

# **ANÁLISIS NUMÉRICO DE PRUEBAS EXPERIMENTALES DE EXTRACCIÓN EN UN TORNILLO CORTICAL MINIATURA**

## *NUMERICAL ANALYSIS OF PULL-OUT TESTS IN A MINIATURE CORTICAL SCREW*

### **Roberto Mendoza Gasca**

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya, México  
*m2303046@itcelaya.edu.mx*

### **Luis Alejandro Alcaraz Caracheo**

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya, México  
*alejandro.alcaraz@itcelaya.edu.mx*

### **Roberto Edú Arriaga Medina**

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya, México  
*roberto.arriaga@itcelaya.edu.mx*

### **Víctor Antonio Pantoja Cuarenta**

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya, México  
*victor.pantoja@itcelaya.edu.mx*

### **Ramón Rodríguez Castro**

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya, México  
*ramon.rodriguez@itcelaya.edu.mx*

**Recepción:** 3/octubre/2023

**Aceptación:** 30/noviembre/2023

## **Resumen**

Las pruebas de extracción son una herramienta que permite comparar la estabilidad de los tornillos médicos. Las pruebas experimentales están limitadas a solo obtener la gráfica fuerza-desplazamiento. El análisis numérico permite complementar las pruebas de extracción para poder identificar las zonas de concentración de esfuerzos y deformaciones.

Se analizó de manera experimental y numérica tornillos corticales miniatura. Se utilizó un tornillo con rosca HA 1.5 y con longitud de 18 mm. Los tornillos fueron insertados en espuma de poliuretano con una densidad de  $640.74 \text{ kg/m}^3$ . Se realizaron 3 pruebas experimentales con el mismo tipo de tornillo y espuma para

obtener la curva fuerza-desplazamiento. El análisis numérico se realizó en Ansys mediante una simulación explícita en un entorno 2D, se obtuvo la curva fuerza-desplazamiento y la concentración de los esfuerzos y deformaciones.

La simulación permitió obtener, con un porcentaje de error de 1.74%, la fuerza de extracción en estos tornillos corticales. La gráfica esfuerzo-desplazamiento difieren en cuanto a comportamiento, esto se debe a las limitaciones del análisis 2D axisimétrico que se realizó.

**Palabras Clave:** Análisis explícito, Elemento finito, Espuma de poliuretano, Prueba de extracción, Tornillo cortical.

## **Abstract**

*Pull-out tests are a tool that allows you to compare the stability of medical screws. Experimental tests are limited to only obtaining the force-displacement graph. Numerical analysis complements pull-out tests by identifying areas of stress and deformation concentration.*

*Miniature cortical screws were analyzed experimentally and numerically. A screw with an HA 1.5 thread and a length of 18 mm was used. The screws were inserted in polyurethane foam with a density of  $640.74 \text{ kg/m}^3$ . Three experimental tests were carried out with the same type of screw and foam to obtain the force-displacement curve. The numerical analysis was carried out in Ansys through an explicit simulation in a 2D environment, the force-displacement curve and the concentration of the stresses and deformations were obtained.*

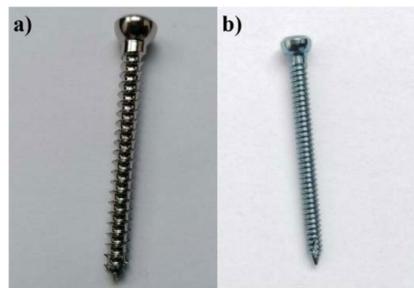
*The simulation allowed us to obtain, with an error rate of 1.74%, the extraction force in these cortical screws. The stress-displacement graph differs in behavior, which is due to the limitations of the axisymmetric 2D analysis that was carried out.*

