



# SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LA CANTIDAD MÍNIMA Y EFECTIVA DE TORNILLOS EN IMPLANTES DE OSTEOSÍNTESIS, EN HUESOS HUMANOS FRACTURADOS

AGUSTÍN SIROLI, HÉCTOR SANZI, GUSTAVO ELVIRA

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

(Recibido 10 de noviembre de 2023, para publicación 2 de abril de 2024)

**Resumen** – El diseño de implantes de osteosíntesis es una tarea en continuo desarrollo, donde las nuevas técnicas quirúrgicas, los procesos de fabricación y materiales especiales, permiten obtener implantes cada vez más seguros y dedicados a cada tipo de fractura, ya sea por accidentes o producto de la osteoporosis entre otros, aportando una importante solución para la salud. Los 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 buen desempeño. En este trabajo se presenta un estudio, a través de la Simulación Computacional, para analizar el comportamiento estructural de un implante acoplado a una tibia fracturada, con el objeto de determinar la disposición, cantidad efectiva y mínima de tornillos, que faciliten los tiempos de preparación del conjunto, mientras se realiza la operación en el quirófano.

**Palabras clave** – Bio-ingeniería; Implantes; Osteosíntesis; Simulación Computacional.

## 1. INTRODUCCIÓN

La tibia es un hueso largo y voluminoso, que ocupa la porción antero interna de la pierna [1], recibiendo el peso del cuerpo desde el fémur y lo transmite al pie. Los mecanismos de lesión se deben a los accidentes con traumas de alta energía y los producidos por la osteoporosis que disminuyen la densidad del mineral óseo y lo fragilizan. En estos casos, el tratamiento quirúrgico consiste en la aplicación o fijación de placas de osteosíntesis.

Muchos son los estudios que se han realizado a través del uso de técnicas avanzadas de cálculo, como es la Simulación Computacional, a partir del método de elementos finitos, para obtener un diseño más eficiente y duradero en el tiempo. Muller *et al.* [2] Realizan ensayos de compresión sobre la tibia proximal en huesos cadavéricos y sintéticos para evaluar su comportamiento y comparar los resultados. Adicionalmente se realizan ensayos basados en normas ASTM para la determinación de las propiedades mecánicas de los huesos sintéticos. Morales Barela *et al.* [3] Realizaron ensayos de flexión en 3 puntos para evaluar una tibia bovina y comparar los resultados con una malla obtenida a partir de una tomografía. Grassa *et al.* [4] Buscan caracterizar las propiedades del hueso cortical a partir de ensayos de flexión y torsión sobre tibias de oveja.

En trabajos anteriores [5], [6], se validó un modelo computacional del conjunto hueso e implante, con un comportamiento lineal elástico, a partir de resultados obtenidos en laboratorio con huesos sintéticos [2].

En este trabajo se presenta un estudio, a través de la Simulación Computacional, para analizar el comportamiento estructural de un implante con una determinada disposición, cantidad efectiva y mínima de los tornillos acoplados a la tibia, que faciliten los tiempos de preparación del conjunto, mientras se realiza la operación en el quirófano.

### 1.1. Análisis de la fractura y su tratamiento reparador

La Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis [7] define los lineamientos para el tratamiento adecuado de las fracturas con distintos tipos de implantes.

En la Fig. 1 se presenta el caso de un hueso fracturado, sostenido por una placa en su cara interna a través de una pequeña incisión, empujándola distalmente y donde se comprueba la posición correcta mediante radioscopia. La placa puente se fija proximal y distalmente con tres tornillos de cada lado.

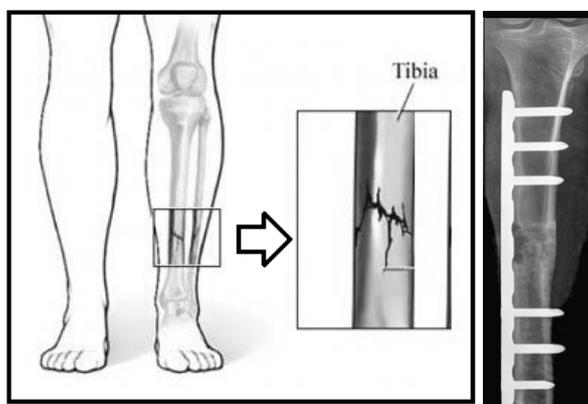


Fig. 1. Hueso Fracturado y Tratamiento Quirúrgico.

La función del dispositivo mecánico, utilizado para la fijación interna entre huesos fracturados, consiste desde el comienzo del tratamiento, en la inmovilización y rigidización de las partes de tal manera que garanticen una osteosíntesis estable y permanente. Es decir, mecánicamente una placa de osteosíntesis debe transmitir las fuerzas desde un extremo al otro del hueso, protegiendo el área de fractura y manteniendo la correcta alineación de los fragmentos durante su solidificación.

La segunda función de la placa consiste en favorecer la regeneración ósea y evitar el fenómeno de apantallamiento, el cual se produce cuando el implante toma la carga del hueso y este comienza un proceso de reabsorción y regeneración con pérdida de masa ósea [8]. Las últimas investigaciones se dirigen en este sentido, diseñando implantes y prótesis que se asemejen al comportamiento del hueso [9].

De esta forma, se plantea un análisis de optimización estructural, teniendo en cuenta las características y comportamiento del hueso, para determinar la cantidad efectiva y mínima de tornillos en un implante de osteosíntesis, con el objeto de facilitar los tiempos de preparación mientras se realiza la operación.

