

Análisis numérico de una estructura de hueso trabecular bioinspirado



^{1,3}Tomas De la Mora Ramirez
Axayacatl Morales Gudarrama
³Christopher René Torres SanMiguel

¹Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán, Tecnológico Nacional de México

²CI3M, Departamento de Ingeniería Eléctrica, UAM Iztapalapa

³Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional

Resumen

El hueso trabecular es una estructura compleja y jerárquica que proporciona un soporte mecánico esencial y capacidad de carga al sistema esquelético humano. La arquitectura única del hueso trabecular, caracterizada por una red de estructuras interconectadas en forma de varillas y placas, permite una distribución eficiente de las tensiones y deformaciones. Este trabajo de muestra el proceso de diseño y análisis de una réplica de la geometría del hueso trabecular escaneada digital de una esponja mediterránea (Haliclona) debido a que ha ganado atención en el ámbito biomédico y de ingeniería de tejidos, el programa de cómputo Geomagic design X® y SolidWorks®. Se digitalizó la muestra, mediante una nube de líneas y puntos se procesaron y convirtieron en un modelo digital en 2D, que sirvió de base para la réplica de hueso trabecular. Las estructuras diseñadas se analizaron mediante software de análisis de elementos finitos para evaluar los patrones de tensión y desplazamiento en la condición de carga de peso de un paciente de 80 kg, la cual es una medida promedio en individuos de 43 años de edad [1]. Con el objetivo de imitar el comportamiento mecánico del hueso trabecular natural. Se realizaron 6 arreglos celulares con 36 geométricas escaneadas (círculo, elipse y amorfo), en un cuadrado de 11 mm por lado. Los resultados del estudio indican que las estructuras diseñadas presentaban patrones de tensión y desplazamiento similares a las presentadas por otros autores. La naturaleza anisotrópica de la arquitectura del hueso trabecular se replicó con éxito.

Palabras claves: Análisis numérico, hueso trabecular, bioinspirado, esponja Heliclona, mimetizado y biomédica.

Abstract

The trabecular bone is a complex, hierarchical structure that provides essential mechanical support and load-bearing capacity to the human skeletal system. The unique architecture of trabecular bone, characterized by a network of interconnected structures in the form of rods and plates, allows for the efficient distribution of stresses and deformations. This work shows the design and analysis process of a digitally scanned trabecular bone geometry replica of a Mediterranean sponge (Haliclona) because it has gained attention in the biomedical and tissue engineering field, the Geomagic design X® and SolidWorks® computer program. The sample was digitized using a cloud of lines, and points were processed and converted into a 2D digital model, which served as the basis for trabecular bone replication. The designed structures were analyzed using finite element analysis software to evaluate the stress and displacement patterns in the weight-bearing condition of an 80 kg patient, which is an average measurement in 43-year-old individuals [1]. Aiming to mimic the mechanical behavior of natural trabecular bone. Six cellular arrays were made with 36 scanned geometries (circle, ellipse, and amorphous), in a square of 11 mm per side. The results of the study indicate that the designed structures presented stress and displacement patterns similar to those given by other authors. The anisotropic nature of the trabecular bone architecture was successfully replicated.

Keywords: Numerical analysis, trabecular bone, bioinspired, Heliclone sponge, mimicry and biomedical

1. Introducción.

La réplica de la arquitectura tridimen-

sional del hueso trabecular, a través de bioinspiración, es una alternativa ortopédica prometedora en el tratamiento de enfermedades; osteoporosis, obesidad, la osteomalacia, las infecciones óseas, la pseudoartrosis, los tumores y las enfermedades degenerativas, las cuales causan dependencia y merman la calidad de vida de las personas [2]. Así mismo las fracturas de huesos largos como la tibia y fémur, son las lesiones más frecuentes en traumatología, provocado por accidentes de tránsito, impactos con otros cuerpos, violencia física, caídas, accidentes deportivos entre otras causas. Sin embargo, frecuentemente la solución a estos problemas no es la adecuada, debido a la falta de acceso inmediato a sistemas biomecánicos económicos (Prótesis), ya que la mayoría son importados, son implantes estandarizados con al fenotipo de pacientes de los países fabricantes de prótesis y por ende una dificultad para ajustar el implante con el hueso [3].

Por otro lado, las limitaciones de las prótesis convencionales, tales como, el desgaste, las infecciones, el módulo de elasticidad entre los materiales y el hueso provocan tensión local en el sitio de fijación y pueden llegar atrofiar el tejido óseo, debido a su diferencia con respecto al hueso. Por lo que el diseño de insertos para prótesis articulares personalizados utilizando su estructura geométrica bio-inspirada en su naturaleza, es un campo en constante crecimiento debido a la demanda de soluciones más efectivas y duraderas en el ámbito de la ingeniería biomédica, ofreciendo una oportunidad innovadora para la fabricación de insertos ortopédicos.

La estructura geométrica del hueso esponjoso, está formado por un sistema

trabecular, cuya función es suministrar médula ósea, imprescindible para el desarrollo y almacenamiento de las células sanguíneas. El hueso es un tejido vivo que se encuentra en continuo proceso de crecimiento sujeto a procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos relacionados entre sí y con sus propiedades mecánicas y geométricas [4].

La estructura porosa y esponjosa del hueso trabecular que conforma el interior de los huesos largos, presenta una compleja e intrincada estructura tridimensional de trabéculas óseas ramificadas, que forman un sistema de espacios intercomunicados. Dentro de cada trabécula se encuentra médula ósea, integrada principalmente por células madre, que producen glóbulos rojos (transportadores de oxígeno) y plaquetas (coaguladores de sangre), además de las células que reciben directamente los nutrientes de la sangre que circula por las cavidades medulares [5].

