COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA
ICAI

MÁSTER EN INDUSTRIA CONECTADA

TRABAJO FIN DE MÁSTER

ESTUDIO DE TECNOLOGÍAS DE DIGITAL MANUFACTURING PARA EL DISEÑO, IMPRESIÓN 3D Y ENSAYO DE GEOMETRÍAS LATTICE PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS

Autor: Jaime Aja Albero

Director: Xavier Soldani

Director: Eva Paz

Madrid

Índice

1. Introducción 2
2. Estado del arte 2
3. Metodología… 3
4. Resultados 5
5. Conclusiones 8
6. Referencias 9

Figuras

Figura 1: Metodología del proyecto 3
Figura 2: Curva Tensión-Elongación de la geometría de referencia 6
Figura 3: Detalle pendiente de curva Tensión-Elongación de la geometría de ref. 6
Figura 4: Simulación ensayo estático (ANSYS) 7

1. Introducción

Este proyecto busca mejorar las propiedades mecánicas de *scaffolds* diseñados mediante impresión 3D, enfocados en la regeneración ósea. La motivación principal es desarrollar geometrías Lattice que equilibren porosidad y resistencia, factores clave para promover la regeneración celular sin comprometer la capacidad del *scaffold* de soportar cargas fisiológicas. La porosidad facilita el crecimiento celular y la vascularización, mientras que la resistencia mecánica asegura la estabilidad del *scaffold* durante el proceso de curación. El uso de impresión 3D permite explorar diseños complejos y personalizados, optimizando tanto la porosidad como la resistencia.

El principal desafío del proyecto es encontrar un balance adecuado entre estas propiedades, ya que una alta porosidad puede reducir la capacidad de carga del *scaffold*. Para enfrentar este reto, el proyecto se enfoca en diseñar, fabricar y evaluar diversas geometrías Lattice, considerando su comportamiento bajo cargas estáticas y dinámicas. La impresión 3D es clave para producir *scaffolds* con geometrías precisas, facilitando el análisis de su desempeño mediante pruebas de compresión y fatiga.

Los objetivos del proyecto incluyen el diseño de geometrías Lattice con software avanzado, la fabricación de *scaffolds* optimizados, y la validación de los resultados mediante simulaciones en ANSYS. Estos pasos permitirán obtener datos experimentales que guiarán el desarrollo de scaffolds más eficientes, contribuyendo a mejorar los tratamientos de fracturas graves. Además, el proyecto busca establecer un marco de referencia para futuras investigaciones, promoviendo la personalización de implantes que integren mejor con el cuerpo y aceleren la recuperación ósea. En última instancia, se espera que los resultados ayuden a avanzar en el campo de la medicina regenerativa.

2. Estado del Arte

La impresión 3D ha transformado la fabricación de *scaffolds* para aplicaciones biomédicas, permitiendo la creación de estructuras complejas y personalizadas que favorecen la regeneración ósea. Programas como Solid Edge, SolidWorks y AutoCAD juegan un papel crucial en el diseño de estas estructuras, ya que ofrecen herramientas avanzadas para modelar geometrías complejas con alta precisión. Solid Edge, por ejemplo, facilita la simulación de comportamiento mecánico, mientras que SolidWorks permite analizar propiedades térmicas y mecánicas en diferentes materiales. Además, software más especializado como ANSYS y Abaqus se emplea para simulaciones detalladas, asegurando que las geometrías diseñadas cumplan con los requisitos clínicos y mecánicos.

Este proyecto busca mejorar las propiedades mecánicas de *scaffolds* diseñados mediante impresión 3D, enfocados en la regeneración ósea. La motivación principal es desarrollar geometrías Lattice que equilibren porosidad y resistencia, factores clave para promover la regeneración celular sin comprometer la capacidad del *scaffold* de soportar cargas fisiológicas. La porosidad facilita el crecimiento celular y la vascularización, mientras que la resistencia mecánica asegura la estabilidad del scaffold durante el proceso de curación. El uso de impresión 3D permite explorar diseños complejos y personalizados, optimizando tanto la porosidad como la resistencia.