### 1.2. Detalle del implante y determinación de sus propiedades mecánicas

La placa de compresión dinámica (DCP) fue introducida en el año 1969, funcionando de diferentes formas, ya sea por compresión, neutralización, tirante o sostén [7]. Con el tiempo, su diseño ha evolucionado y actualmente incluye agujeros de compresión y de bloqueo para evitar la migración de los tornillos en el hueso, inclusive se ha desarrollado un sistema novedoso que, mediante diferentes pasos de rosca, permiten separar la placa del hueso y así favorecer la irrigación del periostio.

En la Fig. 2, se presenta un detalle de la placa DCP y de sus tornillos de fijación, ambos de acero inoxidable de alta resistencia, según ASTM F138 [10].

Las normas IRAM 9426 [11] y su equivalente ISO 9585 [12], permitieron evaluar las propiedades mecánicas de estos implantes a partir de un ensayo de flexión en cuatro puntos, graficando la curva Carga versus Desplazamiento, determinando la deflexión residual y posterior cálculo de la rigidez equivalente [13]. En la tabla 1 se presentan los valores que fueron obtenidos del ensayo.

### 1.3. Determinación de las propiedades mecánicas del hueso

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 [14] para plástico compacto (hueso cortical) y ASTM D-1621-04a [15] para espumas (hueso esponjoso), se determinaron las propiedades mecánicas de un hue-

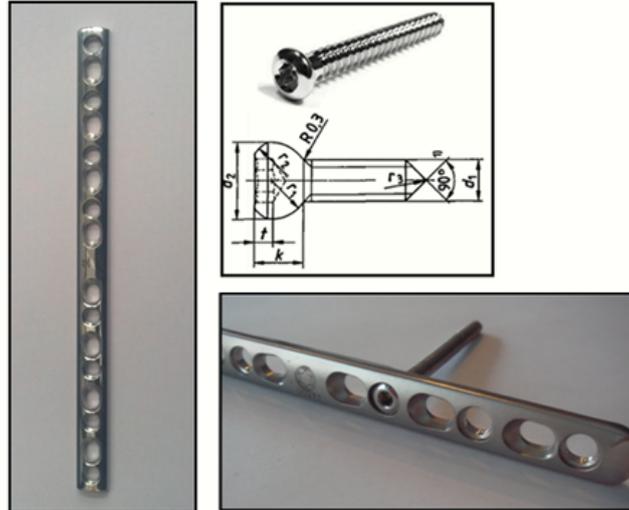


Fig. 2. Detalle del implante y los tornillos.

Tabla 1. Propiedades del implante.

Títulos	Propiedades del material		
	Magnitud	Cantidad	Unidad
E	Módulo de Elasticidad	210	GPa
$\mu$	Módulo de Poisson	0.3	
Sy	Tensión de Fluencia	690	MPa
Sr	Tensión de Rotura	860	MPa
Et	Módulo Tangente de Plasticidad	7000	MPa

Tabla 2. Propiedades de los materiales para el hueso sintético.

Títulos	Propiedades de los materiales		
	Magnitud	Cantidad	Unidad
Ec	Módulo de Elasticidad-Cortical	400	MPa
$\mu_c$	Módulo de Poisson-Cortical	0.4796	
Et	Tensión de Fluencia-Trabecular	4.377	MPa
$\mu_t$	Módulo de Poisson-Trabecular	0.4469	

so sintético. El ensayo consistió en someter a una probeta de material sintético a una determinada carga de compresión, con el objeto de obtener sus propiedades mecánicas equivalentes. En la tabla 2 se presentan los valores para su utilización en la simulación.

## 2. MODELO TRIDIMENSIONAL DE ELEMENTOS FINITOS

La estructura del hueso, en cuanto a su conformación y comportamiento mecánico, se divide en dos partes, el hueso esponjoso o trabecular y el compacto. Estos presentan la misma constitución química, pero se diferencian en su densidad volumétrica.

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

En un trabajo anterior [16], se validó un modelo computacional del hueso a partir de resultados obtenidos en ensayos de laboratorio con huesos sintéticos [2], el cual quedó representado según se muestra en la Fig. 3.

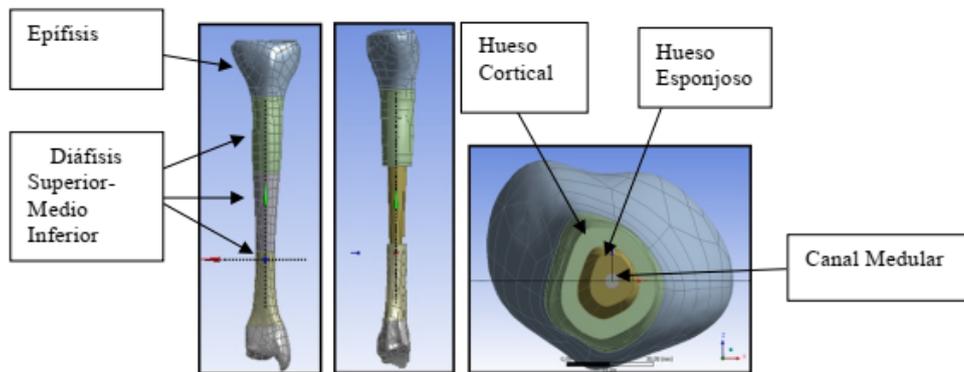


Fig. 3. Modelo de elementos finitos utilizado para el cálculo.

En dicha figura se muestra el modelo computacional desarrollado, donde se tomaron varios planos de corte y se dibujaron distintas secciones, incluyendo la Epífisis, la Diáfisis, dividida en tercio superior medio e inferior, y discriminando hueso cortical y esponjoso.

Por lo tanto, se plantea un modelo computacional altamente densificado, con tamaños reducidos del elemento en las diferentes secciones del hueso, según se trate del tipo cortical o esponjoso, del tipo Solid186 y Solid187 del programa Ansys [17]. Para representar el comportamiento en las interfaces entre los diferentes tipos de huesos, se utilizaron elementos lineales del tipo “Bonded” del mismo programa.

