

De imágenes médicas a modelos anatómicos impresos en 3D: un enfoque de impresión 3D asequible y de bajo costo

From medical imaging to 3D printed anatomical models: a low-cost, affordable 3D printing approach

Gerardo E. Borunda-Escudero^{1*}, Nadia A. Chávez-Ponce², Fernanda S. Borunda-Escudero³,
María L. Velasco-Villaseñor¹ y María G. Castillo-Cardie⁴

¹Servicio de Cirugía Plástica y Reconstructiva, Unidad Médica de Alta Especialidad, Hospital de Especialidades del Centro Médico Nacional de Occidente, Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), Guadalajara, Jalisco; ²Departamento de Cardiología, Mayo Clinic, Rochester, Minnesota, Estados Unidos de América; ³Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Chihuahua, Chihuahua; ⁴Servicio de Cirugía Maxilofacial, Unidad Médica de Alta Especialidad, Hospital de Especialidades del Centro Médico Nacional de Occidente, IMSS, Guadalajara, Jalisco. México

Resumen

Objetivo: Compartir nuestra experiencia para crear modelos anatómicos precisos utilizando software con licencia abierta disponibles. **Métodos:** Se presenta un método asequible, en donde a partir de un formato DICOM de una tomografía computarizada se logra una segmentación de la región de interés. Posteriormente se procesa la imagen para una mejora de superficie y se realiza la conversión de formato DICOM a STL. Se logra la corrección de errores y se optimiza el modelo para luego ser impreso por medio de estereolitografía con una impresora 3D de escritorio. **Resultados:** Se efectuaron mediciones precisas de las dimensiones del archivo DICOM (TC), del archivo STL y del modelo impreso (3D). Para la vértebra C6, las dimensiones del eje horizontal fueron 55.3 mm (TC), 55.337 mm (STL) y 55.3183 mm (3D). Las dimensiones del cuerpo vertebral fueron 14.2 mm (TC), 14.551 mm (STL) y 14.8159 mm (3D). La longitud de la apófisis espinosa fue de 18.2 mm (TC), 18.283 mm (STL) y 18.2266 mm (3D), mientras que su ancho fue de 8.5 mm (TC), 8.3644 mm (STL) y 8.3226 mm (3D). Para la vértebra C7, las dimensiones del eje horizontal fueron 58.6 mm (TC), 58.739 mm (STL) y 58.7144 mm (3D). Las dimensiones del cuerpo vertebral fueron 14 mm (TC), 14.0255 mm (STL) y 14.2312 mm (3D). La longitud de la apófisis espinosa fue de 18.7 mm (TC), 18.79 mm (STL) y 18.6458 mm (3D), y su ancho fue de 8.9 mm (TC), 8.988 mm (STL) y 8.9760 mm (3D). **Conclusión:** La impresión de un modelo en 3D de tejido óseo mediante este algoritmo resulta una opción viable, útil y con una alta precisión.

Palabras clave: Impresión 3D. Planificación virtual. Planificación quirúrgica. Reconstrucción mandibular. Estereolitografía.

Abstract

Objective: To share our experience in creating precise anatomical models using available open-source software. **Methods:** An affordable method is presented, where from a DICOM format of a computed tomography, a segmentation of the region of interest is achieved. The image is then processed for surface improvement and the DICOM format is converted to STL. Error correction is achieved and the model is optimized to be printed by stereolithography with a desktop 3D printer. **Results:** Precise measurements of the dimensions of the DICOM file (CT), the STL file, and the printed model (3D) were carried out. For the C6 vertebra, the dimensions of the horizontal axis were 55.3 mm (CT), 55.337 mm (STL), and 55.3183 mm (3D). The dimensions of the vertebral body were 14.2 mm (CT), 14.551 mm (STL), and 14.8159 mm (3D). The length of the spinous

*Correspondencia:

