fijadores para la fractura 31B2.3.*

3.3 Análisis de fatiga en los implantes según el tipo de fractura

Para realizar los estudios de fatiga se utilizaron como base los resultados de los estudios estáticos de cada fijador para cada trazo de fractura analizado. Para determinar el número de ciclos para la falla de los fijadores se tuvo en cuenta: la geometría de los mismos, las propiedades mecánicas del material (AISI316L), y las fluctuaciones de tensión.

3.3.1 Fractura 31B2.1

- **RALCA**

El número de ciclos mínimos para causar la rotura en el fijador placa RALCA es de 343900. Es el tornillo intramedular el único componente del fijador que corre el riesgo de causar falla por fatiga para las condiciones dadas. La zona por donde causará fallo coincide con la localización de las máximas tensiones (Figura 3.9).

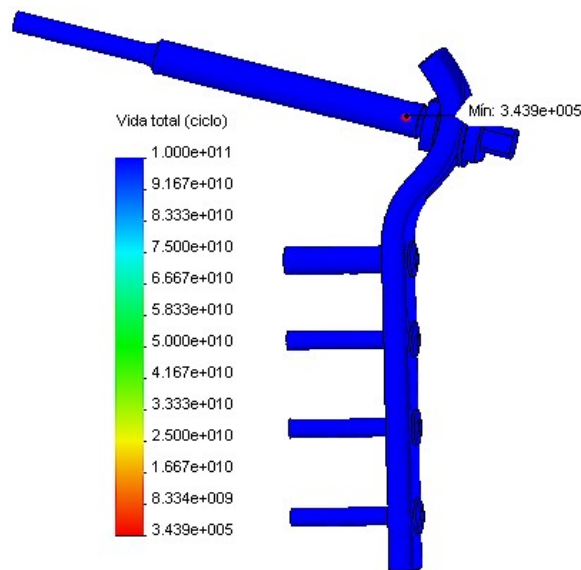


Figura 3.9. Fatiga del fijador placa RALCA.

- **DHS**

Al analizar los resultados para la placa DHS se pudo observar que para el estado tensional al que fue sometida no causa fallo a fatiga (Figura 3.10). Este resultado obtenido solo tiene validez para realizar comparaciones de forma cualitativa, debido a las consideraciones que se han planteado anteriormente.

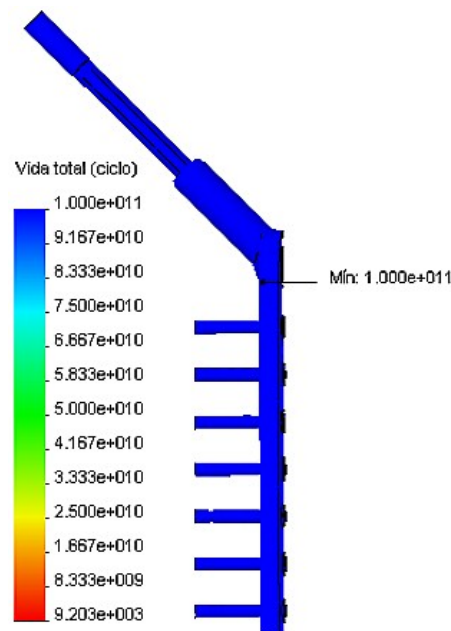


Figura 3.10. Fatiga del fijador placa DHS.

- **Placa a compresión dinámica angulada a 130°**

En este dispositivo los resultados muestran que puede causar fallo a partir de los 2249 ciclos. Es la placa como tal la que mayores problemas presenta, viéndose reflejados en uno de sus laterales y en la parte central inferior. En los tornillos de cortical también se presentan problemas en la zona de inserción de estos con la diáfisis del fémur (Figura 3.11).