Por lo tanto, para el caso del hueso, se consideró un comportamiento isotrópico lineal elástico, mientras que, para la placa y tornillos, un no lineal elastoplástico. Para cada parte del modelo, según sea su material, se asignaron las correspondientes propiedades mecánicas obtenidas experimentalmente, presentadas en las tablas 1 y 2. El modelo quedó conformado por 156348 elementos y 121801 nodos, Fig. 4.

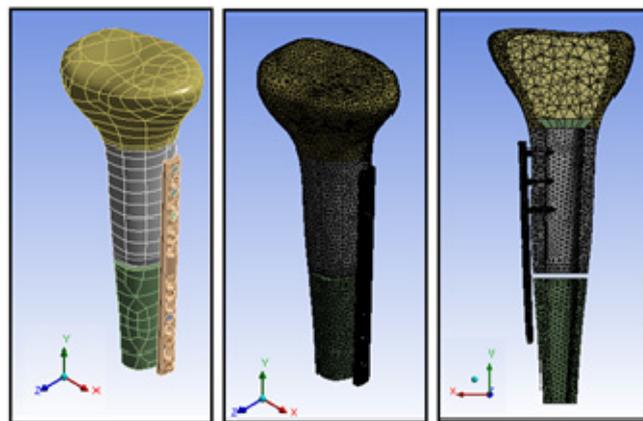


Fig. 4. Modelo de elementos finitos utilizado para el cálculo.

Para las condiciones de borde y cargas impuestas en el modelo, donde y en acuerdo con el trabajo de Zambrano [2], en este se aplica una carga de prueba de 100N y el ensayo es hasta la rotura con un valor máximo de 4000N, Este valor se corresponde con el utilizado por Frei *et al.* [18] donde usan esa carga para una máquina de ensayos para prótesis de tibia. Tomando esto como base la carga se aplica en forma lineal, sobre dos superficies en el hueso superior, donde están ubicados los meniscos, Fig. 5. nos pareció apropiado distribuir la carga tratando de representar un poco mejor el comportamiento natural, Para la fijación a tierra se dispuso un empotramiento en el tercio inferior.

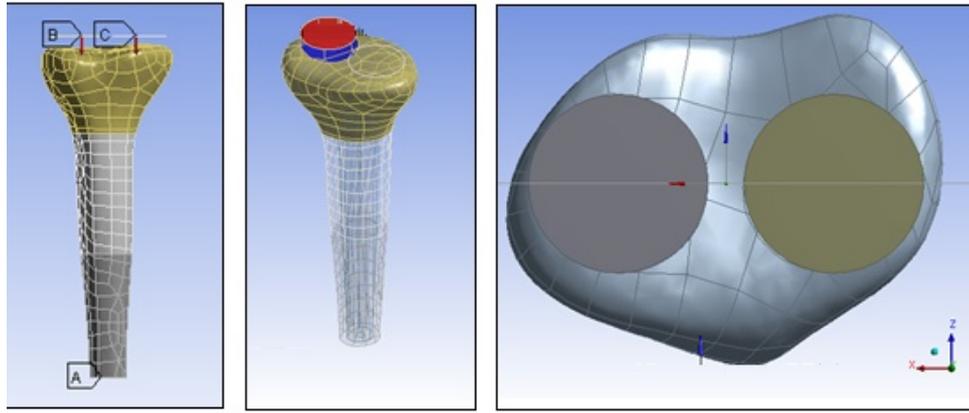


Fig. 5. Condiciones de Borde impuestas al modelo A, Empotramiento B, y aplicación de la carga en C.

El contacto entre el hueso y los elementos metálicos del tornillo, se consideran lineal del tipo pegado “Bonded”.

Como ya se mencionó anteriormente, se plantea un análisis de optimización estructural, teniendo en cuenta las características y comportamiento del hueso, para determinar la disposición, cantidad efectiva y mínima de tornillos en el implante de osteosíntesis. En este sentido, se plantean 4 modelos con diferentes configuraciones respecto de la ubicación de los tornillos, como se muestra en la Fig. 6.