**Keywords:** *Explicit analysis, Finite element, Polyurethane foam, Pull-out test, Cortical screw.*

## **1. Introducción**

Los tornillos óseos son utilizados en procedimientos quirúrgicos, su objetivo principal es crear un anclaje eficiente y duradero en el hueso humano. Existen una

gran variedad de tornillos óseos, pero se pueden clasificar en dos grupos: esponjosos y corticales. Esta clasificación hace referencia al tipo de hueso al que se busca anclar. Un tornillo esponjoso debe tener, entre otras características, un paso mayor al de un tornillo cortical, pues la zona esponjosa del hueso es menos densa y la distancia entre crestas debe ser mayor para distribuir el esfuerzo entre un mayor volumen de material. Si se quisiera colocar un tornillo cortical en un hueso mayormente esponjoso, el esfuerzo se concentraría en pequeñas secciones que cederían, imposibilitando el uso de esa zona para anclar un tornillo. En la figura 1 se pueden apreciar ambos tipos de tornillos.



a) Esponjoso

b) Corticales

Fuente: elaboración propia.

Figura 1 Tornillos.

Se estima que de entre un 2 a un 40% de los pacientes, los tornillos fallan debido al esfuerzo del hueso circundante [Einafshar et al., 2021; Ketata et al., 2019], provocando el retraso en la recuperación y dolor en el paciente, culminando en la necesidad de cirugías de revisión y de remplazo del implante [Xu et al., 2019], lo cual puede no ser suficiente pues el fallo del primer implante ocasiona un fallo en el tejido óseo circundante, perdiendo su capacidad de anclaje.

Es necesario validar las capacidades de anclaje de los implantes y proponer mejores diseños de implantes óseos. La norma ASTM F543 describe los requisitos de materiales, acabado, marcado, cuidado, manipulación, dimensiones y tolerancias aceptables para los tornillos óseos [ASTM F543-17, 2017]. También proporciona pruebas para medir la resistencia a la torsión de inserción y extracción de los tornillos. Estas pruebas sirven como punto de comparación para los tornillos óseos.

La espuma de poliuretano es un material utilizado en las pruebas de extracción, la cual posee características similares al hueso humano, pero a diferencia de este, la espuma esta estandarizada para facilitar la comparación de las pruebas de extracción [ASTM F1839-08, 2016].

En la literatura se han utilizado los análisis numéricos para complementar las pruebas de extracción y saber la distribución de esfuerzos y deformaciones [Einafshar et al., 2021; Hsu et al., 2005; Park et al., 2021]. También se han utilizado para predecir el comportamiento de distintas geometrías en pruebas de extracción, haciendo un estudio paramétrico de los parámetros geométricos de los tornillos [Chatzistergos et al., 2010; Duaibis et al., 2012; Tetteh & McCullough, 2020; Zhang et al., 2004]. Y se han realizado análisis numéricos para estudiar el comportamiento del tornillo en pruebas in vitro utilizando material orgánico en lugar de la espuma de poliuretano, realizando una aproximación de las propiedades del hueso humano [Ketata et al., 2019; Xu et al., 2019].

Se realizará un análisis 2D por elemento finito de la prueba de extracción que permita observar la concentración de esfuerzos que sufre tanto la espuma como el tornillo. Se utilizará un análisis explícito que permitirá predecir la falla en la espuma, se obtendrá la curva fuerza de extracción contra desplazamiento del tornillo y se comparará con la gráfica experimental. El estudio se centrará en tornillos corticales miniatura, los cuales, al tener geometrías más pequeñas, provocan que el análisis numérico requiera más recursos computacionales para resolverse.

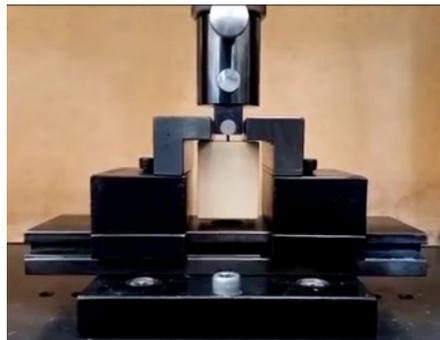
## **2. Métodos**

La espuma de poliuretano tiene una densidad de  $640.74 \text{ kg/m}^3$ , fue elaborada por Sawbones (Sawbones USA, Vashon, WA, USA) y cumple con las especificaciones descritas en la norma ASTM F1839 [ASTM F1839-08, 2016]. Esta densidad de espuma es parecida al del hueso cortical, por lo tanto, es idónea para pruebas en tornillos corticales.