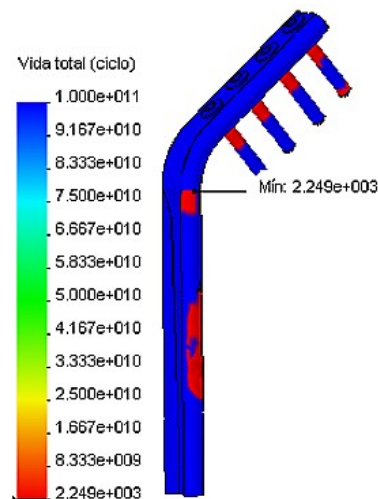


Figura 3.11. Fatiga del fijador placa a compresión dinámica angulada a 130°

3.3.2 Fractura 31B2.3

- **RALCA**

El trazado de vida muestra que el fallo provocado por fatiga se produce en el tornillo intramedular, precisamente en el mismo lugar donde las tensiones son máximas (Figura 3.12). El fallo provocado por la fatiga puede producirse luego de 176700 ciclos, aproximadamente.

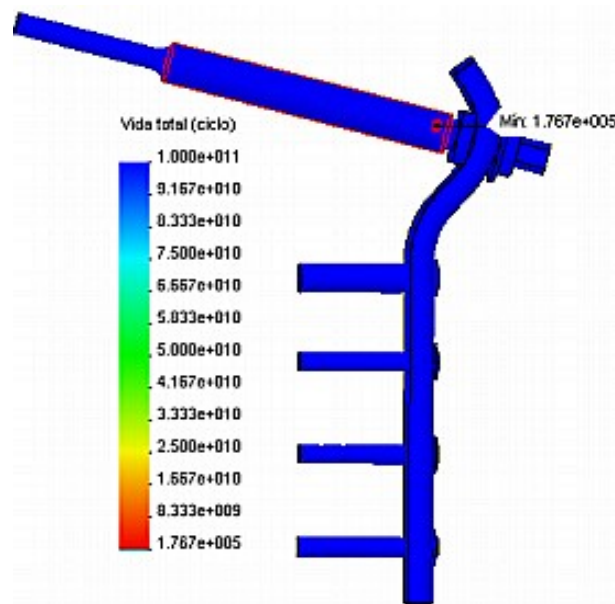


Figura 3.12. Fatiga del fijador RALCA

- **DHS**

El estudio realizado a este dispositivo muestra que para las condiciones que se han tenido en cuenta no causará falla por fatiga (Figura 3.13). Por la naturaleza del estudio, este resultado solo nos indica que este fijador tiene un mejor comportamiento a la fatiga que los demás fijadores analizados.

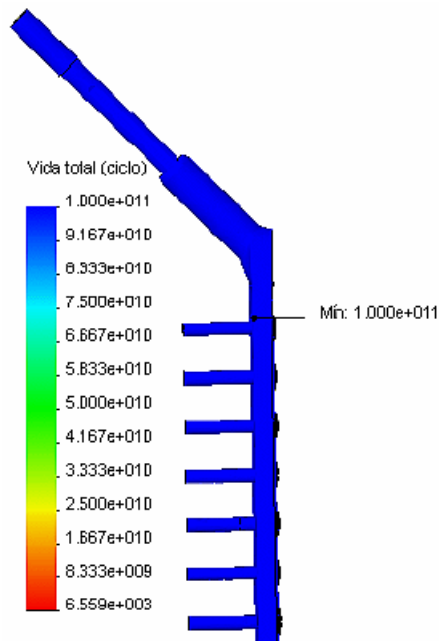


Figura 3.13. Fatiga del fijador placa DHS.

- **Placa a compresión dinámica angulada a 130°**

En este fijador la falla por fatiga se producirá en uno de sus laterales, en la intersección de esta zona con la cortical del fémur (Figura 3.14). Esta zona coincide con los máximos valores de tensiones que se calcularon en el epígrafe 3.2.2. También se observan zonas afectadas en la parte superior de la zona acanalada de la placa, las cuales hay que tener en cuenta por su proximidad al valor mínimo de ciclos a partir del cual se producirá el fallo por fatiga (35730 ciclos).