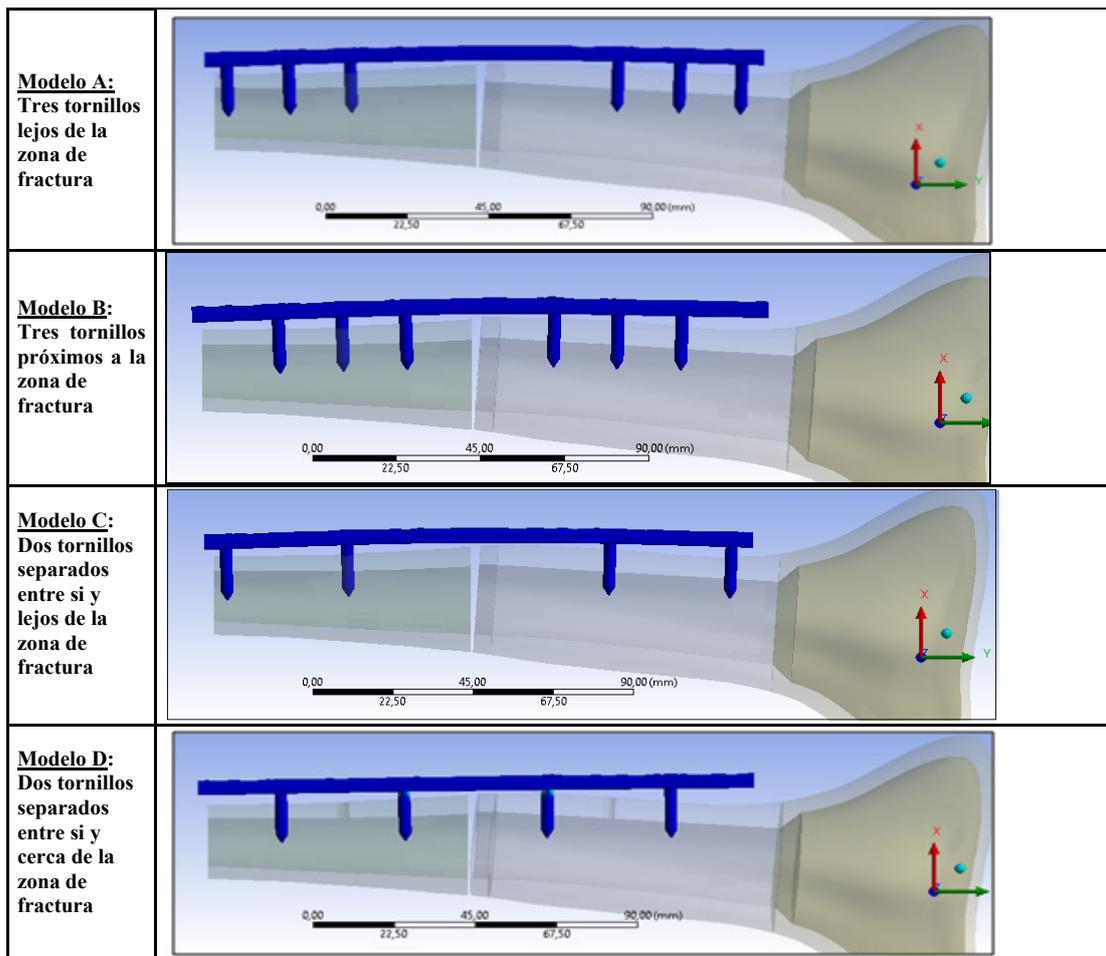


Fig. 6. Modelos propuestos para el análisis.

Para nuestro modelo usamos el implante mostrado en la Fig. 2 el cual cuenta con cuatro agujeros de compresión más cuatro agujeros de bloqueo con una distancia de 17 mm entre centros y una distancia de 20 mm desde el centro de la placa en forma simétrica al primer agujero.

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

En las figuras siguientes se presentan los resultados de las tensiones Equivalentes de Von Mises en las placas y tornillos para distintas configuraciones, a saber:

#### **Modelo A: Tres tornillos lejos de la zona de fractura**

Fig. 7: Tensión Equivalente de Von Mises (MPa)

Fig. 8: Deformaciones (mm)

En la Fig. 7, se observa que la placa está sometida a un momento flector, siendo las máximas tensiones del orden de los 463 MPa, inferiores a la tensión de fluencia de la placa, ubicadas en la zona central y ambos lados del plano de fractura del hueso. Además, se observa que la totalidad de la carga se transmite en los primero dos tornillos, con tensiones del orden de los 350 MPa.

En la Fig. 8, se presentan las deformaciones en la dirección vertical, con valores del orden del milímetro y medio en promedio, en la zona de la diástasis.

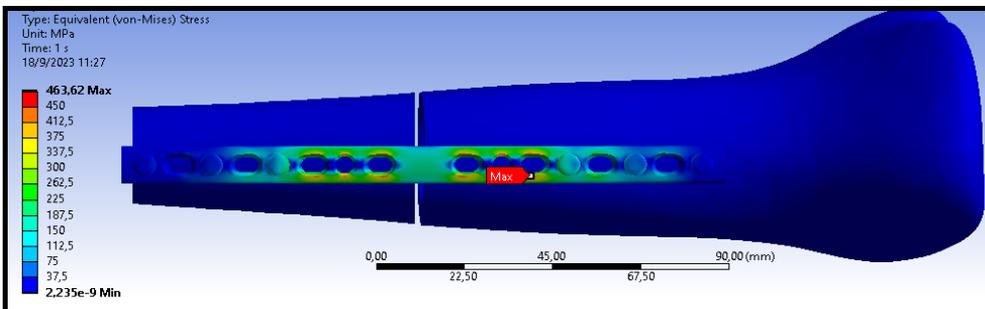
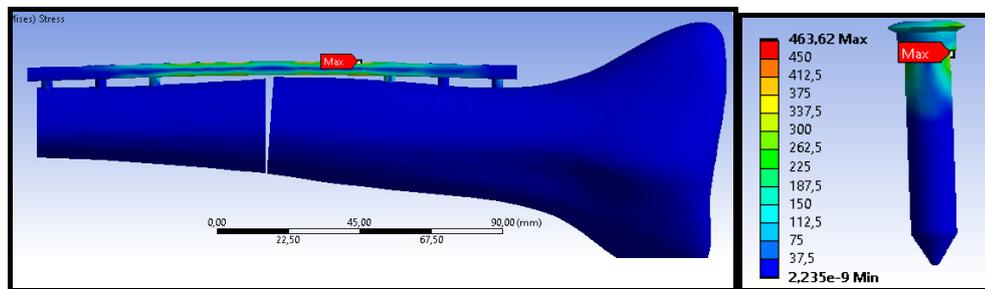


Fig. 7. Tensiones de Von Mises (MPa) - Modelo A tres tornillos lejos de la fractura.