En cuanto a las tecnologías de impresión 3D, se destacan métodos como la estereolitografía (SLA), la sinterización

selectiva por láser (SLS) y la impresión por deposición fundida (FDM). Cada una de estas técnicas ofrece ventajas únicas para la creación de *scaffolds*. SLA es conocida por su alta precisión y es ideal para producir dispositivos médicos detallados. SLS, por otro lado, permite la fabricación de piezas duraderas y precisas sin necesidad de estructuras de soporte, siendo útil en la creación de implantes personalizados. FDM, aunque más accesible y económica, se utiliza comúnmente para prototipos y dispositivos médicos funcionales.

Estos avances en manufactura digital y diseño 3D han permitido la optimización de materiales y geometrías, favoreciendo el desarrollo de *scaffolds* personalizados y más efectivos para la medicina regenerativa. Además, la integración de bioprinting con bio-tintas ofrece un potencial revolucionario, permitiendo la creación de tejidos vivos para aplicaciones como trasplantes o estudios de enfermedades.

3. Metodología Propuesta

Tras haber establecido un panorama general sobre el estado del arte en cuanto a la tecnología y las técnicas de impresión 3D, esta sección detalla la metodología implementada para analizar en profundidad las propiedades físicas de estas estructuras. Este proyecto se concibió como un proceso integral que abarca el ciclo de vida completo del desarrollo de los *scaffolds*, desde la investigación conceptual de posibles arquitecturas geométricas y la optimización de su porosidad, hasta la ejecución de ensayos mecánicos exhaustivos, tanto estáticos como de fatiga, para determinar su comportamiento bajo carga y su vida útil.

El procedimiento metodológico sigue un flujo de trabajo lógico y secuencial, compuesto por una serie de tareas interconectadas que se inician con el diseño digital de las piezas y culminan con las pruebas destructivas de las mismas. Es importante destacar que este proceso no es estrictamente lineal, sino que contempla iteraciones, especialmente en las fases iniciales de diseño y ajuste de la porosidad, para garantizar la máxima precisión y relevancia de los resultados. Esta secuencia es mostrada en la Figura 1.

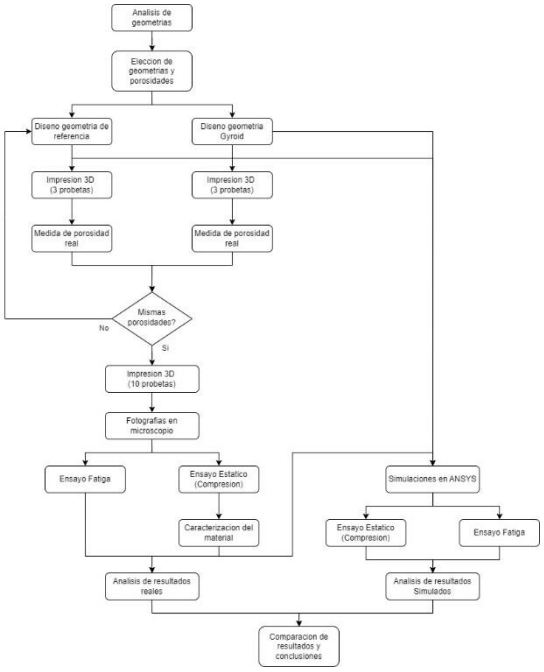

Figura 1: Metodología del proyecto

La fase inicial del proyecto consistió en un análisis exploratorio de diversas geometrías de tipo Lattice para discernir cuáles presentaban el mayor potencial para nuestro estudio. Apoyándonos en la investigación documentada en el estado del arte, centramos nuestra atención en las estructuras más prevalentes y prometedoras en aplicaciones biomédicas, como las geometrías trabeculares y, de forma destacada, la *gyroid*. Este análisis preliminar no solo se limitó a evaluar las características mecánicas teóricas de cada tipología, sino que también consideró aspectos prácticos fundamentales, como la viabilidad de su fabricación mediante tecnologías de impresión 3D.

