



Análisis computacional de implantes torácicos basados en una geometría flexible para la reconstrucción del tórax humano

Alejandro Bolaños¹, Alejandro Yáñez¹, Alberto Cuadrado¹, María Paula Fiorucci¹, Belinda Mentado^{2,3}

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, 35017 Las Palmas de Gran Canaria, España.

² Departamento de Ingeniería Biomédica, Instituto Tecnológico de Canarias (ITC), 35118 Arinaga, España.

³ Osteobionix, S.L., 35118 Santa Lucía de Tirajana, España.

En este estudio analizamos un novedoso diseño de implante torácico basado en una estructura que emula la geometría de un resorte, fabricado mediante fusión láser de lecho de polvo (LPBF, por sus siglas en inglés) empleando una aleación de Ti-6Al-4V ELI.

Para estudiar el comportamiento biomecánico de este diseño, la primera parte del estudio se centra en obtener varios modelos aislados de costillas reseccionadas de diferentes niveles de la caja torácica, a las que se les une posteriormente el implante: concretamente en las costillas del segundo, tercer y cuarto nivel, por ser algunos de los que más esfuerzos mecánicos soportan. A estos modelos denominados como “semianillos” por su geometría semicircunferencial, se les aplican deformaciones en diferentes situaciones para realizar una evaluación inicial en cuanto a las tensiones y deformaciones obtenidas en los implantes.

Este análisis de resultados permite posteriormente conducir a la propuesta de varias prótesis torácicas más complejas diseñadas para reconstruir la caja torácica en diferentes escenarios, tanto en afecciones ubicadas en estructuras ipsilaterales del tórax, como en elementos bilaterales. Para un estudio realista y detallado, los implantes propuestos son incorporados en un modelo 3D de una caja torácica generado a partir de las imágenes TAC de un paciente adulto sano; a este modelo reconstruido se le reseccionan diferentes estructuras del tórax y se les incorpora en cada caso el implante torácico diseñado con el objetivo de simular la reconstrucción de la pared torácica en distintos escenarios; finalmente, estos modelos son sometidos a diferentes situaciones exigentes de esfuerzos mecánicos para estudiar la respuesta biomecánica de las prótesis en cada caso.

Con este nuevo diseño se prevé que los implantes puedan mostrar una flexibilidad compatible con los movimientos y deformaciones naturales del tórax humano, así como una adecuada ligereza, biocompatibilidad y resistencia mecánica.

1. Introducción

Las técnicas de reconstrucción de la pared torácica son procedimientos quirúrgicos diseñados para reparar los defectos provocados por la extracción de partes específicas de la caja torácica. Estas intervenciones son esenciales en casos de tumores primarios localizados en la pared torácica, tejidos blandos, huesos, cartílago o en neoplasias pulmonares que invaden la estructura torácica [1]. A pesar de los avances en este campo, entre el 24 % y el 46 % de los pacientes desarrollan complicaciones postoperatorias, principalmente relacionadas con problemas respiratorios [2]. Esto ocurre debido a que los materiales comúnmente empleados para las reconstrucciones carecen de la flexibilidad necesaria para acomodarse a la expansión pulmonar durante la respiración, un proceso que involucra importantes movimientos y rotaciones de las costillas provocados por los músculos torácicos [3]. Estas dinámicas generan un desplazamiento considerable de la caja torácica, lo que aumenta la incidencia de rupturas en los implantes, especialmente en la parte anterior de la pared torácica [4].

Con los avances en la Fabricación Aditiva (FA), es posible crear estructuras y diseños geométricos más complejos, lo que ha permitido desarrollar prótesis con un comportamiento más flexible. Esto no solo reduce el tiempo de fabricación, sino que también facilita la producción de dispositivos completamente personalizados [5]. A través de imágenes obtenidas mediante tomografía computarizada (CT), se pueden generar modelos tridimensionales de alta precisión de los pacientes, utilizando software especializado en segmentación médica para personalizar los diseños e imprimirlos con tecnologías específicas de FA.

En este estudio, se da continuidad a investigaciones previas [6] en las que se evaluó computacionalmente el comportamiento de un diseño de implante torácico con forma de resorte aplicado a un modelo de semianillo costal. Aunque los resultados fueron alentadores, se requiere un análisis más detallado para comprender mejor su comportamiento biomecánico y optimizar su diseño. Por ello, este trabajo se centra en profundizar en este análisis. Para ello, se desarrollaron diseños de implantes que se integraron en un modelo más complejo de una caja torácica humana con defectos en la pared torácica. Este modelo se utilizó para estudiar la respuesta biomecánica de los diferentes implantes propuestos en distintos escenarios simulados de reconstrucción de la pared torácica, a través de software de análisis por elementos finitos (EF).

2. Materiales y métodos

2.1 Obtención del modelo 3D de caja torácica sana

El tórax de un paciente fue escaneado mediante una tomografía computarizada clínica (VCT 64 c/s, General Electric, Chicago, IL, EE. UU.) con un grosor de corte de 0.6 mm y un paso entre cortes de 0.6 mm. Los datos obtenidos se almacenaron en un archivo DICOM, que posteriormente fue importado al módulo Simpleware ScanIP EF (Synopsys Inc., Mountain View, CA, EE. UU.) para la reconstrucción del modelo tridimensional. La segmentación se realizó utilizando un umbral de densidad para identificar exclusivamente las estructuras óseas del tórax. No se incluyeron ligamentos, músculos ni piel en el modelo, ya que se consideró que estos elementos no aportan una rigidez significativa a la estructura de la caja torácica. Las costillas flotantes y la columna vertebral también fueron excluidas por la misma razón.

Para simplificar el análisis y minimizar la influencia de la asimetría, que podría complicar la interpretación de los resultados, se definió el plano sagital medio mediante marcadores anatómicos y se corrigieron las imperfecciones geométricas antes de reproducir la mitad derecha como una imagen especular de la mitad izquierda. Posteriormente, se generó un modelo paramétrico representando las costillas con un espesor cortical uniforme de 0.75 mm [7]. El modelo tridimensional fue sometido a limpieza de malla para garantizar su compatibilidad y, finalmente, se exportó en formato Parasolid e importado en Abaqus 6.14 (SIMULIA, Dassault Systèmes, RI, EE. UU.) para llevar a cabo el análisis por elementos finitos.