La espuma de poliuretano fue cortada en 3 bloques de  $32 \times 32 \times 40 \text{ mm}$ , se les perforo un orificio guía de  $1.1 \text{ mm}$  de diámetro de  $20 \text{ mm}$  de profundidad. También se utilizó un machuelo para formar la rosca en los bloques hasta una profundidad de al menos

10mm, pues a pesar de ser tornillos autorroscantes muchas veces los médicos deciden hacer uso de un machuelo para evitar causar mayor esfuerzo en el hueso [Ketata et al., 2019].

Los tornillos utilizados para realizar las pruebas son de acero inoxidable 316LVM fabricados por Osteogen (Osteogen: Tecnología en Osteosíntesis). Cuentan con un diámetro exterior de la rosca de 1.5 mm y una longitud de 18 mm (Figura 1), los parámetros geométricos son de una rosca HA-1.5 mm, descritos por la norma ASTM F543 [ASTM F543-17, 2017]. Los implantes fueron insertados a una profundidad de 9 mm. El equipo utilizado para cumplir con el tipo de pruebas convenidas en la norma ASTM F543 es una máquina universal Zwick/Roell Z050 con celda de carga de 5 kN. El utillaje utilizado para montar en la máquina y sostener las probetas consta de varias piezas ensambladas (Figura 2).



*Fuente: elaboración propia.*

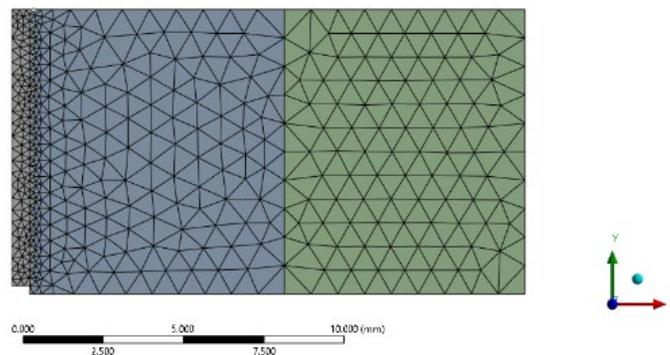
Figura 2 Utillaje de pruebas.

La sujeción superior, la cual se sujeta directamente a la celda de carga de la máquina universal y permite tomar firmemente el tornillo y separarlo del bloque de polímero durante las pruebas (Figura 2). Es un ensamble formado por una camisa cilíndrica, que es la que entra en contacto directo con la celda y se monta utilizando un perno, por una pieza una cavidad cilíndrica en un extremo mientras que en el extremo opuesto se une a la camisa con otro perno, y un soporte cilíndrico, el cual sostiene directamente al tornillo cortical y entra en la cavidad antes mencionada. La sujeción inferior, que está formada principalmente por tres partes. La base, es una pieza rectangular con 8 orificios que unen al ensamble con el marco de la

máquina universal utilizando tornillos; hay una barra rectangular acanalada por los lados, que une a la base con dos piezas corredizas, las cuales sujetan al bloque de la prueba lo mantienen fijo (Figura 2).

El utillaje de pruebas fue anclado a la máquina de pruebas y a su vez el sistema espuma-tornillo fue colocado. La espuma fue sujeta por las pinzas 7mm de cada lado. La prueba se realizó desplazando el travesaño (que es donde va montada la sujeción superior) hacia arriba a una velocidad de 5 mm/min, mientras que la sujeción inferior se mantuvo fija al marco de la máquina universal. La temperatura a la que se realizó la prueba fue de 23 °C con una humedad relativa de 50%.

El tornillo fue modelado utilizando el software de Autodesk Inventor Professional 2024, se decidió solo colocar una porción del sistema tornillo-espuma para optimizar la simulación y concentrar los resultados en los puntos de interés (Figura 3). Para el análisis numérico se utilizó el software de Ansys (Workbench 2023 R2), con una simulación explícita, que permite modelar el modo de falla de la espuma. El tipo de análisis fue 2D axisimétrico, el cual permite revolucionar en 360° una sección del sistema.



