



## SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL ENSAYO DE HUESOS HUMANOS SINTÉTICOS FRACTURADOS

AGUSTIN SIROLI, HECTOR SANZI, GUSTAVO ELVIRA

Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Haedo  
Grupo de Investigación Ingeniería Estructural GIIE  
París 532 Haedo, Buenos Aires. Argentina

(Recibido 11 de octubre de 2019, revisado 9 de septiembre de 2020, para publicación 24 de febrero de 2021)

**Resumen** – El diseño de implantes de osteo-síntesis es una tarea en continuo desarrollo, donde las nuevas técnicas quirúrgicas, los procesos de fabricación y materiales especiales, permiten obtener implantes cada vez más precisos y dedicados a cada tipo de fractura. El uso de códigos y normas de aplicación, asociados en su conjunto con la utilización de la Simulación Computacional, cuyos resultados son corroborados con ensayos en laboratorio, proveen la evidencia para validar y asegurar su eficacia. En este trabajo se presenta la simulación computacional de un hueso largo del miembro inferior del cuerpo humano, la tibia, cuyos resultados se comparan con los obtenidos en ensayos físicos de compresión, realizado por otros autores, sobre un hueso cadáverico y otro de material sintético.

**Palabras clave** – Bio-inginería; Osteosíntesis, Métodos numéricos, Materiales sintéticos.

### 1. INTRODUCCIÓN

La tibia es un hueso largo y voluminoso, que ocupa la porción antero interna de la pierna [1], y que recibe el peso del cuerpo desde el fémur y lo transmite al pie. Por ser un hueso largo presenta dos epífisis y una diáfisis, donde la epífisis superior participa sola en la articulación de la rodilla mientras que la inferior comparte la articulación del tobillo con el hueso peroné.

Los mecanismos de lesión más frecuentes, entre otros, son el directo con trauma de alta energía, y el indirecto, característico de trazo espiroideo u oblicuo largo, dado por la torsión. En estos casos, el tratamiento quirúrgico se realiza si hay fractura expuesta, irreducible, inestable, compromiso vascular o hueso patológico, que consiste en la aplicación o fijación de placas de osteosíntesis y clavos intramedulares. La Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis [2], ha realizado la clasificación de las fracturas típicas y el tratamiento adecuado con cada tipo de implante. El material utilizado para este tipo de implantes es el acero inoxidable AISI316L [3], el cual ya ha sido utilizados y comprobados en el cuerpo humano y su producción es normal en estos tiempos.

Varios investigadores han realizado estudios a partir de esta especialidad, simulando el comportamiento e integridad de huesos fracturados con diferentes tipos de implantes y técnicas quirúrgicas, a través del uso de técnicas avanzadas de cálculo, como es la Simulación Computacional. Lilibeth Zambrano y colaboradores [4], desarrollaron en forma experimental y a partir del planteo de un modelo computacional, el comportamiento elástico de dos modelos de tibia: real y sintética, hasta alcanzar la fractura, obteniendo resultados comparables. Morales Barela y colaboradores [5], ensayaron el hueso de una oveja y obtuvieron las propiedades mecánicas a partir de la observación de una tomografía computada del hueso, mientras que J. Grasa y colaboradores [6], han desarrollados modelos de cálculo, corroborados con ensayos sobre huesos de ovejas con el fin de comprender su comportamiento y caracterizar sus propiedades mecánicas.

No es de uso habitual la utilización de huesos cadávericos humanos, para analizar su comportamiento ante diferentes tipos de fracturas, dadas las dificultades para su obtención y por la degradación que experimentan sus propiedades con el paso del tiempo.

Para los especialistas en mecánica es necesario conocer el comportamiento de los componentes y sus materiales, a fin de diseñar ensayos y métodos de análisis que cumplan con los códigos de aplicación [7], en cuanto a su funcionalidad, durabilidad y bio integración, en acuerdo simultáneo con las normas establecidas por la comunidad médica que buscan mejorar la calidad de vida. De este concepto básico, surge la necesidad fundamental de interrelacionar la biotecnología mecánica con la medicina.

Por lo tanto, es fundamental conocer, antes de encarar un modelo completo que incluya el dispositivo a implantar, las características físicas y propiedades mecánicas del hueso. En este camino, la utilización de la Simulación Computacional permitiría de antemano plantear modelos para el análisis y determinar el comportamiento de la fractura del hueso, incluyendo el dispositivo a implantar, que reproduzcan de forma real las cargas fisiológicas a las que estará sometido durante su funcionamiento.