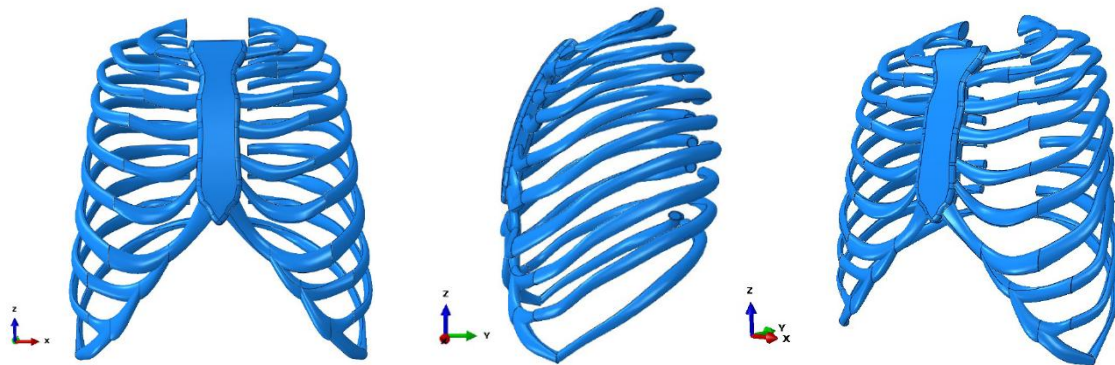


Figura 1. Vista coronal, lateral e isométrica, respectivamente, del modelo 3D generado de caja torácica.

2.2 Configuración de la simulación en el software de análisis por elementos finitos (AEF)

Para poder validar el comportamiento del modelo de tórax completo obtenido, se procedió a estudiar su respuesta durante el proceso de espiración o compresión natural antes de analizar la respuesta de los implantes torácicos integrados en él. Para ello, se definieron las condiciones necesarias para la simulación por elementos finitos en el software Abaqus (Dassault System, SIMULIA Corp., Providence, RI, USA). En primer lugar, se establecieron restricciones de enlace en las articulaciones costovertebrales y esternovertebrales para evitar el movimiento relativo entre estos elementos.

En cuanto a las condiciones de contorno, se restringió a cero el desplazamiento en las tres direcciones tridimensionales ($U_x = U_y = U_z = 0$) de todas las articulaciones costovertebrales, así como la rotación alrededor del eje z (ϕ_z). La basculación de la caja torácica en torno a este eje se despreció debido a los pequeños desplazamientos que experimenta el esternón en dirección laterolateral (eje x). Los ángulos relacionados con el eje laterolateral (ϕ_x , asociado al eje x) y el eje anteroposterior (ϕ_y , asociado al eje y) se definieron utilizando restricciones de acoplamiento vinculadas a un punto de referencia ubicado en el centro de la sección posterior de cada costilla, simulando de esta forma su conexión con la columna vertebral (Fig. 2-A).

Los valores utilizados para restringir los ángulos de rotación en los ejes x e y de cada punto de referencia se ajustaron tras probar diferentes datos basados en un análisis del funcionamiento de la musculatura intercostal externa durante la depresión de las costillas en el proceso de espiración [8], [9], así como en la cinemática de la articulación costovertebral durante el ciclo respiratorio [10]. Estas pruebas se realizaron en varias simulaciones hasta obtener una respuesta del modelo lo más realista posible en comparación con datos de estudios previos [11], [12]. Los valores utilizados para restringir los ángulos en cada nivel costal y en ambos ejes se resumen en la Tabla 1.

Tabla 1: Valores utilizados para restringir los ángulos (en grados) en el eje laterolateral (ϕ_x), que se produce alrededor del eje x, y en el eje anteroposterior (ϕ_y), asociado al eje y, en las articulaciones costovertebrales.

Nivel de costilla	ϕ_x (°)	ϕ_y (°)
1	2.8	1.7
2	2.9	1.9
3	3.4	2.0
4	3.7	2.4
5	4.4	2.9
6	4.7	3.1
7	4.9	3.4
8	5.9	3.4
9	6.4	4.0
10	6.9	4.4

Por otra parte, todos los materiales del modelo se consideraron bajo un modelo elástico lineal isotrópico, y sus propiedades mecánicas se obtuvieron de la literatura científica. Al cartílago costal se le asignó un módulo de Young (E) de 35.8 MPa y un coeficiente de Poisson (ν) de 0.35 [13], [14]. Para el hueso cortical, se estableció un módulo de Young de $E = 14.4$ GPa, mientras que para el hueso trabecular se utilizó $E = 40$ MPa [15]. Los coeficientes de Poisson correspondientes fueron $\nu = 0.3$ y $\nu = 0.35$, respectivamente [16].

Finalmente, se consideraron diversas situaciones siguiendo criterios similares a los empleados por estudios como los de Sun et al. [11] para validar la respuesta del modelo. En primer lugar, se analizó el comportamiento del modelo durante el proceso natural de compresión torácica en la fase de espiración del ciclo respiratorio, definiendo un desplazamiento anteroposterior de 5 mm en las primeras siete articulaciones costovertebrales (Fig. 2-B), con el objetivo de evaluar los ángulos de movimiento conocidos en la literatura como *pump handle angle* (PHA) y *bucket handle angle* (BHA) generados en cada nivel de costilla.

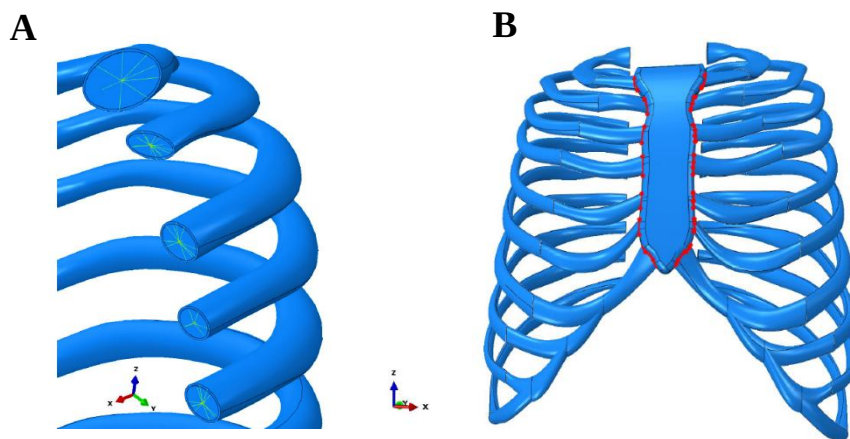


Figura 2. A. Vinculación de las articulaciones costovertebrales a puntos de referencia mediante restricciones de acoplamiento. B. Aplicación de una deformación de 5 mm en las uniones esternocostales.