Esta arquitectura ha sido tema de interés desde hace tiempo por parte de los investigadores que buscan reproducir sus propiedades deseables en materiales y estructuras para aplicaciones ortopédicas e ingeniería. Se han desarrollado métodos bioinspirados para reproducir la compleja geometría del hueso trabecular. La modelización y la simulación numérica computacional ha sido fundamentales para comprender las propiedades biomecánicas del hueso trabecular y orientar el diseño de estructuras biomimétizadas. Estas técnicas numéricas permiten evaluar la resistencia ósea, la carga articular y otros parámetros difíciles de medir experimentalmente [6]. El uso de sistemas de manufactura avanzados como las tec-

nologías de prototipado rápido (RP) ha permitido la fabricación de estructuras intrincadas y jerárquicas inspiradas en el hueso trabecular personalizadas [7].

Los huesos bioinspirados, al replicar la configuración natural y las características mecánicas del tejido óseo, crean un entorno favorable para la regeneración ósea, resultando en un sustituto óseo eficiente y perdurable. Los investigadores han indagado en una amplia variedad de fuentes naturales de inspiración para replicar la forma, geometría, tamaño y disposición de los poros presentes en el hueso sano. Por ejemplo, el tejido trabecular humano en un estado saludable presenta espacios óseos elipsoidales de dimensiones determinadas, los cuales contienen una cantidad considerable de osteocitos [8].

Estudios se han centrado en el rediseño optimizado para crear estructuras porosas radiales bioinspiradas, adecuadas como absorbedores de energía, e implantes en aplicaciones biomecánicas.

Las estructuras escalonadas fueron fabricadas utilizando tecnología 3D, realizando ensayos de compresión a las muestras. El trabajo realizado por Khalegh Kouhi-Lakeh y colaboradores adopta un método híbrido de diseño generativo basado en la topología de un programa de cómputo y un método teórico paramétrico, el enfoque propuesto se centra en el diseño conceptual de estructuras bioinspiradas cilíndricas de pared delgada con diferentes patrones graduales y permite crear diferentes geometrías, analizarlas mecánicamente y clasificarlas. Para evaluar sus propiedades mecánicas de compresión y su comportamiento ante fallos,

se les ha aplicado simultáneamente un enfoque numérico y experimental, verificando y validando resultado por medio de análisis de elementos finitos (FEA) [9].

El autor Zenyang Li y colaboradores utilizaron una metodología de teselación de Voronoi variable periódica (VPVT) para el diseño bioinspirado de estructuras porosas. El método utiliza puntos distribuidos definidos por una función variable-periódica la cual genera patrones de teselación de Voronoi. Este trabajo propone un nuevo método de teselación periódica variable de Voronoi (VPVT) para diseñar y optimizar estructuras porosas bioinspiradas. Se demostró que este concepto de diseño VPVT propuesto puede proporcionar un medio genérico para crear patrones porosos bioinspirados sin ninguna limitación obvia en el contexto anterior, al tiempo que garantiza de forma natural la capacidad de adaptación multiescala y la conectividad. El patrón poroso imita la estructura celular irregular de la naturaleza, es decir, el hueso trabecular, logrando unas propiedades y un rendimiento avanzados del material. El método propuesto es aplicable a problemas de optimización multiescala tanto micro-macro como meso-macro, por ejemplo, implantes biomédicos, soportes de puentes y soportes arquitectónicos [10].

Otros autores como Yin Zhou y colaboradores utilizaron modelos porosos basados en la teselación de Voronoi y operaciones booleanas, intentando imitar la estructura del hueso trabecular a diferente porosidad. Las propiedades mecánicas de las estructuras se evaluaron mediante estimaciones analíticas, simulaciones numéricas y ensayos experimentales de compresión de versio-

nes impresas en 3D de las estructuras. Los modelos ofrecieron la posibilidad de proporcionar interconectividad de poros a porosidades relativamente bajas, así como estructuras en forma de placa y de varilla [11]. Eddie N. Armendáriz utilizó la ingeniería bioinspirada generando patrones de teselación de Voronoi mediante un algoritmo para la creación de estructuras porosas irregulares. Los resultados indican que las propiedades mecánicas dependen directamente de las características microestructurales de la propia estructura porosa. Además, el área superficial y la porosidad son los principales parámetros para controlar, el algoritmo utilizado tiene una aplicación para la industria automotriz y aeroespacial [12]. Haja-Sherief usó el método de Teselación de Voronoi para la creación de estructuras porosas aleatorias de diferentes tamaños (19,8 μm a 923 μm) similares a la estructura del hueso trabecular. Realizaron una simulación de dinámica de fluidos computacional (CFD) basada en el método de los elementos finitos en todos los andamiajes Voronoi diseñados para predecir las caídas de presión y la permeabilidad del comportamiento del flujo sanguíneo no newtoniano utilizando el modelo de fluido de ley potencia [13].

Diversos trabajos han reportado el desarrollo de estructuras celulares bioinspiradas de los huesos del fémur utilizando cuatro tipos distintos de células: en forma de panal hexagonal, reentrantes, híbridas e híbridas jerárquicas. Se revelaron algunas características clave, como la carga elástica máxima, la carga de meseta, la capacidad de absorción de energía, la relación de Poisson y el efecto del tamaño de las células jerárquicas. Demostraron

que las nuevas estructuras bioinspiradas superaban el rendimiento de absorción de energía de los diseños tradicionales[14].