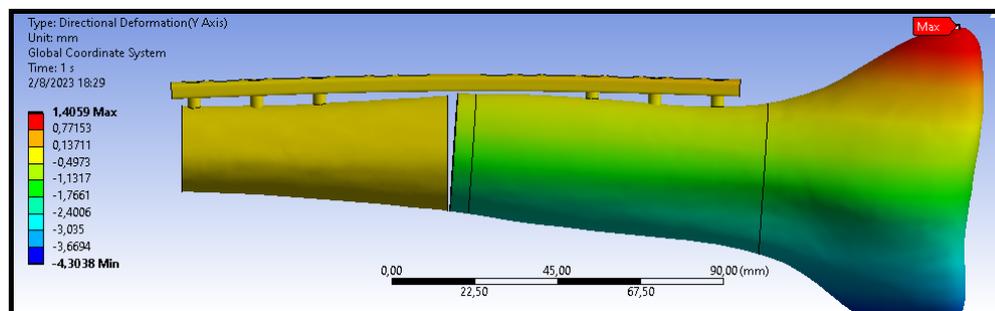


Fig. 8. Deformación principal eje Y (mm) - Modelo A tres tornillos lejos de la fractura.

**Modelo B: Tres tornillos próximos a la zona de fractura**

Fig. 9: Tensión Equivalente de Von Mises (MPa)

Fig. 10: Deformaciones (mm)

En la Fig. 9, se observa que el estado tensional en la placa aumenta, alcanzando los 548 MPa y se concentra en la zona central, pero con valores inferiores a la tensión de fluencia de la placa. Las tensiones en los tornillos con valores del orden de los 350 MPa.

Las deformaciones en la dirección vertical, Fig. 10, se encuentran con valores menores al medio milímetro en la zona de fractura.

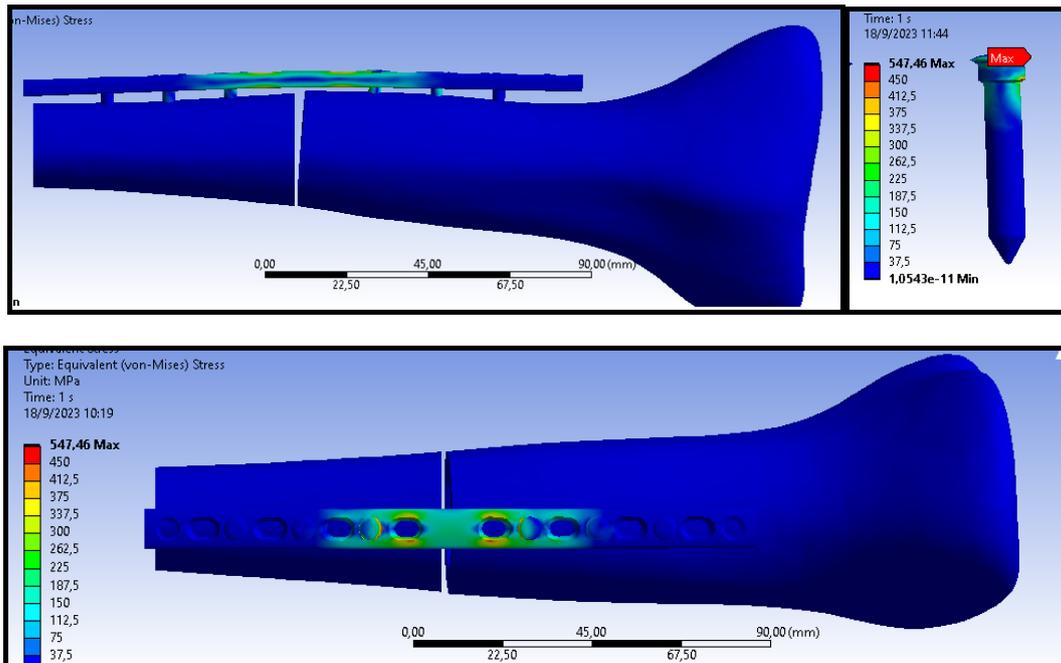


Fig. 9. Tensiones de Von Mises (MPa) - Modelo B Tres tornillos próximos a la fractura.

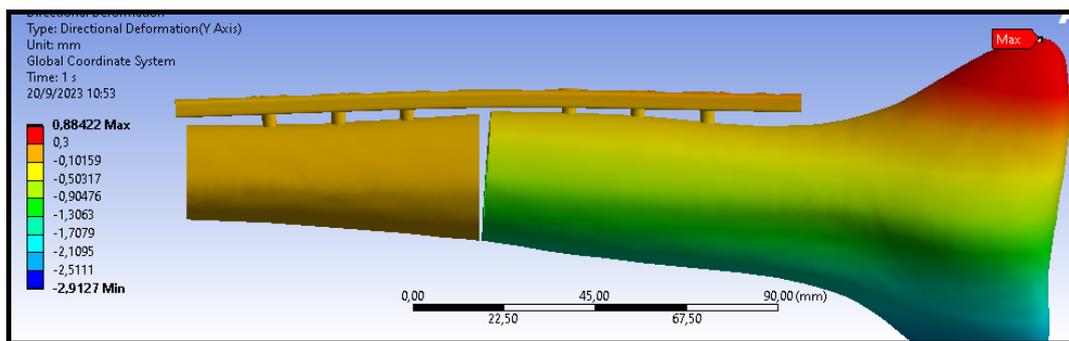


Fig. 10. Deformación principal eje Y (mm) - Modelo B Tres tornillos próximos a la fractura.

**Modelo C: Dos tornillos separados entre si y lejos de la zona de fractura**

Figura 11: Tensión Equivalente de Von Mises (MPa)

Figura 12: Deformaciones (mm)

En la Fig. 11, se observa que el estado tensional en la placa se encuentra en el orden de los 463 MPa, con distribución similar al Modelo A, e inferiores a la tensión de fluencia de la placa. Las tensiones en los tornillos alcanzan valores del orden de los 340 MPa.

Las deformaciones se encuentran en el orden del milímetro y medio, Fig. 12.