Gerardo E. Borunda-Escudero
E-mail: borunda1rs@live.com

Fecha de recepción: 24-12-2022

Fecha de aceptación: 18-07-2023

DOI: 10.24875/CIRU.22000643

Cir Cir. 2024;92(4):426-436

Contents available at PubMed

www.cirurgiaycirujanos.com

0009-7411/© 2023 Academia Mexicana de Cirugía. Publicado por Permayer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

process was 18.2 mm (CT), 18.283 mm (STL), and 18.2266 mm (3D), while its width was 8.5 mm (CT), 8.3644 mm (STL), and 8.3226 mm (3D). For the C7 vertebra, the dimensions of the horizontal axis were 58.6 mm (CT), 58.739 mm (STL), and 58.7144 mm (3D). The dimensions of the vertebral body were 14 mm (CT), 14.0255 mm (STL), and 14.2312 mm (3D). The length of the spinous process was 18.7 mm (CT), 18.79 mm (STL), and 18.6458 mm (3D), and its width was 8.9 mm (CT), 8.988 mm (STL), and 8.9760 mm (3D). **Conclusion:** The printing of a 3D model of bone tissue using this algorithm is a viable, useful option with high precision.

Keywords: 3D printing. Virtual planning. Surgical planning. Mandibular reconstruction. Stereolithography.

Introducción

La aplicación de la tecnología de impresión 3D en el campo médico no es una novedad. A medida que han aumentado el interés de los profesionales de la cirugía y la disponibilidad de impresoras 3D de bajo costo, se han logrado avances biomédicos y beneficios en la medicina a través del prototipado rápido. La impresión en 3D se ha expandido en el ámbito médico para diversas aplicaciones, incluyendo prótesis, implantes y modelos personalizados, así como en la educación médica, entre otros campos. Estas aplicaciones han generado valiosos beneficios en cuanto a la personalización del equipo médico y la atención al paciente¹. Se podría considerar que la implementación de esta tecnología implica costos elevados y que requiere un alto nivel de experiencia y especialización en el área, lo que la hace inviable en ciertos hospitales. Por consiguiente, en muchas ocasiones la contratación de servicios externos es una alternativa posible. Existen diversas empresas que ofrecen servicios de impresión 3D, pero en muchos casos los costos asociados a estos servicios no son accesibles para los pacientes^{2,3}. En este artículo se realiza una evaluación de la viabilidad del uso de *software* de licencia gratuita, junto con una impresora de escritorio, para el diseño, la fabricación y la aplicación de modelos anatómicos óseos específicos de pacientes, los cuales proporcionan información extensa y detallada para la planificación preoperatoria de fracturas complejas, deformidades y tumores óseos, entre otros, con el potencial uso para planeación prequirúrgica, mejorar la comprensión del paciente de su patología y el procedimiento, mejorar la comunicación médico-paciente, y apoyo para personal en formación facilitando la obtención de conocimientos gracias a la retroalimentación háptica⁴.

Método

Previo consentimiento del paciente, se obtuvieron imágenes de cuello a partir de un escáner de tomografía computarizada multidetector de 16 cortes (Brilliance

16; Philips Medical), obteniendo imágenes de la columna cervical para la creación de un modelo de dos cuerpos vertebrales (C6 y C7), los cuales representan un tejido óseo con una superficie compleja, a diferencia de un hueso largo, con el fin de simular una situación clínica en la que se realizará una planeación de cirugía de columna. Se adquirieron datos volumétricos (grosor de corte de 1 mm, 140 kVp, 103 mA). El siguiente paso consiste en adquirir un formato que permita la impresión en 3D, utilizando un archivo con extensión STL (estereolitografía) para que la impresora pueda ejecutar los comandos en coordenadas milimétricas en los ejes x, y y z.