Marcin Lipowiecki y Dermot Brabazon replicó la geometría de andamios óseos en forma de poros mediante el diseño de tres celdas unitarias que incluían estructuras de forma cubica, triangular y hexagonal poliédrica. Los poros del andamio diseñado se variaron de 120, 340 y 600 μm , concluyendo que los macroporos deben tener un diámetro mínimo de 100 μm para que las células puedan proliferar dentro de la estructura. Los modelos con las diferentes medidas desarrolladas indicaron restricciones geométricas con el fin de adaptar los andamiajes a las necesidades específicas de los pacientes [15].

El objetivo es construir un modelo del hueso trabecular bioinspirado por la esponja Haliclona utilizando herramientas CAD/CAE, escáner digital y un programa de cómputo de procesador de imágenes con fines de aplicaciones ortopédicas, además de elaborar un modelo matemático que describa la secuencia y estructura de las trabéculas para su posterior comparación de los valores en desplazamiento y tensión de von Mises obtenidos a partir de simulaciones de análisis de elementos finitos de la geometría del hueso trabecular y el material UHMWPE.

2. Materiales y métodos.

Se utilizó una esponja Haliclona Mediterránea (*Chondrosia reniformis*) comercial. Esto debido a que su estructura porosa permitirá el paso de fluidos y nutrientes semejante a la de los huesos trabeculares. La facilidad de manipulación debido al tamaño de sus poros, mejorando la calidad en el escaneado y modelado

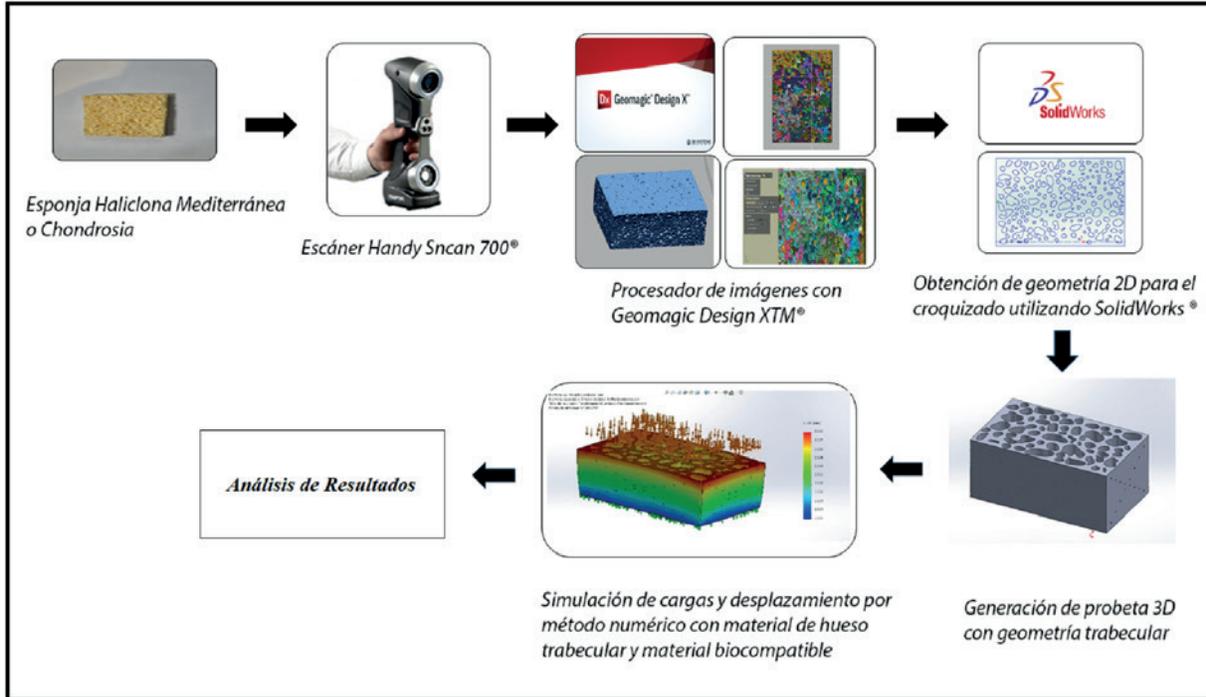


Figura 1. Proceso de elaboración de la réplica de la estructura trabecular.

de su estructura. La esponja utilizada fue de forma rectangular con dimensiones de 15x10x5 cm para obtener a detalle las geometrías superficiales a través de un escaneado 3D. Se utilizó un escáner de la marca Handy Scan 700® para digitalizar la superficie de la esponja y obtener la parametrización de las geometrías que serán aplicadas a la generación de la formación trabecular y analizar sus propiedades mecánicas.

El diagrama de flujo que se muestra en la figura 1, indica el proceso de generación de las geometrías trabeculares con las herramientas computacionales.

El primer paso consiste en el escaneado 3D de la esponja Haliclona mediterránea para capturar la geometría superficial de la esponja. Se utilizó una resolución de medición de 0.1 mm (hasta una resolución de 0.025 mm) y una malla

de 0.5 mm (de hasta 0.1 mm de resolución). Para capturar los detalles de la superficie de la esponja y el tamaño de procesamiento de los archivos para ser manipulados en una computadora personal con las características; core i7, 48 GB de memoria RAM y 16 núcleos.

A continuación, los datos de escaneado 3D adquiridos se procesan y reconstruyen mediante el programa de cómputo Geomagic Design X®. Se generó un mapa de tamaño rectangular con las estructuras geometrías extraídas de la esponja como se muestra en la figura 2.

Una vez adquiridos los datos 3D y procesarlos con el programa de cómputo Geomagic Design X®. Se identificaron y clasificaron las principales geometrías que forman la estructura de la esponja como; círculos, elipses y figuras irregulares mostrados en la figura 3.