*Fuente: elaboración propia.*

Figura 3 Mallado del modelo 2D.

El equipo utilizado para realizar la simulación es una laptop con procesador Ryzen 5 4600H (6 núcleos, 12 hilos, velocidad base de 3.0 Ghz y una velocidad aumentada de 4.0 Ghz), tarjeta gráfica dedicada de Nvidia gtx 1650 de 4 GB, memoria RAM de 16 GB (velocidad de 3200 MHz) y unidad de almacenamiento de estado sólido (M.2 2280 Gen 3).

Primero se realizó un preprocesado para dividir la espuma y poder colocar la condición de frontera de fijación sobre la arista superior de la zona verde (Figura 3). La otra condición de frontera de desplazamiento se colocó en la arista superior del tornillo, por lo que, la geometría del tornillo se mueve de su posición inicial a 4mm en dirección positiva del eje “y”.

Se definió a la espuma de poliuretano como un material isotrópico y homogéneo [Ketata et al., 2019; Xu et al., 2019]. Las propiedades de la espuma se muestran en la tabla 1 [Calvert et al. 2010; ASTM F1839-08, 2016]. Para el tornillo las propiedades utilizadas se muestran en la tabla 2 [Rajput et al., 2020; MatWeb, 2023]. Para poder simular la falla en la espuma, se activaron las opciones sobre falla en la materia y sobre el límite de deformación geométrica, en el cual se definió un límite de deformación de 0.6.

Tabla 1 Propiedades mecánicas de la espuma de poliuretano.

<b>Propiedades espuma</b>	
Densidad	640.74 Kg/m <sup>3</sup>
Modulo cortante	130 MPa
Módulo de compresión	759 MPa
Limite Elástico	12 MPa
Ultimo esfuerzo	19 MPa

Fuente: elaboración propia.

Tabla 2 Propiedades mecánicas del acero inoxidable 316 LVM.

<b>Propiedades acero inoxidable 316 LVM</b>	
Densidad	8000 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Young	187.3 GPa
Coefficiente de Poisson	0.3
Limite Elástico	800 MPa
Ultimo esfuerzo	1100 MPa

Fuente: elaboración propia.

El contacto entre el tornillo y la espuma se definió como de fricción con un coeficiente de 0.2 [Widmer et al., 2020; Xu et al., 2019], a pesar de que la rosca se formó con ayuda de un machuelo es importante considerar el coeficiente de fricción, pues aún existe una resistencia en la unión rosca tornillo [Ketata et al., 2019]. En total son 52 bordes para ambos cuerpos.

La malla del tornillo y de la espuma está compuesta por triángulos con un tamaño aproximado de 1.8 mm, en las cuerdas del tornillo se definió un tamaño de 0.2mm para poder optimizar la malla en este punto de interés. En total, la malla está compuesta por 856 elementos y 541 nodos. Los elementos más pequeños son 170 con un tamaño aproximado de 0.09 mm.

El tamaño de elemento más pequeño define el incremento del tiempo de la prueba, el cual para esta simulación es de  $1.477E-8$  s, el factor de seguridad del ciclo se definió en 1.9 para poder reducir el tiempo de simulación. Se definió un tiempo de simulación de 0.01 s, dando un total de 675, 844 ciclos y terminando la simulación en un tiempo aproximado de 10 min.

### 3. Resultados

En las 3 pruebas la falla se localizó en la unión del tornillo-bloque. Los resultados de las pruebas se pueden consultar en la tabla 3, donde la fuerza de extracción máxima es de 645.29 N (prueba Ac-1.5-18-c-1) y la mínima fuerza de extracción es de 628.54 N (prueba Ac-1.5-18-c-2). La fuerza de extracción promedio en las pruebas experimentales es de 634.95 N.

Tabla 3 Fuerzas de extracción reportadas en las pruebas experimentales.