Para obtener los límites de los tejidos u órganos de interés y generar una reconstrucción 3D para su análisis posterior, se lleva a cabo un proceso de segmentación. La segmentación de imágenes es una técnica que se emplea en imágenes digitales para organizar volúmenes escaneados en regiones conectadas, no superpuestas, discretas, homogéneas y semánticamente significativas. Cada una de estas particiones está formada por conjuntos de píxeles o vóxeles, y las diferencias entre cada uno de los vóxeles en intensidad (densidades) o textura representan una oportunidad a partir de la cual se realiza esta partición. Este proceso puede ser manual, ajustando los contornos del volumen seleccionado manualmente, lo cual puede ser tardado y desgastante, o automático mediante múltiples herramientas con algoritmos que dividen en regiones con intensidades o texturas de características similares. Dichos algoritmos, por su particular naturaleza, no tienen regla adecuada para la validación de los resultados de segmentación obtenidos, además de que no garantizan un modelo factible para impresión en 3D; por ello, se adaptó un enfoque semiautomático.

Durante nuestro proceso, el equipo de radiología supervisó y apoyó el desarrollo de la segmentación. El programa Slicer, en el módulo *segment editor* cuenta con múltiples herramientas para la segmentación. Utilizamos el establecimiento de umbrales (*thresholding*), que permite ajustar manualmente los rangos de umbrales, para seleccionar las unidades Hounsfield que permitan abarcar la región de interés con poco o nulo

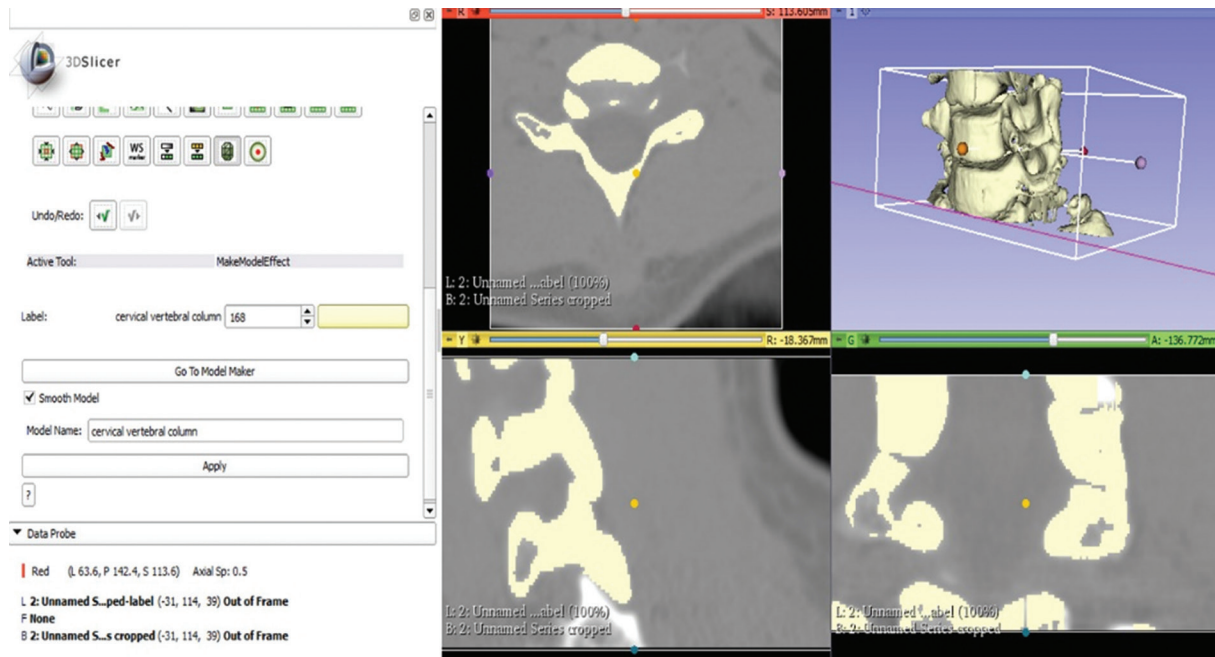


Figura 1. Modelo durante el procesado en 3D Slicer, después se realizan segmentación y refinamientos, se eliminan regiones que no son de interés y se selecciona *Create Surface* para visualizar nuestra estructura en una reconstrucción 3D.