Posteriormente, se aplicaron diferentes cargas de compresión en la región media del esternón para estudiar la curva fuerza-desplazamiento del modelo, considerando el desplazamiento máximo a compresión del esternón, así como la componente de la fuerza aplicada en esta misma dirección. La carga se definió siempre de manera perpendicular a la superficie esternal, y todas las cargas se aplicaron en el mismo punto mediante una restricción de acoplamiento de toda la superficie esternal respecto a un punto de referencia situado entre el tercer y cuarto nivel de costilla.

2.3 Obtención de los modelos reconstruidos de la caja torácica

Con el objetivo de analizar el comportamiento del diseño propuesto en las prótesis torácicas con geometría flexible en un escenario lo más realista posible, se propusieron tres configuraciones diferentes de implante. El propósito fue abordar reconstrucciones torácicas bajo diversas condiciones, debido a la variabilidad de situaciones que pueden surgir en pacientes reales, desde tumores complejos que se extienden en ambos hemitorax [17], afectando estructuras torácicas bilaterales, hasta neoplasias malignas localmente invasivas que afectan tejidos unilaterales [18], [19]. Para ello, se modificaron los elementos necesarios del modelo original mediante la resección de: la tercera y cuarta costillas ipsilaterales izquierdas (modelo I); la tercera, cuarta y quinta costillas ipsilaterales izquierdas (modelo II); y finalmente, las costillas tercera, cuarta y quinta bilaterales, así como la porción afectada del esternón (modelo III), considerando que los niveles tercero, cuarto y quinto de las costillas son los más frecuentemente afectados en las resecciones torácicas. Posteriormente, se incorporó la configuración correspondiente de la prótesis en cada uno de los tres casos (Fig. 3) definiendo en los implantes el material Ti-6Al-4V ELI con un módulo de Young de $E = 110$ GPa y un coeficiente de Poisson de $\nu = 0.30$ [20], [21], así como un límite de resistencia a la fluencia de $S_y = 869$ MPa para el modelo plástico [22].

Una vez modificados e importados los tres modelos al software de EF, se definieron todas las restricciones e interacciones entre los elementos según se explicó en la sección 2.2, así como las propiedades de los materiales descritas. Además, se aplicó una fuerza de 300 N en la misma ubicación del esternón para simular una maniobra de reanimación cardiopulmonar (RCP), la cual constituye un escenario clínico crítico en pacientes portadores de prótesis torácicas, ya que genera cargas compresivas intensas en la región esternal. En situaciones reales, se han documentado lesiones costales incluso en pacientes con cajas torácicas sanas, lo cual sugiere que los implantes podrían estar sometidos a esfuerzos significativos que comprometan su integridad estructural o la interacción con el hueso adyacente. Dicha carga de 300 N se seleccionó en base a estudios previos que han estimado que las fuerzas ejercidas durante una compresión torácica efectiva pueden oscilar entre 200 y 600 N, dependiendo del peso corporal del rescatador y de la técnica empleada [23]. Este valor fue escogido con el objetivo de representar un caso límite pero plausible en un escenario de aplicación moderada de RCP, siendo incluso menos conservador que el escogido por otros estudios para la validación de implantes torácicos [24].

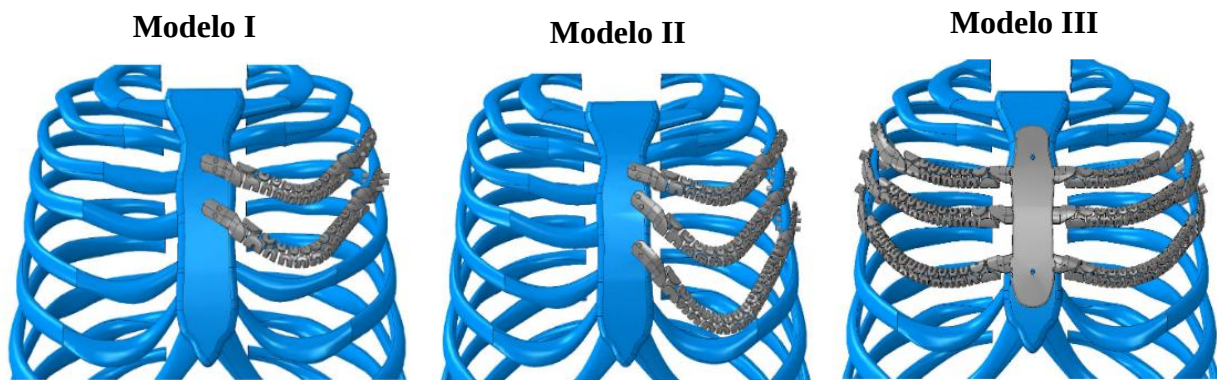


Figura 3. Incorporación de los implantes en los modelos I, II y III, respectivamente, simulando diferentes casos de reconstrucción torácica.

3. Resultados

3.1 Caja torácica sana

Durante la fase de exhalación del ciclo respiratorio, el desplazamiento máximo del esternón en dirección anteroposterior fue de 10.3 mm, mientras que en dirección laterolateral alcanzó los 17.8 mm. La Figura 4 muestra la distribución de los desplazamientos en el modelo, junto con el PHA y el BHA generados en los diferentes niveles de costilla. Además, se incluye una comparación de estos ángulos con los resultados obtenidos en los modelos computacionales de Sun et al. [11] y Zhang et al. [12] para los niveles costales 2-7. Las costillas del primer nivel y las de los niveles 8-10 se excluyeron de la visualización debido al comportamiento biomecánico diferenciado que presentan.

