

Efectos en la Remodelación Ósea Debido a la Aplicación de Tornillos en Fémur Proximal

*Miguel Ángel Flores Rentería, **Álvaro Ayala Ruiz

*mikw@prodigy.net.mx

*Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Culhuacán

Instituto Politécnico Nacional

**maktub10@hotmail.com

**Centro de Diseño y Manufactura e Innovación Tecnológica, Facultad de Ingeniería.

Universidad Nacional Autónoma de México

Resumen

En el presente trabajo se describe el deterioro que la estructura trabecular del fémur proximal experimenta al emplearse tornillos largos como elemento de fijación, esto basado en la teoría de la densidad de energía de deformación. El proceso de remodelación se inicia con estímulos generados por las cargas aplicadas al hueso, lo anterior determina el cambio en la densidad aparente del hueso y por lo tanto la variación del módulo de elasticidad, lo que hace suponer que el aumento o decremento de la magnitud del esfuerzo provoca óseo-integración o reabsorción respectivamente en el hueso trabecular.

Se ha desarrollado una herramienta computacional en el lenguaje Phyton e integrado al software Abaqus 6.9[®]. Los resultados del procedimiento numérico permiten estimar la variación de esfuerzos y su influencia en el estado final de la densidad ósea antes y después de la colocación del tornillo en el fémur, los patrones de densidad obtenidos permiten identificar cuantitativamente las zonas donde la interfaz hueso-tornillo se ve disminuida, prediciendo los patrones de densidad reportados en la práctica clínica, que sólo son cualitativos, así también, se determina que la pérdida de densidad durante un periodo de cien semanas es de 45% alrededor del cuerpo del tornillo, la cual es causante de la generación de micro movimientos que culminan en la pérdida de fijación del tornillo. Con base en los resultados se precisa que los principales factores que afectan la fijación de tornillos largos en fémur son la rigidez estructural del tornillo, el diámetro, altura y paso de la cuerda.

Abstract

The current work describes the alterations that a trabecular bone structure of the proximal femur suffers when long screws are used for fixation, this based in the strain energy density theory. The bone remodeling process initiate with the stimuli generated through the mechanicals loads applied to the bone, this fact determines the change in the bone bulk density and therefore the modulus of elasticity change; this supposes a strength magnitude increment or decrement giving as a result osseointegration or reabsorption respectively in the trabecular bone.

A computing tool has been developed using Phyton language and it has been integrated to Abaqus 6.9[®]Software. The numerical procedure results let estimate the strength variation and its influence in the bone density final state before and after the screw fixation in the thigh bone, the density patterns obtained let identify quantitatively the zones where the bone-screw interface gets diminished, predicting the density patterns reported in clinical practice, which are only qualitative, furthermore, it is determined that the loss of density during a hundred weeks period is about 45% around the screw, this causes micro-movements generation which results in the screw's fixation loss. Based on the results it is determined that the main factors that affect long screw fixation in thigh bone are: The screw structural stiffness, the diameter, the height and the pitch of the screw thread.

Palabras clave:

Remodelado óseo, óseo-integración, patrón de densidad, elementos finitos.

Keywords:

Bone remodeling, osseo integration, density patterns, finite element.

Nomenclatura

U	Densidad de energía de deformación
ρ	Densidad ósea
B	Coefficiente de remodelación ósea
S	Estímulo de remodelación ósea
K	Estímulo de referencia
E	Módulo de elasticidad
c, γ	Constantes de remodelado óseo
Δ_p	Cambio en la densidad

Introducción

En el cuerpo humano los huesos no generan fuerzas por sí mismos, por lo que son considerados como elementos pasivos, sin embargo son sometidos a esfuerzos y deformaciones. El hueso tiene la capacidad de adaptarse a su entorno biológico y mecánico, para ello modifica su estructura en función de las cargas a las que se ve sujeto mediante un proceso conocido como remodelación ósea, el cual a través de un grupo de unidades celulares y mecanismos de detección lo-

calizan las partes donde es necesario remover, reemplazar e incrementar su arquitectura mecánicamente funcional (Sommerfeldt, 2001), la remodelación ósea no se da a la misma velocidad en todos los huesos e incluso en uno mismo no es igual en todas sus secciones, pues la remodelación responde a la intensidad del estímulo asociado a las cargas mecánicas aplicadas (Seeman, 2006). Se ha establecido (Robling, 2001) que en regiones en donde el hueso está sujeto a altos esfuerzo se genera una estimulación capaz de acelerar la formación ósea, de acuerdo a la ley de Wolff (Wolff, 1976) al disminuir las cargas sobre el hueso se produce una reacción adaptativa a tal estímulo, que causa una adaptación negativa en la regeneración ósea presentándose la pérdida de densidad.

Por otra parte el hueso está sometido en forma natural a una involución, es decir, a un retroceso de su evolución biológica, que a partir de los 40 años lo lleva a una pérdida de densidad debido a un desajuste en el proceso de remodelado óseo. La pérdida de densidad se presenta como un adelgazamiento de la estructura trabecular la cual amplía los espacios inter-trabeculares, siendo este adelgazamiento uno de los principales factores de fractura en personas adultas mayores, cuándo se presenta una fractura es ampliamente aceptado el uso de implantes ortopédicos.