De los resultados obtenidos por Zambrano [4], en este trabajo se presenta a partir del planteo de un modelo de elementos finitos tridimensional, la integridad estructural de un hueso sintético, que representa el comportamiento de una tibia humana, donde se evaluaron a diferencia del trabajo citado, las Tensiones Principales [8] y deformaciones totales y longitudinales desarrolladas en el hueso.

### 1.1. Detalle del hueso como componente, material y comportamiento mecánico

En la Fig. 1, se presenta un esquema general de la conformación de la tibia humana [1], la cual se divide en dos componentes principales, el conjunto metáfisis-epífisis y la diáfisis, esta última dividida en tres partes, tales como tercio superior, medio e inferior.

Los principales componentes químicos que constituyen el hueso son: Oxígeno (44.0%), Calcio (22.2%), Carbono (15.5%), Fósforo (10.2%), Nitrógeno (4.0%), Hidrógeno (3.4%) y otros menores (0.7%). Estos conforman tanto al colágeno como al mineral óseo [9]. El primero hace el papel de pegamento del mineral y proporciona la elasticidad del hueso y cuando el colágeno es removido del hueso este se torna tan frágil que se rompe con los dedos, siendo este un factor a considerar cuando se ensayan huesos vivos o muertos.

La estructura del hueso, en cuanto a su conformación y comportamiento mecánico, se divide en dos grandes grupos, el hueso esponjoso o trabecular y el hueso compacto. Estos no se diferencian en su constitución química, que es la misma, sino en su densidad volumétrica. En la Fig. 2 se presenta una vista de la epífisis superior donde distinguimos el hueso cortical y el esponjoso.

Encontramos hueso compacto tanto en la zona superficial como en la caña central de los huesos largos, mientras que el hueso esponjoso se encuentra en sus extremos y en la zona próxima a la cavidad medular, siendo el comportamiento estructural del tipo ortotrópico en tres direcciones bien definidas, mayor capacidad de carga en dirección longitudinal que en las direcciones transversal y radial.

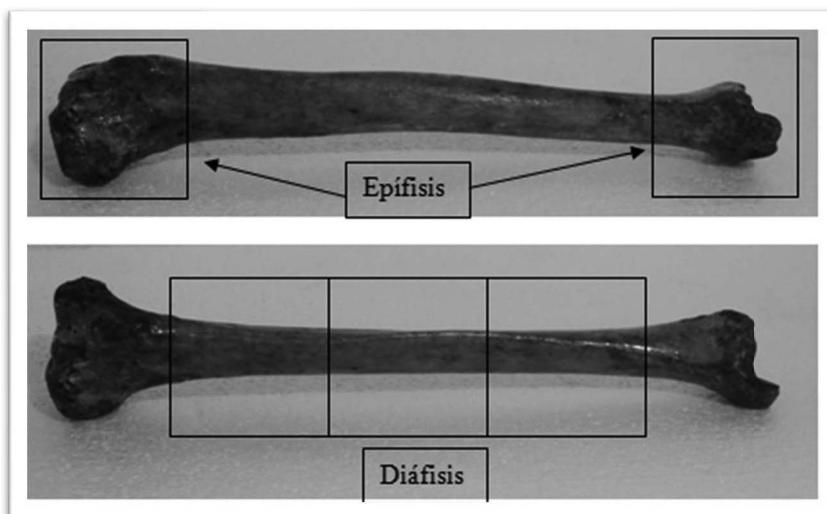


Fig. 1. Geometría de la tibia.

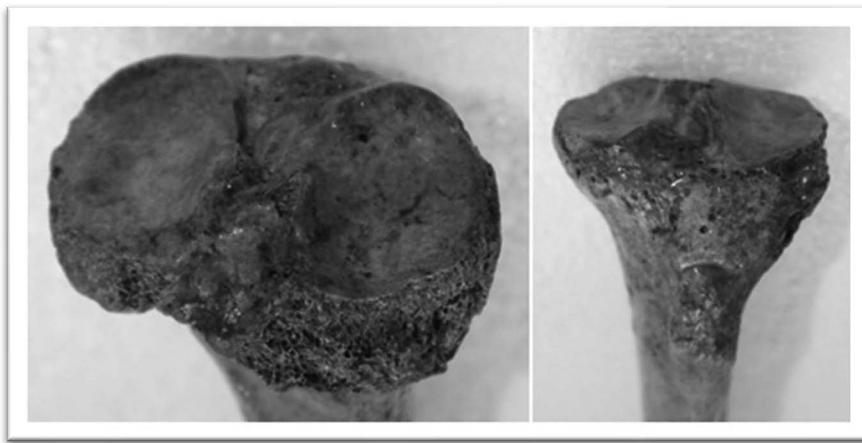


Fig. 2. Estructura típica de huesos largos (Epífisis).