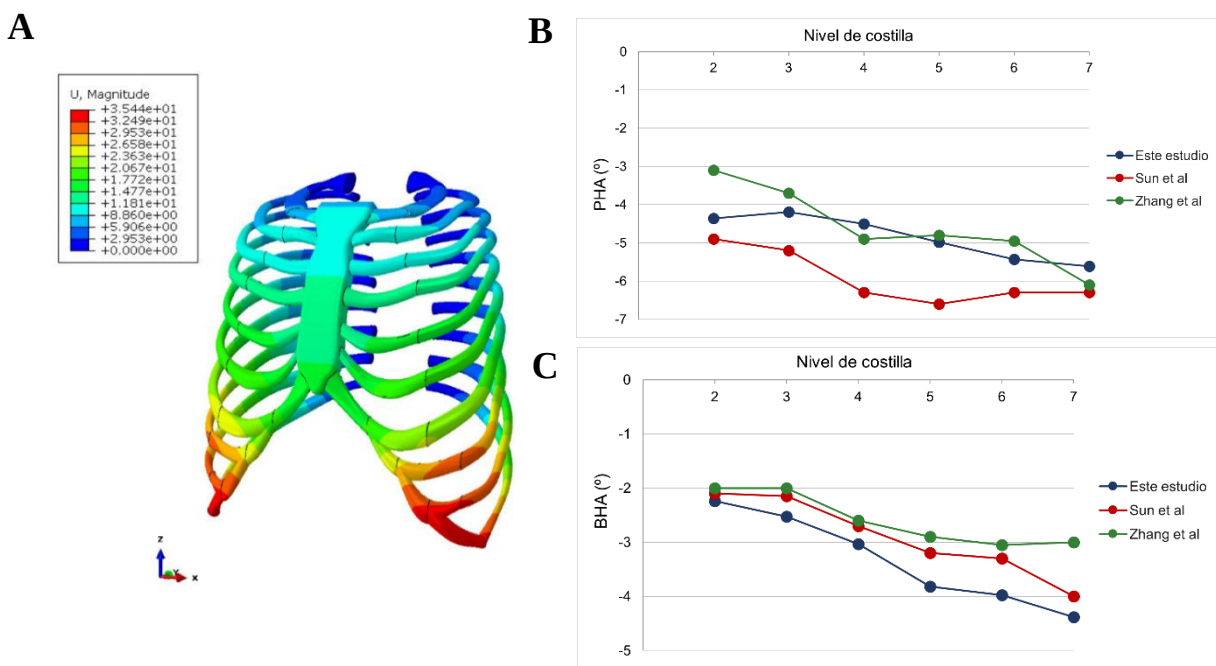


Figura 4. A. Deformaciones obtenidas en la caja torácica expresadas en mm. B. PHA medido en todos los niveles costales. C. BHA medido en todos los niveles costales.

Por otro lado, los resultados obtenidos en el modelo sano de tórax indicaron que, para alcanzar un desplazamiento máximo de compresión del esternón de 30 mm, fue necesario aplicar una fuerza aproximada de 340 N en su zona central, mientras que para lograr una compresión de 15 mm se requirió una fuerza de 125 N. La Figura 5 presenta una comparación de la curva fuerza-desplazamiento del modelo.

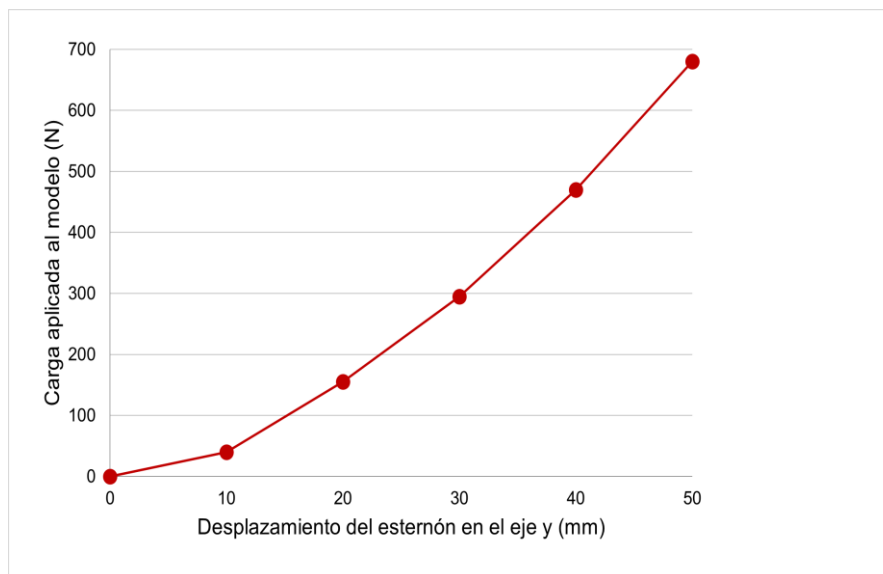


Figura 5. Curva fuerza-desplazamiento obtenida en el modelo sano de tórax.

3.2 Modelos con reconstrucción de la pared torácica

Se realizaron simulaciones de carga de compresión en los modelos I, II y III, obteniéndose tensiones de von Mises máximas de 316.5 MPa, 295.8 MPa y 327.5 MPa, respectivamente, en cada implante. En todos los casos, estas tensiones máximas se localizaron en la región anterior cercana a la unión con el esternón, observándose tensiones más elevadas en las áreas de la prótesis que reemplazan la costilla de nivel más bajo, debido a una mayor deformación del esternón en este punto. La Figura 6 muestra la distribución de tensiones en cada uno de los tres implantes, utilizando la misma escala. Además, el desplazamiento máximo de compresión registrado en el esternón bajo una carga de 300 N fue de 25.0 mm para el modelo I, 24.5 mm para el modelo II y 20.1 mm para el modelo III, en comparación con 26.5 mm obtenidos en el modelo sano de tórax.