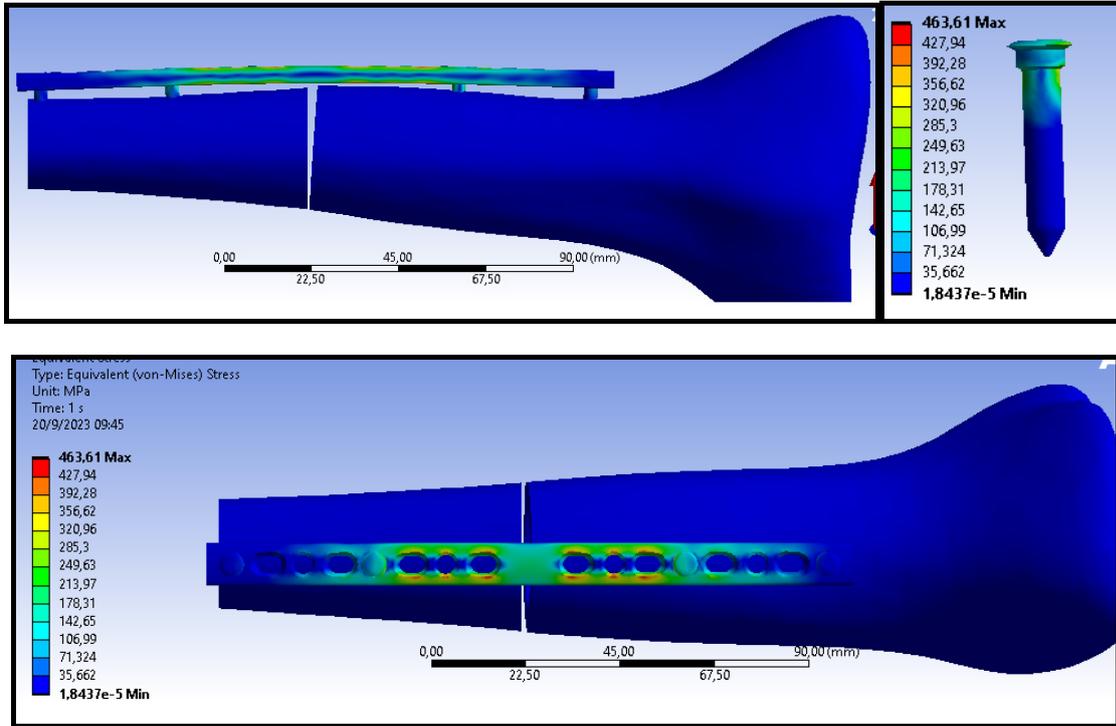


Fig. 11. Tensiones de Von Mises (MPa) - Modelo C Dos tornillos separados y lejos de la fractura.

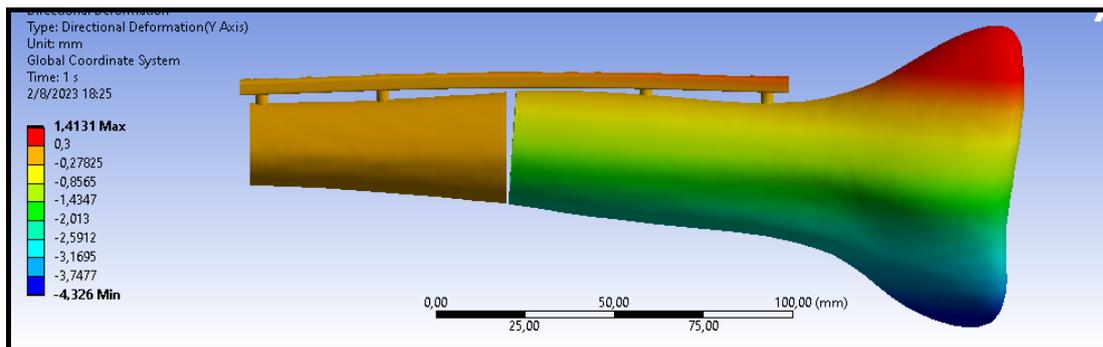


Fig. 12. Deformación principal eje Y (mm) - Modelo C Dos tornillos separados y lejos de la fractura.

**Modelo D: Dos tornillos equidistantes y cerca de la zona de fractura**

Figura 13: Tensión Equivalente de Von Mises (MPa)

Figura 14: Deformaciones (mm)

En la Fig. 13, se observa que las tensiones en la placa se incrementan significativamente, del orden de los 857 MPa, superando el valor de fluencia y cercano al de rotura del material, mientras que en la Fig.14 se presentan los desplazamientos alcanzando un valor promedio del orden de los cinco milímetros, en la zona de la fractura.