A partir de esta evaluación, se procedió a la

selección estratégica de las geometrías a estudiar. La decisión se fundamentó en criterios de simplicidad estructural, flexibilidad para modular el diseño y, crucialmente, la capacidad de controlar con precisión el tamaño de los poros y el porcentaje de porosidad total. Con el objetivo de realizar una comparación directa y robusta, se seleccionaron dos arquitecturas principales: una geometría de referencia, más simple y tradicional, y la estructura *gyroid*. La hipótesis central del proyecto se basa en demostrar la superioridad mecánica y funcional de la geometría *gyroid* frente a la de referencia para aplicaciones de ingeniería tisular.

Una vez seleccionadas las geometrías, nos adentramos en una de las etapas más cruciales y de mayor importancia de todo el proyecto: la fase de diseño tridimensional de las piezas y su simulación mediante análisis de elementos finitos (FEA). Esta etapa representa el pilar digital sobre el que se construye toda la investigación experimental posterior. Utilizando software avanzado de diseño asistido por ordenador (SolidEdge), se modelaron meticulosamente tanto la geometría de referencia como la *gyroid*, preparando probetas virtuales con diferentes niveles de porosidad predefinidos. Este proceso de diseño es fundamental, ya que la precisión del modelo digital impacta directamente en la calidad y fiabilidad del producto final.

Paralelamente a la creación de los modelos 3D, y de forma igualmente crítica, se llevaron a cabo simulaciones numéricas en el software especializado ANSYS. La simulación nos permitió caracterizar virtualmente el material y predecir el comportamiento mecánico de las probetas bajo condiciones de compresión, anticipando las deformaciones, la distribución de tensiones y los puntos de fallo probable. Esta fase de simulación no es un mero complemento, sino una herramienta indispensable que proporciona una gran cantidad de datos predictivos, permitiendo validar los resultados experimentales, refinar los diseños antes de la fabricación y obtener una comprensión más profunda de los mecanismos de fallo.

Igualmente crítica y de máxima importancia es la fase de fabricación y validación física, el momento en que los diseños digitales se convierten en objetos tangibles. Este proceso se abordó con una estrategia escalonada para asegurar la máxima fiabilidad. Inicialmente, se procedió a la impresión 3D de un lote pequeño, compuesto por tres probetas de cada porosidad diseñada para ambas geometrías. Este primer lote tenía como finalidad principal realizar una evaluación preliminar de la calidad de la impresión y, sobre todo, verificar la correspondencia entre la porosidad teórica (diseñada) y la porosidad real obtenida. Para ello, se implementó un paso de validación indispensable: la medición de la porosidad real.

Este procedimiento, llevado a cabo mediante cálculos de densidad de las muestras impresas, es necesario para garantizar que las características geométricas de las probetas se ajustan a las especificaciones deseadas, asegurando que cualquier comparación posterior entre geometrías sea justa y equitativa. Los valores de porosidad medidos se compararon rigurosamente y si se detectaban discrepancias significativas entre la porosidad de la geometría de referencia y la *gyroid*, el proceso se iteraba, ajustando los parámetros de impresión hasta lograr una equivalencia aceptable. Solo una vez que se consiguió esta paridad en la porosidad, se procedió con la fabricación del lote definitivo: diez probetas adicionales de cada geometría, destinadas a los ensayos mecánicos.

Como paso final de control de calidad previo a las pruebas, se seleccionaron varias muestras para ser analizadas bajo el microscopio, obteniendo imágenes detalladas de su microestructura interna para verificar la integridad y la calidad de la fabricación aditiva.