Los implantes ortopédicos en fracturas tienen la función de estabilizar y mantener alineado al hueso para permitirle una rápida recuperación, regresándole la movilidad y funcionalidad al miembro afectado (Taljanovic, 2003), así como, la de asistirlo en la transferencia y distribución de cargas hacia el resto del hueso (Slone 1991), la falta de cargas o el desuso de los huesos provocan un deterioro que culmina en la rápida pérdida de masa (Robling, 2001). Un efecto negativo de la colocación de implantes es la interferencia en la transferencia y distribución del estímulo generado por las cargas mecánicas, ocasionando pérdida de masa en su contorno, lo cual con el transcurso del tiempo crea micro movimientos que lo llevan al aflojamiento (Gefen, 2002).

Actualmente existen diversos estudios sobre el comportamiento de tornillos, por ejemplo en implantes dentales, en fijación de columna vertebral, y en el caso de implantes de fémur se han estudiado particularmente los efectos de tornillos cortos (Gefen, 2002) cuya aplicación principal es en la fijación de placas. Hasta el momento son muy pocos los trabajos en la literatura sobre el comportamiento estructural de tornillos largos, los cuales se recomiendan en fracturas catalogadas de tipo II (Bonnaire, 2005), el tipo II se caracteriza por ser una fractura en la cabeza del fémur no desplazada.

El presente trabajo se enfoca a estudiar la distribución de la estructura trabecular, después de usar tornillos largos en fracturas de fémur tipo II en personas menores de 60 años y a establecer cuantitativamente el daño en el hueso y proponer recomendaciones sobre la geometría de los perfiles de la cuerda de los tornillos. Para lo cual se implementó una herramienta computacional en lenguaje Phyton asociado al

software para análisis de elementos finitos Abaqus 6.9[®], con base en el análisis de los resultados arrojados por la simulación del proceso de remodelación ósea, se determina que con el uso de tornillos largos comerciales la reabsorción del hueso alrededor del tornillo, genera una pérdida del soporte estructural de alrededor del 43%, ya que la densidad aparente del hueso de un sujeto del sexo femenino después de 100 semanas de simulación, finalizó con un valor de 0.98 gr/cm³.

También fue posible determinar el patrón de pérdida de densidad para un tornillo largo, lo que permite evaluar el daño en el hueso, los resultados muestran que la intensidad de los estímulos se concentra en los extremos del tornillo y a lo largo de este se presenta la mayor pérdida ósea, a diferencia de un tornillo corto (Gefen, 2002) donde la pérdida ósea se inicia en la punta del tornillo y aumenta en la cabeza. Con los resultados del proceso de remodelación ósea es posible determinar los parámetros biomecánicos que influyen en el desempeño de tornillos largos, los cuales sugieren modificaciones en la geometría y propiedades mecánicas del tornillo. En las siguientes secciones se presenta la metodología empleada, los resultados obtenidos y las conclusiones.

Método

Para determinar y analizar los patrones de distribución de densidad que permitan estimar el daño generado al hueso por la incorporación del tornillo, se propone la metodología mostrada en el diagrama IDEF0 de la figura 1.

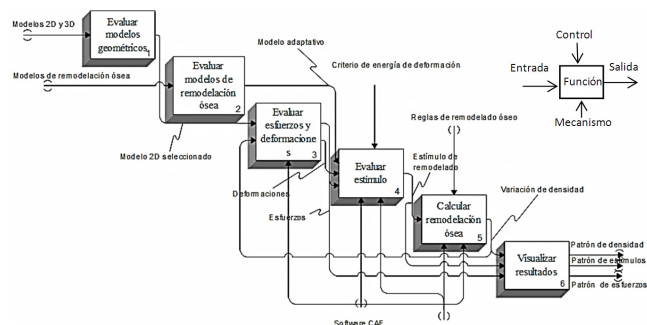


Figura 1. Diagrama IDEF0 mostrando el proceso empleado en la evaluación del fémur con tornillo.

Para ejecutar la primer función del diagrama (Evaluar modelos geométricos) se requiere contar como requerimiento de entrada, con un modelo geométrico de fémur válido y aceptado, por lo que se decidió utilizar el modelo sólido desarrollado por Pacific Research Labs y manipulado con los programas Rapidform[®] y Solid Edge[®] se editó para contar con un modelo 2D. Simultáneamente se ejecutó la segunda función (Evaluar modelos de remodelación ósea), donde se evaluaron diversas formulaciones de remodelación ósea (optimización, adaptación, etc.) aceptadas en la literatura. Siendo seleccionada la basada en la teoría adaptativa, por ofrecer resultados equivalentes a los obtenidos clínicamente (tomografías).