## 2. ENSAYOS FÍSICOS DE LABORATORIO

### 2.1. Ensayos realizados sobre huesos

No es de uso frecuente la utilización de huesos cadávericos humanos para analizar el comportamiento estructural del mismo, dadas las dificultades en su obtención y por la degradación que experimentan sus propiedades con el tiempo por eso, la tendencia actual está orientada a la utilización de huesos sintéticos [10]. Encontramos en el mercado y desde hace tiempo huesos sintéticos utilizados para clases de anatomía o prácticas de cirugía, los cuales pueden obtenerse por inyección de plástico y actualmente por medio de impresión 3D. En función del uso previsto, ya sea con fines pedagógicos o ensayos de laboratorio tendrá diferentes requisitos de precisión dimensional y propiedades mecánicas tales como el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson.

En los resultados del ensayo a compresión realizado por Lilibeth Zambrano y colaboradores [4], donde utilizó una tibia sintética (Synbone®), Fig. 3, se obtuvieron el comportamiento estructural elástico de un hueso sintético y real o cadáverico, hasta alcanzar la fractura. Del ensayo se observó que, a partir de una determinada carga, comienza a fracturarse y reacomodarse el hueso esponjoso de la epífisis hasta alcanzar el colapso, produciendo una fractura típica clasificada, según la “AO” Asociación para el Estudio de la



Fig. 3. Ensayo de hueso cadáverico (Izquierda) y sintético (derecha). [4]

Osteosíntesis [2], como 41-C1. El trabajo incluyó el planteo de un modelo computacional que simula el comportamiento del ensayo.

Sobre esta base y teniendo en cuenta los resultados obtenidos del ensayo, la utilización de la Simulación Computacional permitiría de forma anticipada plantear diferentes modelos de análisis y estudiar la fractura en huesos con la posibilidad de determinar su comportamiento estructural y encarar su tratamiento a través de colocación de implantes específicos para cada caso.

## 2.2 Ensayos para la determinación de las propiedades mecánicas

A partir de los resultados obtenidos en ensayos de laboratorio por Lilibeth Zambrano y colaboradores [4], y en conjunto con las normas ASTM D695-02a [11] para plástico compacto (hueso cortical) y ASTM D-1621-04a [12] para espumas (hueso esponjoso), determinaron las propiedades mecánicas de un hueso sintético. En este ensayo se somete a una probeta obtenida del material sintético a una determinada carga de compresión, con el objeto de obtener la deformación y poder obtener las propiedades mecánicas. De la norma ASTM D695-02 a [12], el Módulo de Elasticidad de Compresión  $E_c$  (GPa) es

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

Siendo

$\sigma$  Esfuerzo, MPa

$\varepsilon$  Deformación

Por otro lado, el Módulo de Elasticidad de Compresión  $E_c$  y la Variación de volumen  $\Delta V$  ( $\text{mm}^3$ ), tomado de la norma ASTM D-1621-04 a [12], es:

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

$$\Delta V = (\varepsilon_x - 2\mu\varepsilon_x)V_0 \quad (3)$$

Siendo

$W$  Carga, N

$H$  Altura inicial del espécimen, m

$A$  Área transversal inicial,  $\text{m}^2$

$D$  Desplazamiento, m

$\mu$  Coeficiente de Poisson

$\varepsilon_x$  Deformación en dirección longitudinal

$V_0$  Volumen inicial del espécimen,  $\text{mm}^3$

Para el rango de carga del ensayo y de la aplicación de las ecuaciones (1) a (3), se obtienen para cada material, las propiedades mecánicas del hueso como se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de la tibia sintética obtenidas en los ensayos de compresión [4]

Material	Coefficiente de Poisson	Módulo de Elasticidad [MPa]
Cortical	0,4796	400,2525
Esponjoso	0,4469	4,377

## 3. MODELO TRIDIMENSIONAL DE ELEMENTOS FINITOS

A partir de datos dimensionales realizados sobre el hueso cadáverico, Fig. 1, se confeccionó el modelo computacional, donde tomando varios planos de corte, se dibujaron distintas secciones, incluyendo la Epífisis, Diáfisis, dividida en tercio superior medio e inferior y discriminando hueso cortical y el esponjoso.