Con las probetas finales fabricadas y validadas, el proyecto avanzó hacia la fase de caracterización experimental. Se ejecutaron dos tipos de ensayos mecánicos fundamentales: ensayos estáticos de compresión y ensayos de fatiga. Las pruebas de compresión se diseñaron para evaluar la resistencia máxima de las probetas, determinando la carga que pueden soportar antes de colapsar y obteniendo a partir de las curvas de tensión-deformación datos cruciales como el módulo de Young y otros parámetros mecánicos relevantes que caracterizan el material impreso.

Por otro lado, los ensayos de fatiga evaluaron la durabilidad y la resiliencia de las estructuras bajo cargas cíclicas, un escenario mucho más representativo de las condiciones que un implante biomédico experimentaría en el cuerpo humano. Los resultados de estos ensayos sirven para comparar directamente el rendimiento mecánico entre la geometría de referencia y la *gyroid*, permitiendo extraer conclusiones sólidas sobre cuál de ellas es más conveniente para una aplicación biomédica real.

Finalmente, la última etapa del proyecto consistió en la consolidación y el análisis integral de todos los datos recopilados. Se llevó a cabo un análisis comparativo exhaustivo, confrontando los resultados obtenidos de los ensayos experimentales con las predicciones generadas por las simulaciones en ANSYS. Asimismo, se comparó el comportamiento de las diferentes geometrías entre sí y se analizó cómo evolucionaban sus propiedades físicas en función de la variación de la porosidad. Este análisis cruzado no solo permitió validar los modelos de simulación, sino que también ofreció una visión completa del rendimiento de las estructuras. Las conclusiones extraídas permitieron determinar con un alto grado de certeza qué geometría ofrecía la combinación más favorable de resistencia, durabilidad y viabilidad para su uso en *scaffolds*. Los resultados de resistencia y aguante del material se contrastaron con los límites y requisitos establecidos por los estándares de la industria biomédica, documentando de manera exhaustiva los hallazgos e identificando posibles vías de mejora y futuras líneas de investigación.

4. Resultados

Una vez explicada la metodología, se explicarán brevemente los principales resultados obtenidos de los ensayos, y de la fase de simulación y fabricación, con mayor importancia en este proyecto.

En los ensayos estáticos, los resultados de las geometrías de referencia mostraron una tendencia clara y predecible: la resistencia a la compresión disminuye a medida que aumenta la porosidad. Las probetas con 50% de porosidad soportaron una tensión máxima media de 34.09 MPa, que se redujo a 23.78 MPa en las de 60% y a 11.20 MPa en las de 70%. La dispersión de los datos fue baja, lo que indica una alta consistencia en la fabricación de estas piezas.

Por su parte, las geometrías *gyroid* siguieron la misma tendencia de menor resistencia a mayor porosidad, pero con valores de tensión máxima inferiores a los de referencia. Las probetas *gyroid* al 50% alcanzaron una tensión media de 16.98 MPa, mientras que las de 70% llegaron a 9.32 MPa. En este grupo se observó una mayor variabilidad en los resultados, destacando un *outlier* en una probeta del 60% que soportó una tensión de 23.95 MPa, muy por encima de sus compañeras. Esta variabilidad se atribuye a la complejidad de la estructura *gyroid* y a su mayor sensibilidad al proceso de impresión 3D.

Los ensayos de fatiga revelaron que la resistencia de las probetas está fuertemente ligada a la porosidad y la geometría. En condiciones estándar, se observó una clara tendencia en ambas

geometrías: a mayor porosidad, menor es el número de ciclos soportados antes del fallo. Las probetas con porosidades bajas (50% y 60%) mostraron un rendimiento excelente, alcanzando a menudo el límite de 1,000,000 de ciclos.

En la comparación directa, las geometrías de referencia demostraron una resistencia a la fatiga notablemente superior a las de tipo *gyroid* en porosidades del 60% y 70%. Mientras las probetas de referencia al 60% alcanzaron el millón de ciclos, las *gyroid* promediaron solo 3,503 ciclos. Esta diferencia subraya la mayor robustez del diseño de referencia.

