

# ESTUDIO DEL EFECTO DE PLACAS DE FIJACIÓN EN FRACTURAS DE TIBIA PROXIMAL UTILIZANDO EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Lilibeth A. Zambrano<sup>1</sup>, Carmen Müller-Karger<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Biomecánica, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela.

## RESUMEN

En este estudio se analiza la influencia de placas de fijación en el proceso de osteosíntesis de la fractura de tibia proximal tipo 41-C1 (clasificación AO), cuando ésta es sometida a cargas de compresión, evaluando el desplazamiento espacial de los fragmentos de fractura. El estudio se realizó en forma experimental en tibias sintéticas. Se comparó numérica y experimentalmente el comportamiento de dos modelos de tibia: real y sintética. Se desarrolló un modelo de elementos finitos de una tibia sintética fracturada y de placas de fijación tipo L y T; estas últimas se simplificaron a través de restricciones cinemáticas que simulaban la rigidez de las placas. Se compararon modelos de tibias fracturadas con y sin placas bajo cargas de compresión; las tibias con placas se comportan como un cuerpo rígido deformable, en cambio en el modelo sin placas los fragmentos se separan del hueso, colapsando el sistema.

Palabras clave: elementos finitos, fracturas de tibia proximal, placas de fijación.

## STUDY OF THE EFFECT OF FIXATION PLATES IN PROXIMAL TIBIA FRACTURES USING THE FINITE ELEMENT METHOD

### ABSTRACT

The influence of the fixation plates on the osteosynthesis process of the 41-C1 tibia fracture is analysed in this research, by studying the fracture fragments displacements when a compressive load is applied. A cadaveric tibia and a synthetic tibia were experimentally and numerically compared. Then, two different FEM of fractured tibia were developed: with and without fixation plates, and compression loads were applied to both. Kinematical restrictions were employed to simulate fixation plates. The model with fixation plates behaved like a rigid deformable body, while the model without plates collapses.

Key words: finite element, fixation plates, proximal tibia fracture

## 1. INTRODUCCIÓN

En Venezuela, así como en muchos lugares del mundo, las fracturas que comprometen la meseta tibial han ido aumentando, bien sea por su relación con el incremento de accidentes de tránsito o por la popularización de la práctica de algunos deportes extremos, como el paracaidismo.

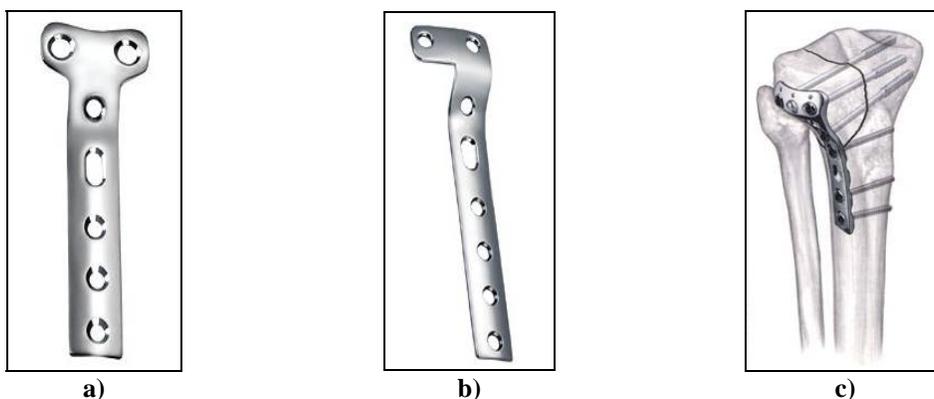
La más sencilla de este tipo de fracturas es la 41-C1 (Clasificación AO<sup>1</sup>), una fractura de tibia proximal metafisial simple; la cual, como se observa en la Figura 1, involucra ambos cóndilos (lateral y medial) y se observa como una línea de rotura que va desde la superficie articular hasta el área metafisial, con un ligero desplazamiento de los fragmentos de hueso [1].

La técnica de osteosíntesis más utilizada y recomendada para reubicar los fragmentos de la fractura a su posición original, y así restituir la zona articular, es la colocación de placas tipo L o T, las cuales se fijan al hueso a través de tornillos [2,3]. Estas placas son delgadas, por lo que suele colocarse una placa contralateralmente para neutralizar los efectos de flexión a los que puedan verse sometidas (figura 2) [4].

<sup>1</sup> AO: Asociación para la Osteosíntesis (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)



**Figura 1. Fractura de tibia proximal 41-C1 [1]**



**Figura 2. a) Placa de fijación tipo L, b) placa tipo T, y c) reducción de fractura proximal de tibia por medio de placas [www.orthopaedic-implants.com]**

La recuperación inapropiada de esta fractura puede traer graves consecuencias a corto y largo plazo, como la aparición de artritis degenerativa o el posterior reemplazo de la articulación. Esto ha motivado a algunos investigadores a realizar ensayos experimentales y modelos numéricos para evaluar el comportamiento biomecánico del proceso de osteosíntesis de las fracturas de tibia proximal [5-7].

El uso de cualquier implante debe estar precedido por un profundo proceso de análisis que incluye, entre otros, estudios del comportamiento mecánico del dispositivo a implantar. En este tipo de evaluación, el implante debe someterse a ensayos mecánicos que reproduzcan de forma fiel, las cargas fisiológicas a las que estará sometido durante su funcionamiento.

En el caso de los implantes para reducción de fracturas, lo ideal sería realizar los ensayos mecánicos utilizando ensamblajes compuestos por el implante y por huesos humanos, pero lamentablemente existen muchas limitaciones en cuanto al uso de huesos cadavéricos. Por esta razón, comúnmente se recurre al uso de huesos sintéticos, en sustitución de los reales, que sean capaces de reproducir adecuadamente el desempeño del hueso real al que están sustituyendo.

Hasta donde reporta la literatura, muy pocos autores han realizado la validación experimental de las propiedades mecánicas de huesos sintéticos. Cristofolini y Viceconti [8, 9] estudiaron de forma extensiva las propiedades mecánicas de modelos de tibia y fémur, en diferentes condiciones de carga. Asimismo, Landsman y Chang [10] compararon metatarsos humanos con modelos anatómicos de espuma de plástico sólido y modelos anatómicos modificados, en tres condiciones diferentes. De estos estudios se concluyó que los huesos sintéticos reproducen el comportamiento de un hueso real sólo para ciertas de las condiciones evaluadas. Otros autores han utilizado huesos sintéticos para realizar estudios diferentes, como evaluación de diversos elementos de osteosíntesis: grapas, alambres, clavos, cemento óseo, etc. [11-15].

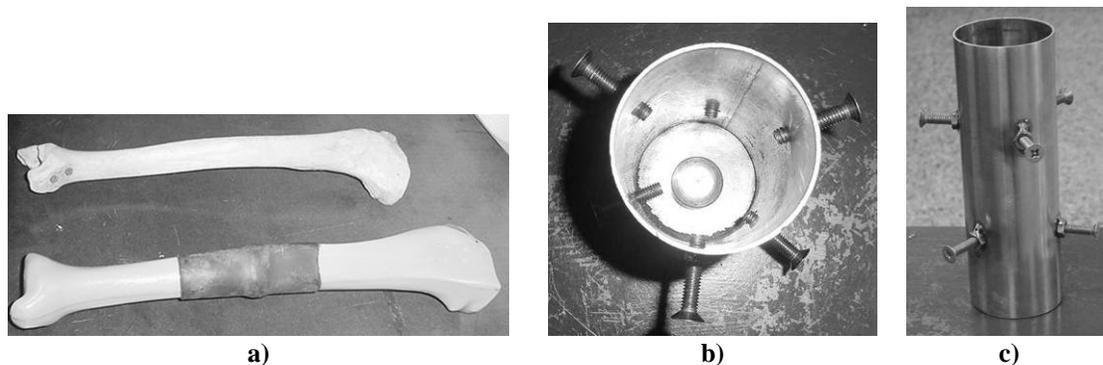
Por otra parte utilizar prototipos sintéticos en pruebas de comportamiento mecánico de implantes puede involucrar grandes inversiones monetarias, ya que los ensayos experimentales que se deben realizar son, en su mayor parte, destructivos; lo que conduce al uso de modelos numéricos capaces de reproducir el comportamiento presentado por los modelos artificiales. En este sentido, ha cobrado importancia el desarrollo de modelos numéricos de huesos compuestos que emplean el método del elemento finito para la reproducción de dicho patrón. En los primeros estudios realizados se utilizaron modelos bidimensionales [16] para evaluar las deformaciones y los esfuerzos intraóseos al utilizar placas de compresión, tanto en modelos plásticos de hueso como en muestras reales. Más recientemente, se reporta la validación de modelos cadavéricos y sintéticos de fémur empleando el Método del Elemento Finito (MEF) [17], obteniendo modelos computacionales con buenos resultados para los especímenes artificiales, con el fin de utilizarlos en evaluaciones pre-clínicas de diseños de implantes.