ID de prueba	Fuerza de extracción (N)	Forma de falla
Ac-1.5-18-c-1	645.29	Unión tornillo-bloque
Ac-1.5-18-c-2	628.54	Unión tornillo-bloque
Ac-1.5-18-c-3	631.02	Unión tornillo-bloque

*Fuente: elaboración propia.*

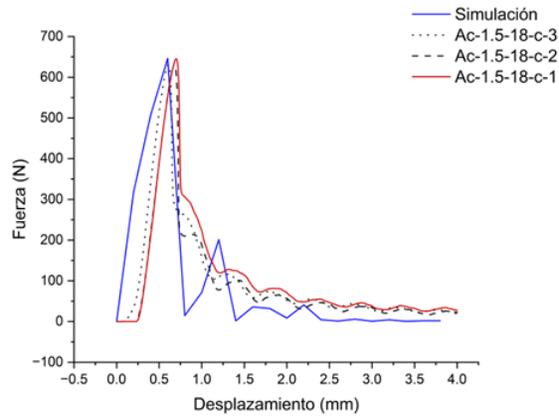
La figura 4 muestra al tornillo y la espuma después de la prueba. En la figura 5 se puede observar la comparación de las curvas de fuerza-desplazamiento de las pruebas experimentales contra la obtenida en la simulación.

En la simulación se obtuvo la fuerza de reacción en el tornillo, específicamente donde se colocó el desplazamiento, obteniendo una fuerza de extracción máxima de 646.42 N. Los esfuerzos y deformaciones resultantes en el sistema se pueden observar en figura 6.



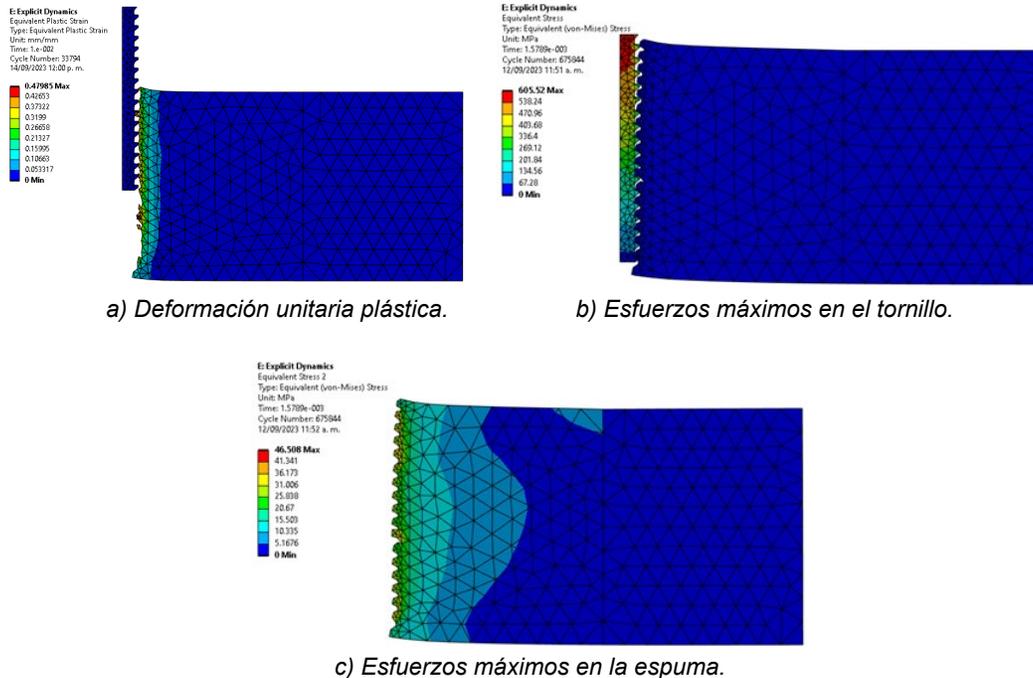
Fuente: elaboración propia.

Figura 4 Espuma y tornillo posterior a la prueba de extracción.



Fuente: elaboración propia.

Figura 5 Fuerza-desplazamiento de las pruebas experimentales y análisis numérico.