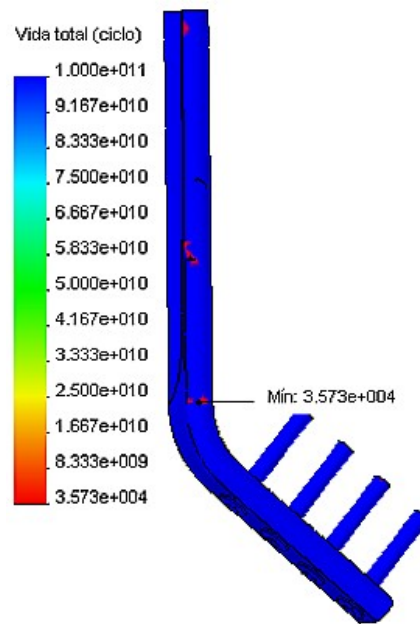


Figura 3.14. *Fatiga del fijador placa a compresión dinámica angulada a 130°*

3.3.3 Análisis de los resultados de los estudios de fatiga en los fijadores

Al analizar los resultados de los cálculos de fatiga de los tres fijadores tenidos en cuenta para este estudio, se pudo apreciar que tanto en las fracturas de cadera 31B2.1 (Figura 3.15) como en la 31B2.3 (Figura 3.16) la placa DHS es la que más tiempo de vida útil tendrá, seguida de la placa RALCA y por último la placa a compresión dinámica angulada a 130°. Al analizar datos clínicos se observó que la placa angulada afrontó problemas de roturas antes de lo previsto. Estos resultados coinciden con el bajo número de ciclos de los cálculos de fatiga realizados.

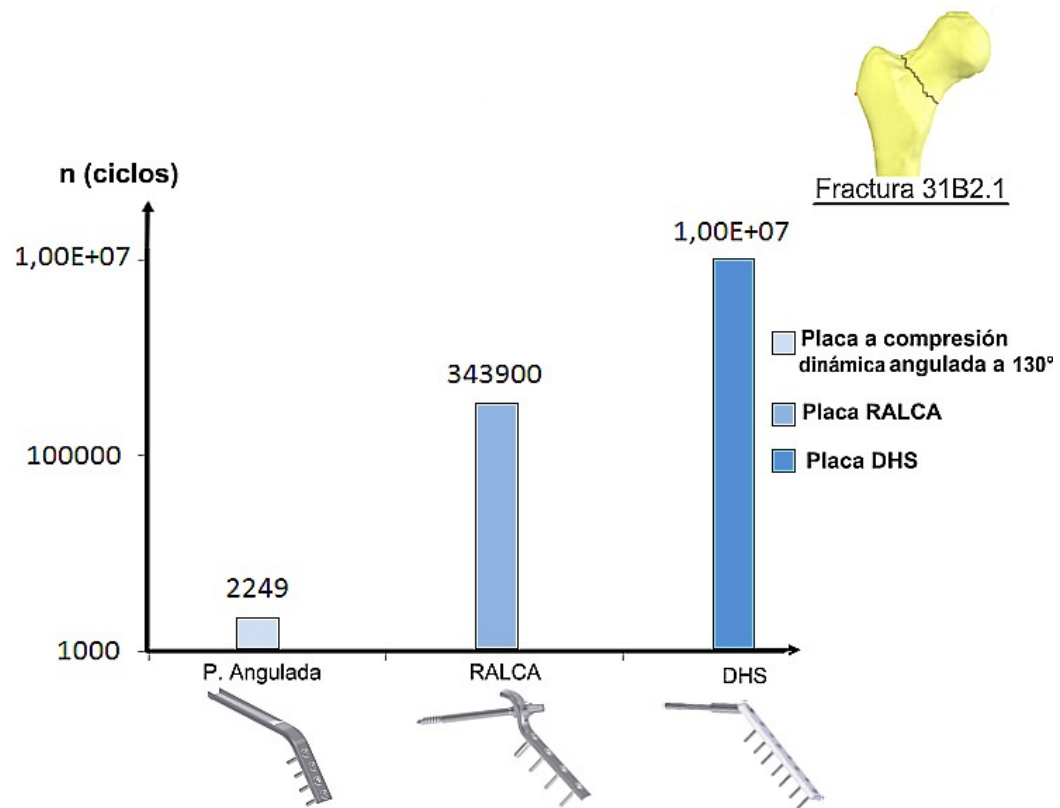


Figura 3.15. Análisis de fatiga en los fijadores para la fractura 31B2.1.