El principal objetivo de esta investigación es crear un modelo numérico, basado en la geometría de una tibia sintética (Synbone®), para estudiar el comportamiento de la fractura de tibia proximal 41-C1 (clasificación AO), bajo la acción de cargas compresivas, que permita observar la respuesta mecánica de la tibia fracturada en dos condiciones: a) sin reducción de la fractura, y b) con reducción de fractura por medio de placas de fijación (tipo L y T). Para ello, se realizan ensayos experimentales que permitan comparar el comportamiento mecánico de una tibia real con el de una tibia sintética. Se reproducen estos ensayos con modelos numéricos usando el MEF, donde se emplean propiedades mecánicas de la tibia sintética obtenidas experimentalmente. Dichos modelos numéricos se modifican para simular la fractura del hueso y producir dos nuevos grupos de estudio: tibias fracturadas con y sin placas de fijación, las cuales se someten a cargas de compresión para estudiar el comportamiento de los fragmentos de la fractura.

## 2. ENSAYOS EXPERIMENTALES COMPARATIVOS ENTRE TIBIA SINTÉTICA Y TIBIA CADAVÉRICA

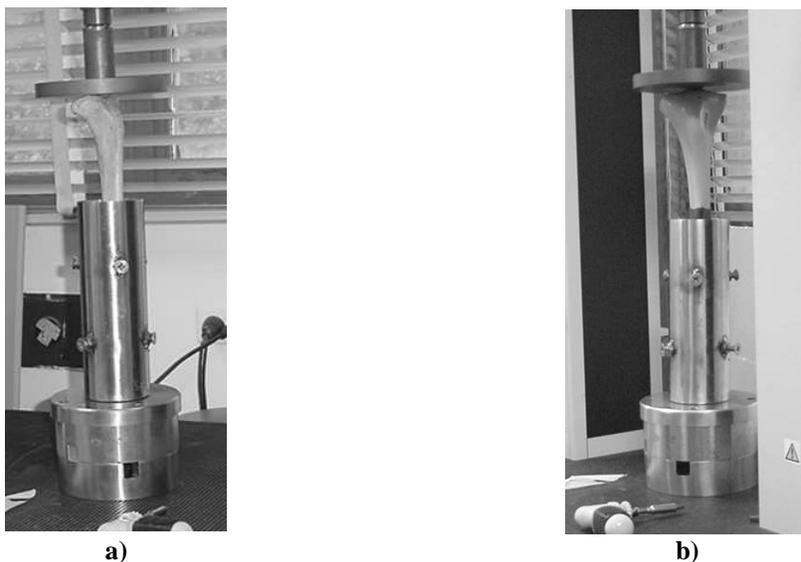
Utilizar tibias sintéticas para evaluar el comportamiento mecánico de implantes no sólo elimina el problema que implica la obtención de huesos cadavéricos, sino que permite tener repetibilidad en los resultados al presentar geometrías y composiciones controladas, lo que no ocurre con los huesos cadavéricos que pueden ser todos diferentes debido a condiciones fisiológicas de los donantes. El prototipo de tibia sintética está compuesto por dos materiales distintos que emulan los tipos de hueso que conforman la tibia: una capa externa, que simula el hueso cortical, y el material interno, que simula el hueso esponjoso.

El primer paso de esta investigación consistió en comparar la respuesta de una tibia sintética (Synbone®) y de una tibia cadavérica (ver figura 3), ante la acción de una carga de compresión.



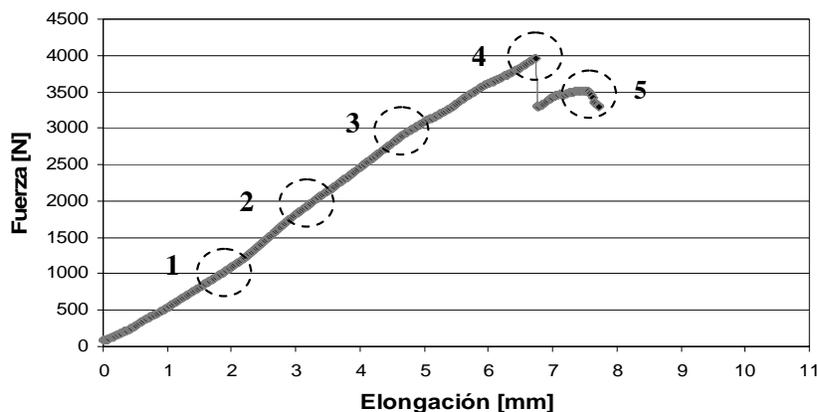
**Figura 3. a) Modelos de tibia para ensayos de compresión: cadavérica (sup.) y sintética (inf.), b) y c) dispositivo de fijación de tibias.**

Se colocó cada muestra en un dispositivo de fijación especialmente diseñado para sujetar las tibiae en la máquina de ensayos, ubicando la epífisis proximal hacia arriba y la epífisis distal hacia abajo, para aprovechar el soporte interno que simula la articulación del tobillo (figura 3). Los tornillos laterales de la base de fijación se ajustaron convenientemente para inmovilizar toda la diáfisis de la tibia y evitar el pandeo de las muestras durante los ensayos. Luego de ajustar las muestras en la máquina y el módulo de carga, se aplicó una carga monotónica hasta provocar la rotura de cada espécimen, a una velocidad de desplazamiento del cabezal de 1mm/min.; utilizando un disco plano como punto de contacto entre la máquina y el lugar de aplicación de la carga en el sistema dispositivo-tibia (ver figura 4). Finalmente, se detuvo el proceso de carga y se retiró la muestra luego de provocada la fractura.

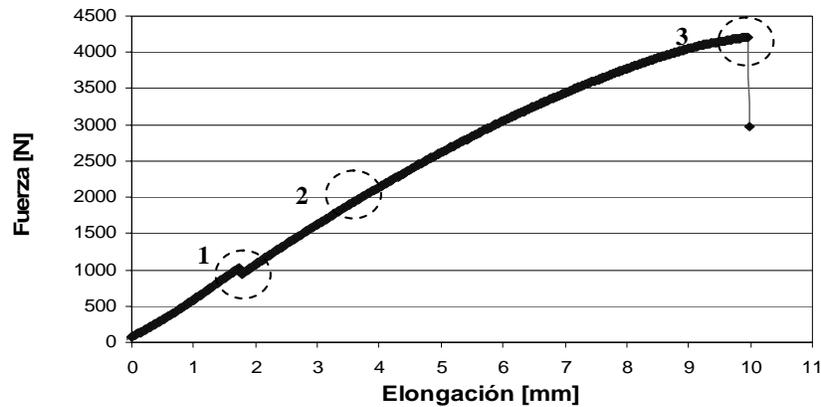


**Figura 4. Ensayos de compresión de tibiae: a) cadavérica y b) sintética.**

Del ensayo antes descrito se obtuvieron los datos con los que se construyeron las curvas fuerza-deformación para cada muestra de tibia, las cuales pueden observarse en las figuras 5 y 6.