Para evaluar los esfuerzos y las deformaciones, se crearon dos modelos basados en la representación geométrica 2D obtenida en la función 1, para su análisis mediante el método de elementos finitos, los cuales se discretizaron con 2221 (sin tornillo) y 4039 (con tornillo) elementos triangulares, con un refinamiento del mallado en la zona de contacto hueso-tornillo, según el diagrama IDEF0 el mecanismo empleado para obtener los niveles de esfuerzo y deformación fue el software CAE Abaqus 6.9®. Las condiciones iniciales del modelo de elementos finitos a resolver son las mostradas en la figura 2, basadas en los modelos de Tsubota 2000, Weinans 1992 y Lipperman 2006, que predicen la morfología del fémur considerando dos componentes principales; la reacción que actúa sobre la cabeza del proximal debido al contacto con la cadera y los abductores en tres posiciones, abducción, aducción y en apoyo sobre una pierna, los cuales corresponden a un caso de carga habitual y desfavorable para el fémur.

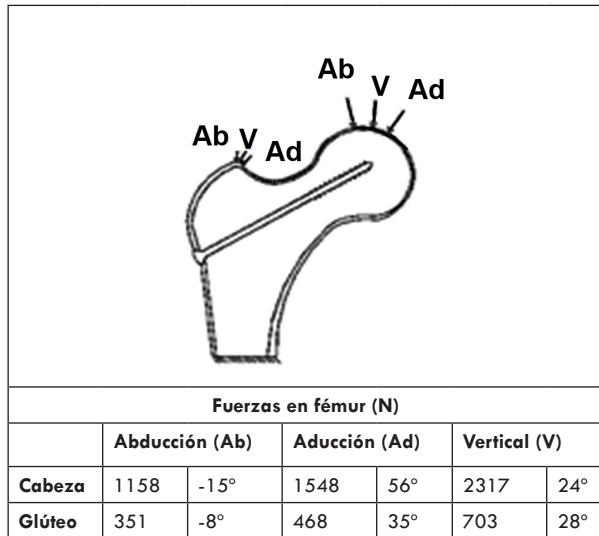


Figura 2. Modelo de fémur proximal empleado en los cálculos por medio de elementos finitos, las condiciones de carga mostradas están basadas en modelos que predicen su morfología comparable con resultados clínicos.

En cuanto a las propiedades mecánicas del material, de acuerdo a la formulación de la teoría adaptativa, se considera que los huesos tanto cortical como trabecular son homogéneos e isotrópicos con una relación de Poisson de 0.3, de tal modo se empleó un módulo de elasticidad para el hueso cortical de 20.0 GPa y para el trabecular de 19.6 GPa (Burstein, 1976). El tornillo se modeló de acuerdo a las especificaciones del fabricante y está elaborado en titanio con un módulo de Young de 116 GPa y una relación de Poisson de 0.3. Los valores de esfuerzo y deformación obtenidos en el análisis son los estímulos iniciales necesarios para determinar la remodelación ósea (ecuación 1).

En la función 4 (Evaluación de estímulo) se realizan los cálculos para el proceso de remodelación, el cual se inicia cuando un estímulo incita a la acción sucesiva (acoplamiento) de osteoclastos y osteoblastos sobre una misma superficie ósea, se

ha considerado que la densidad de energía de deformación SED (Huiskes, et al 1987), conocida como $U \left(\left[\frac{J}{mm^3} \right] \right)$ determina el estímulo que controla al porcentaje de remodelado óseo, se obtiene directamente por el tensor de esfuerzos $\sigma(\underline{x})$ y por el tensor de deformaciones $\varepsilon(\underline{x})$ como:

$$U = \frac{1}{2} \sigma(\underline{x}) \varepsilon(\underline{x}) \tag{1}$$

se sabe que el estímulo U se ve afectado por las propiedades del material, se ha postulado (Cowin, 1976) que el hueso debe adaptar su densidad aparente con cualquier tipo de carga, dado que el hueso tiene espacios inter-trabeculares se le puede considerar como un material poroso y por lo tanto las propiedades mecánicas de este depende directamente de la densidad aparente, por lo que es necesario normalizar la magnitud U con respecto a la densidad aparente como se muestra en (2), con lo que se obtiene la llamada energía de deformación elástica por unidad de masa S (Joules/gr), esta es la señal de remodelado registrada por las células encargadas de la remodelación ósea y representa el estímulo que incita o inhibe el proceso de remodelación ósea, está determinada por:

$$S = \frac{U}{\rho} \tag{2}$$

El porcentaje de cambio en la densidad generado por el estímulo, está definido en la ecuación 3.

$$\frac{d\rho}{dt} = B(S-K) \quad 0 < \rho \leq \rho_c \tag{3}$$

En donde $\frac{d\rho}{dt}$ es un cambio en la densidad, B es el coeficiente de remodelado que depende del tiempo, $S = S(x, y, z)$ es el estímulo mecánico y $k = k(x, y, z)$ es un estímulo de referencia específico de cada persona determinado clínicamente, correspondiente a una distribución de densidad normal en equilibrio.

Para conocer el momento en que se presenta algún cambio en la remodelación ósea, se realiza la comparación entre las magnitudes de los estímulos S y k, se tiene entonces dos opciones; la primer opción sí el valor $(S-k) < 0$ o negativo se produce una reabsorción, la segunda opción sí $(S-k) > 0$ o positivo se tiene la formación.