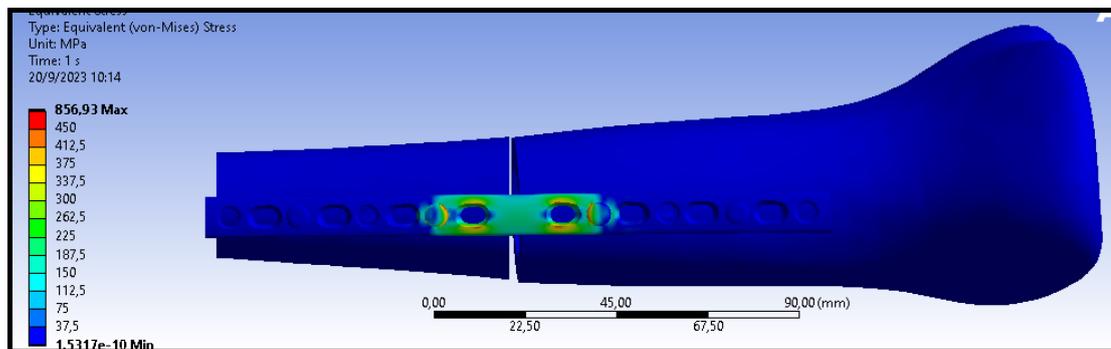
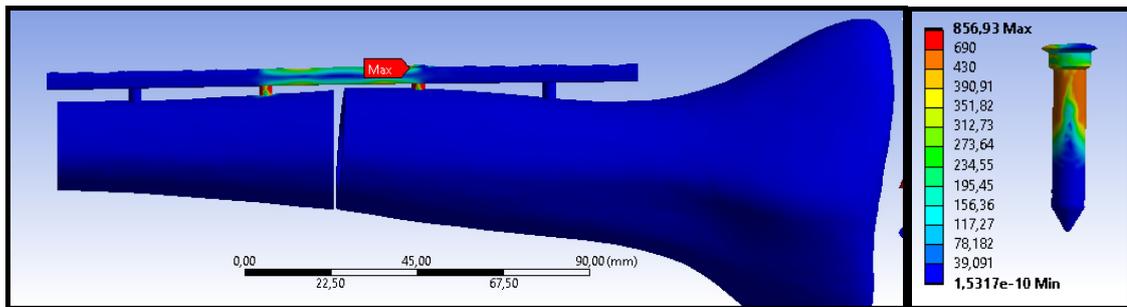


Fig. 13. Tensiones de Von Mises (MPa) - Modelo D Dos tornillos equidistantes y cerca de la fractura.

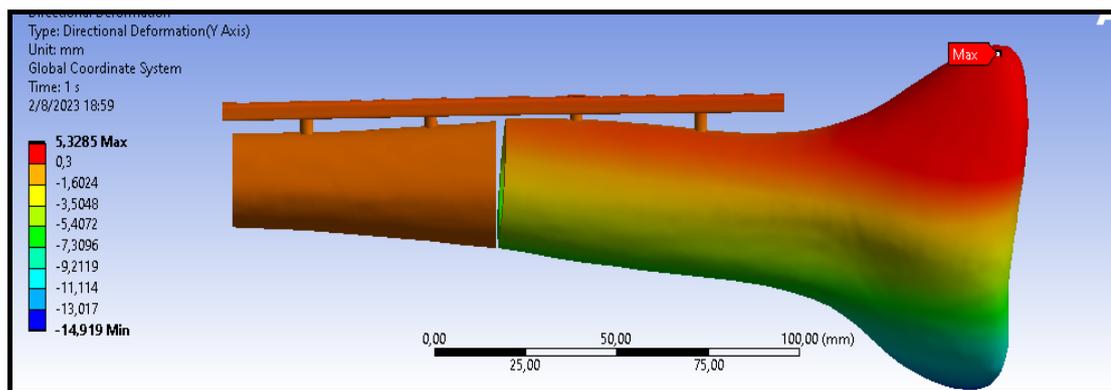


Fig. 14. Deformación principal eje Y (mm) - Modelo D Dos tornillos separados y cerca de la fractura.

#### 4. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

De los resultados obtenidos, desde el punto de vista estructural de los materiales, placa y tornillos, se desprende que:

1. En todos los casos, se constató que las tensiones alcanzadas en el hueso son contantes y con deformaciones de la placa despreciables.
2. Para el caso de Modelo A y B, con tres tornillos de cada lado de la fractura, se observa que las tensiones en la placa son del mismo orden, siendo levemente superiores para el caso de la placa del Modelo B, mientras que las tensiones sobre los tornillos no se modifican independiente de su disposición en la placa. Las deformaciones del conjunto son despreciables, desde el punto de vista estructural, pero siendo el Modelo B, más rígido.
3. Se observa que, para el Modelo C, al reducir a 2 tornillos de cada lado de la fractura, se obtienen resultados similares que los obtenidos del Modelo A, con tres tornillos. Es el que mejor comportamiento estructural se obtiene, pero sería interesante analizar el caso de una posible fractura de uno de los tornillos en el momento de su aplicación, en el quirófano. Los desplazamientos del conjunto estructuralmente son despreciables.
4. Los resultados obtenidos en el Modelo D alcanzan valores importantes tanto en la placa como en los tornillos, causadas seguramente por la cercanía de los tornillos a la zona de fractura y con una deformación por flexión importante, del orden de los cinco milímetros.
5. En los Modelos A, B y C, las máximas tensiones alcanzadas en la placa y tornillos se encuentran con valores inferiores a la tensión de fluencia del material, del orden del 70% en la placa y 51% en los tornillos, lo cual lo hace aceptable desde el punto de vista del diseño.

A partir de los resultados obtenidos por Zambrano *et al.* [2], se validó el modelo computacional del hueso sintético que fue utilizado en un trabajo anterior [16], que junto con los ensayos realizados sobre implantes [13], permitieron llevar a cabo el presente desarrollo, el cual aporta conocimiento tanto en el diseño y configuración de placas y tornillos, como para el cirujano en el momento de su selección.

Es importante mencionar, la dificultad de contar con trabajos publicados que incluyan, desde el punto de vista estructural, las configuraciones óptimas de implantes y tornillos utilizables para cada caso, ya que se trata del “Saber del Conocimiento” o “Know How” que desarrollan y poseen empresas dedicadas al diseño y comercialización de los mismos, incluyendo la utilización de materiales especiales.

De todas maneras, otros investigadores [16] [19] [20], han estudiado el efecto y el resultado clínico de la utilización de diferente configuración de placas en la fractura de huesos, antes que una perspectiva estructural, como en el desarrollado del presente estudio, donde se aporta una observación sobre el comportamiento de diferentes diseños ya fabricados, que se comercializan actualmente en el mercado.