**Figura 5. Gráfico Fuerza-Deformación: Tibia Real.**



**Figura 6. Gráfico Fuerza-Deformación: Tibia Sintética.**

Desde el punto de vista mecánico y sin tomar en cuenta factores estadísticos, se puede asumir que ambas tibias exhiben un comportamiento similar.

En el caso de la tibia real (figura 5), hasta unos 1200 N de carga (punto 1) se observó un comportamiento prácticamente lineal. A partir de dicho punto se registró un cambio de pendiente, lo cual es indicativo de algún tipo de reajuste estructural entre el punto 1 y el punto 2. En tal sentido, se observa un incremento de la pendiente, lo que sugiere un aumento en la rigidez de la tibia. Durante dicho reajuste probablemente ocurre una densificación del hueso esponjoso con posibles microfisuras internas conducentes a daños en el mismo, lo que produce un ligero descenso en la pendiente entre los puntos 2 y 3. En este punto, unos 3500 N, se comenzaron a escuchar sonidos típicos del resquebrajamiento del hueso hasta que el sistema falló a unos 4000 N de carga (punto 4), lo que evidencia el deterioro paulatino del hueso a medida que se incrementó la carga. La rotura no fue completa, es decir, que la tibia a pesar de sufrir fractura, de alguna manera pudo reajustar su estructura para soportar todavía una carga adicional (punto 5).

En cuanto a la tibia sintética (Figura 6), al igual que para la tibia real, se puede apreciar un comportamiento cuasi-lineal hasta el punto 1 (unos 1000 N). De aquí en adelante probablemente ocurren microfisuras en el material compuesto, produciéndose un reacomodo estructural que evidencia un comportamiento lineal entre el punto 1 y el punto 2 de la Figura 6, con una pendiente similar a la de la sección anterior. En el tramo comprendido entre los puntos 2 y 3 se observa un comportamiento no lineal, lo cual se puede interpretar como un efecto de plasticidad del material compuesto con la posible coexistencia de un proceso de microfisuración, hasta alcanzarse la fractura final a unos 4200 N (punto 3). En la Tabla 1 se muestran algunos resultados obtenidos con fines comparativos.

**Tabla 1. Cargas Soportadas por las Tibias (N)**

| Tibia     | Carga límite proporcional<br>(punto 1, figuras 5 y 6) | Carga de fractura |
|-----------|---|-------------------|
| Real      | 1020  | 3950              |
| Sintética | 1045  | 4215              |

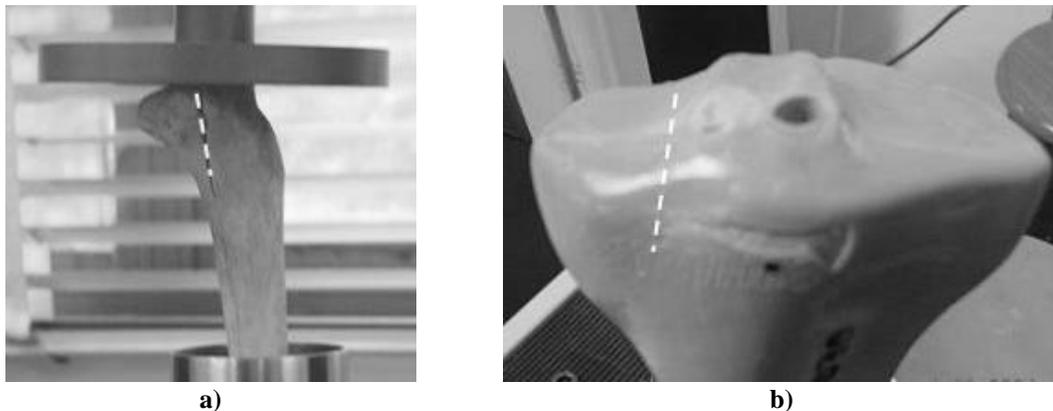
Tomando en consideración la carga límite proporcional, es decir, la carga a partir de la cual el comportamiento deja de ser lineal, se puede decir que las tibias presentaron un comportamiento mecánico similar. Por otra parte, aunque las dimensiones de las tibias eran ligeramente diferentes, sobre todo en cuanto a longitud, en este caso las cargas de fractura tienen el mismo orden de magnitud. Lo anterior

indica que, de una manera general, el comportamiento mecánico de la tibia de material compuesto es semejante al de la tibia real.

Desde el punto de vista físico, se obtuvo un patrón de fractura semejante para ambas tibias, en principio, fractura tipo 41-C1 (clasificación AO). En la figura 7 se ilustran tales fracturas; desde el punto de vista médico, la fractura se genera en la misma zona de la tibia proximal y se propagan en la misma dirección hacia la diáfisis.

De los resultados anteriores se concluyó que la tibia sintética estudiada simula satisfactoriamente el comportamiento general de la tibia real, lo que permitió hacer las pruebas exploratorias pautadas.

Una vez establecido que la tibia sintética reproduce el comportamiento mecánico de una tibia real (en las condiciones hasta ahora descritas), se continúa con el proceso de creación del modelo numérico.



**Figura 7. Fracturas 41-C1: a) tibia real (cadavérica); b) tibia sintética.**

### 3. OBTENCIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA TIBIA SINTÉTICA

Debido a que las propiedades mecánicas de los materiales que componen la tibia sintética son consideradas confidenciales por los fabricantes de estos prototipos, fue necesario realizar ensayos experimentales para determinarlas. En este sentido, se tomaron modelos físicos de la tibia sintética para fabricar probetas que se sometieron a ensayos de compresión, los cuales se llevaron a cabo siguiendo los protocolos y condiciones establecidas en las normas ASTM para plásticos rígidos (ASTM D-695-02a) (material cortical) y para plásticos celulares rígidos, también conocidos como espumas (ASTM D-1621-04a) (material esponjoso).

Se construyeron 8 probetas de material cortical y 7 probetas de material esponjoso, con las medidas establecidas por cada norma. Para el material cortical, se tomaron 2 probetas para realizar la calibración de la máquina de ensayos, por lo que efectivamente se ensayaron sólo 5 probetas. Asimismo, se tomaron 3 probetas del material esponjoso para la calibración de la máquina de ensayos, utilizándose 5 probetas para la determinación de propiedades. En ambos casos, cada una de las probetas fue sometida a cargas de compresión a una velocidad de 1,3 mm/min., tal y como se observa en la figura 8, hasta alcanzar la fractura; con lo que se originaron dos tipos de curvas: la gráfica “carga vs. desplazamiento” para el plástico celular rígido y la gráfica “esfuerzo vs. deformación” para plásticos rígidos (figuras 9 y 10, respectivamente).

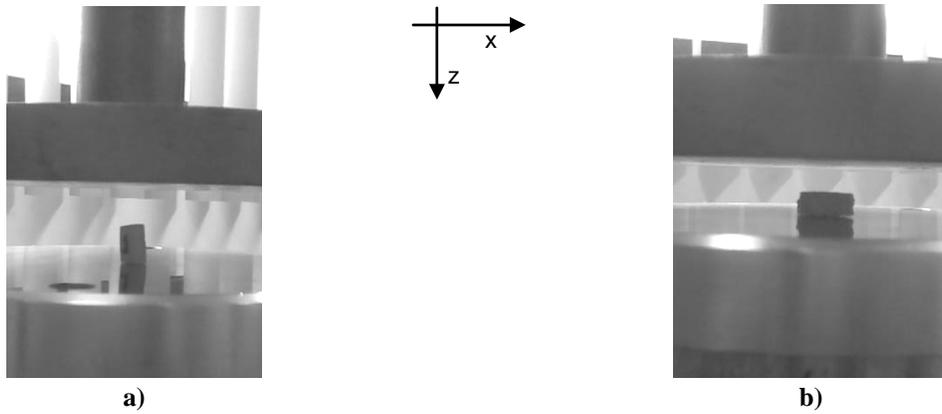


Figura 8. Ensayos de compresión a) cortical, b) esponjoso.