Por otra parte, si en un cierto valor S excede o está por debajo del estímulo de referencia k, no se tiene proceso de remodelado, por lo que existe una zona específica representada por δ (determinada experimentalmente) en la que el hueso se mantiene estable, la zona δ es un porcentaje alrededor del valor k a partir del cual se inicia la formación o reabsorción ósea, de modo que el remodelado óseo no se iniciará sí existe una pequeña diferencia entre la densidad de energía de deformación y el estímulo de referencia k, la ecuación (3) se puede representar mediante las reglas de remodelado de la siguiente manera.

$$\frac{d\rho}{dt} \begin{cases} B(S-(1+\delta)k) & \text{para } S > (1+\delta)k \\ 0 & \text{para } (1-\delta)k \leq S \leq (1+\delta)k \\ B(S-(1-\delta)k) & \text{para } S < (1-\delta)k \end{cases} \quad (4)$$

La solución de la ecuación (4) como un problema de valores iniciales, se obtiene por el método de integración hacia adelante de Euler y se llega a la siguiente expresión;

$$\Delta\rho = B_1 \{S - k(1 \pm \delta)\}^\alpha \Delta t \quad \text{Si } S \geq k(1+\delta) \quad (5)$$

$$0$$

$$S \leq k(1-\delta)$$

$$\rho_{\min} \leq \rho \leq \rho_{\max}$$

De acuerdo al método de solución de la ecuación (5) el subíndice α resulta con dos posibles valores 2 y 3, en donde 2 representa la formación ósea y 3 la reabsorción, ρ está en el rango de $0.001 < \rho < 1.74 \text{ g/cm}^3$, aquí 1.74 g/cm^3 es la densidad aparente del hueso compacto, $\Delta\rho$ está representada en la función 5 en la figura 1.

Al cambiar la densidad será necesario actualizar las propiedades estructurales del hueso, las cuales relacionan a la densidad por medio de la ecuación definida por Carter (Carter, 1977), convirtiéndolo en un proceso iterativo el cual se detiene cuando es estable.

$$E = c \cdot \rho_i^\gamma \quad (6)$$

En donde E representa al módulo de elasticidad, $c = 3790 \text{ MPa}/(\text{g/cm}^3)$ y $\gamma=3$ es la constante de remodelado. Se considera que este proceso de remodelación ósea se encuentra en un estado estable cuando $\frac{d\rho}{dt}$ es cero o cuando la densidad ha alcanzado su máximo, es decir, cuando es completamente cortical.

Experimentación

Para validar la metodología y las ecuaciones definidas anteriormente, se efectuó la simulación de remodelación ósea bajo las siguientes condiciones; se aplicó a un individuo sano, por lo que el fémur no presenta fractura y por lo tanto no hay tornillo, la remodelación parte de un valor aleatorio de densidad, se realizaron tres evaluaciones con tres valores diferentes de densidad, después de 57 iteraciones en cada simulación numérica se obtuvo que la razón de cambio en la densidad se mantenía constante, llegando al mismo estado final de 1.73 gr/cm^3 sin importar la densidad inicial, para el momento en que la densidad alcanza el valor de 1.73 gr/cm^3 la estructura trabecular del fémur ha creado una distribución de densidad adaptada a la posición y magnitud de las cargas aplicadas.

La figura 3 muestra los resultados de los trabajos de varios autores enfocados a la obtención de la densidad, basados en la teoría adaptativa pero utilizando diferentes métodos,

tal es el caso del trabajo de Christopher quien la obtiene en forma experimental, Weinans utiliza la teoría adaptativa, Negus introduce un coeficiente de remodelado adaptable con el tiempo y Hambli utiliza optimización con redes neuronales, puede observarse la similitud del comportamiento de la alineación trabecular entre ellas y la calculada para un individuo sano, con ello se asegura que el proceso de remodelado adoptado en este proyecto ofrece resultados similares a los registrados en las referencias, por lo que se considera adecuado para este proyecto.

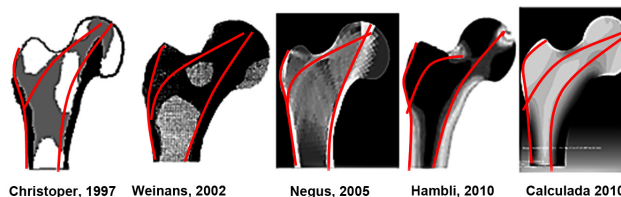


Figura 3. Diferentes distribuciones de densidad obtenida mediante distintas metodologías, en donde se observa la similitud en la morfología típica del fémur, la cual está constituida por la capa cortical y la distribución trabecular formada por sus dos líneas principales.

Resultados

Conforme a la metodología propuesta en la figura 1 y al modelo de condiciones iniciales presentado en la figura 2, se evaluó la distribución de densidad en la epífisis proximal del fémur de un sujeto del sexo femenino de 60 años de edad, con fractura del tipo II, en la cual, se recomienda la aplicación de tornillos largos para su fijación.