Sin embargo, el estudio también demostró que las propiedades de las geometrías *gyroid* pueden optimizarse significativamente. Se identificó que el tiempo de horneado (tratamiento térmico) es un factor determinante. Al aumentar el tiempo de horneado a 180 minutos en una probeta *gyroid* del 60%, su vida a fatiga aumentó drásticamente, pasando de 3,503 a más de 580,000 ciclos. Estos resultados indican que, aunque las estructuras *gyroid* son inherentemente más débiles a la fatiga, su rendimiento puede mejorarse sustancialmente mediante el post-procesamiento, compensando sus debilidades y haciéndolas viables para aplicaciones que requieren un equilibrio entre alta porosidad y durabilidad.

A continuación, se explicarán los resultados obtenidos de la caracterización del material utilizado. La caracterización del material se realiza para obtener valores mecánicos precisos, como el Módulo de Young, que son esenciales para alimentar las simulaciones en el software ANSYS y garantizar su fiabilidad. El proceso consiste en analizar las curvas de esfuerzo-deformación generadas a partir de ensayos estáticos de compresión sobre las probetas impresas en 3D. Específicamente, el Módulo de Young, que mide la rigidez del material, se calcula a partir de la pendiente de la región elástica inicial de dichas curvas, donde la deformación es directamente proporcional al esfuerzo aplicado.

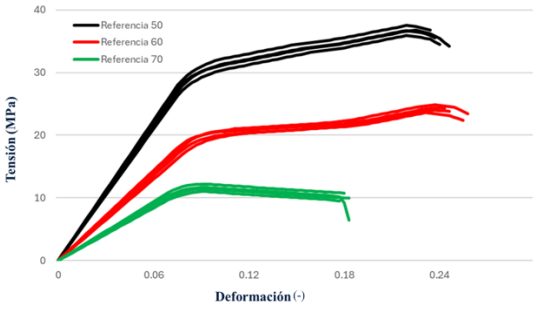

Figura 2: Curva Tensión-Elongación de la geometría de referencia

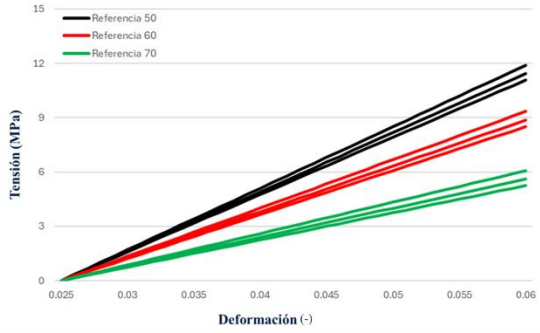

Figura 3: Detalle pendiente de curva Tensión-Elongación de la geometría de referencia

Los resultados obtenidos revelan dos conclusiones principales. En primer lugar, existe una clara relación inversa entre la porosidad y las propiedades mecánicas en ambas geometrías: a medida que aumenta la porosidad, el Módulo de Young, el límite elástico y la tensión de rotura disminuyen sistemáticamente. Por ejemplo, en las probetas de referencia, el Módulo de Young desciende de 300.9 MPa a 154.1 MPa al aumentar la porosidad, mientras que en las *gyroid*, baja de 207.6 MPa a 132.6 MPa.

En segundo lugar, la comparación directa demuestra que las geometrías de referencia son consistentemente más resistentes que las *gyroid* en todas las

porosidades estudiadas. Presentan mayores valores de límite elástico y tensión de rotura; por ejemplo, la probeta de referencia con menor porosidad soporta hasta 34.82 MPa antes de fallar, más del doble que su contraparte *gyroid* (16.98 MPa). Este comportamiento se atribuye a que la estructura de referencia, al ser más homogénea y densa, permite distribuir las tensiones de manera más eficiente, resistiendo mayores cargas antes del fallo.