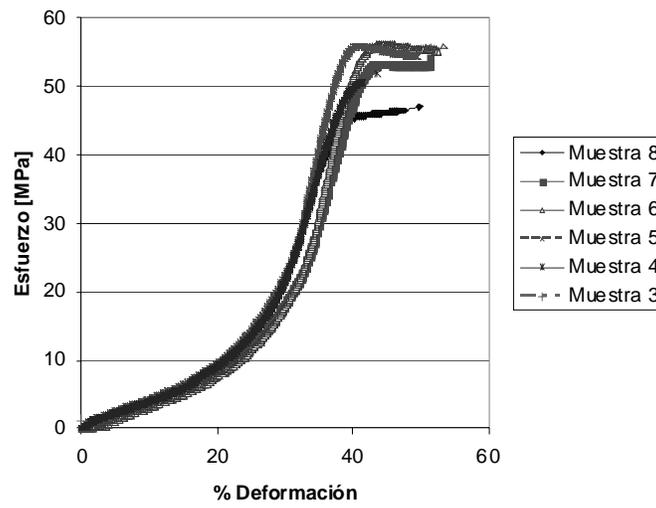


Figura 9. Curva “esfuerzo vs. deformación” para el material cortical.

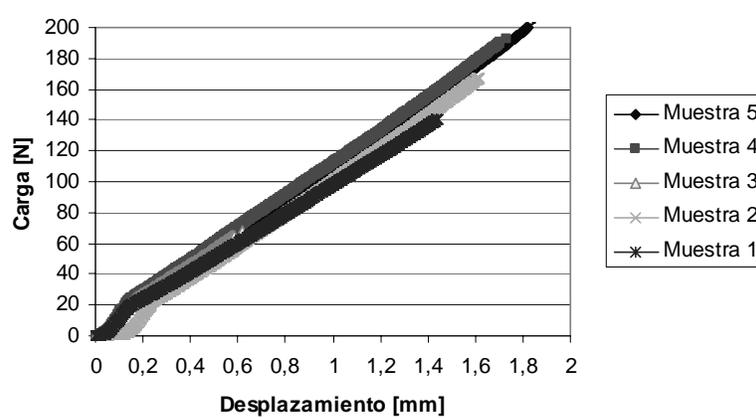


Figura 10. Curva “carga vs. desplazamiento” material esponjoso.

A partir de estas gráficas, se calculan los valores de Módulo de elasticidad (Módulo de Young) y Módulo de Poisson a compresión para cada material, utilizando la ecuación 1 para plásticos rígidos (ASTM D-695-02a) y la ecuación 2 para plásticos celulares rígidos, respectivamente (ASTM D-1621-04a).

$$E_c = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1)$$

Donde:

$\sigma$  = esfuerzo, MPa,  
 $\varepsilon$  = deformación

$$E_c = \frac{W \times H}{A \times D} \quad (2)$$

Con:

$E_c$  = Módulo de elasticidad en compresión, GPa,  
 $W$  = Carga, N,  
 $H$  = Altura inicial del espécimen, m,  
 $A$  = Área transversal inicial, m<sup>2</sup>,  
 $D$  = desplazamiento, m.

El módulo de Poisson asociado a cada material fue calculado a través de la ecuación 3, utilizada para calcular el coeficiente de expansión volumétrica [18]. La deformación requerida en esta ecuación se calculó a partir de las dimensiones de las probetas medidas antes y después del ensayo de compresión.

$$\Delta V = (\varepsilon_x - 2\nu\varepsilon_x)V_o \quad (3)$$

Donde:

$\nu$  = Módulo de Poisson  
 $\Delta V$  = Variación de volumen, mm<sup>3</sup>,  
 $\varepsilon_z$  = deformación en la dirección z,  
 $V_o$  = volumen inicial del espécimen, mm

Para cada probeta ensayada se calcularon los valores de Módulo de Young ( $E$ ) y Módulo de Poisson ( $\nu$ ), reportándose 7 valores distintos para cada material. Calculando el promedio de estos datos, se consiguió el valor aproximado para el ( $E$ ) y ( $\nu$ ) de cada material que se muestran en la Tabla 2.

**Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales de la tibia sintética.**

| Material  | Módulo de Poisson | Módulo de Young [Mpa] |
|-----------|-------------------|-----------------------|
| Cortical  | 0,4796            | 400,2525              |
| Esponjoso | 0,4469            | 4,377                 |

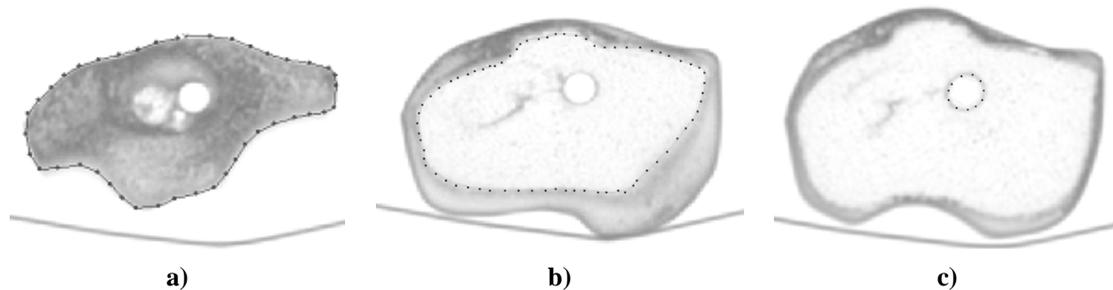
#### 4. MODELOS NUMÉRICOS COMPARATIVOS: TIBIA SINTÉTICA A COMPRESIÓN

Se construye un modelo discreto de la tibia sintética utilizando el MEF, el cual se valida simulando y comparando con el ensayo de compresión efectuado con la tibia sintética. A continuación se describen los pasos seguidos para la elaboración de este modelo.

#### 4.1 Construcción de la geometría

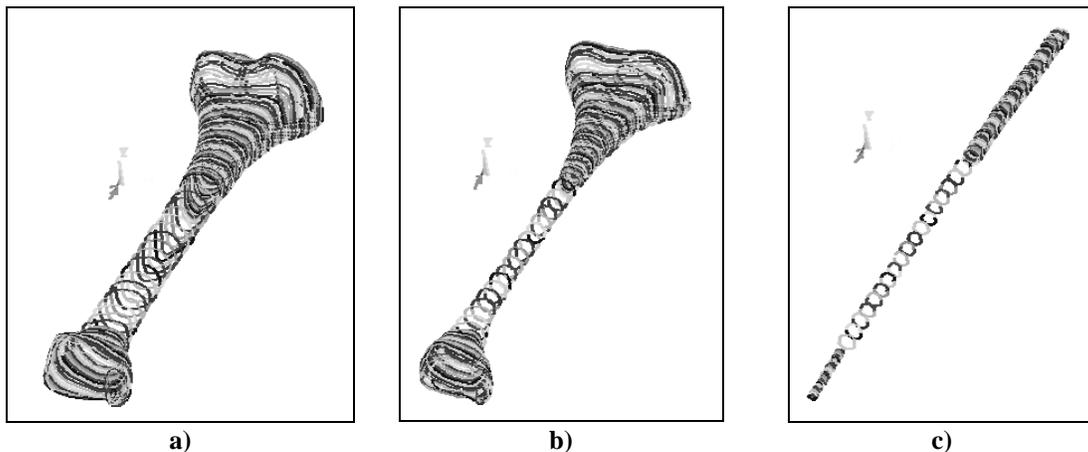
La geometría tridimensional de la tibia se obtiene por medio de una reconstrucción ósea, la cual parte de un estudio tomográfico (tomografía computarizada, CT) practicado a una tibia sintética (Synbone®), de donde se obtienen una serie de imágenes que muestran la sección transversal del hueso sintético a lo largo de toda su longitud, contándose con un total de 190 tomografías.