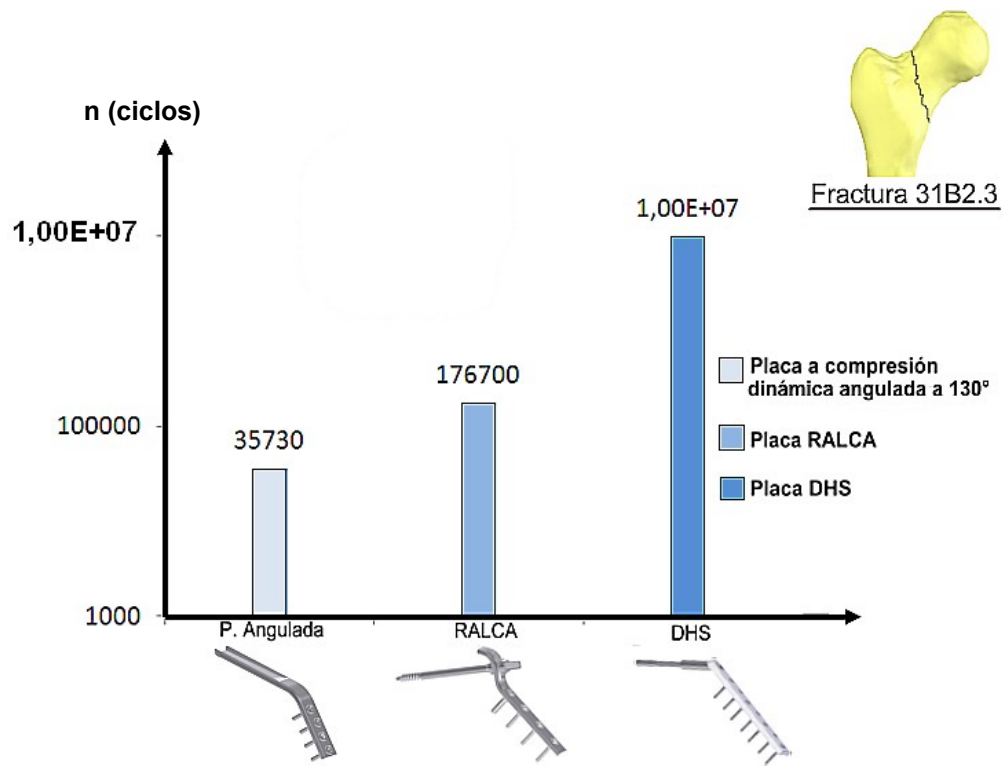


Figura 3.16. Análisis de fatiga en los fijadores para la fractura 31B2.3.

3.4 Conclusiones del capítulo

- Al analizar el estado tensional de los fijadores para cada trazo de fractura propuesto, es en las placas RALCA y DHS donde se muestran los menores valores, solo siendo superados por los valores tensionales que se producen en la placa a compresión dinámica angulada a 130°.
- Los resultados de los estudios de fatiga para ambos casos de fractura revelaron que la placa DHS es la que tendrá mayor tiempo de vida útil, seguida de la placa RALCA, mientras que los resultados más desfavorables se observan en la placa a compresión dinámica angulada a 130°.

CONCLUSIONES

1. Se obtuvieron los modelos de ensamble de los fijadores y el fémur para cada trazo de fractura propuesto.
2. Tanto en la fractura 31B2.1 como en la 31B2.3 los estados tensionales de los fijadores se comportaron de forma similar, donde las tensiones de las placas DHS y RALCA fueron las menores con diferencias mínimas entre una y otra para cada caso de fractura, mientras que en la placa a compresión dinámica se observaron los mayores valores tensionales en cada trazo de fractura analizado.
3. Los mejores resultados en el caso de fatiga se logran con la placa DHS para los dos trazos de fracturas propuestos, mientras que los más desfavorables se obtienen con la placa a compresión dinámica.
4. En función del estado tensional y el tiempo de vida útil, es la placa DHS la de mejor comportamiento para los dos casos de fractura analizados, mientras que la placa a compresión dinámica es en la que se observa un comportamiento más desfavorable.