Los resultados del proceso de remodelado óseo se muestran en la figura 4, en donde se observa el comportamiento de la densidad promedio en la superficie de contacto hueso tornillo durante un periodo de cien semanas, se aprecia que la densidad decrece durante las primeras 9 semanas llegando a 1.27 g/cm^3 , a partir de ese tiempo se incrementa rápidamente hasta la semana 13 registrando 1.58 g/cm^3 , 90% de la inicial, continuando más lentamente hasta la semana 16.

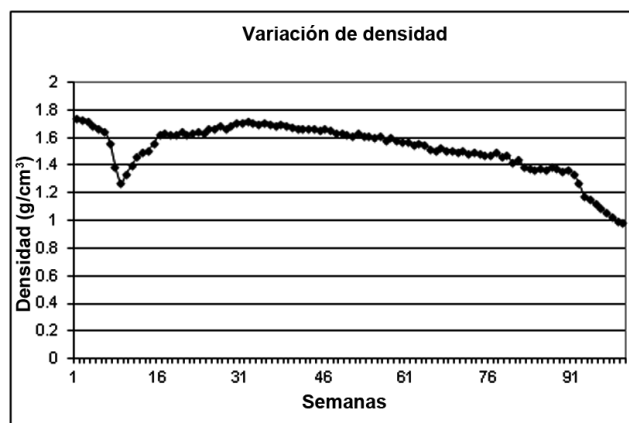


Figura 4. Comportamiento de la variación de densidad durante el proceso de remodelado óseo.

Este comportamiento es ocasionado por la óseo-integración, tiempo en el cual debería existir una adaptación entre el hueso y el tornillo. De la semana 16 a la 38 se tiene un periodo

de estabilidad en el cual la densidad se mantiene alrededor de 1.71 gr/cm^3 , el hecho de no alcanzar valores mayores en este tiempo implica una deficiente óseo-integración, además de que el tornillo aporta rigidez estructural a la zona adyacente a este.

En la tabla 1 figuras (a), (b), (c) se pueden observar los patrones de esfuerzos, estímulos y densidad respectivamente correspondientes a las 30 semanas, puede notarse cómo la interrupción del paso de las líneas principales altera la distribución de esfuerzos, por lo que el hueso en algunas partes perderá o reducirá su estimulación afectando la remodelación ósea, además, es conocido que la alineación trabecular se da de acuerdo a la orientación de los esfuerzos principales por lo que también se modificará.

Retomando la figura 4, a partir de la semana 38 la densidad empieza a descender, al llegar a la semana 85 el hueso intenta ajustarse a las condiciones mecánicas incrementándola ligeramente. En la tabla 1 figuras (d), (e), (f) se observa como la distribución de esfuerzos ya es afectada fuertemente por el tornillo y por consiguiente el estímulo y la formación ósea también se ven afectados, se aprecia la nueva distribución de esfuerzos, su interferencia en la generación y propagación de estímulos y su afectación negativa en la distribución de densidad ósea, tal acción ha sido observado en otros trabajos (Venema, 2001) con diferentes implantes. Al alcanzar la semana 91 la densidad cae en forma acelerada sin recuperar el valor inicial lo cual indica que el hueso no puede adaptar su densidad a su entorno.




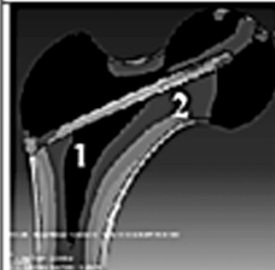

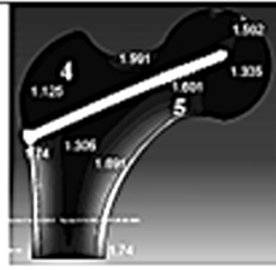

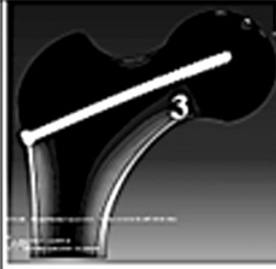
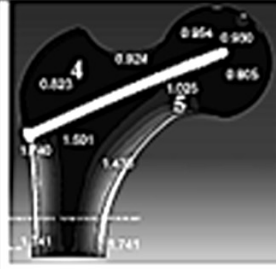
Distribución de Esfuerzos	Distribución de Estímulo	Distribución de Densidad
Hueso con densidad de $1.72 \text{ (gr/cm}^3\text{)}$ (30 semanas)		
		
(a)	(b)	(c)
Hueso con densidad de $1.2 \text{ (gr/cm}^3\text{)}$ (90 Semanas)		
		
(d)	(e)	(f)
Hueso con densidad de $0.98 \text{ (gr/cm}^3\text{)}$ (100 semanas)		
		
(g)	(h)	(i)

Tabla 1. Distribución de esfuerzos equivalentes von Mises (columna 1), distribución del estímulo de remodelado óseo (columna 2) y distribución de densidad (columna 3).