Las imágenes tomográficas se llevaron al software de reconstrucción ósea SurfDriver®, demostrando que el hueso sintético (Synbone®) está compuesto de dos materiales claramente diferenciables, el primero de ellos se ubica en la periferia de la tibia (material cortical o compacto) y el segundo ocupa toda la porción del núcleo (material esponjoso o trabecular). Este núcleo contiene además una sección hueca, que representa el espacio del canal medular del hueso real (figura 11).

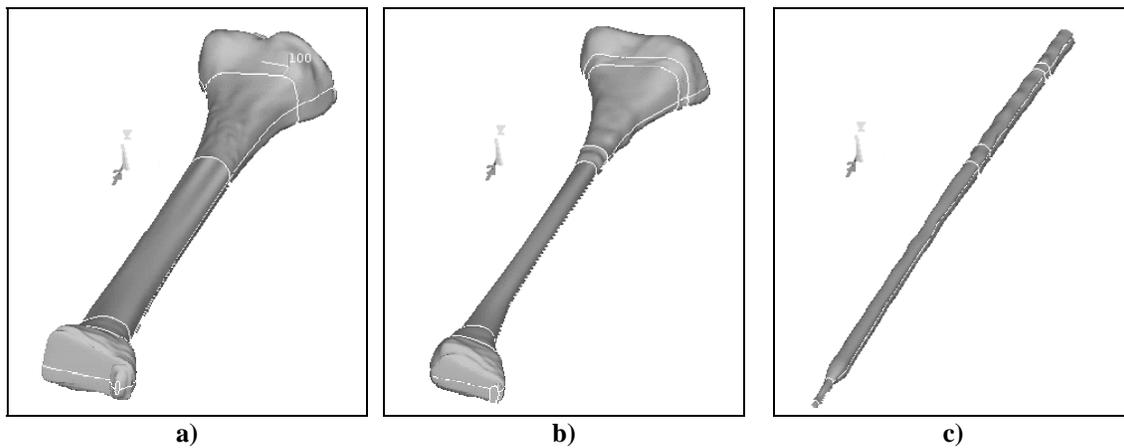


**Figura 11. Contornos para reconstrucción ósea**  
(a) material cortical, (b) material esponjoso y (c) canal medular.

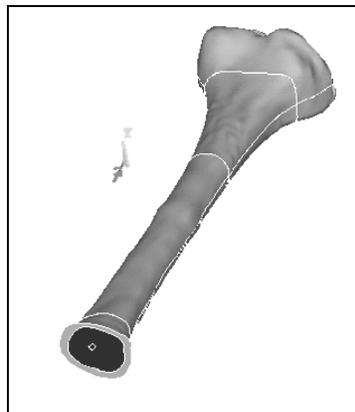
La reconstrucción comienza con el trazado de los contornos para cada material. Debido a lo irregular de las superficies de las epífisis, se utilizaron imágenes con un espaciamiento entre sí de 1 mm. En el caso de la diáfisis el espaciamiento es de 4mm, por ser la superficie más constante. Estos contornos permiten obtener la estructura de alambres mostrados en la figura 12 –*wireframes*– a partir de las cuales se construyen las superficies del sólido a reconstruir. Por cada una de estas superficies se genera un volumen o modelo en 3D (figura 13), que finalmente, a través de operaciones booleanas permite obtener el volumen completo de la tibia sintética, compuesto de material que simulan el material compacto y trabecular del hueso (figura 14).



**Figura 12. Estructuras alámbricas de las secciones de la tibia sintética:**  
(a) material cortical, (b) material esponjoso y (c) canal medular.



**Figura 13. Sólidos reconstruidos para obtener la tibia sintética: a) Volumen tibia sólo material cortical, b) Volumen tibia sólo material esponjoso, c) Volumen canal medular.**



**Figura 14. Modelo 3D de la tibia sintética: simulando hueso esponjoso (oscuro) y hueso cortical (claro)**

#### 4.2 Mallado

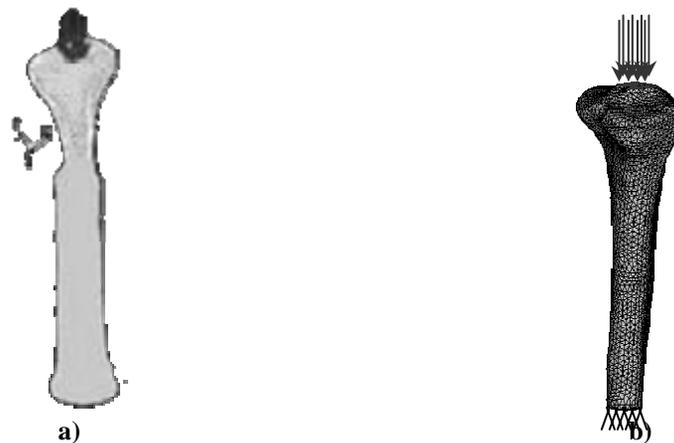
Los análisis de elementos finitos se realizan utilizando el programa Ansys® 10.0. Para todos los análisis numéricos, el modelo 3D de la tibia se somete a un proceso de discretización utilizando elementos tridimensionales tetraédricos de diez nodos del tipo sólido (SOLID 92), el cual tiene 3 grados de libertad en cada nodo; además, la geometría de este elemento permite realizar mallas irregulares, como la obtenida al discretizar la geometría de la tibia.

A cada volumen de la tibia reconstruida ( $V_e$  y  $V_c$ ), se asignaron las correspondientes propiedades mecánicas obtenidas experimentalmente, considerándolas isotrópicas y asumiendo un comportamiento lineal de los materiales como una primera aproximación. Antes de realizar el análisis de convergencia para obtener la densidad apropiada de la malla, se tomaron en cuenta ciertas simplificaciones del modelo. Se establecieron las condiciones de restricción de desplazamientos tal y como se emplearon experimentalmente: un empotramiento en el 1/3 de la longitud que va desde la epífisis distal hacia la diáfisis (ver figura 15a). Esto conduce a que la zona empotrada se elimine del modelo (figura 15b).

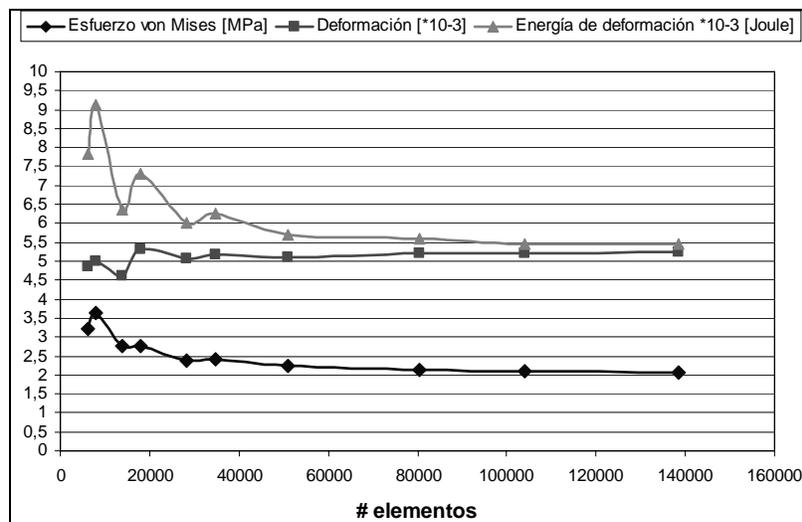
Se realizó el análisis de convergencia manteniendo constantes las condiciones de borde: desplazamiento cero en las áreas del fondo del modelo, y aplicando una carga axial de 200N en la

superficie intercondilar de la tibia (parte más proximal de la meseta tibial); se procede a variar sucesivamente el tamaño de los elementos en la malla, partiendo desde un valor de 8mm hasta llegar a un tamaño de 2,6mm. Evaluando simultáneamente los valores y los lugares de ubicación de tres variables: esfuerzos, deformaciones y energía de deformación; se obtiene el tamaño mínimo de elementos a partir del cual los resultados se pueden considerar constantes, es decir, que la diferencia entre dos valores consecutivos sea menor de 5%.