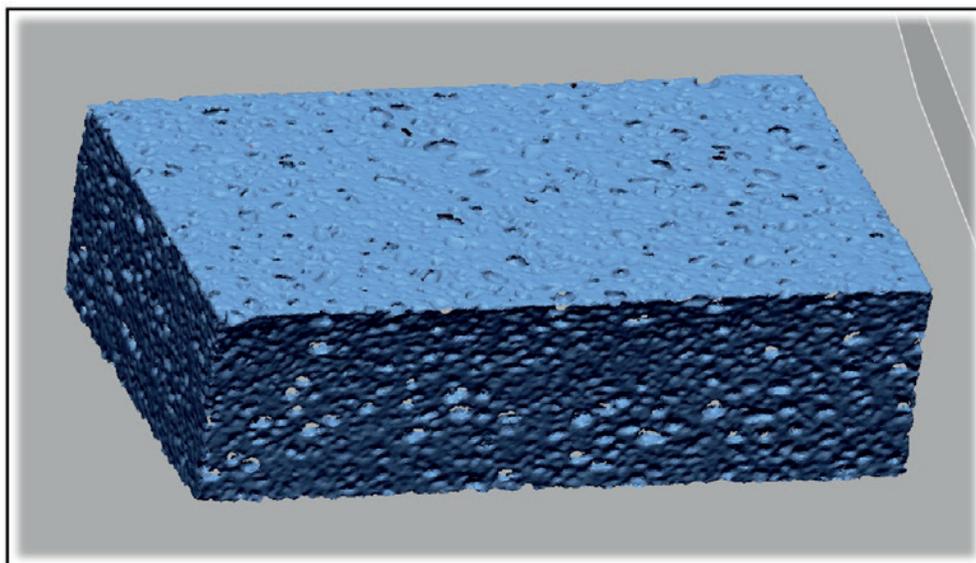


Figura 2. Mapa superficial de la estructura de la esponja mediterránea.

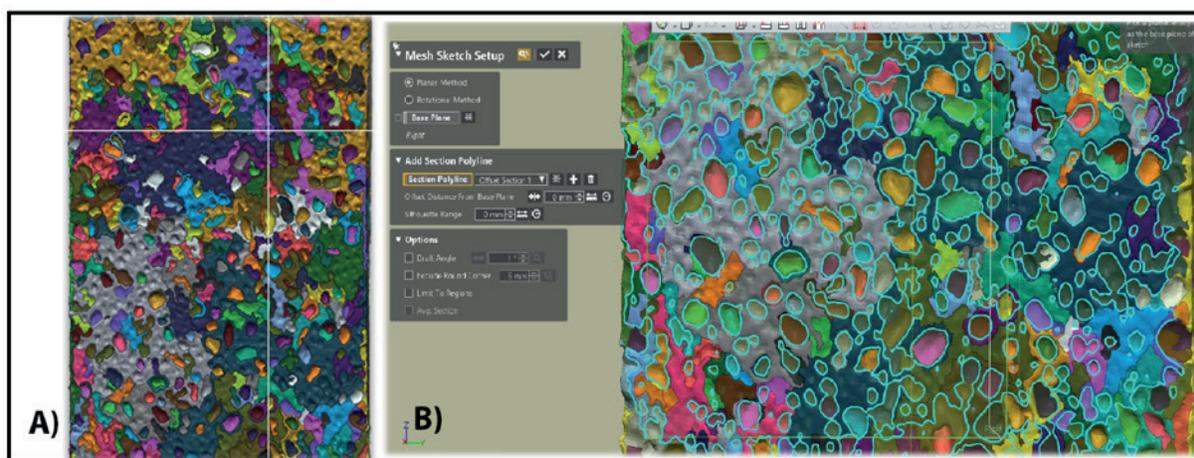


Figura 3. Procesamiento de imagen mediante el programa de cómputo Geomagic Design X®.

A) Segmentación y alineación ejes superficiales con mayor área de la esponja.

B) Aplicación de la herramienta Sketch para obtenerlas geometrías sobresalientes.

Para realizar la mimetización del hueso trabecular se agruparon células estructuradas por tres principales geometrías observadas (Círculo, elipse e irregular). (Ver figura 4)

Una variable fundamental que varios autores toman en cuenta al desarrollar la réplica del hueso es la densidad, sin embargo en una primera etapa de investigación

no se consideró aplicar un porcentaje de densidad y se optó por dejarlo a la distancia original entre geometrías de la estructura de la esponja y observar su comportamiento mecánico [8, 9, 13].

Finalmente, para generar la estructura trabecular en 3D, fue con la herramienta del programa de cómputo SolidWorks®.

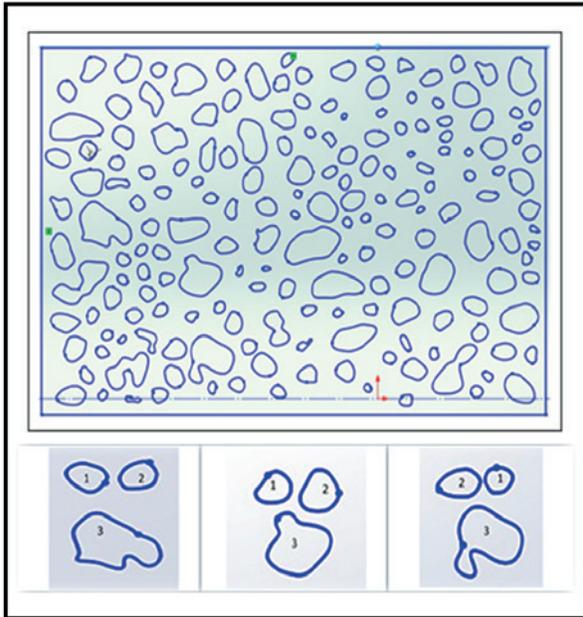


Figura 4. Sketch exportado a SolidWorks® para la creación del coquizado. Las figuras identificadas son: 1. Círculos, 2. Elipses y 3. Figuras irregulares.