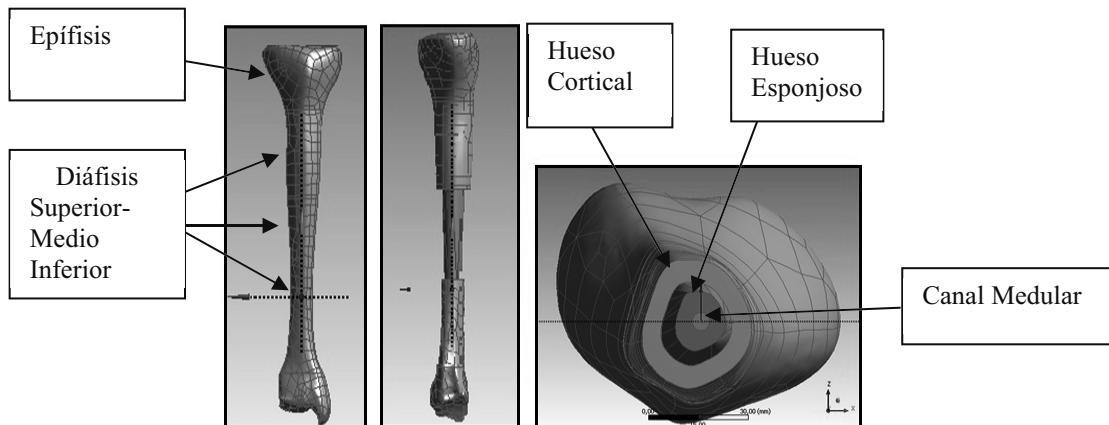


Fig. 4. Geometría del hueso y detalle del modelo utilizado para el estudio.

En la Fig. 4 se muestra la geometría del hueso, donde se observa el hueso cortical, el esponjoso, el canal medular y la división de la epífisis y los tres tercios de la diáfisis.

En este camino, se plantea un modelo computacional, recurriendo a un mallado altamente densificado, con tamaños del elemento reducidos en las diferentes secciones del hueso, según se trate cortical o esponjoso, y utilizando elementos del tipo Solid186 y Solid187 del programa Ansys [16], los cuales tienen tres grados de libertad en cada nodo. Para representar el comportamiento en la interface entre dichos tipos de huesos, se utilizaron elementos lineales tipo *Bonded* del mismo programa. El modelo quedó conformado por 156348 elementos y 121801 nodos, Fig. 5.

A cada volumen del modelo propuesto, se asignaron las correspondientes propiedades mecánicas obtenidas experimentalmente, presentadas en la Tabla 1, considerándolas isotrópicas y asumiendo un comportamiento lineal de los materiales.

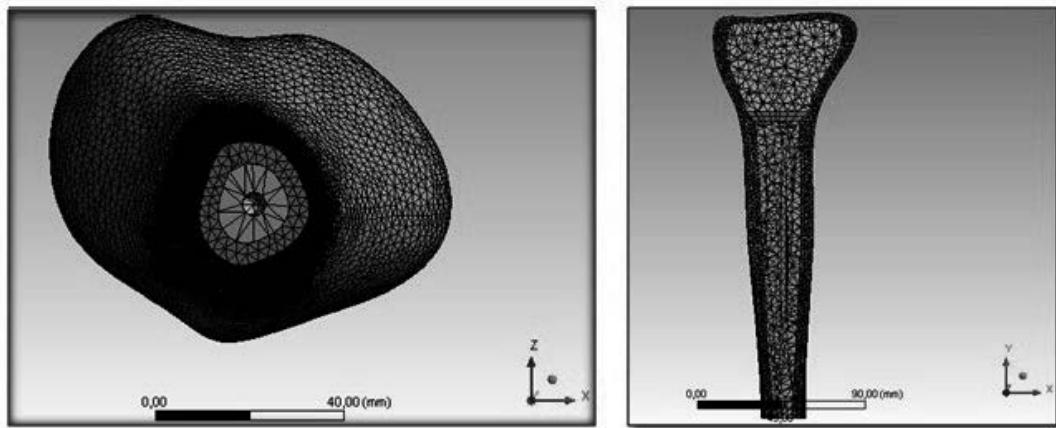


Fig. 5. Modelo de elementos finitos utilizado para el cálculo.