moteado de otras estructuras. Se ajustaron los rangos para garantizar que la mayor estructura ósea de interés fuera seleccionada. Para asegurar la precisión de la segmentación del volumen, se recorrió a través de cada uno de los cortes tomográficos para reforzar la escrupulosidad y la exactitud. Con las opciones *paint* y *draw* se afinaron detalles, eliminando manualmente «volumen no deseado» y agregando «volumen faltante». A continuación, se eliminaron estructuras que quedaron dentro del umbral seleccionado que no formaban parte de la región de interés; esto se facilita recortando el área de trabajo con *crop*, y luego, con la opción «mantener isla seleccionada» (*keep selected island*), se selecciona la estructura de interés, por medio de «tijeras» (*scissors*) se rodea de forma manual y minuciosamente el volumen de interés, seleccionando «borrar afuera» (*erase outside*). Luego se selecciona *create surface* para visualizar nuestra estructura en una reconstrucción 3D (Fig. 1).

El volumen guardado en formato STL se cargó en el software Blender para optimizar el modelo y prepararlo para la impresión. Se creó el mallado en el modelo utilizando la opción *Edit Mode*, que hace que se genere la malla en el modelo 3D. Después se seleccionó uno de los vértices del mallado exterior y se utilizó la opción *linked* para seleccionar todo lo ligado a ese vértice, lo cual es todo el mallado externo de las vértebras. Posterior a esto se utilizó la opción *Inverse* para seleccionar ahora todas las mallas internas que se hubieran

generado dentro de la cavidad interna del modelo, las cuales son vértices y bordes desacoplados al resto del objeto. Al tenerlas seleccionadas se elimina cualquier geometría con *delete*, para limpiar el modelo y mejorar el proceso de impresión; posteriormente se rellenaron huecos y se alisó la superficie (Figs. 2 y 3).

El archivo se volvió a exportar en formato STL y se imprimió en una impresora Formlabs Form 1 3D que utiliza una tecnología SLA (estereolitografía de láser) con luz ultravioleta para solidificar una resina fotopolimérica de acuerdo con los comandos del formato STL. Utilizar este tipo de impresora aporta gran precisión y detalle al modelo 3D, ya que el grosor de las capas es de 25 a 200 μm (Fig. 4).

La figura 5 resume la metodología empleada para la creación del modelo impreso.

Para valorar la factibilidad y la precisión del modelo impreso se realizaron mediciones en la tomografía (Philips multi-modality DICOM Viewer R3.0 SP15, Philips Medical Systems), al modelo en formato STL previo a la impresión (Blender) y al modelo impreso, las cuales se realizaron en un sistema de medición Keyence IM-7020 (Keyence, México).

Resultados

En la tabla 1 se resumen las principales características del modelo impreso.