RECOMENDACIONES

1. Incluir la región esponjosa y su correspondiente propiedad mecánica en el cálculo, así como modelos de remodelación ósea que permitan predecir la evolución del material óseo.
2. Realizar estudios donde se empleen otros fijadores y otros trazos de fractura.
3. Considerar las reacciones de otros músculos.
4. Realizar estudios similares donde se consideren otras fases del ciclo de marcha, u otras actividades físicas como subir o bajar escaleras.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. American Society for Testing and Materials. Annual Book of ASTM Standards, Philadelphia, 1978.
2. Anatomía.; “Anatomía Muscular”, Disponible en: <http://muscular.com> [Consulta 10 diciembre 2007].
3. Anónimo, “Fracturas de la cadera”, 2007, Disponible en: www.saludlandia.com [Consulta 15 mayo 2007].
4. Ashman, B.; Cowin, S., Van Buskirk, C., Rice, C., “A Continuous wave Technique for the Measurement of the Elastic Properties of Cortical Bone”. Journal of Biomechanics, Vol. 17, 1984, 349-361.
5. Bergmann, G.; Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G., “Hip Contact Forces and Gait Patterns from Routine Activities” Journal of Biomechanics, Vol. 34, 2001, 859-871.
6. Bosch, J.; Quintero, G., “Desconocimiento del Comportamiento Mecánico del Fijador Externo en la Consolidación de Fracturas del Fémur”, Tesis de Grado, Universidad de Holguín "Oscar Lucero Moya", Facultad de Ingeniería, Centro de Estudio CAD/CAM, 2007.
7. Braune, W.; Fischer, O., “Determination of the Moment of Inertia of the Human Body and Limbs”, Springer-Verlag, 1988.
8. Browner, D.; Jupiter, J., “Skeletal Trauma”. Edit. WB Saunders co. Philadelphia, USA, 1992.
9. Buckwalter, C.; Burr, N., “Simulación del comportamiento óseo. Aplicación al diseño de implantes”, 2009
10. Buroni, F.; Commisso, P., Cisilino, A., Sammartino, M., “Determinación de las Constantes Elásticas Anisótropas del Tejido Óseo Utilizando Tomografías Computadas. Aplicación a la Construcción de Modelos de Elementos Finitos”, Mecánica Computacional, Vol. 23, 2004, 3009-3032.

11. Campos, F.; Girbes, I., Cantos, M., González, E., “Fractura de Cadera. Un Problema Previsiblemente que Aumentará en los Próximos Años”, *Enfermería Integral* 2005.
12. Cerrud, S.; Narváez, M., González, V., Schouwenaars, R., “Modelado del Comportamiento Mecánico del Hueso (Análisis de los Efectos del Grado de Hidratación)”, *Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo*, Vol. 1, Núm. 6, 2005, 223-232.
13. Comín, M.; Dejoz, R., Atienza, C., Prat, J., Peris, J., Vera, M., “Biomecánica articular y sustituciones protésicas”, Instituto de Biomecánica de Valencia, Edit. IBV, 1998.
14. Comín, M.; Peris, J., Prat, J., Dejoz, J., Vera, P., Hoyos, J., “Biomecánica de la Fractura Ósea y Técnicas de Reparación”, Instituto de Biomecánica de Valencia, 1999.
15. COSMOSWorks 2006, “User’s Guide”, Documentación del software, 2006.
16. Currey.; “The Mechanical Properties of Bone”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 73, 1970, 211-231.
17. Charles, M.; Lacroix, D., Proubasta, I., Planell, J., “Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos”, *Biomecánica*, Vol. 2, Núm. 1 2004, 64-70
18. De Miguel, I.; Calvo, E., “Fracturas de Cadera: Técnica Quirúrgica y Carga Precoz”, *Patología del Aparato Locomotor*, Vol. 4, Núm. 2, 2006, 108-115.
19. Diario Democracia. com,; “Estudios de Densitometría Ósea” Disponible en: <http://www.diariodemocracia.com> [Consulta 15 octubre 2010].
20. Doblaré, M.; “Sobre el Modelado en Biomecánica y Mecanobiología”, Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas, Químicas y Naturales de Zaragoza, 2005.
21. Estrada, R.; Vargas, E., Gómez, E., Bosh, J., Quintero, G., “Análisis por Elementos Finitos de Fijador Externo para la Consolidación de Fractura de Cuello de Fémur”, 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Cusco, 2007.