Mediante la generación del Sketch, exportado del programa Geomagic Design X®. Se realizaron 6 arreglos celulares con 36 geométricas escaneadas (Círculo, elipse y amorfo), en un cuadrado de 11 mm por lado como se observa en la figura 5.

A los arreglos se les aplico una operación booleana utilizando esferas de 8 mm de diámetro. Esto con el fin de hacer la estructura lo más parecida al hueso esponjoso. Otros autores utilizan patrones de teselación de Voronoi [11, 12, 13].

Se creó un rectángulo de 66 mm de largo por 44 mm de alto. Se ensamblaron y repitieron a lo largo y ancho para formar la estructura presentada en la figura 6.

2.1 Caso de Estudio y condiciones frontera.

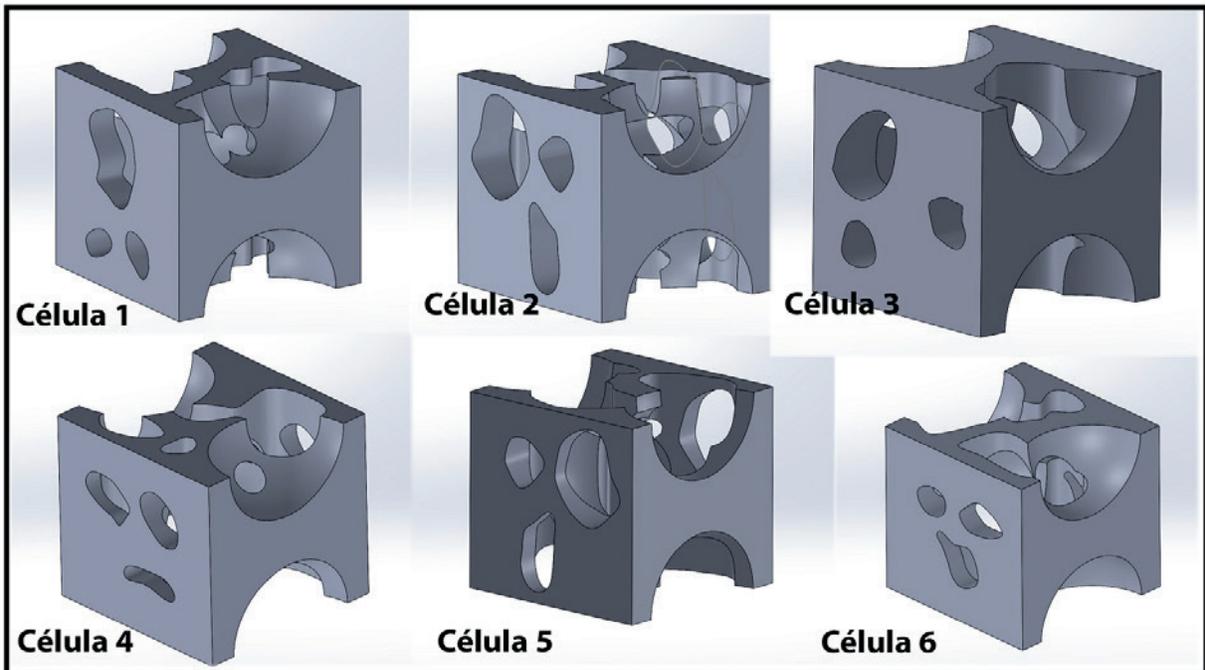


Figura 5. Arreglo uní-celdas en bloques de 11 mm por lado para armar una estructura trabecular de la dimensión que se requiera.

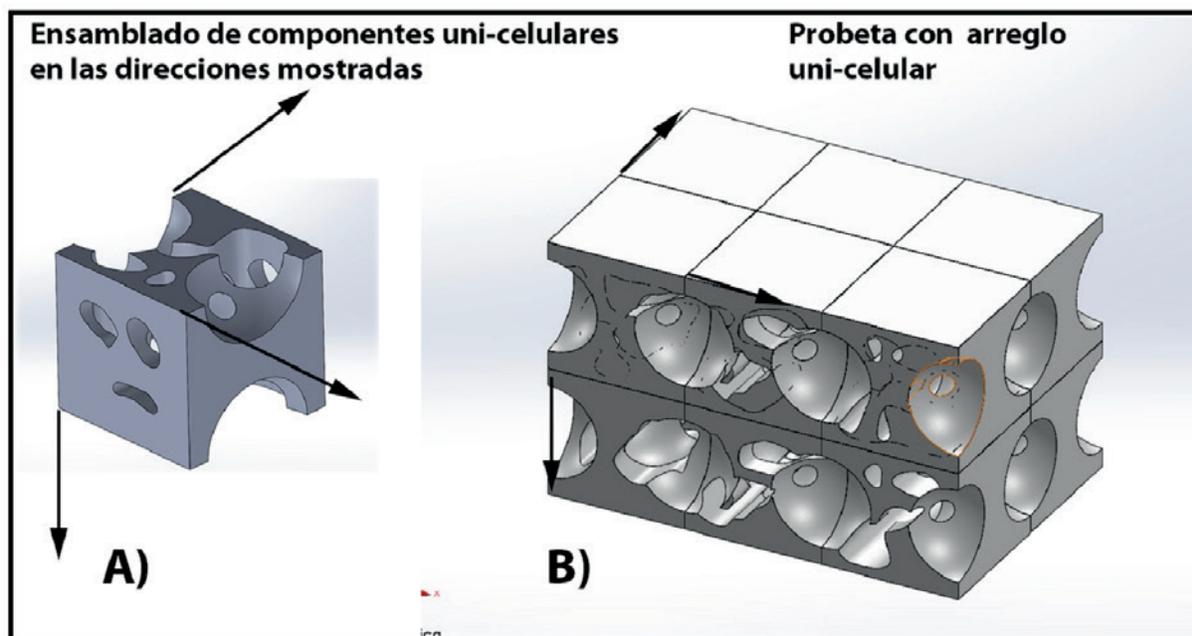


Figura 6. Arreglo de células a lo largo de los ejes X, Y y Z, las flechas indican la dirección de ensamblado para formar el rectángulo de réplica del hueso trabecular. A) Célula unitaria. B) Utilización de la Herramienta matriz de componente lineal para generar la probeta de réplica del hueso trabecular.