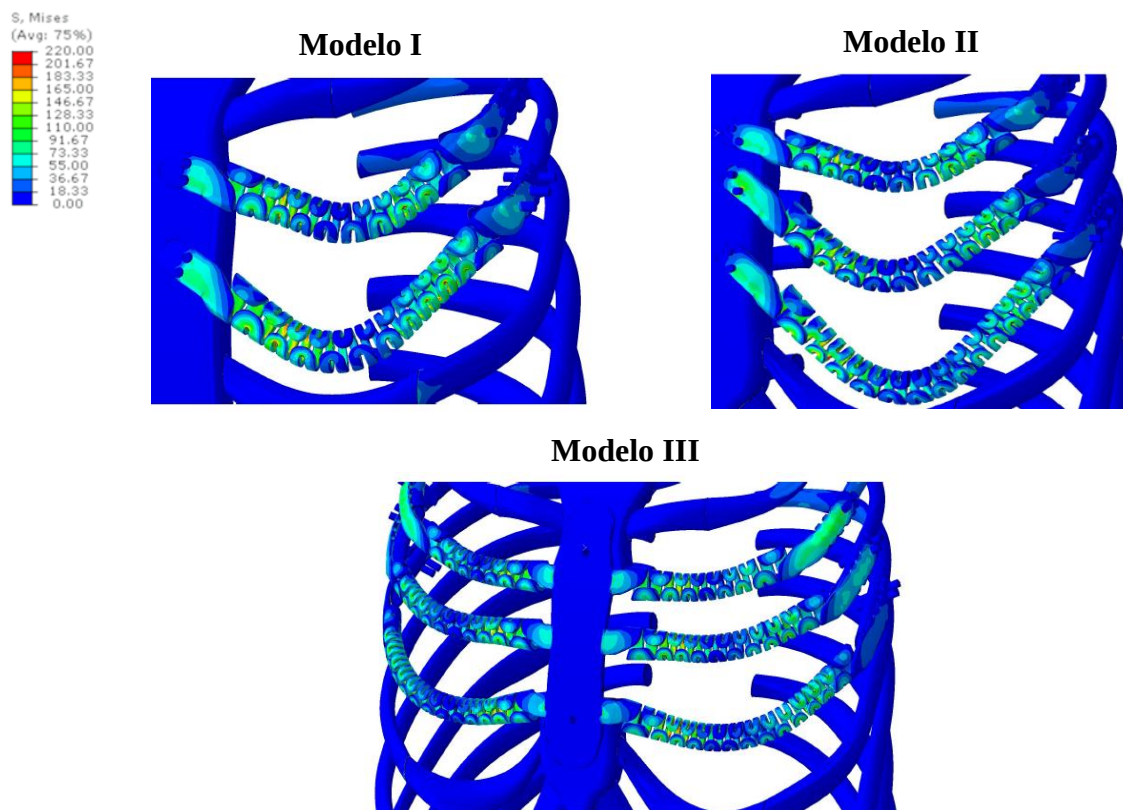


Figura 6. Tensiones equivalentes de von Mises obtenidas en los implantes expresadas en MPa. Se ha establecido un valor máximo de 220 MPa en la escala para facilitar la comparación entre las figuras.

Por otra parte, se calculó la fuerza de reacción total en magnitud en cada uno de los diez niveles costovertebrales como la suma de las fuerzas resultantes de las componentes anteroposterior (F_y) y craneocaudal (F_z) de cada par de articulaciones en los cuatro modelos: modelo sano de tórax, modelo I, modelo II y modelo III. La fuerza de reacción máxima se obtuvo en el primer nivel de costilla en todos los casos, con diferencias mínimas de aproximadamente 3 N entre el modelo sano de tórax, el modelo I y el modelo II. Sin embargo, el modelo III mostró una diferencia mayor, aproximadamente 15 N menor en comparación con el modelo sano (Figura 7). Además, en los niveles costales 3, 4 y 5, se observaron las fuerzas de reacción más altas en el modelo III, seguido por el modelo II, el modelo I y, finalmente, el modelo sano de tórax, con valores de 48.1 N, 29.6 N, 29.5 N y 22.9 N, respectivamente, en el tercer nivel costal.

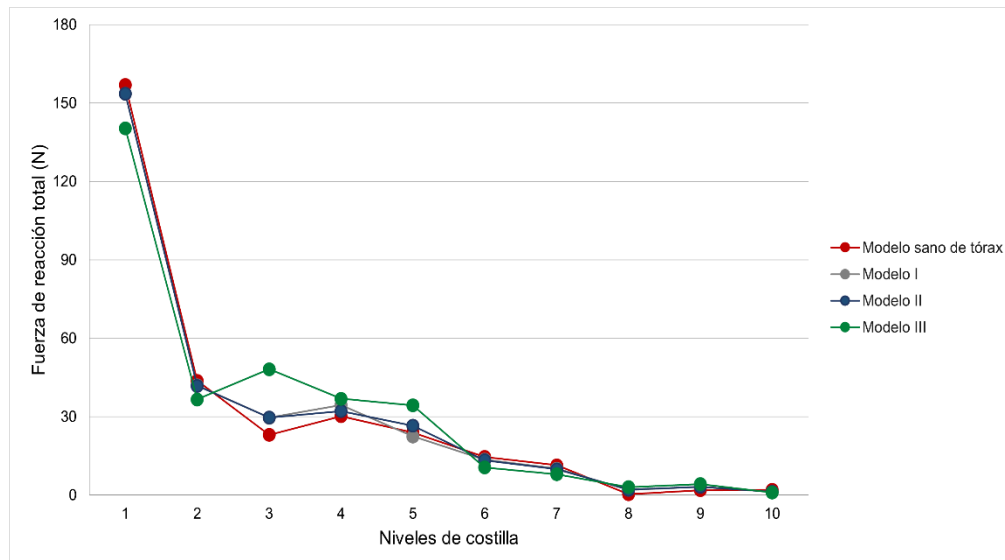


Figura 7. Fuerza de reacción total obtenida en los diferentes niveles de costilla en los cuatro modelos: modelo sano de tórax, Modelo I, modelo II y modelo III.