En las figuras (a), (d), (g) de la tabla 1 se muestran los patrones resultantes de la prueba correspondientes a la variación de esfuerzos, el área marcada con el número 1 representa una zona sometida a bajos esfuerzos, la cual al transcurrir el tiempo crece, el crecimiento de esta área implica que una mayor cantidad de hueso trabecular se encuentra sujeto a esfuerzos que no generan una estimulación que incite su regeneración, lo que pone de manifiesto la importancia de la densidad ósea en la propagación de los estímulos, en contraste a esto el tornillo tiende a concentrar esfuerzos que incrementan su magnitud a medida que la densidad disminuye, la zona marcada con los números 2 y 3 que indican tanto los esfuerzos como los estímulos, respectivamente, permanecen y llegan a incrementarse en un 20% con respecto a lo indicado en las figuras (a), (b) de la tabla 1, lo anterior impide la estabilidad requerida para una correcta fijación, lo que ocasionaría micro movimientos en la superficie de contacto hueso implante (Mandel, 2004, Ramaniraka, 2000).

A causa de la posición del tornillo y del tipo de cargas (compresión y tensión) la pérdida ósea no es uniforme, los resultados obtenidos permiten observar los diferentes valores de densidad dependiendo de la magnitud de los esfuerzos actuantes en las líneas trabeculares (ver tabla 1), la zona marcada con el número 4 es la más vulnerable a la pérdida de densidad se localiza cerca del trocante mayor, la posición del tornillo y la combinación de cargas no permite la correcta estimulación en esta parte de la estructura del fémur, la alineación trabecular en el resto del tornillo permanece por más tiempo.

En la tabla 1 las áreas marcadas con el número 5 indican que existe un estímulo generado por los esfuerzos, con la magnitud suficiente para iniciar la óseo-integración hueso-tornillo.

En la tabla 2 únicamente se presenta la distribución de densidades a lo largo de cien semanas, se puede observar que la pérdida está acompañada de la disminución de esfuerzos, por ejemplo, la densidad alrededor de las últimas cuerdas decrece gradualmente, debido a una disminución en el nivel de esfuerzos en la cercanía de estas cuerdas, que genera un estímulo menor, afectando los alrededores del tornillo, ocasionando un decremento en la densidad ósea y una reabsorción progresiva, que va de la punta del tornillo hacia la cabeza, dañando la línea principal a tensión y compresión.

La reabsorción del hueso alrededor del tornillo ha generado una pérdida del soporte estructural, en la tabla 1 se obser-

va que a las 30 semanas la línea principal a compresión se mantiene aproximadamente en 1.73 g/cm^3 y con el paso del tiempo al llegar a las 100 semanas desciende a 0.98 g/cm^3 , teniéndose una reducción aproximadamente del 45%.

Bajo estas condiciones, se asume que el tornillo empieza a experimentar micro movimientos, lo cual es considerado como causa de aflojamiento.

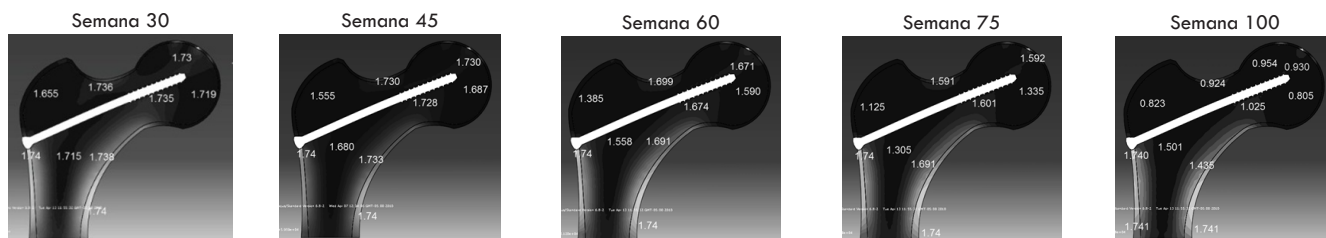
La colocación de un tornillo ocasiona un proceso de remodelado óseo irregular que culmina en la reabsorción del hueso circundante. Considerando que resultados in vivo han reportado la presencia de rotación de la cabeza femoral después de la fijación de la fractura, la cual se presenta poco después de la movilización del paciente y es más notorio cuando se coloca sólo un tornillo y a la forma en la que se da la pérdida de densidad, existe la posibilidad de presentarse daño trabecular en la cabeza de la epífisis proximal a partir de las cien semanas de su colocación.

En las gráficas de la figura 5 se observa la distribución de esfuerzo a lo largo del tornillo con diferente densidad, se observa que tanto el hueso cortical como trabecular presentan esfuerzos máximos en donde la cabeza, las primeras y últimas cuerdas del tornillo hacen contacto con el hueso y llega aproximadamente a los 540 kPa. Puede notarse que los esfuerzos en el tornillo llegan a incrementarse hasta un 73 % y en el hueso trabecular disminuyen un 64% a medida que la densidad decrece, los esfuerzos en el tornillo son inferiores al límite de cedencia del material del tornillo (24 % del límite), puede considerarse que el tornillo experimenta esfuerzos que lo lleva a experimentar pequeñas deformaciones elásticas, de modo que no se presentará una falla estructural estática. Lo anterior sugiere la reducción del módulo de elasticidad, con base en el comportamiento de la estructura trabecular y del tornillo, el cual está absorbiendo la mayor cantidad de carga, se intuye que con la reducción del módulo de Young se reduciría el efecto protector del tornillo.