Se realizó un análisis numérico en un ensamble de 12 células, se le aplicó una carga de Se aplicó una carga de 80 kg trasformada en fuerza de 784.53 N en la parte superior del arreglo celular, tomando como una persona durante el ciclo caminata, las sujeciones se colocaron en la parte inferior mostrados en la figura 7.

Se tomaron las propiedades del hueso trabecular y del Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE), obtenidos de referencia bibliográfica y mostrados en la tabla 1 [4, 3].

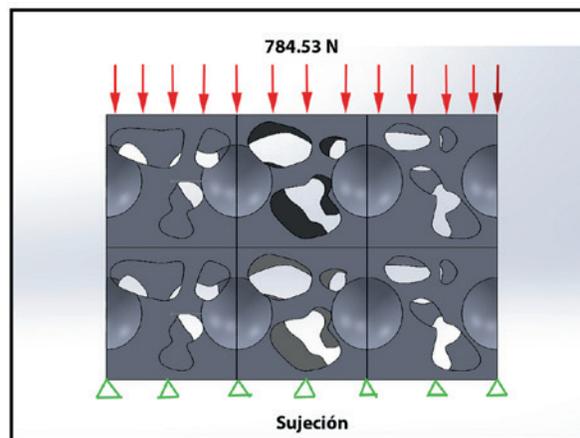


Figura 7. Diagrama de cuerpo libre caras de aplicación y fuerza.

Material	Módulo Elástico [MPa]	Coefficiente de Poisson	Densidad [Kg/m ³]	Límite elástico. [MPa]
Hueso trabecular	15000	0.3	330	6.76
UHMWPE	1080	0.394	450	33

Tabla 1. Principales propiedades mecánicas del hueso trabecular y del UHMWPE.

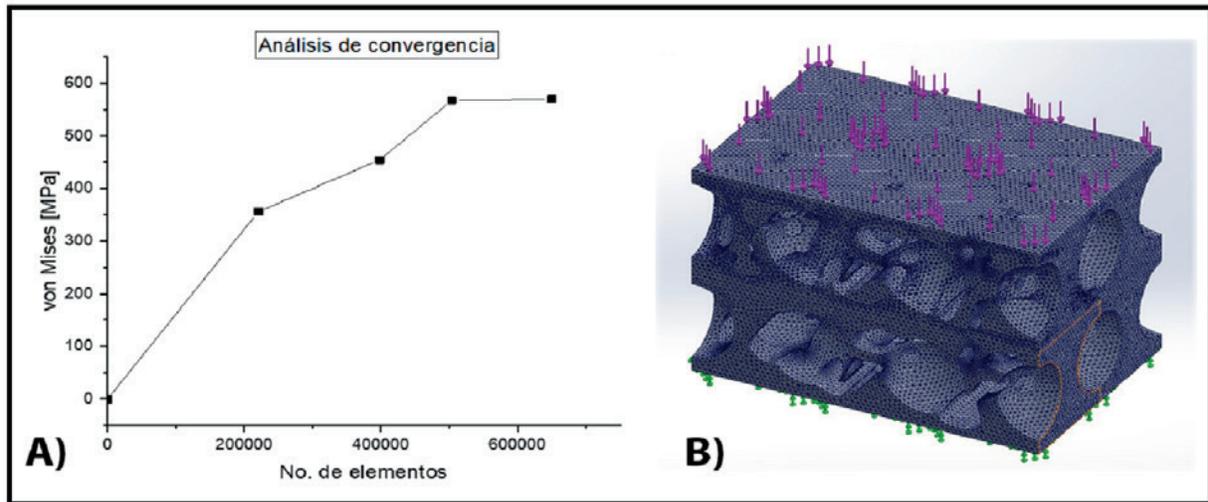


Figura 8. Análisis de convergencia con un total de 752820 elementos.

Para el mallado del arreglo se aplicó uno basado en curvaturas con elementos cuadráticos de alto orden debido a la geometría interna, se realizaron análisis con un tamaño de elemento de 0.47 mm, 0.72 mm, 1 mm y tamaño estándar.

3. Discusión y resultados.

Se aplicó un análisis de sensibilidad de malla para determinar el número de elementos necesarios y obtener resultados confiables (ver figura 8).

Se analizó el comportamiento mecánico de la estructura trabecular, comparando el desplazamiento y la tensión de von Mises entre los dos materiales; Hueso trabecular y UHMWPE [16]. Los resultados mostraron que el modelo de hueso trabecular presentaba un desplazamiento máximo de 0.160 mm, y esfuerzo de von Mises de 1011.57 MPa, mientras que el modelo de UHMWPE muestra un mayor desplazamiento de 0.645 mm, pero un mucho menor concentrador de tensiones de 384.11 MPa (Ver figura 9).