Finalmente, los valores máximos de tensión en el tejido óseo se obtuvieron en el modelo III, alcanzando 46.7 MPa. Estas tensiones se localizaron principalmente en el extremo anterior de las costillas reseccionadas a nivel de la tercera costilla, desplazándose hacia la articulación costovertebral en los niveles de la cuarta y quinta costilla. En estos niveles, el modelo III también mostró los valores más altos de tensiones principales máximas, con 43.2 MPa y 41.7 MPa, respectivamente, en comparación con aproximadamente 27.8 MPa en el modelo sano de tórax. En la figura 8 se muestra una comparativa de las tensiones obtenidas en el tercer nivel de costilla, el más rígido de los analizados en los diferentes casos.

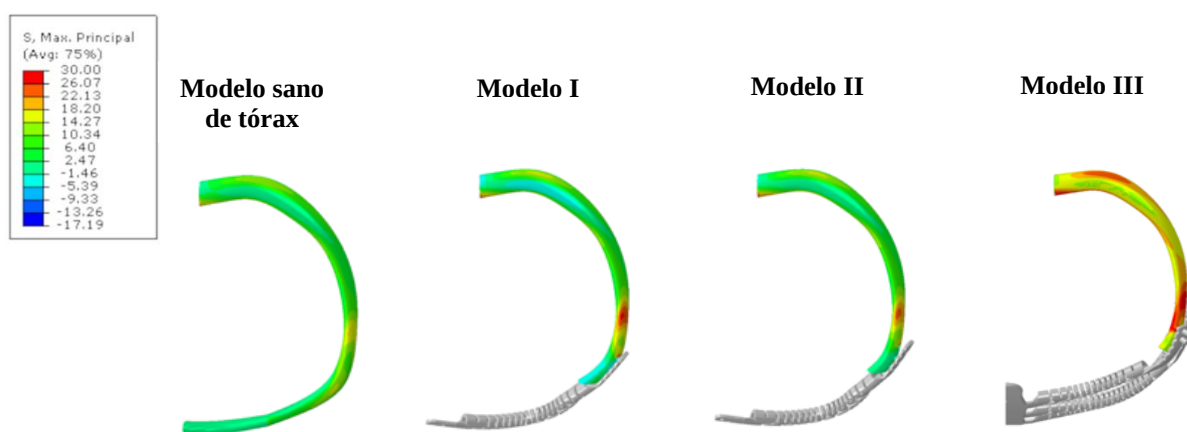


Figura 8. Comparativa de las tensiones principales máximas expresadas en MPa obtenidas en el hueso cortical en el tercer nivel de costilla en los diferentes modelos.

4. Discusión

En este estudio se evaluó el comportamiento biomecánico de implantes torácicos con un diseño en forma de resorte. Esta investigación se basa en estudios previos que analizaron su respuesta mediante ensayos experimentales de flexión y simulaciones computacionales en un modelo específico de costilla aislada [6]. Continuando con estos estudios, se propuso el diseño de tres implantes para incluir en un modelo completo de caja torácica, previamente validado, con defectos en la pared torácica. De esta manera, fue posible estudiar la respuesta biomecánica de estos implantes en un escenario más realista, simulando tres casos diferentes de reconstrucciones de la pared torácica.

En primer lugar, se procedió a validar el modelo sano de caja torácica obtenido comparando los resultados la respuesta del modelo durante la fase de espiración de la respiración con otros modelos más complejos de la caja torácica que incluían una porción significativa de la musculatura torácica [11], [12]. Las diferencias absolutas máximas obtenidas en el PHA en comparación con los modelos de Zhang et al. [12] y Sun et al. [11] fueron de 1.2° en el nivel de la segunda costilla y de 1.7° en el nivel de la cuarta costilla, respectivamente. De manera similar, para el BHA, estas diferencias fueron de 1.3° en el séptimo nivel y de 0.67° en el sexto nivel, respectivamente. Estas diferencias podrían ser consecuencia de no incluir la musculatura torácica, lo que posiblemente provoca mayores desplazamientos en las costillas al estar únicamente vinculadas a las condiciones de contorno del modelo definidas en las articulaciones costovertebrales. No obstante, a pesar de que el modelo de caja torácica sana propuesto en este trabajo no incluye ninguna porción de la musculatura torácica, demostró una consistencia significativa, considerando que en la literatura científica se consideran válidos resultados con diferencias de hasta 2 grados en la comparación de estos ángulos [8], [11], [12].

Una vez validada la respuesta del modelo sano de tórax, éste se modificó reseccionando diferentes elementos para simular diversos escenarios de reconstrucción de la pared torácica, proponiendo diferentes configuraciones de implantes para incluirlos en los modelos generados. Los tres estudios de caso propuestos en este trabajo fueron seleccionados con el objetivo de formar una muestra significativa de posibles casos, abarcando desde reconstrucciones que afectan costillas ipsilaterales (modelos I y II) hasta resecciones donde se ven afectadas estructuras bilateralmente (modelo III).

Se estudió la respuesta de cada implante en un escenario desfavorable durante la realización de una maniobra de reanimación cardiopulmonar (RCP), aplicando una carga promedio de 30 kg en el área media del esternón. Tras realizar las simulaciones computacionales de compresión, se observó que la máxima tensión de von Mises se alcanzó en el Modelo III con la prótesis bilateral. En este caso, el valor fue de 327.5 MPa, lo que representa un 38 % del límite elástico de la aleación Ti-6Al-4V ELI [22]. Considerando este como el caso más desfavorable, se concluye que los diseños propuestos soportarían esta situación sin producir deformaciones permanentes en el material.

También se analizaron las tensiones principales máximas producidas en los modelos I, II y III. La figura 7 muestra la distribución de fuerzas de reacción en la caja torácica de cada uno de los cuatro modelos, en la cual se puede apreciar un aumento de la carga absorbida en los niveles 3, 4 y 5 en los modelos I, II y III, donde se encuentran las costillas reseccionadas, y, consecuentemente, un incremento en las tensiones principales máximas producidas en el tejido óseo cortical.

Las tensiones máximas principales se localizaron en el tercer nivel de costillas del Modelo III, como era de esperar, debido a su mayor rigidez, alcanzando un valor máximo de 46.7 MPa. Teniendo en cuenta que los valores del límite elástico del hueso cortical pueden variar entre 88 y 100.7 MPa como máximo [16], [25], la tensión máxima producida en el tejido cortical representa aproximadamente el 53 % del valor más bajo de este intervalo en el caso más desfavorable. Por tanto, la distribución de tensiones en el hueso sano no sería perjudicial en ningún caso según la situación analizada.