22. Gerónimo, A.; Mejías, V., González, C., Cerrolaza, M., “Análisis y Diseño por Elementos Finitos de un Nuevo Clavo Intramedular Bloqueado para Fracturas Diafisarias e Intertrocantéricas del Fémur”, Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas, 2002.
23. González, Y.; Falcón, O., Cerrolaza, M., “Diseño, Análisis y Fabricación de una Placa Angulada para Tratamiento Ortopédico en Niños Afectados por Parálisis Cerebral”, VIII Congreso Argentino de Mecánica Computacional, Vol. 24, 2005.
24. Goytisolo, R.; Chou, R., Arzola, N., “Fatiga Volumétrica y Superficial de los Metales”, Universidad de Cienfuegos “Carlos Rafael Rodríguez”, Facultad de Ingeniería Mecánica, 1999.
25. Jonkers, I.; Spaepen, A., Papaioannou, G., Stewart, C., “An EMG-based, muscle driven forward simulation of single support phase of gait”, Journal of biomechanics, Vol. 35, Núm. 5, 2002, 609-619.
26. Lalegname, A.; Sfer, D., Etse, G., “Análisis micro mecánico de huesos”, Mecánica Computacional, Vol. 11, 2002, 2530-2538.
27. Lalegname, A.; Sfer, D., Etse, G., “Análisis Micromecánico de Huesos”, Mecánica Computacional, Vol. 21, 2002, 2530-2538.
28. Martel, O.; Blanco, F., Carta, J., Mentado, B., Monopoli, D., “Análisis Mecánico Comparativo de los Dispositivos Placa DHS y Clavo Intramedular en el Tratamiento de las Fracturas Proximales de Fémur”, 7º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, México, 2005.
29. Martín, L.; “Programa Nacional de Actualización y Desarrollo Académico para el Médico General”, México, 1997, Disponible en: <http://www.drscope.com/privados/pac/generales/pdl1/fractura.html#1>.
30. Meunier, A.; Riot, O., Christel, P., Katz, L., Sedel, L., “Inhomogeneities in anisotropic elastic constants of cortical bone”. Ultrasonics Symposium. 1989, 1015-1018.
31. Mosquera, M.; Maurel, D., Pavón, S., Arregui, A., Moreno, C., Vázquez, J., “Incidencia y Factores de Riesgo de la Fractura de Fémur Proximal por

- Osteoporosis” Revista Panamericana de Salud Pública, Vol. 3, Núm. 4, 1998.
32. Müller, M.; Allgower, M., Schneider, R., Willenegger, H., “Manual of Internal Fixation. Techniques Recommended by AO-ASIF Group. Edit. Springer Verlag, 1991. Biblio
33. Müller-Karger, C.; Cerrolaza, M., “Un Nuevo Método para la Simulación de la Estructura Ósea Mediante la Versión p de Elementos Finitos”, Scielo, Vol. 39, Núm. 3, Caracas 2001.
34. Munuera, L.; “Fracturas de la extremidad proximal del fémur”, Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica, Madrid, 1996, 297-307.
35. Ounpuu, S.; “Joint Kinetics: Method, Interpretation and Treatment Decision- Making in Children with Cerebral Palsy and Myelomeningocele. Gait and Posture”, Edit. Elsevier Science, 1996.
36. Paola, F.; “Metodología para el registro de marcadores de estrés músculo-esquelético”, Boletín de antropología, Vol. 19, Núm. 36, 2005, 264-268.
37. Parker, J.; Prior, A., “Hip Fracture Management”, Edit. Blackwell Scientific Publications. Massachusetts, USA, 1993.
38. Pauwels, F.; “Biomechanics of the locomotor apparatus. Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus”, Edit. Springer Verlag, Berlin, 1980.
39. Pérez, M.; “Simulación del Deterioro del Cemento y sus Interfaces en Prótesis de Cadera”. Tesis Doctoral, Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza, Septiembre 2004.
40. Plas, F.; “La Marcha Humana. Cinesiología, Dinámica, Biomecánica y Patomecánica”, Masson SA, Barcelona, 1984.
41. Ramos, Y.; Gutiérrez, M., “Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur”, Tesis de Grado, Universidad de Holguín, "Oscar Lucero Moya", Facultad de Ingeniería, Centro de estudio CAD/CAM, 2008.
42. Reilly, D.; Burstein, A., “The Elastic and Ultimate Properties of Compact