La figura 10 muestra los desplazamien-

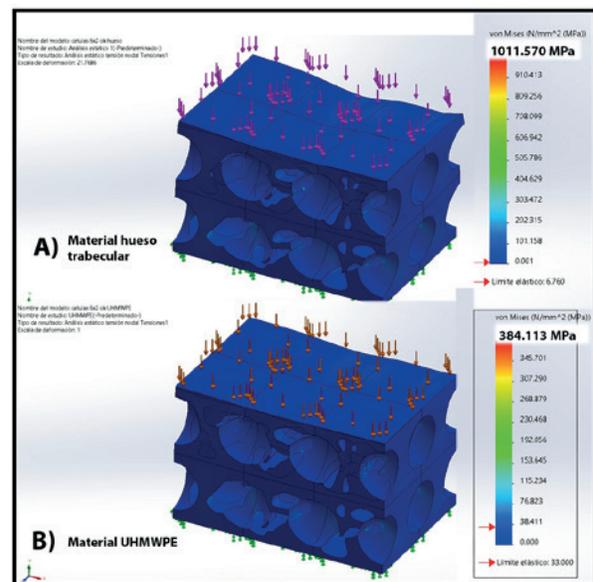


Figura 9. Esfuerzo de von Mises de las probetas utilizando las propiedades del:
A) hueso trabecular,
B) Del material UHMWPE.

tos con los materiales del hueso trabecular y el UHMWPE.

Los resultados de desplazamiento y concentración de esfuerzos sugieren que la geometría propuesta del hueso trabecular proporciona una excelente capacidad de

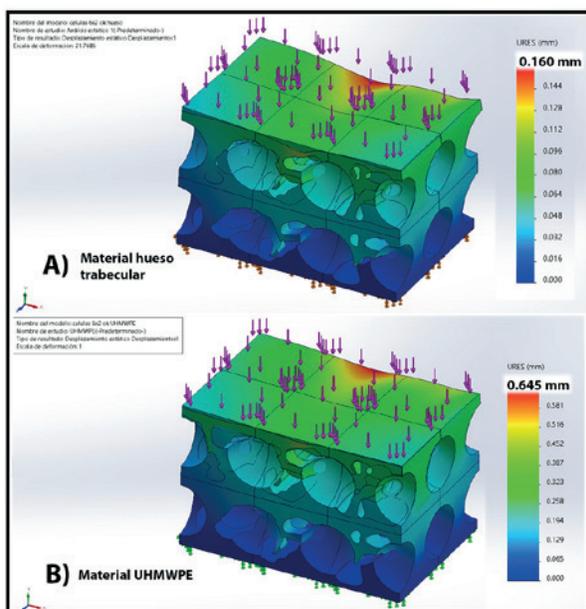


Figura 10. Desplazamiento en unidades milimétricas de las probetas utilizando las propiedades del: A) hueso trabecular, B) Del material UHMWPE.

carga con ambos materiales propuestos. Los valores de menor rigidez y mayor desplazamiento observados con el material de UHMWPE indica su capacidad superior para absorber deformaciones y distribuir esfuerzos, manteniendo la integridad estructural debido a la anatomía del sujeto de estudio. Como consecuencia a la alta capacidad elástica del polietileno [3].

La compleja morfología del hueso trabecular permite el crecimiento interno de células óseas, lo que puede contribuir a mejorar la estabilidad de los implantes en el hueso [17]. Por lo que una meta principal es replicar estas formas, con el uso del material de UHMWPE, dando lugar a una distribución uniforme de la tensión dentro de la interfaz implante-hueso, lo que puede comprometer potencialmente la estabilidad y el rendimiento a largo plazo del implante.

Cabe señalar que la réplica del hueso trabecular hasta hoy en día no se ha podido realizar de forma precisa, debido a la complejidad de las estructuras y el no seguir un patrón establecido, definiéndolo como un sistema caótico [9].

4. Conclusiones

El análisis del desplazamiento y la distribución de esfuerzos del arreglo celular propuesto, es un indicador en el rendimiento para aplicaciones en los implantes ortopédicos.

Este estudio se destaca la importancia de tener en cuenta la geometría del hueso trabecular y sus propiedades mecánicas a la hora de rediseñar y optimizar la réplica de hueso trabecular. Al comprender la compleja interacción entre la estructura versus comportamiento mecánico, por lo que existe un área de oportunidad a desarrollar estrategias más eficaces para promover la osteointegración exitosa y la estabilidad del implante a largo plazo.

El mayor módulo elástico del primer material (hueso trabecular) dará lugar a un campo de tensiones más concentrado, lo que conducirá a la formación de concentración de tensiones localizadas. Estas concentraciones de esfuerzos pueden ser problemáticas, ya que pueden aumentar significativamente la probabilidad de fallo del material, especialmente en zonas donde las características geométricas o las condiciones de carga amplifican los niveles de esfuerzos de tensión. Para la aplicación de implantes ortopédicos o placas de fractura sería riesgoso debido a la falla del material por fatiga.

Por el contrario, el material de módulo elástico más bajo (1 GPa correspondien-

te al UHMWPE) mostrará una distribución de esfuerzos uniforme, con picos de esfuerzos más bajos y un menor riesgo de falla localizada.

Estos hallazgos tienen importantes implicaciones para el diseño y la selección de materiales en implantes ortopédicos. Al aprovechar las propiedades mecánicas del hueso trabecular, los diseños pueden optimizarse para imitar mejor las capacidades naturales de soporte de carga del tejido óseo, lo que potencialmente conduce a mejores resultados a largo plazo para los pacientes. En resumen, la estructura porosa similar a la trabecular puede reducir eficazmente el módulo elástico similar al UHMWPE, evitando así la concentración de esfuerzos y favoreciendo la adhesión y proliferación de osteoblastos (osteointegración).