En los patrones de adaptación mostrados en la tabla 1 la reabsorción resultante depende del material óseo y las características geométricas del tornillo y del material.

En una primera prueba se propone la reducción del módulo de elasticidad de 116 a 30 GPa, los resultados de la distribución de densidad después de 10 semanas son favorables, ya que se presenta una zona más amplia sobre el hueso tra-

Tabla 2 Distribución de densidad alrededor del tornillo



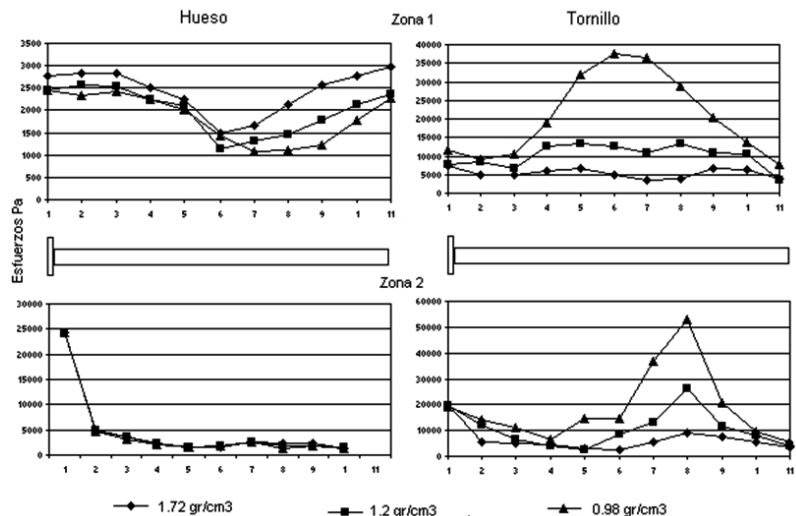
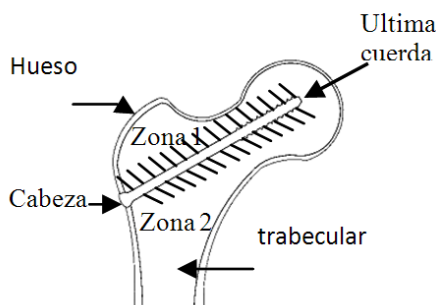


Figura 5 Distribución de esfuerzos en hueso y tornillo, valores registrados las zonas 1 y 2.

trabecular con esfuerzos 35% mayores a los registrados que con un módulo de rigidez mayor, con lo anterior se genera una estimulación más adecuada para provocar la formación prácticamente en todas las cuerdas del tornillo.

Esto indica que la magnitud crítica a reducir en el proceso de diseño para mejorar la compatibilidad biomecánica hueso tornillo, es la rigidez estructural bajo cargas de compresión, la cual está en función del módulo de elasticidad y la sección transversal (diámetro del tornillo). Lo que sugiere la conveniencia de diseñar un tornillo con tres variables 1) menor módulo de elasticidad 2) mayor diámetro de tornillo 3) mayor altura de la rosca, con la reducción del módulo de elasticidad se genera un estímulo más grande en el hueso, con el incremento del diámetro y longitud de la rosca se tiene una mayor cantidad de hueso entre las cuerdas generando mayores áreas sometidas a compresión para la fijación de la fractura.

Conclusiones

Teniendo en consideración las simplificaciones realizadas en el modelo empleado de remodelación ósea, basado en la teoría adaptativa y el criterio de energía de deformación presentado en este trabajo, se encontró que es consistente a trabajos previos al reproducir el comportamiento isotrópico del hueso como consecuencia del estado tensional al que se encuentra sometido, por lo tanto fue posible determinar las variaciones en la reabsorción y formación del hueso, así como, la alteración en las condiciones de fijación.

La absorción de esfuerzos por parte del tornillo largo provoca que en la estructura trabecular disminuya la magnitud de los esfuerzos a los que está sometida hasta en un 64%, mientras que en el tornillo se incrementan en un 73%, lo anterior favorece el crecimiento de áreas, en las cuales el hueso trabecular se encuentra sometido a la acción de esfuerzos que no generan la estimulación mecánica adecuada de las células encargadas del remodelado óseo, con el tiempo se presenta una nueva distribución de esfuerzos y por lo tanto

una alteración en las propiedades mecánicas del hueso conduciéndolo, subsecuentemente, a una adaptación deficiente de su arquitectura trabecular.

Los resultados confirman un incremento en la actividad del proceso de remodelación ósea después de la semana 13, lo que sugiere un tiempo inicial de recuperación a partir de 3 meses de la operación. El incremento observado en la actividad ósea es insuficiente para alcanzar las condiciones iniciales de densidad, ocasionando una óseointegración parcial. Bajo condiciones de óseo integración parcial el fémur no puede adaptarse a las nuevas condiciones mecánicas a las que es sometido, resultando afectada de manera negativa la distribución de densidad.