- Bone Tissue”, Journal of Biomechanics, Vol. 8, 1975, 393-405.
43. Rincón, E.; Ros, F., Claramunt, A., Arranz, F., “Caracterización Mecánica del Material Óseo”, Tecnología y Desarrollo, Vol. 2, 2004.
44. Rivas, A.; “Semiología de las Fracturas”, Hospital Universitario de la Vall d’Hebron, 2007.
45. Rodríguez, L.; “Aceros Inoxidables para Implantes Ortopédicos Utilizados en la Industria Ortop – RALCA del CCOI Frank País”, VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, 2007.
46. Sánchez, A.; Roldán, E., “Osteología y Metabolismo Mineral”, 2007.
47. Sánchez, J.; Lesso, R., “Análisis Estructural Biomecánico de Articulación de Rodilla”, Departamento de Ingeniería Mecánica, Instituto Tecnológico de Celaya, 2005.
48. Sánchez, R.; “Tratamiento Quirúrgico de la Fracturas Mediante Reducción Abierta y Fijación Interna”. 2005.
49. Schatzker, J.; Tile, M., “Tratamiento Quirúrgico de las Fracturas”, Edit. Médica Panamericana, 2008.
50. Seral, B.; García, J., Cegoñino, J., Doblaré, M., Palanca, D., Seral, F., “Osteosíntesis Extramedular vs. Intramedular en las Fracturas Trocantéreas de Cadera. Análisis 3D con Elementos Finitos”, Revista de Ortopedia y Traumatología, Vol. 45, 2001, 126-136
51. Sergio, S.; “Estructura y Función del Hueso Normal”, II Congreso Virtual Hispanoamericano de Anatomía Patológica, Noviembre, 1998.
52. Somatics.; “The Tensor Fascia Lata and Unequal leg length”. [en línea]. Disponible en: www.somatics.com [consulta 19 noviembre 2010].
53. SolidWorks Corporation.; “Conceptos básicos de SolidWorks: Piezas y ensamblajes” Concord, Massachussets, 2006, p 483.
54. SolidWorks Office Professional, “Manual del Usuario”, 2006.
55. Steinberg, M.; “The Hip and its Disorders”, Edit. WB Saunders co, Philadelphia, USA, 1991.
56. Stolk, J.; Verdonschot, N., Huiskes, R., “Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip

- reconstruction", Journal of Biomechanics, Vol. 34, 2001, 917- 926.
57. Taylor, M.; Tanner, K., Freeman, M., Yettram, A., "Stress and Strain Distribution within the Intact Femur: Compression or Bending?" Med Eng Phys, Vol. 18, Núm. 2, 1996, 122-131.
58. Tovar, C.; Cerrolaza, M., Bendayán, J., "Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas", Métodos numéricos en ingeniería del trabajo, España 2002.
59. Wolff, J.; "The Law of Bone Remodelling (Das Gesetz der Transformation der Knochen)", Kirschwald (1892), Traducido por Maquet, P., Furlong, R., Springer, Berlin 1986.
60. Yáñez, A.; Martel, O., Carta, J., Quintana, J., "Análisis Mecánico Comparativo de los Dispositivos Quirúrgicos para la Osteotomía Proximal de Tibia", 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Octubre, 2007.
61. Yeni, Y.; Hou, J., Vashishth, D., Fyhrie, D., "Trabecular shear stress in Human Vertebral Cancellous Bone Intra- and Inter-Individual Variations". Journal of Biomechanics, Vol. 34, 2001, 1341-1346.
62. Yoon, H.; Katz, J., "Ultrasonic wave Propagation in Human Cortical Bone: Tomo II, Measurement of Elastic Properties and Microardness", Journal Biomechanics, Vol. 9, 1976, 459-465.
63. Zysset, P.; Guo, E., Hoffer, E., Moore, E., Goldstein S.A., Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur, Journal of Biomechanics, Vol. 32, 1999, 1005-1012.