Los estudios futuros implicarán el uso de materiales alternativos, como el PEEK o resinas biocompatibles para impresión de probetas y realizar pruebas a compresión. Aplicado el diseño de sistemas de osteosíntesis para el tratamiento de fracturas óseas con la aplicación de estructuras porosas diseñadas por bioinspiración [18].

Agradecimientos.

A la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Unidad Zacatenco por la oportunidad de realizar la Estancia Posdoctoral de Investigación, CONAH-CYT por el apoyo con No. 2272966. Así como al Instituto Politécnico Nacional, la Universidad Autónoma Metropolitana y a la SECTEI, por el financiamiento otorgado en el proyecto de Consorcio UAM-IPN-SECTEI “Desarrollo numérico experimental de lesión de médula espinal

implantada con polímero derivado del pirrol mediante DTI y MRS en murinos.”

Referencias.

- [1] Ignacio Osuna-Ramírez, M en CI; Bernardo Hernández-Prado, Julio César Campuzano, Dr en CII; Jorge Salmerón,, «Índice de masa corporal y percepción de la imagen corporal en una población adulta mexicana: la precisión del autorreporte,» *Salud Publica de México*, vol. 48, n° 2, pp. 94-103, 2006.
- [2] Federica Buccino , Irene Aiazzi, Alessandro Casto, Bingqi Liu, Maria Chiara Sbarra, Giovanni Ziarelli, Laura Maria Vergani * and Sara Bagherifard, «Down to the Bone: A Novel Bio-Inspired Design Concept,» *Materials*, pp. 2-18, 2021.
- [3] Tomas de la Mora ramírez, Tesis Doctoral, Cd de México: Universidad Autónoma del Estado de México, 2020.
- [4] Miguel Ángel Flores Rentería, Martín Ortiz Domínguez, Arturo Cruz Avilés y Francisco López Sánchez, «LA MECÁNICA DEL HUESO, UNA REVISIÓN DE LOS MODELOS DE REMODELACIÓN ÓSEO,» *Ingenio y Conciencia Boletín Científico de la Escuela Superior Ciudad Sahagún*, vol. 5, pp. 2-16, 2018.
- [5] Georg Osterhoff , Elise F Morgan , Sandra J Shefelbine , Lamya Karim , Laoise M McNamara y Peter Augat, «Bone mechanical properties and changes with osteoporosis,» *National Library of Medicine*, vol. 47, n° 2, pp. 2-26, 2016.
- [6] Chafra, Moez & Ben Kahla, Rabeb & Barkaoui, Abdelwahed, «Cell Interac-

- tion and Mechanobiological Modeling of Bone Remodeling Process,» de *Bio-mechanics and Functional Tissue Engineering*, Rijeka, Intech Open, 2021, pp. 1-18.
- [7] Ansari, A.I., Sheikh, N.A., «Bone Tissue Regeneration: Rapid Prototyping Technology in Scaffold Design,» *Journal of The Institution of Engineers (India): Series C*, vol. 103, n° 6, pp. 1303-24, 2022.
- [8] Greta Dei Rossi, Laura Maria Vergani, and Federica Buccino, «A Novel Triad of Bio-Inspired Design, Digital Fabrication, and Bio-Derived Materials for Personalised Bone Repair,» *MDPI, Materials*, vol. 17, n° 21, pp. 2-38, 2024.
- [9] Khalegh Kouhi-Lakeh, Mohsen Teimouri, Masoud Asgari, «Bio-inspired topology optimization driven design for 3D printed radially graded meta-structures; Design, modeling and mechanical characteristics,» *Composite Structures*, vol. 346, pp. 15-40, 2024.
- [10] Zeyang Li, Sheng Chu, Zhangming Wu, «A novel bio-inspired design method for porous structures: Variable-periodic Voronoi tessellation,» *Material and Design*, vol. 243, pp. 16-40, 2024.
- [11] Yijun Zhou, Per Isaksson y Cecilia Persson, «An improved trabecular bone model based on Voronoi tessellation,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 148, 2023.
- [12] Eddie N. Armendáriz-Mireles, Francisco D. Raudi-Butrón, Melissa A. Olvera-Carreño y Enrique Rocha-Rangel, «Design of bio-inspired irregular porous structure applied to intelligent mobility products,» *Revista científica Nexo*, vol. 36, 2023.
- [13] Walker, Haja-Sherief N. Musthafa and Jason, «Design of Trabecular Bone Mimicking Voronoi Lattice-Based Scaffolds and CFD Modelling of Non-Newtonian Power Law Blood Flow Behaviour,» *MDPI*, vol. 12, n° 12, 2024.
- [14] Nguyen Dinh Khoa, Rajendra Prasad Bohara, Abdallah Ghazlan, Huu-Tai Thai, «Novel hierarchical bioinspired cellular structures with enhanced energy absorption under uniaxial compression,» *Aerospace Science and Technology*, vol. 147, pp. 2-35, 2024.
- [15] Marcin Lipowiecki, Dermot Brabazon, «Design of Bone Scaffolds Structures for Rapid Prototyping with Increased Strength and Osteoconductivity,» *Advanced Materials Research*, vol. 83, n° 86, pp. 914-22.
- [16] Diana Reboledo-Grau y Gabriela Martínez-Borde, «Metodología para el diseño computacional de andamios a ser utilizados en reparación ósea,» *Revista Ingenierías*, vol. 19, n° 4, pp. 301-14, 2020.
- [17] A. J. Ř. Tomáš Krejčí, «Homogenization of trabecular structures,» *MATEC Web of Conferences*, pp. 1-9, 2020.
- [18] Bankole I. Oladapo, S. Abolfazl Zahedi, Sikiru O. Ismail, «3D printing of PEEK and its composite to increase biointerfaces as a biomedical material- A review,» *ELSEIVER*, vol. 203, pp. 2-25, 2021.