La refinación de la malla se realizó en toda la geometría, ya que las irregularidades en la superficie del modelo no permiten que algunos tamaños de elementos se adecuen en ciertas zonas del contorno. Se evaluaron los valores resultantes en la zona intercondilar, tanto para el esfuerzo máximo von Mises como para la deformación. La gráfica de convergencia (figura 16) muestra la tendencia a la estabilización del esfuerzo alrededor de los 2,2 MPa, a partir de 50895 elementos. Se seleccionó este tamaño de malla para realizar la simulación.



**Figura 15. (a): Mallado del modelo con aplicación de cargas y restricciones, (b) modelo simplificado.**



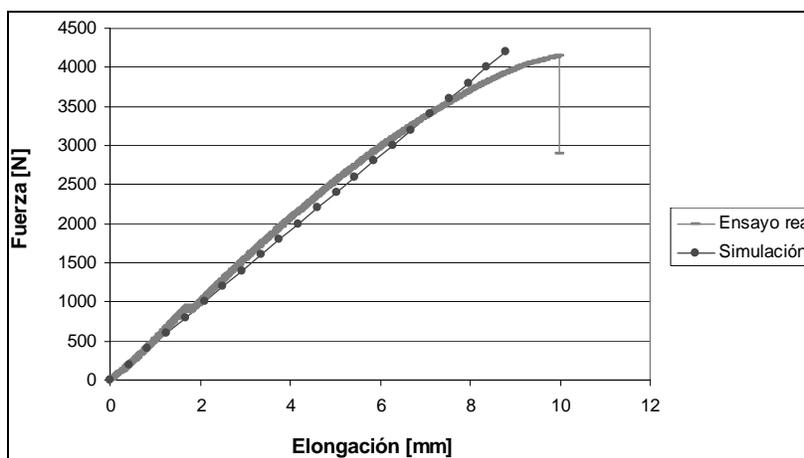
**Figura 16. Análisis de convergencia modelo de tibia compuesta.**

### 4.3 Simulación

El ensayo de compresión se simuló aplicando distintos valores de carga al modelo en el tope de la epífisis proximal, que a su vez representa el punto de contacto cabezal-tibia del caso experimental [20]. Se evaluó el promedio del desplazamiento axial del grupo de nodos ubicados en esta superficie y con estos datos se construyó la curva fuerza-elongación.

En la figura 17 se observan las curvas fuerza-elongación obtenidas de forma experimental (línea clara) y a través de la simulación por medio del MEF (línea oscura).

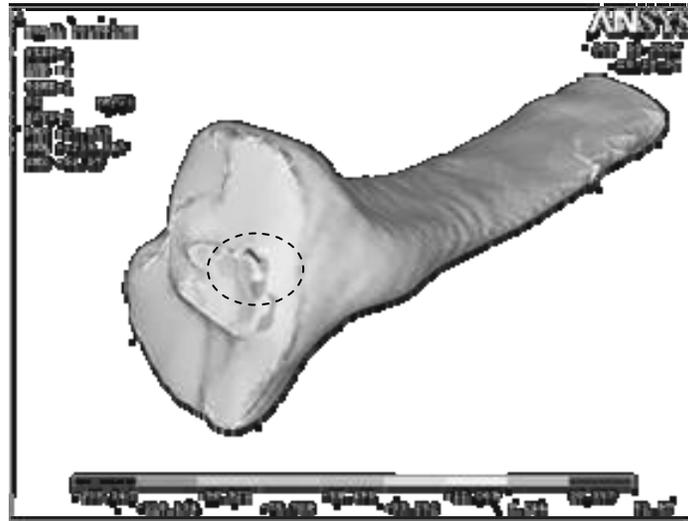
Comparando ambas curvas, se aprecia que los valores de desplazamiento obtenidos con la simulación (suponiendo un comportamiento lineal de los materiales) son prácticamente iguales a los datos experimentales hasta que se comprime con una fuerza de 1200 N; a partir de este valor de carga la simulación arroja valores de compresión ligeramente menores a los obtenidos experimentalmente, encontrándose una diferencia máxima entre estos de 7,15% (2400 N). Esta diferencia disminuye hasta llegar al rango de cargas comprendido entre los 3200 y 3600N, donde nuevamente los valores de acortamiento de la muestra numérica y la experimental vuelven a ser muy cercanos. A partir de los 3600N las curvas son totalmente distintas, la simulación indica no sólo valores de desplazamiento mucho más pequeños que los obtenidos en el caso experimental, sino valores de carga mayores.



**Figura 17. Gráfico fuerza-desplazamiento: experimental y numérica.**

El lugar donde se produce la falla de la tibia sintética en la simulación coincide con el lugar donde ocurre la fractura a nivel experimental, tal y como puede observarse en las figuras 18 y 7b, respectivamente.

Estos resultados avalan el uso de este modelo numérico en la simulación de la tibia sintética que incluye la fractura 41-C1, ya que las cargas que se aplican al hueso fracturado son menores.



**Figura 18. Zona de falla de la tibia sintética obtenida por medio del MEF (distribución máxima del esfuerzo de von Mises)**

## **5. MODELOS NUMÉRICOS COMPARATIVOS TIBIAS FRACTURADAS CON/SIN PLACAS**

Para estudiar el efecto de las placas de fijación en la fijación de la fractura, se construyen modelos numéricos de la tibia fracturada que incluyen el cayo de consolidación, conocido como “callo maduro” (última etapa de la consolidación de la fractura). Para ello se utiliza el modelo de elementos finitos generado para la reproducción de los ensayos de compresión de la tibia sintética.

### **5.1 Obtención de modelos numéricos**

Por medio de un programa CAD (SolidWorks®), el modelo 3D de la tibia sintética se secciona en la epífisis proximal para simular la fractura, creándose los fragmentos de hueso y el cayo de consolidación figura 19a.

Superponiendo la malla obtenida para la tibia sintética con el volumen de tibia fracturada, se obtienen las coordenadas de los elementos que se encuentran en las zonas de los callos. Seleccionando dichos elementos y asignándoles las propiedades mecánicas correspondientes a la etapa del callo maduro; estas nuevas propiedades corresponden al 70% de las propiedades del hueso sano [19], ya que las propiedades mecánicas del callo de consolidación varían desde 0% en el momento de la fractura hasta 100% al momento de la recuperación total. De esta forma se obtiene la malla del modelo fracturado (sin placas de fijación) que se muestra en la figura 19b.

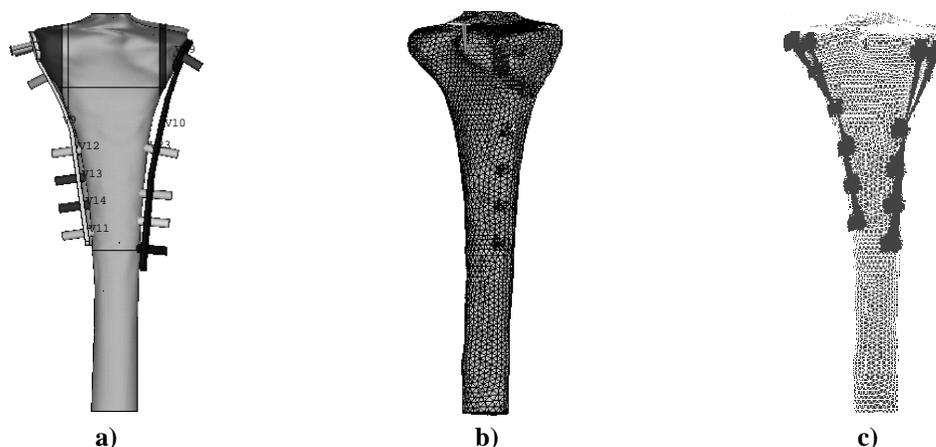
Para simular la reducción de la fractura de la tibia, se diseñaron placas tipo L y T a través de un programa CAD (SolidWorks®); las cuales se colocaron en el modelo 3D de la tibia fracturada (figura 20a). Repitiendo el proceso de superposición, este modelo de reducción de fractura se solapó con el modelo de elementos finitos obtenido para la tibia sintética; con la diferencia de que esta vez no sólo se asignaron propiedades distintas en las regiones donde se encuentran los callos de fractura, sino que este procedimiento también se aplicó para reproducir cada uno de los tornillos (figura 20b y c). Aprovechando el hecho de que las placas de fijación están construidas de un material mucho más rígido que el material de la tibia (Acero quirúrgico 316L), y que su función es aportar rigidez al hueso fracturado, se utilizan restricciones cinemáticas para crear una zona rígida en el modelo a través del uso de *constraint equations*.