En la Fig. 6, se muestran las condiciones de borde y carga impuestas en el modelo, donde y en acuerdo con el trabajo de Zambrano [4], se consideró el empotramiento a un tercio de la longitud del hueso que va desde la epífisis distal hacia la diáfisis, mientras que, para la aplicación de carga, en forma Lineal desde cero a un valor de 100 [N], se definieron dos superficies sobre el hueso superior, donde están ubicados los meniscos.

Si bien el proceso de preparación y armado del modelo fue complejo, la experiencia en trabajos anteriores [13,14, 15] y herramientas de dibujo y cálculo disponibles, permitieron la obtención de resultados con un

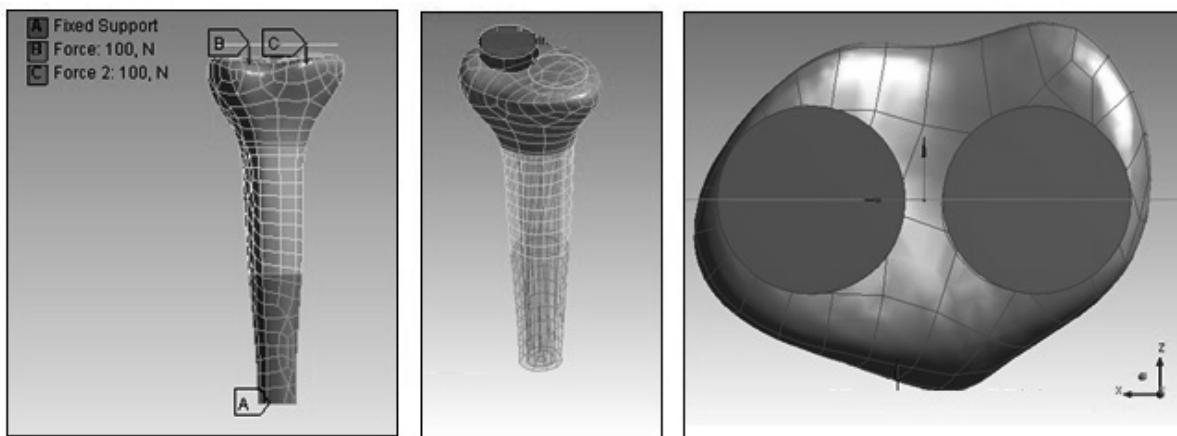


Fig. 6. Condiciones de Borde impuestas al modelo.

grado aceptable de exactitud, es decir, el grado de refinamiento define entre otras, la complejidad del cálculo y el tiempo de evaluación o resolución, pero mejora notablemente la exactitud y precisión en los resultados.

A diferencia de los trabajos referenciados, se evaluaron las Tensiones Principales y las deformaciones totales y longitudinales sobre el hueso. Se analizó la convergencia de los resultados obtenidos, con el objeto de asegurar el modelo de cálculo propuesto.

#### 4. RESULTADOS DEL ESTADO TENSIONAL Y DE LAS DEFORMACIONES

Para el modelo de cálculo planteado, se determinaron las deformaciones y Tensiones Principales máximas, a fin de compararlas con los obtenidos del ensayo [4].

En la Fig. 7, para una carga de 200 [N], se presentan las deformaciones totales y longitudinales del hueso. En dicha figura se observa que la mayor deformación, de compresión, se encuentra sobre la zona izquierda del hueso, mientras que, en la zona anterior, la deformación se presenta en sentido contrario, es decir, se produce una rotación en la epífisis proximal, consecuencia de cómo fue aplicada la carga.