A continuación, se explican los principales resultados obtenidos de la simulación realizada en ANSYS, esencial en todo proceso de *digital manufacturing*, para la comprobación del correcto funcionamiento de las piezas y de fabricación.

En la simulación del ensayo estático, se aplicó una presión constante de 10 MPa a probetas de referencia con porosidades del 50%, 60% y 70% para medir su deformación. Los resultados revelaron una clara correlación: a mayor porosidad, mayor es el desplazamiento total. Concretamente, la probeta de 50% de porosidad se deformó 0.0597 mm, la de 60% alcanzó 0.0606 mm y la de 70% llegó a 0.0623 mm.

Este comportamiento es consistente con la teoría de materiales, ya que una mayor porosidad reduce la densidad del material y, por ende, la rigidez estructural de la pieza. Como consecuencia, al ser sometidas a la misma carga, las estructuras más porosas presentan una mayor deformación. La simulación valida eficazmente que la rigidez de las geometrías disminuye a medida que aumenta su nivel de porosidad.

Para la simulación del ensayo estático, se utilizaron probetas con un módulo de Young de 2.8 GPa, importadas desde Solid Edge al software ANSYS, aplicando un mallado de 0.5 mm para garantizar la precisión. En la simulación, la superficie inferior de las probetas fue fijada mientras que en la superior se aplicó un desplazamiento de 2.2 mm, equivalente a una deformación del 0.11, para asegurar que el material alcanzara su región plástica y así poder observar su comportamiento no lineal.

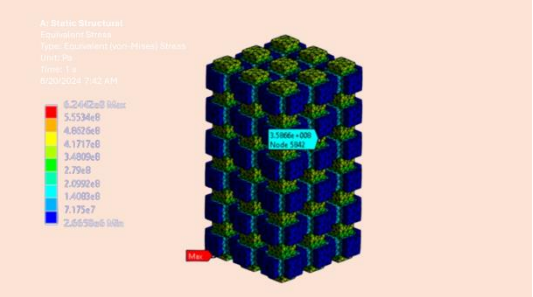

Figura 4: Simulación ensayo estático (ANSYS)

Los resultados se analizaron a través de un mapa de calor que muestra la distribución de la tensión equivalente de von Mises, un criterio fundamental en la mecánica de materiales que predice el punto de fallo de un material dúctil al unificar diferentes componentes de tensión en un único valor escalar. Los datos obtenidos revelan una relación inversamente proporcional entre la porosidad de las piezas y la tensión máxima que soportan. Específicamente, la tensión máxima disminuye de 624 MPa para la pieza de porosidad 50% a 546 MPa para la de 60%, y finalmente a 536 MPa para la de 70%.

Este comportamiento sugiere que a mayor porosidad, la capacidad del material para soportar tensiones se reduce, fenómeno que se explica por la presencia de vacíos que actúan como concentradores de tensiones, debilitando la estructura general.

Además, el análisis de la distribución de tensiones muestra que los valores máximos se localizan en los extremos de las columnas, mientras que en los nodos la tensión registrada es

considerablemente menor (por ejemplo, 358 MPa en los nodos frente a 624 MPa en los extremos para la pieza de porosidad 50%). Esto indica que los extremos soportan la mayor parte de la carga. En el contexto del *digital manufacturing*, el diseño y la simulación detallada de las piezas son cruciales para garantizar su integridad y funcionalidad antes de la producción en serie.

5. Conclusiones

Este proyecto ha proporcionado una comprensión profunda del comportamiento mecánico de las geometrías Lattice fabricadas mediante impresión 3D, centrándose en su aplicación para *scaffolds* de regeneración ósea. Las conclusiones sobre el diseño y la fabricación de estas piezas son fundamentales.