Para ello, en el centroide de cada placa se creó un “nodo maestro”. Luego, los nodos de los elementos ubicados en los topes de los tornillos (llamados “nodos esclavos”), son restringidos y forzados a tener únicamente los mismos grados de libertad del nodo maestro; creándose una región rígida.

Con esta técnica se simplificó el modelo no sólo disminuyendo el número de cuerpos involucrados en la simulación, sino que también disminuyó el gasto computacional del mismo.



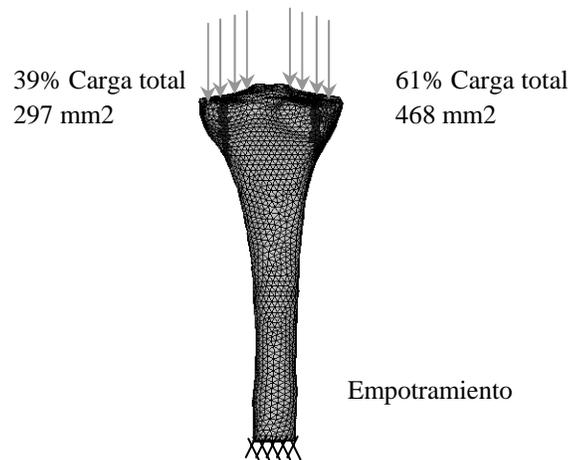
**Figura 19. Tibia fracturada sin placas: a) Modelo 3D, b) Modelo de EF.**



**Figura 20. Tibia fracturada con placas: a) Modelo 3D, b) MEF con tornillos, c) MEF con tornillos y placas de fijación.**

Para estos análisis las condiciones de borde se adaptaron de condiciones fisiológicas conocidas: considerando una carga uniformemente distribuida en las áreas de contacto de la tibia con el fémur (468 mm<sup>2</sup>: cóndilo medial y 297 mm<sup>2</sup>: cóndilo lateral), lo que resulta en un 61% de la carga total en el cóndilo medial y un 39% de la carga total en el cóndilo lateral [20]. Una carga de compresión extrema de 4000 N se aplicó en las áreas mencionadas. La parte baja del modelo se tomó como un empotramiento, simulando el contacto con el suelo (a través del pie), como se muestra en la figura 21, y se realizaron nuevamente los análisis de convergencia correspondientes.

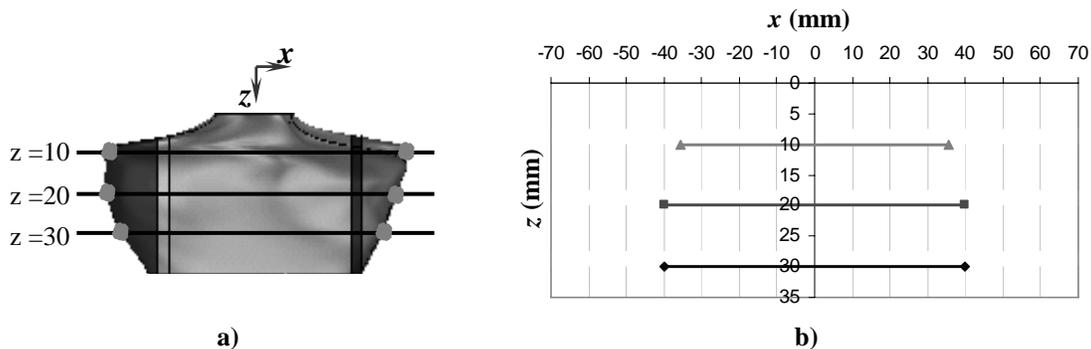
Evaluando los valores de esfuerzo von Mises y la energía de deformación para diversos tamaños de elementos, se obtuvo la malla adecuada para los modelos. Para el modelo sin placas, se escogió una malla de 112102 elementos; y para el modelo con placas, la malla de 307627 elementos.



**Figura 21. Condiciones de contorno para modelos de elementos finitos de tibia fracturada.**

## 5.2 Evaluación de modelos numéricos

Los modelos se evaluaron a través de la medición del desplazamiento espacial de los fragmentos de la fractura, por el efecto de la carga compresiva. Se seleccionaron tres pares de nodos a diferentes alturas de la zona metafisial de la tibia:  $z = 10$ ,  $z = 20$  y  $z = 30$  mm, tal y como se observa en la figura 22a. La posición original de cada nodo se determinó midiendo la distancia en el eje  $x$  entre los nodos de un mismo par, cuando aún no se ha aplicado ninguna carga (figura 22b). El eje  $z$  representa el eje central de la tibia.

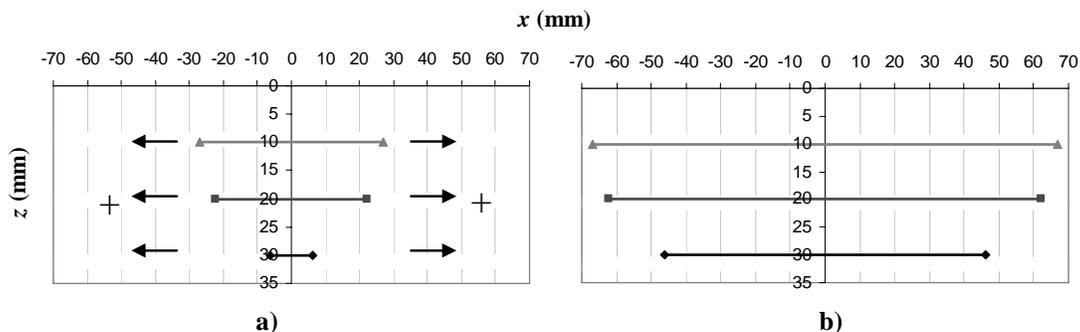


**Figura 22. Evaluación de movimiento espacial de fragmentos:**  
**a) nodos seleccionados, b) posición original.**

La posición final de cada nodo se determinó midiendo el desplazamiento de cada nodo en la dirección  $x$ ; este desplazamiento se suma algebraicamente a la posición original y con esto se obtiene la posición final de cada nodo.

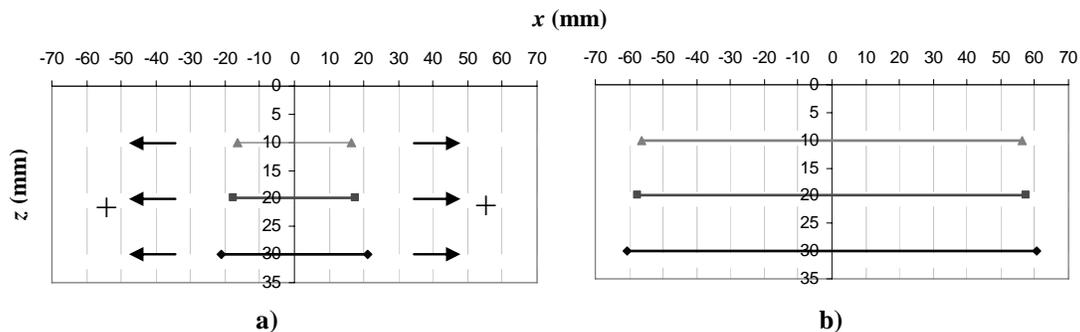
Este procedimiento se realizó para los dos modelos. Con esta información se construyeron las curvas “carga vs. desplazamiento” y “localización de nodos” para los pares de nodos que se muestran en las figuras 23 y 24. En el caso del modelo sin placas, la figura 23a ilustra el valor y la dirección del movimiento relativo de los pares de nodos luego de aplicar la carga de compresión. Se observa que los fragmentos se mueven de distinta forma de acuerdo con la altura  $z$  donde se encuentran: el desplazamiento es inversamente proporcional al valor de  $z$ ; esto es, cuanto más alejados están los nodos del punto de

aplicación de la carga, es menor el efecto de alejamiento respecto al eje central, ya que la carga se ha disipado separando el material del callo óseo ubicado en la parte más proximal del hueso.