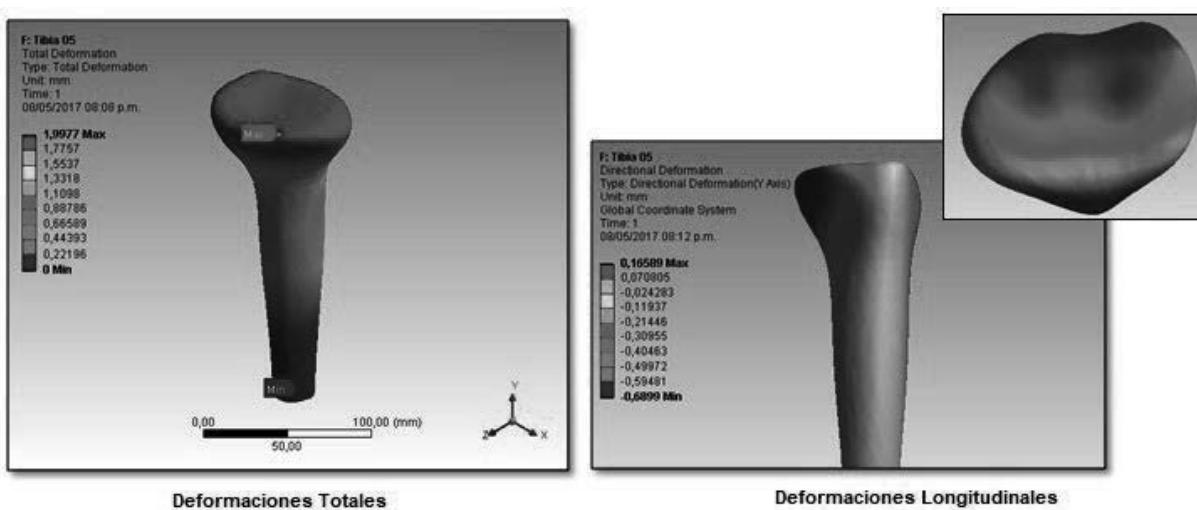


Fig. 7. Deformaciones totales y longitudinales del hueso.

En la Fig. 8, se presentan las Tensiones Principales, en particular en la zona donde se produce la fractura, la epífisis esponjosa. Se observa, realizando un corte sagital, que el hueso esponjoso se comprime mientras el cortical exterior se tracciona.

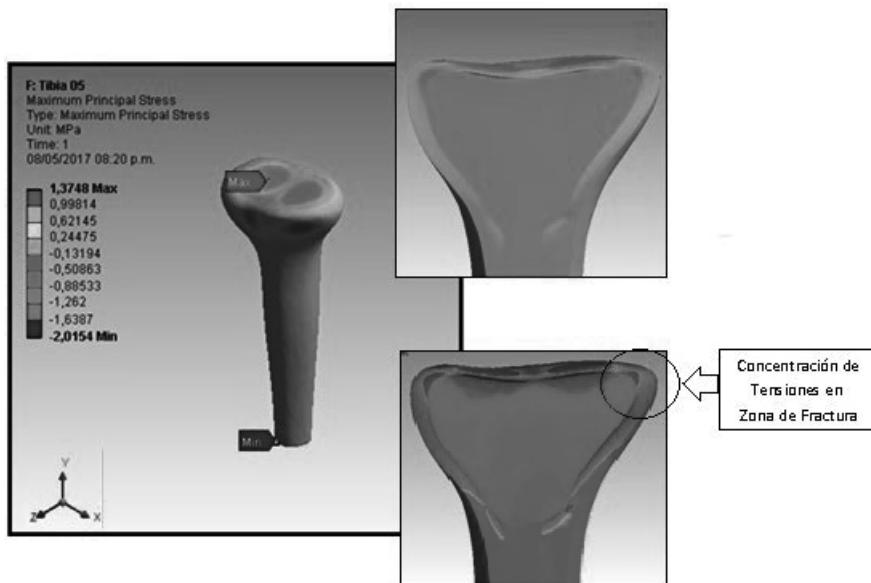


Fig. 8. Tensiones Principales (MPa).

En la Fig. 9, se comparan los resultados obtenidos de la simulación computacional con los del ensayo [4], donde se observa un grado de exactitud aceptable del modelo propuesto, con un error promedio del orden del 6 al 8%, y encontrando un comportamiento levemente más elástico respecto de los obtenidos por el ensayo [4].

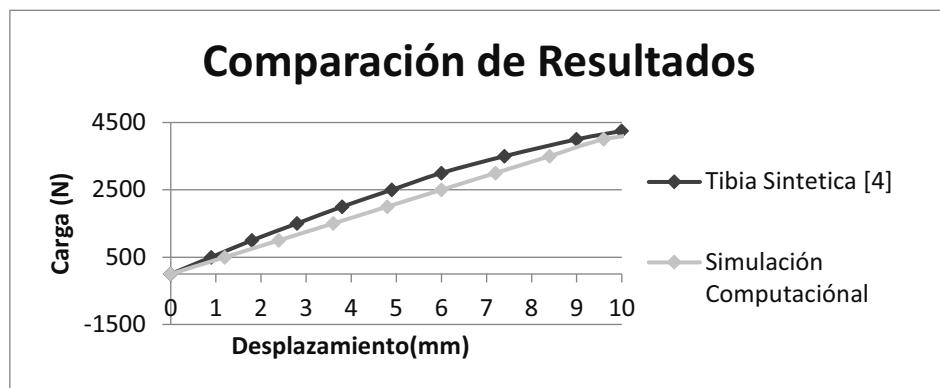


Fig. 9. Comparación de resultados del Modelo propuesto y los del ensayo, [4].