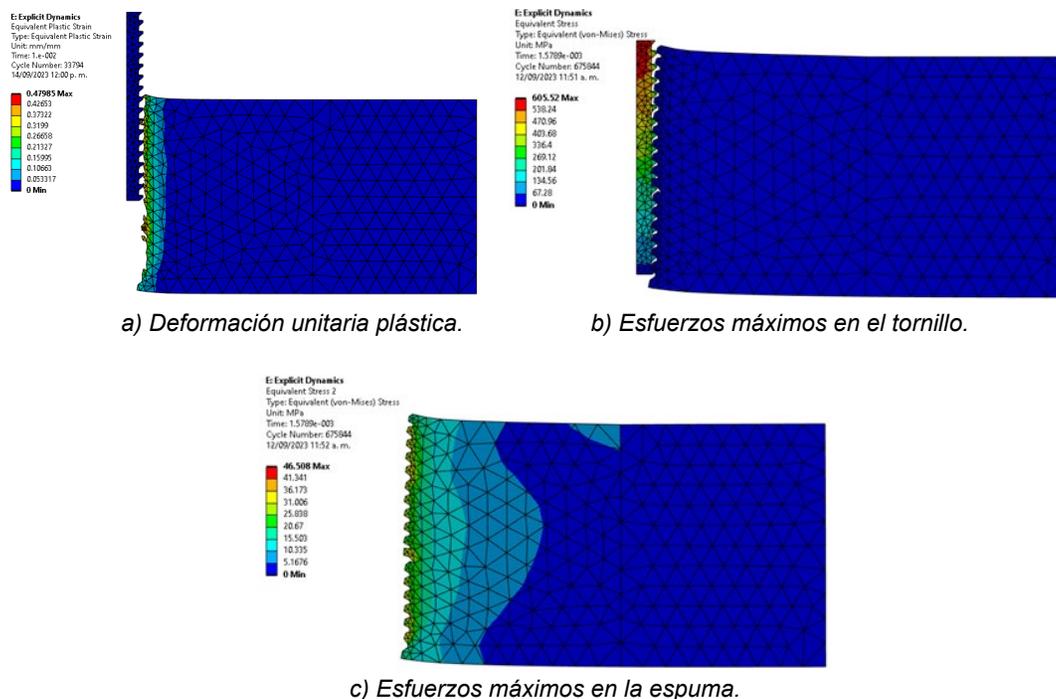


Fuente: elaboración propia.

Figura 6 Esfuerzos y deformaciones distribuidos en la espuma y el tornillo.

## 4. Discusión

El proceso para la realización de las pruebas de extracción fue en base a la norma ASTM F543 [ASTM F543-17, 2017]. Podemos observar en la figura 4, que el tornillo queda con rastros de espuma, esto se debe a que la falla del sistema sucede en la espuma que tiene la rosca del tornillo y no se distribuye por toda la espuma. Los esfuerzos en el tornillo se concentran en la parte superior de este (Figura 6), esto sucede en el punto máximo de fuerza de extracción para luego decrementar. El esfuerzo mostrado en la espuma se dispersa hasta el punto de sujeción de la espuma, lo cual ayuda a distribuir mejor los esfuerzos por la espuma, pero provoca daño a un mayor volumen de material. En cuanto a la deformación plástica se observa que se concentran cerca del volumen de inserción. La simulación realizada en ANSYS logra predecir la fuerza de extracción con un porcentaje de error de 1.74%. Einafshar et al. [2021] reporta una diferencia del 0.5% entre la fuerza de extracción experimental y simulada, esto para una simulación en 3D y en tornillos pediculares. Para lo cual se utilizó un equipo de computo con mayor capacidad y con un tiempo de simulación de aproximado de 12 horas.



Fuente: elaboración propia.

Figura 6 Esfuerzos y deformaciones distribuidos en la espuma y el tornillo.

El tiempo de simulación está definido por el elemento más pequeño de la malla, esto provoca que, al tener geometrías más pequeñas, el tiempo de simulación y los recursos computacionales incrementen, como sucede en el caso de los tornillos corticales miniatura.