**Figura 23. Movimiento de fragmentos tibia fracturada sin placas:**  
**a) Movimiento de los nodos seleccionados b) Posición final de los nodos.**

Por otro lado, en la tibia con reducción de fractura, el movimiento de los fragmentos es mucho más uniforme e independiente de la altura donde se evalúe (figuras 24 a y b). Las placas de fijación hacen que los fragmentos se mantengan más cerca del hueso y que se desplacen debido a la deformación radial producto de la expansión lateral, como ocurre con los cuerpos deformables.



**Figura 24. Movimiento de fragmentos tibia fracturada con placas: a) Movimiento de los nodos seleccionados b) Posición final de los nodos.**

En ambos modelos se observa un alejamiento (apertura) de los nodos respecto al eje vertical de la tibia; es decir, los fragmentos se separan del hueso, tal y como sucede en la realidad en este tipo de fracturas [21].

## 6. CONCLUSIONES

Entre los aspectos resaltantes de esta investigación, se puede mencionar que:

- El ensayo experimental realizado con un modelo de tibia cadavérica y otro de tibia sintética (Synbone®), mostró que el comportamiento mecánico a compresión de la tibia sintética utilizada es similar al de la tibia humana ante cargas de compresión de hasta 4000 [N].
- El modelo de elementos finitos que simula el ensayo de compresión de la tibia sintética reproduce el comportamiento real mostrado por la tibia sintética cuando se somete a una carga axial de compresión.

- El comportamiento del modelo numérico desarrollado para la tibia fracturada sin placas de fijación sometida a carga axial de compresión, reproduce la respuesta real de una tibia fracturada ante el mismo tipo de cargas, como se ha observado de forma experimental.
- Se desarrolló un modelo numérico de tibia fracturada y se simuló el proceso de osteosíntesis colocando placas de fijación mediante el uso de restricciones cinemáticas (*constraint equations*) que aportan rigidez a zonas específicas del modelo, en este caso, en la zona proximal de la tibia. Esta herramienta demostró ser una técnica adecuada, ya que al aplicar cargas de compresión, el desplazamiento de los fragmentos de fractura se asemeja al desplazamiento asociado con la deformación transversal de un “cilindro” a compresión. (deformación “radial”).
- El modelo de elementos finitos de la tibia fracturada desarrollado en este trabajo, podría utilizarse para mejorar la técnica de posicionamiento de las placas de fijación para reducir este tipo de fractura, con el fin de promover una mejor osteointegración de la fractura.
- Asumir características isotrópicas y lineales de los materiales de la tibia sintética es una aproximación cercana al comportamiento real de dichos materiales, ante cargas de compresión de hasta 4000 [N].

## 7. REFERENCIAS

1. AO Foundation / ASIF Association for the Study of Internal Fixation, at [www.aofoundation.org](http://www.aofoundation.org), (2006).
2. R. Peindl, R. Zura, A. Vincent, E. Coley, M. Bosse, S. Sims, *Unstable Proximal Extraarticular Tibia Fractures: A Biomechanical Evaluation of Four Methods of Fixation*. Journal of Orthopaedic and Trauma, 18(8):540-545, (2004).
3. T. Gosling, P. Schandelmaier, A. Marti, T. Hufner, A. Partenheimer, C. Krettek, Less invasive stabilization of complex tibial plateau fractures: a biomechanical evaluation of a unilateral locked screw plate and double plating. Journal of Orthopaedic and Trauma, 18(8):584, (2004).
4. The Maurice E. Müller Foundation-España, at [www.mullerfoundation.org](http://www.mullerfoundation.org), (2006).
5. C. Mueller, C. Eingartner, E. Schreitmueller, S. Rupp, J. Goldhahn, F. Schuler, K. Weise, U. Pfister, N. Suedkamp, *Primary stability of various forms of osteosynthesis in the treatment of fractures of the proximal tibia*, Journal of Bone Joint and Surgery, 87(3): 426-432, (2005).
6. J. Raunest, W. Kynast, V. Lesch, U. Kukulies, T. Hacklander, K. Schwarting, G. Arnold, Geometric Properties of the Fractured Tibia Stabilized by Unreamed Interlocking Nail: Development of a Three-Dimensional Finite Element Model. Computational Biomedical Research, 29 (4): 259-270(12), (1996).
7. L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Cappello and A. Toni, *Mechanical validation of whole bone composite femur models*, Journal of Biomechanics, 29, pp. 525-535, (1996).
8. L. Cristofolini, M. Viceconti, *Mechanical validation of whole bone composite tibia models*, Journal of Biomechanics, 33, pp. 279-288, (2000).
9. A. Landsman, T. Chang, Can synthetic bone models approximate the mechanical properties of cadaveric first metatarsal bone?, Journal of Foot and Ankle Surgery, 37(2), pp. 122-127, (1998).
10. Frölke J., Peters R., Boshuizen K., Patka P., Bakker F., Haarman H., *The assessment of cortical heat during intramedullary reaming of long bones*. Injury, 32 (9): 683-688, (2001).

11. Khuri J., Wertheimer S., Krueger J., Haut R., *Fixation of the offset V osteotomy: Mechanical testing of 4 constructs*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 42 (2):63-67, (2003),
12. Kanakis T., Cordey J., *Is there a mechanical difference between lag screws and double cerclage? Injury*, 22 (3): 185-189, (1991).
13. Little E. G., O'Keefe D., *An experimental technique for the investigation of three-dimensional stress in bone cement underlying a tibial plateau*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, part H., Journal of Engineering in Medicine, 203(1):35-41, (1989).
14. Firoozbakhsh K. K., DeCoster T. A., Moneim M. S., McGuire M. S., Naraghi F. F., *Staple leg profile influence on pullout strength: a biomechanical study*. Clinical Orthopedics and Related Research; (331):300-7, (1996).
15. Peindl R., Zura R., Vincent A., Coley E., Bosse M., Sims S., (2004), *Unstable Proximal Extraarticular Tibia Fractures: A Biomechanical Evaluation of Four Methods of Fixation*. Journal of Orthopaedic Trauma, 18(8):540-545.
16. Askew M., Mow V., Wirth C., Campbell C., *Analysis of the intraosseous stress field due to compression plating*. Journal of Biomechanics, 8: 203-204, (1975).
17. B. McNamara, L. Cristofolini, A. Toni, D. Taylor, *Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis*, Clinical Materials, 17(3), pp. 131-140, (1994).
18. Goncalves R., *Introducción al análisis de esfuerzos*, Segunda Edición, Equinoccio, Caracas-Venezuela, pp.: 358-363, (2002).
19. M. Comín, L. Peris, J. Prat, J. Dejoz, P. Vera, J. Hoyos, *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Instituto Biomecánico de Valencia, España, (1999).
20. Kettlekamp D.B. Jacobs A.W., *Tibiofemoral Contact Area-Determination and Implantations*, Journal of Bone and Joint Surgery, 54A:167-172, (1972).
21. J. Benítez, L. Zambrano, H. D' Armas, C. Müller-Karger, *Análisis experimental del comportamiento biomecánico de placas de fijación en fracturas de tibia proximal*, IV Congreso Anual de Ingeniería ASME, Caracas, Venezuela, (2005).