En cuanto a la distribución de carga de la caja torácica tras la reconstrucción con los implantes, se observó una disminución en la absorción de carga en los dos primeros niveles costales en comparación con el modelo sano de tórax, redistribuyéndose estas cargas en las costillas reconstruidas con los implantes. Este comportamiento también fue descrito en el trabajo presentado por Girotti et al. [26], donde se propuso una prótesis para la caja torácica compuesta por una malla de poliéster y una estructura rígida de Polimetilmetacrilato (PMME). En dicho estudio, la respuesta del modelo mostró que en todos los casos más del 60 % de la carga aplicada era absorbida por el primer nivel costal debido a la excesiva rigidez de la prótesis resultante de la ausencia de elementos cartilaginosos.

En este estudio, el porcentaje máximo de absorción de carga por el primer nivel costal fue inferior al 50 % en todos los escenarios. Esto demuestra que la estructura en forma de resorte utilizada como base para el diseño de todos los implantes permite reducir la rigidez de la caja torácica y sustituir de manera más precisa la elasticidad del cartílago costal, facilitando los movimientos del tórax durante la respiración. Esto se traduce en una mejor calidad de vida para el paciente, como se describe en casos previamente documentados [17], [18], [19], [27], [28], en los que se empleó este mismo diseño. Los resultados clínicos mostraron resultados positivos a corto plazo, garantizando una recuperación rápida sin complicaciones graves ni molestias postoperatorias.

El modelo presentado en este trabajo incluye únicamente la estructura ósea y el tejido cartilaginoso de la caja torácica. La exclusión de la musculatura torácica ha resultado en una respuesta menos realista del modelo en ciertos aspectos, en comparación con lo documentado en otros estudios. Es necesario realizar investigaciones futuras que analicen el comportamiento de estos implantes en escenarios más exigentes, especialmente en relación con la vida útil a largo plazo de los implantes, ya que los movimientos de las costillas durante el proceso natural de respiración generan cargas cíclicas que podrían facilitar la propagación de fisuras en el material debido a la estructura capa por capa de las piezas producidas mediante fabricación aditiva [29].

En este sentido, es imprescindible llevar a cabo investigaciones adicionales que profundicen en el comportamiento a fatiga del diseño propuesto en este trabajo. En particular, es necesario realizar pruebas de fatiga de bajo número de ciclos para estudiar la propagación de grietas en la geometría de los implantes, mientras que los análisis de fatiga de alto número de ciclos son esenciales para determinar si estos diseños pueden soportar una vida infinita. Además, se requieren pruebas experimentales para caracterizar con mayor detalle las propiedades del material relacionadas con el desempeño a fatiga, así como para calibrar los modelos computacionales.

5. Conclusiones

Los implantes torácicos propuestos en este estudio han demostrado una respuesta mecánica y una flexibilidad adecuada al reemplazar el complejo costilla-cartílago, en los niveles 3, 4 y 5. La geometría específica en forma de resorte ha mostrado resultados prometedores para reemplazar la función del cartílago costal, permitiendo una mayor flexibilidad desde el tercer hasta el quinto nivel de la caja torácica. La modificación de ciertos parámetros de diseño podría reducir aún más la rigidez del implante, especialmente en niveles superiores de costilla.

En los tres escenarios simulados de reconstrucciones torácicas, todos los diseños probados soportaron tensiones mecánicas en escenarios exigentes, indujeron tensiones aceptables en el tejido cortical y no alteraron significativamente la distribución de cargas en la caja torácica. Por lo tanto, los resultados obtenidos hasta el momento son prometedores, abriendo la puerta al diseño de implantes personalizados que sean flexibles, duraderos y producidos de manera competitiva.

6. Referencias

- [1] H. V. Kara, J. E. Keenan, S. S. Balderson, and T. A. D'Amico, "Video assisted thoracic surgery with chest wall resection," *Video Assist Thorac Surg*, vol. 3, pp. 15–15, Apr. 2018, doi: 10.21037/vats.2018.03.07.
- [2] K. Hazel and M. J. Weyant, "Chest Wall Resection and Reconstruction: Management of Complications.," Nov. 01, 2015, *W.B. Saunders*. doi: 10.1016/j.thorsurg.2015.07.013.
- [3] B. L. Luu, R. J. McDonald, B. Bolsterlee, M. E. Heroux, J. E. Butler, and A. L. Hudson, "Movement of the ribs in supine humans for small and large changes in lung volume," *J Appl Physiol*, vol. 131, no. 1, pp. 174–183, Jul. 2021, doi: 10.1152/japplphysiol.01046.2020.
- [4] J. P. Berthet *et al.*, "Titanium implant failure after chest wall osteosynthesis," *Annals of Thoracic Surgery*, vol. 99, no. 6, pp. 1945–1952, Jun. 2015, doi: 10.1016/j.athoracsurg.2015.02.040.
- [5] T. Kermavnar, A. Shannon, K. J. O'Sullivan, C. McCarthy, C. P. Dunne, and L. W. O'Sullivan, "Three-Dimensional Printing of Medical Devices Used Directly to Treat Patients: A Systematic Review," *3D Print Addit Manuf*, vol. 8, no. 6, pp. 366–408, 2021, doi: 10.1089/3dp.2020.0324.
- [6] M. P. Fiorucci, A. Cuadrado, A. Yáñez, O. Martel, B. Mentado, and D. Monopoli, "Biomechanical characterization of custom-made dynamic implants fabricated by Electron Beam Melting for anterior chest wall reconstruction," *Mater Des*, vol. 206, Aug. 2021, doi: 10.1016/j.matdes.2021.109758.
- [7] M. Mohr, E. Abrams, C. Engel, W. B. Long, and M. Bottlang, "Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction," *J Biomech*, vol. 40, no. 6, pp. 1310–1317, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.017.
- [8] X. Zhao, S. Guo, S. Xiao, and Y. Song, "Thorax Dynamic Modeling and Biomechanical Analysis of Chest Breathing in Supine Lying Position," *J Biomech Eng*, vol. 144, no. 10, pp. 1–11, 2022, doi: 10.1115/1.4054346.
- [9] G. Zhang, X. Chen, J. Ohgi, F. Jiang, S. Sugiura, and T. Hisada, "Effect of intercostal muscle contraction on rib motion in humans studied by finite element analysis," *J Appl Physiol*, vol. 125, pp. 1165–1170, 2018, doi: 10.1152/japplphysiol.00995.2017.-The.
- [10] B. Beyer *et al.*, "In vivo thorax 3D modelling from costovertebral joint complex kinematics," *Clinical Biomechanics*, vol. 29, no. 4, pp. 434–438, 2014, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.01.007.
- [11] C. Sun *et al.*, "Functional biomimetic design of 3D printed polyether-ether-ketone flexible chest wall reconstruction implants for restoration of the respiration," *Mater Des*, vol. 237, p. 112574, Jan. 2024, doi: 10.1016/j.matdes.2023.112574.