En cuanto al diseño, se demostró que la porosidad es un factor crítico: a mayor porosidad, menor es la resistencia a la compresión. Esto exige un equilibrio cuidadoso en la fase de diseño para optimizar la estructura. La geometría también es determinante; aunque las geometrías de referencia soportaron mayores cargas, las de tipo *gyroid* mostraron una mejor distribución de tensiones. Específicamente, una probeta *gyroid* al 60% de porosidad fue más eficaz que una de referencia al 70%, lo que sugiere que el diseño tridimensional de las *gyroid* es ideal para aplicaciones que requieren alta porosidad sin sacrificar por completo la resistencia mecánica. Otro aspecto crucial del diseño es la distribución de tensiones, ya que se observaron concentraciones en los extremos de las columnas, un factor a considerar para evitar fallos prematuros.

Desde la perspectiva de la fabricación, el estudio subraya la enorme influencia del proceso de impresión 3D. Se constató que pequeñas variaciones en los parámetros de impresión pueden impactar significativamente la porosidad real y, en consecuencia, las propiedades mecánicas finales de las piezas. Esto resalta la necesidad de un control de calidad riguroso durante la fabricación para asegurar la consistencia y reproducibilidad de los *scaffolds*. La buena correlación entre las simulaciones y los resultados experimentales valida el uso de modelos numéricos como herramienta predictiva en el diseño, pero no reemplaza la necesidad de un control estricto en la fabricación.

En conjunto, el proyecto establece que la personalización mediante impresión 3D permite optimizar el diseño de *scaffolds*, sentando las bases para futuras innovaciones en dispositivos médicos personalizados.

Este proyecto se enmarca directamente en los principios del *digital manufacturing* y la Industria 4.0, donde la integración de herramientas digitales en todo el ciclo de vida del producto es fundamental. La metodología empleada, que abarca desde el diseño CAD en Solid Edge hasta la simulación por elementos finitos en ANSYS y la posterior validación experimental, ejemplifica cómo la fabricación digital permite optimizar y predecir el comportamiento de un producto antes de su producción física. Este enfoque no solo acelera el ciclo de desarrollo, sino que también reduce significativamente los costes asociados a la creación de prototipos y a la fase de prueba y error, permitiendo iterar diseños de forma virtual para alcanzar un rendimiento óptimo con un uso más eficiente de los materiales.

De cara al futuro, la integración de la Inteligencia Artificial en este flujo de trabajo promete revolucionar aún más el

proceso. La IA podría emplearse para generar automáticamente geometrías de *scaffolds* altamente optimizadas que equilibren la porosidad y la resistencia mecánica de formas que superen la intuición humana. En la fase de simulación, algoritmos de aprendizaje automático podrían acelerar drásticamente los cálculos de elementos finitos, permitiendo analizar un número mucho mayor de variables en menos tiempo.

Finalmente, en la etapa de testeo, la IA podría analizar los datos de los ensayos de fatiga para predecir la vida útil de los implantes con una precisión sin precedentes. Esta sinergia entre el diseño generativo, la simulación inteligente y el análisis predictivo es la esencia de la Industria 4.0, y proyectos como este son pioneros en la aplicación de estos conceptos para desarrollar productos médicos personalizados y de alto rendimiento, listos para una producción en serie más eficiente y fiable.

6. Referencias

Gorgolis, G., & Giali, G. (2022). Additive manufacturing in aerospace: Examples, recent trends, and future perspectives. Results in Engineering, 13, 100311. https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214031X22000377

3DPrinting.com. (2023). BellaSeno Unveils 3D Printed Scaffolds for Bone Reconstruction. Obtenido de https://3dprinting.com/news/bellasenos-unveils-3d-printed-scaffolds-for-bone-reconstruction/

Gong, T., Xie, J., Liao, J., Zhang, T., Lin, S., & Lin, Y. (2015). 3D porous scaffolds for bone tissue regeneration: Some examples of strut-based and TPMS-based scaffolds [Figura 6]. ResearchGate. Obtenido de https://www.researchgate.net/figure/3D-porous-scaffolds-for-bone-tissue-regeneration-a-Some-examples-of-strut-based_fig6_338191882