## 5. DESARROLLO Y CONCLUSIONES

La industria de implantes de osteosíntesis es un sector en continuo desarrollo, en donde la incorporación de nuevas técnicas quirúrgicas, la mejora en los procesos de fabricación y la incorporación de aleaciones especiales, permiten contar con implantes cada vez más precisos y dedicados a los diferentes tipos de fractura.

En el caso que se detecte la fractura de un hueso, el tratamiento médico adecuado consiste en la aplicación o fijación de placas de osteosíntesis y/o clavos intramedulares. El proceso de diseño y fabricación de dichos

elementos requiere del cumplimiento de normativas orientadas, entre otras, al aseguramiento de la calidad y a la adecuada selección de los materiales [8], que, junto con la incorporación de técnicas de ensayo y evaluación, permiten asegurar su correcta funcionalidad.

Dadas las dificultades encontradas para la obtención de huesos cadávericos humanos y por la degradación que experimentan sus propiedades con el paso del tiempo, el uso de huesos sintéticos y de animales, es una práctica aceptada en ensayos de laboratorio, con el objeto de determinar su comportamiento estructural, ante la posibilidad de una fractura dada.

En este camino, varios investigadores han realizado estudios mediante simulación, donde han determinado, a partir del desarrollo de modelos computacionales, el comportamiento e integridad de huesos sintéticos fracturados, con diferentes tipos de implantes y técnicas quirúrgicas [4, 5, 6].

Lilibeth Zambrano y colaboradores [4], desarrollaron y evaluaron en forma experimental, a través de un ensayo a compresión, una tibia sintética (Synbone®) y otra cadáverica, para determinar su comportamiento elástico hasta la fractura. Adicionalmente plantearon un modelo computacional, obteniendo resultados comparables.

Por lo tanto, es fundamental conocer, antes de encarar un modelo completo y que incluya el dispositivo a implantar, las características físicas y propiedades mecánicas del hueso. En este camino, la utilización de la Simulación Computacional permitiría de antemano plantear modelos para el análisis y determinar el comportamiento de la fractura, incluyendo el dispositivo a implantar, que reproduzcan de forma real las cargas fisiológicas a las que estará sometido durante su funcionamiento.

De los resultados obtenidos por Zambrano [4], en este trabajo se presentó a partir del planteo de un modelo de elementos finitos tridimensional, la integridad estructural de un hueso, que representa el comportamiento de una tibia humana, donde se evaluaron a diferencia del trabajo citado, las Tensiones Principales y deformaciones totales y longitudinales.

La confección del modelo, detallado y complejo, insumió un tiempo importante de preparación, pero considerando las herramientas disponibles para el dibujo y el análisis, junto con la experiencia adquirida en trabajos anteriores [13,14,15], permitieron obtener resultados con un grado aceptable de exactitud.

Del análisis de los resultados, tomando como base los obtenidos en el trabajo de referencia [4], se puede mencionar que:

- El modelo de elementos finitos propuesto que simula el ensayo de compresión de la tibia sintética y real reproduce con gran coincidencia los resultados obtenidos cuando se somete a una carga axial de compresión, con una diferencia del orden del 6 al 8%.
- Se ha evidenciado una gran coincidencia en las deformaciones con las obtenidas del ensayo y en la fractura típica característica 41-C1, según la AO [2].
- Se verifica similares magnitudes de la carga máxima y tensiones presentes en el momento de la fractura. A diferencia del trabajo citado, en este estudio se tomaron las Tensiones Principales en lugar de las de Von Mises, por tratarse de un material frágil y que su comportamiento a la falla no es el que gobierna los aceros.
- El modelo de cálculo propuesto es aceptable sobre la base de los resultados obtenidos.
- El estudio es válido en cuanto a las hipótesis de cálculo asumidas, es decir, características isotrópicas y lineales de los materiales en un rango de carga de compresión de hasta 4500 [N].

A pesar de las importantes diferencias que presentan los materiales sintéticos para representar el comportamiento estructural de la tibia, Zambrano [4] corroboró sus resultados con los obtenidos a través de un ensayo real y computacional, representando adecuadamente su comportamiento elástico hasta la fractura.