- [12] G. Zhang *et al.*, “Biomechanical simulation of thorax deformation using finite element approach,” *Biomed Eng Online*, vol. 15, no. 1, Feb. 2016, doi: 10.1186/s12938-016-0132-y.
- [13] A. Gradischar *et al.*, “Measurement of global mechanical properties of human thorax: Costal cartilage,” *J Biomech*, vol. 142, no. August, 2022, doi: 10.1016/j.jbiomech.2022.111242.
- [14] J. L. Forman, E. Del Pozo de Dios, and R. W. Kent, “A pseudo-elastic effective material property representation of the costal cartilage for use in finite element models of the whole human body,” *Traffic Inj Prev*, vol. 11, no. 6, pp. 613–622, Dec. 2010, doi: 10.1080/15389588.2010.517254.
- [15] A. R. Kemper, C. McNally, C. A. Pullins, L. J. Freeman, S. M. Duma, and S. W. Rouhana, “The Biomechanics of Human Ribs: Material and Structural Properties from Dynamic Tension and Bending Tests,” 2007.
- [16] Z. Li *et al.*, “Rib fractures under anterior-posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study,” *J Biomech*, vol. 43, no. 2, pp. 228–234, Jan. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.040.
- [17] J. Aragón and I. P. Méndez, “Dynamic 3D printed titanium copy prosthesis: A novel design for large chest wall resection and reconstruction,” *J Thorac Dis*, vol. 8, no. 6, pp. E385–E389, Jun. 2016, doi: 10.21037/jtd.2016.03.94.
- [18] J. Moradiellos, S. Amor, G. Rocco, M. Vidal, and A. Es Varela, “Functional Chest Wall Reconstruction With a Biomechanical Three-Dimensionally Printed Implant,” *Ann Thorac Surg*, vol. 103, pp. e389–e391, 2017, doi: 10.1016/j.athoracsurg.2017.12.015.
- [19] J. R. Cano García, M. Leung Shao, and D. Monopoli, “Giant Reconstruction of Right Hemithorax With 3D Custom Dynamic Prosthesis,” *Arch Bronconeumol*, 2024, doi: 10.1016/j.arbres.2023.12.015.
- [20] I. Yadroitsev, P. Krakhmalev, I. Yadroitsava, and A. Du Plessis, “Qualification of Ti6Al4V ELI Alloy Produced by Laser Powder Bed Fusion for Biomedical Applications,” *JOM*, vol. 70, no. 3, pp. 372–377, Mar. 2018, doi: 10.1007/s11837-017-2655-5.
- [21] A. Yáñez, M. P. Fiorucci, O. Martel, and A. Cuadrado, “The Influence of Dimensions and Powder Recycling on the Roughness and Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Parts Fabricated by Laser Powder Bed Fusion,” *Materials*, vol. 15, no. 16, Aug. 2022, doi: 10.3390/ma15165787.
- [22] H. K. Rafi, N. V. Karthik, H. Gong, T. L. Starr, and B. E. Stucker, “Microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting,” *J Mater Eng Perform*, vol. 22, no. 12, pp. 3872–3883, Dec. 2013, doi: 10.1007/s11665-013-0658-0.
- [23] A. E. Tomlinson, J. Nysaether, J. Kramer-Johansen, P. A. Steen, and E. Dorph, “Compression force—depth relationship during out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation,” *Resuscitation*, vol. 72, no. 3, pp. 364–370, Mar. 2007, doi: 10.1016/j.resuscitation.2006.07.017.
- [24] J. Kang *et al.*, “Functional design and biomechanical evaluation of 3D printing PEEK flexible implant for chest wall reconstruction,” *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 225, Oct. 2022, doi: 10.1016/j.cmpb.2022.107105.
- [25] J. Iraeus, K. Brolin, and B. Pipkorn, “Generic finite element models of human ribs, developed and validated for stiffness and strain prediction – To be used in rib fracture risk evaluation for the human population in vehicle crashes,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 106, no. February, p. 103742, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103742.
- [26] A. Girotti, F. Rosa, M. Ferrotto, P. Girotti, and U. Pastorino, “Mechanical behavior of a total chest wall prosthesis with rib-like features,” *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 20, no. 15, pp. 1581–1588, Nov. 2017, doi: 10.1080/10255842.2017.1391952.
- [27] J. Vannucci, E. Scarnecchia, R. Potenza, S. Ceccarelli, D. Monopoli, and F. Puma, “Dynamic titanium prosthesis based on 3D-printed replica for chest wall resection and reconstruction,” *Transl Lung Cancer Res*, vol. 9, no. 5, pp. 2027–2032, Oct. 2020, doi: 10.21037/tlcr-20-699.
- [28] J. R. Cano, F. H. Escobar, D. P. Alonso, and L. L. Rivero, “Reconstruction of the anterior chest wall with a 3-dimensionally printed biodynamic prosthesis,” *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 155, no. 1, pp. e59–e60, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.jtcvs.2017.08.118.
- [29] A. Yáñez, M. P. Fiorucci, A. Cuadrado, O. Martel, and D. Monopoli, “Surface roughness effects on the fatigue behaviour of gyroid cellular structures obtained by additive manufacturing,” *Int J Fatigue*, vol. 138, no. April, p. 105702, 2020, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2020.105702.