#### 5. CONCLUSIONES FINALES

En este trabajo se presentó un estudio a través de la Simulación Computacional, para analizar el comportamiento estructural de una placa de compresión dinámica (DCP), con una determinada disposición de tornillos, acoplado a la tibia fracturada, es decir, a un hueso largo del miembro inferior del cuerpo humano.

En trabajos previos [5] [6] [13] y [17], se analizó y validaron por separado, el comportamiento estructural del hueso y del implante, cuyos resultados facilitaron el armado del presente modelo tridimensional completo y detallado, incorporando una placa con cuatro y seis tornillos sobre el hueso.

En el estudio, se plantearon cuatro casos para analizar la reparación y el comportamiento de la fractura del hueso, considerando diferentes disposiciones y cantidad de tornillos en una placa DCP.

De los resultados obtenidos para los Modelo A, B y C, y desde el punto de vista estructural, el conjunto placa y tornillos se comportan satisfactoriamente, donde se desprende que la mejor selección resulta para el Modelo C, que presenta menor cantidad de tornillos (cuatro totales).

Esta herramienta de ingeniería, utilizada para este fin, ayuda al diseñador a obtener un diseño seguro y adecuado que facilitará el apoyo a cirujanos ortopédicos en la selección de implantes biomecánicos, teniendo en cuenta el tamaño de la fractura y características del hueso.

## REFERENCIAS

- [1] H. Frank, M.D., Netter, *Atlas de anatomía humana 4 edición*, Elsevier Masson (2007)
- [2] L.A. Zambrano, C. Muller-Karger, “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 (2008)
- [3] J. Grasa, L.A. Gonzalez, M.J. Gómez Benito, J.M. García-Aznar, J.A. Bea, P.J. Laborda, M. Doblaré, “Caracterización mecánica de las propiedades del tejido óseo cortical”, *Anales de mecánica de la fractura*, **25**(1) (2008)
- [4] C.A. Morales Barela, T.D. San Antonio, M.A. Ciaccia, C.M. Muller-Karger, “Mejoramiento de mallas de elementos finitos para modelos óseos heterogéneos”, *Anales del 8° Congreso Iberoamericano de ingeniería mecánica CIBIM* (2007)
- [5] A. Sirolli, H.C. Sanzi, G. Elvira, “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)
- [6] A. Sirolli, H. Sanzi, G. Elvira, “Simulación computacional de un implante para osteosíntesis, utilizando el método de elementos finitos”, *AAOT* (2012)
- [7] T.P. Ruedi, W.M. Murphy, “Principios de la AO (Asociación para el estudio de la osteosíntesis) en tratamiento de fracturas”, *Masson* (2003)
- [8] S.C. Cowin, “Wolff’s law of trabecular architecture at remodeling equilibrium”. *J. Biomech. Eng.*, 108, 83–88 (1986) <https://doi.org/10.1115/1.3138584>.
- [9] L. Colabella, A.P. Cisilino, V. Fachinotti, P. Kowalczyk, “Multiscale design of elastic solids with biomimetic cancellous bone cellular microstructures”. *Structural and Multidisciplinary Optimization* (2019)
- [10] 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)
- [11] Norma IRAM 9425 “Implantes Quirúrgicos; Determinación de la Rigidez y la resistencia a la flexión”
- [12] Norma ISO 9585 “Implants for Surgery; Determination of bending strength and stiffness of bone plates”
- [13] Ensayo Físico Realizado por el INTI para BM Group 14/05/2004 Máquina Shimadzu TAG MM 151
- [14] Norma ASTM D695-02a “Standard Test Method for compressive properties of rigid plastics” ASTM International, West Conshohocken, PA (2002)
- [15] Norma ASTM D-1621-04 a “Standard Test Method for compressive properties of rigid cellular plastics” ASTM International, West Conshohocken, PA, 2004
- [16] A. Sirolli, H. Sanzi, G. Elvira, “Simulación computacional del ensayo de huesos humanos sintéticos fracturados”, *Revista Iberoamericana de ingeniería Mecánica*, **25**(1), 37-45 (2021) ISSN: 1137-2729
- [17] ANSYS Software 2021 R2
- [18] S. Frei, H. Ploeg, C. Reinschmit, P. Heuberger, “Fracturas de implantes de tibia. Consecuencias para los ensayos de los implantes”, *Biomecánica*, **VII**(13), 58-64 (1999)
- [19] E.R. Valdés Santurio, V. Vallina García, V. Álvarez Ortiz, “Fisiopatología y tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia”. *Revista española de ortopedia y traumatología*, **52**(1), 47-63 (2008)
- [20] D. Niño Gomez, A. Macklin Vadell, F. Rodriguez Castells, G. Arrondo, D. Yearson, N. Monalve, “Fracturas de tibia con técnica MIPPO Tiempo y tipos de consolidación. Comparación con otros tipos de tratamiento.” *Revista Asociación Argentina Ortopedia y Traumatología* (2005)

## COMPUTATIONAL SIMULATION OF THE MINIMUM QUANTITY AND EFFECTIVE USE OF SCREWS IN OSTEOSYNTHESIS IMPLANTS, IN FRACTURED HUMAN BONES

**Abstract** – The design of osteosynthesis implants is a task in continuous development, where new surgical techniques, manufacturing processes and special materials allow us to obtain increasingly safer implants dedicated to each type of fracture, whether due to accidents or product of osteoporosis among others, providing an important solution for health. The application codes and standards, associated as a whole with the use of Computational Simulation, whose results are corroborated with laboratory tests, provide evidence to validate and ensure its good performance. In this work, a study is presented, through Computational Simulation, to analyze the structural behavior of an implant attached to a fractured tibia, in order to determine the arrangement, effective and minimum number of screws, which facilitate the preparation times of the set, while the operation is performed in the operating room.

**Keywords** – Bioengineering, Implants, Osteosynthesis, Computational Simulation.