Sobre esta base, en el presente trabajo se ha desarrollado un modelo computacional que incluye un importante grado de detalle, el cual permitirá estudiar con anticipación la fractura de huesos, incorporando las placas de osteosíntesis y/o clavos intramedulares, específicos para cada caso, con la posibilidad de tomar decisiones previas en el momento de la cirugía, o encausar el tratamiento final adecuado.

Como conclusión final, es importante mencionar que, para encarar esta disciplina, se requiere del conocimiento en el área de la biotecnología, con el objeto de interpretar adecuadamente el armado y preparación del modelo computacional del conjunto hueso e implante, que represente el comportamiento real a las que estará sometido durante su funcionamiento.

## REFERENCIAS

- [1] Frank, H., Netter, M.D., *Atlas de anatomía humana*, 4 edición, Elsevier Masson (2007)
- [2] Ruedi, T.P., Murphy, W.M., *Principios de laAO (Asociación para el estudio de la osteosíntesis) en tratamiento de fracturas*, Masson (2003)
- [3] Norma ASTM F138/97 Standard Specification for wrought 18 Chromium-14 Nickel- 2.5 Molybdenum Stainless Steel bar and wire for surgical implants (UNS S31673)
- [4] Zambrano, L.A., Muller-Karger, C., “Estudio del efecto de placas de fijación en fracturas de tibia proximal utilizando el método de elementos finitos”, *Boletín Técnico IMME*, **46**(3) 43-60, Scielo (2008)
- [5] Grasa, J., González, L.A., Gómez Benito, M.J., García-Aznar, J.M., Bea, J.A., Laborda, P.J., Doblaré, M., “Caracterización mecánica de las propiedades del tejido óseo cortical”, *Anales de mecánica de la fractura*, **25**, 1 (2008)
- [6] Morales Barela, C.A., San Antonio, T.D., Ciaccia, M.A., Muller Karger, C.M., “Mejoramiento de mallas de elementos finitos para modelos óseos heterogéneos” Anales del 8º Congreso Iberoamericano de ingeniería mecánica, CIBIM (2007)
- [7] Norma ISO 13485/2003 “Medical Devices- Quality Management systems – Requirements for regulatory purposes”
- [8] Norton, R.L., *Diseño de máquinas*, McGraw-Hill (1999)
- [9] Piña Barba, M.C., *La física en la medicina*, Fondo de Cultura Económica (1987)
- [10] Cristofolini, L., Viceconti, M., “Mechanical validation of whole bone composite tibia models”, *Journal of Biomechanics*, **33**, 279-288 (2000).
- [11] Norma ASTM D695-02a “Standard Test Method for compressive properties of rigid plastics” ASTM International, West Conshohocken, PA (2002)
- [12] Norma ASTM D-1621-04 a “Standard Test Method for compressive properties of rigid cellular plastics” ASTM International, West Conshohocken, PA, 2004
- [13] Sirolli, A., Sanzi, H.C., Elvira, G., “Análisis de un sistema de implante para osteosíntesis de huesos largos, mediante el método de elementos finitos”, *Int. J. Morphol.*, **33**(2), 594-599 (2015)
- [14] Sirolli, A., Sanzi, H.C., Elvira, G., “Simulación computacional de un implante para osteosíntesis, utilizando el método de elementos finitos”, AAOT 2012
- [15] Sirolli, A., Sanzi, H.C., Elvira, G., Simulación computacional de un implante para osteosíntesis de huesos largos, a partir del método de elementos, COMEC 2012
- [16] Ansys 18.0 –
- [17] Symnbone R-Swiss Company- Funded 1988

## COMPUTATIONAL SIMULATION OF THE TEST OF FRACTURED SYNTHETIC BONES

**Abstract** – The design of osteo-synthesis implants is a task in continuous development, where new surgical techniques, manufacturing processes and special materials, allow to obtain more and more precise implants dedicated to each type of fracture. The use of codes and rules of application, associated as a whole with the use of Computational Simulation, whose results are corroborated with laboratory tests, provide the evidence to validate and ensure its effectiveness. This paper presents the computational simulation of a long bone of the lower limb of the human body, the tibia, whose results are compared with those obtained in physical compression tests, carried out by other authors, of a corpse bone of synthetic material.

**Keywords** – Bio-engineering, Osteo-synthesis, Numerical methods, Synthetic material.