Zadpoor, A. A. (2015). Bone tissue regeneration: the role of scaffold geometry. Biomaterials Science, 3(2), 231-245. https://doi.org/10.1039/C4BM00291A

Senghun S. Lee, Xiaoyu Du, Inseon Kim, Stephen J. Fergusin (2022) Scaffolds for bone-tissue engineering - ScienceDirect. Obtenido de https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590238522002983

Zeng Zhou, Wei Feng, B Kamyab Moghadas, N Baneshi, B Noshadi, Sh Baghaei, D Abasi Dehkordi. (2024) Review of recent advances in bone scaffold fabrication methods - ScienceDirect. Obtenido de https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38663113/

Formlabs. (2021). Clear Resin V4 Material Data Sheet. Formlabs Inc. Obtenido de https://formlabs.com/materials/clear/

Ifijen, I. H., Maliki, M., Ovonramwen, O. B., et al. (2019). Biodegradable Polymers for 3D Printing of Tissue Engineering Scaffolds. Springer.

Ahangar, P., Cooke, M. E., Weber, M. H., & Rosenzweig, D. H. (2019). Current Biomedical Applications of 3D Printing and Additive Manufacturing. MDPI.

JC, et al. (2021). Toward Biomimetic Scaffolds for Tissue Engineering: 3D Printing Techniques in Regenerative Medicine. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology.

Ahangar, P., Cooke, M. E., Weber, M. H., & Rosenzweig, D. H. (2019). Current Biomedical Applications of 3D Printing and Additive Manufacturing. MDPI.

Jacobs, P. F. (1992). Rapid Prototyping & Manufacturing: Fundamentals of Stereolithography. McGraw-Hill.

Kruth, J. P., Leu, M. C., & Nakagawa, T. (1998). Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. CIRP Annals, 47(2), 525-540. https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)63240-5

Chua, C. K., Leong, K. F., & Lim, C. S. (2010). Rapid Prototyping: Principles and Applications. World Scientific Publishing Company.

Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2015). Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing (2nd ed.). Springer.

Qiu, S., Zhou, Y., Waterhouse, G. I. N., Gong, R., Xie, J., Zhang, K., & Xu, J. (2021). Note on the use of different approaches to determine the pore sizes of tissue engineering scaffolds: what do we measure? BioMedical Engineering OnLine. Disponible en: BioMedCentral..

Coatings. (2021). Design and Analysis of Biomedical Scaffolds Using TPMS-Based Porous Structures Inspired from Additive Manufacturing. MDPI. Disponible en: MDPI.

Wei, J., Li, Y., & Zhu, S. (2020). Porosity calculation using the immersion method: A study on 3D-printed scaffolds. Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials, 18(4), 1-8. https://doi.org/10.1177/2280800020974771

Polley, C., Radlof, W., Hauschulz, F., Benz, C., Sander, M., & Seitz, H. (2022). Morphological and mechanical characterisation of three-dimensional gyroid structures fabricated by electron beam melting for the use as a porous biomaterial. Journal of Materials Science, 57(24), 17398-17415. doi: 10.1007/s10853-022-06816-2.

Timoshenko, S. P., & Goodier, J. N. (1970). Theory of Elasticity (3rd ed.). McGraw-Hill.

Dieter, G. E. (1986). Mechanical Metallurgy (3rd ed.). McGraw-Hill.

Qiu, S., Zhou, Y., Waterhouse, G. I. N., et al. (2021). 3D printing of biomaterials for biomedical applications: a review. International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM).

Ahangar, P., Cooke, M. E., Weber, M. H., & Rosenzweig, D. H. (2019). Current Biomedical Applications of 3D Printing and Additive Manufacturing. MDPI.