## **5. Conclusiones**

La simulación nos permitió conocer la distribución de los esfuerzos y deformaciones, así como tener una herramienta que nos permite obtener, con un porcentaje de error del 1.74%, la fuerza de extracción en los tornillos corticales de 1.5 mm de diámetro y 18 mm de longitud. Las diferencias en el comportamiento de la gráfica fuerza-desplazamiento pueden provocar que la concentración de esfuerzos y deformaciones difieran entre la parte experimental y numérica. Esto se puede abarcar con una simulación tridimensional que represente más fielmente la geometría del tornillo. Además, se debe realizar análisis numéricos con diferentes diámetros y longitudes para validar de una manera más amplia el modelo numérico.

## **6. Bibliografía y Referencias**

- [1] ASTM F1839-08. (2016). Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments. West Conshohocken: ASTM International. [www.astm.org](http://www.astm.org).
- [2] ASTM F543-17. (2017). Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. West Conshohocken: ASTM International. [www.astm.org](http://www.astm.org).
- [3] Calvert, K. L., Trumble, K. P., Webster, T. J., & Kirkpatrick, L. A. (2010). Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(5), 1453–1461. <https://doi.org/10.1007/s10856-010-4024-6>.
- [4] Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L., & Evans, C. (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants A three-dimensional finite element study. *Angle Orthodontist*, 82(5), 875–880. <https://doi.org/10.2319/111011-696.1>.

- [5] Chatzistergos, P. E., Magnissalis, E. A., & Kourkoulis, S. K. (2010). A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model. *Medical Engineering and Physics*, 32(2), 145–154. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.11.003>.
- [6] Einafshar, M., Hashemi, A., & van Lenthe, G. H. (2021). Homogenized finite element models can accurately predict screw pull-out in continuum materials, but not in porous materials. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 202. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.105966>.
- [7] Hsu, C. C., Chao, C. K., Wang, J. L., Hou, S. M., Tsai, Y. T., & Lin, J. (2005). Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: Biomechanical tests and finite element analyses. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(4), 788–794. <https://doi.org/10.1016/j.jorthres.2004.11.002>.
- [8] Ketata, H., Affes, F., Kharrat, M., & Dammak, M. (2019). A comparative study of tapped and untapped pilot holes for bicortical orthopedic screws - 3D finite element analysis with an experimental test. *Biomedizinische Technik*. <https://doi.org/10.1515/bmt-2018-0049>.
- [9] MatWeb. (10 de Agosto de 2023). MatWeb Material Property Data. Obtenido de Medical Grade Stainless Steel 316 LVM: <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=29a84d10fada4e4fa3ebe3986e52d848&ckck=1>.
- [10] Park, Y. C., Chae, D. S., Kang, K. Y., Ding, Y., Park, S. J., & Yoon, J. (2021). Comparative pull-out performances of cephalomedullary nail with screw and helical blade according to femur bone densities. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(2), 1–12. <https://doi.org/10.3390/app11020496>.
- [11] Tetteh, E., & McCullough, M. B. A. (2020). Impact of screw thread shape on stress transfer in bone: a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(9), 518–523. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1743980>.

- [12] Rajput, S. K., Kumar, J., Mehta, Y., Soota, T., & Saxena, K. K. (2020). Microstructural evolution and mechanical properties of 316L stainless steel using multiaxial forging. *Advances in Materials and Processing Technologies*, 6(3), 509–518. <https://doi.org/10.1080/2374068X.2020.1728641>.
- [13] Widmer, J., Fasser, M. R., Croci, E., Spirig, J., Snedeker, J. G., & Farshad, M. (2020). Individualized prediction of pedicle screw fixation strength with a finite element model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(4), 155–167. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1709173>.
- [14] Xu, M., Yang, J., Lieberman, I. H., & Haddas, R. (2019). Finite element method-based study of pedicle screw–bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Medical Engineering and Physics*, 67, 11–21. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.03.004>.
- [15] Zhang, Q. H., Tan, S. H., & Chou, S. M. (2004). Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine. *Journal of Biomechanics*, 37(4), 479–485. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.005>.