El patrón de pérdida de densidad de un tornillo largo en el presente estudio muestra que la mayor pérdida se presenta en la parte superior del tornillo reduciéndose en los extremos a diferencia de un tornillo corto (Gefen, 2002), la pérdida de densidad se inicia en la punta del tornillo largo y continúa hacia la cabeza del tornillo, donde la pérdida de densidad es menor.

La distribución de la densidad sugiere que el diseño de un tornillo debe considerar tres variables 1) menor módulo de elasticidad 2) mayor diámetro de tornillo 3) mayor altura de la rosca.

El empleo de un tornillo con las condiciones de diseño similares a las empleadas en este proyecto no sería adecuado en huesos con osteoporosis por la pérdida ósea registrada.

Agradecimientos

Los autores de este artículo agradecen el apoyo del Instituto de Ciencia y Tecnología del Distrito Federal en el desarrollo de este proyecto.

Referencias

- Bonnaire F, Zenker H., Lill C., Weber AT, Linke B. *Treatment strategies for proximal femur in fractures in osteoporotic patients*. Osteoporos International, 16 (Suplemento2): 2004: S93-S102.
- Burstein AH, DT Reilly and M Martens. *Aging of bone tissue: mechanical properties*. Journal of Bone and Joint Surgery, 58(1): 1976: 82-86.
- Carter, D. Hayes, W. *The behavior of bone as a two phase porous structure*. Journal of Bone and Joint Surgery, (159): 1977: 954 – 962.
- Christopher R.J., Simo J.C., Beaupre G.S. *Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations*. Journal of Biomechanics, 30(6): 1997: 603-613.
- Cowin SC & Hegedus DH: “*Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity*”. Journal of Elasticity, (6): 1976: 313-326.
- Gefen, A. *Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-design in orthopaedic screws*. Medical Biological Engineering Computing. 40: 2002: 311–322.
- Hambli R. *Applications of Neural Networks and Finite Element Computation for Multiscale Simulation of Bone Remodeling*. Journal of Biomechanical Engineering, (132): 2010: 114502-1, 114502-5.
- Huiskes R., et al *Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic design analysis*. Journal of Biomechanics, 20: 1987: 1135 - 1150
- Lipperman Michal, Gefen Amit. “*A method of quantification of stress shielding in the proximal femur using hierarchical computational modeling*”. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 9(1): 2006: 35 – 44.
- Mandell, J. A., Carter, D. R., Goodman, S. B., Schurman, D. J., and Beaupre, G. S.A. *Conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotion*. Clinical Biomechanics, (19): 2004: 695-703.
- Negus, Charles Hugh. *Three dimensional dynamic hypoelastocremodeling in the proximal femur*. Dissertation, University of California, San Diego, 2005
- Ramaniraka, N. Rakotomanana, L. R., and Leyvraz, P. F. *The fixation of the cemented femoral component. Effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface*. Journal of Bone and Joint Surgery, (82): 2000: 297-303;
- Robling Alexander, Burr David, Turner Charles. “*Recovery periods restore mechanosensitivity to dynamically loaded bone*”. The Journal of Experimental Biology, (204): 2001: 3389–3399.
- Seeman. E, et al *Bone Quality - The Material and structural basis of bone strength and fragility*, The New England Journal of Medicine, 354: 2006: 2250-2260.
- Sommerfeldt, D. W, Rubin, C. T. “*Biology of bone an how is orchestrated the form and function of skeleton*”. European Spine Journal, (10): 2001: S86-S95.
- Slone, Richard. “*Orthopedic fixation device*” Radiographic, 11(5): 1991: 823-847.
- Stadelmann, V.A., Terrier, A., Pioletti, D.P., *Microstimulation at the bone-implant interface upregulates osteoclast activation pathways*. Bone, 2007: 358-364.
- TaljanovicMihra. “*Fracture fixation*” Radio Graphics, (23): 2003: 1569–1590.
- Tsubota K., Adachi, T., and Tomita, Y. *Simulation Study on Model Parameters of Trabecular Surface Remodeling Model*, In: 2000 Proc. 4th International. Symposium on computer methods in biomechanics and biomedical engineering.
- Venesmaa, P. K., Kroger, H. P. J., Miettinen, H. J. A., Jurvelin, J. S., Suomalainen, O. T., and Alhava, E. M. *Monitoring of periprosthetic BMD after uncemented total hip arthroplasty with dual-energy X-ray absorptiometry - a 3-year follow-up study*. Journal of Bone and Mineral Research, (16): 2001: 1056-1061.
- Weinans, H., Huiskes, R., and Grootenboer, H. R., “*The Behavior of Adaptive Bone-Remodeling Simulation Models*” Journal of Biomechanics, 1992: (25): 1425–1.
- Wolff Beiträge zur Lehre von der Heilung der Frakturen. Archiv für Klinische Chirurgie, (14): 1976: 389-453.