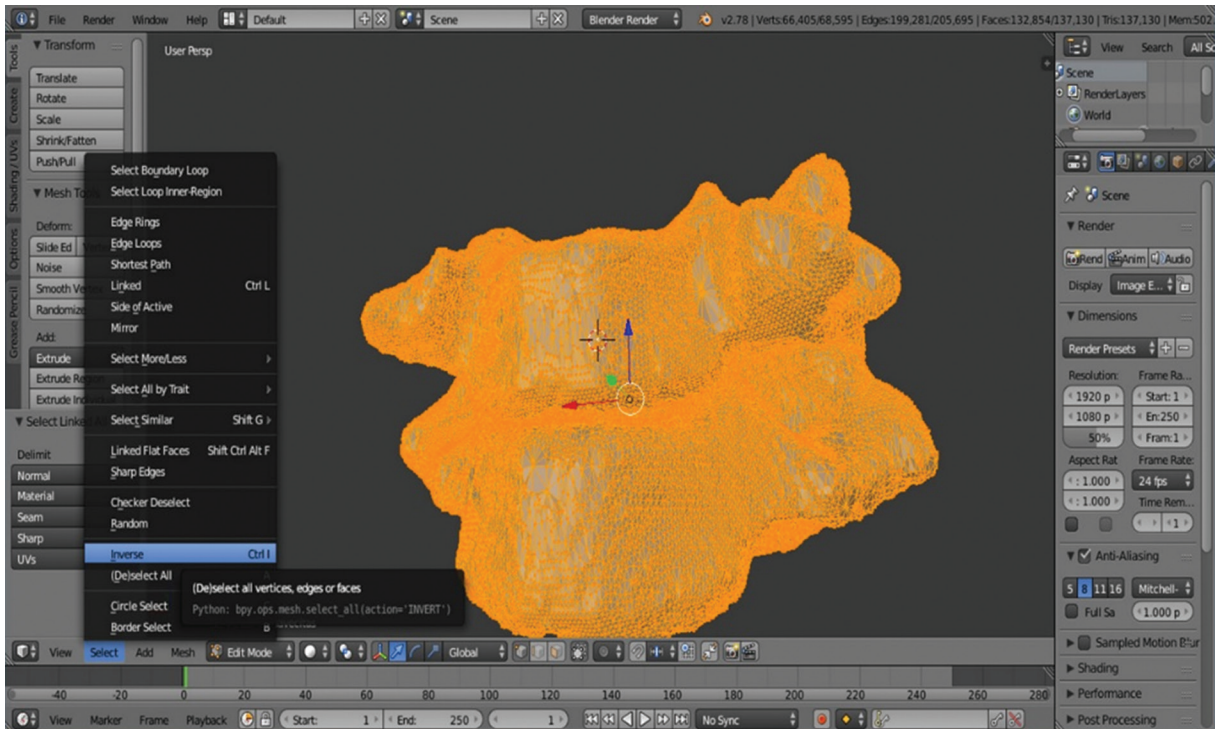


Figura 2. El volumen guardado en formato STL se carga en el software Blender y se inicia una limpieza y mejora del modelo, creando un mallado del mismo y eliminando los vértices y bordes desacoplados para mejorar el proceso de impresión.

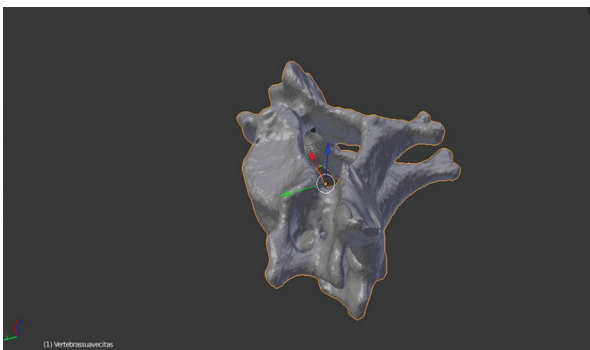


Figura 3. En Blender, una vez optimizado el modelo, se rellenan huecos y se alisa la superficie.



Figura 4. Modelo impreso en 3D.

Se realizaron mediciones de las dimensiones del archivo DICOM, así como mediciones del archivo STL, y posteriormente mediciones del modelo impreso. En todas las mediciones participaron el equipo de radiología, de ingeniería y de médicos. Se midieron el eje horizontal mayor de la apófisis transversa a la apófisis transversa, el eje anteroposterior mayor del cuerpo vertebral, el eje mayor anteroposterior de la apófisis espinosa y el eje mayor laterolateral de la apófisis espinosa (Fig. 6). Se realizaron comparaciones entre la imagen tomográfica y el archivo STL, así como

también del modelo impreso y la imagen tomográfica. En la tabla 2 se resumen los resultados de las mediciones obtenidas.

Discusión

La tecnología de impresión 3D ha permitido crear modelos físicos representativos tridimensionales con el uso de una impresora. Esto ha logrado beneficiar al campo médico con muchas aplicaciones en cirugía, principalmente de traumatología y ortopedia, maxilofacial,

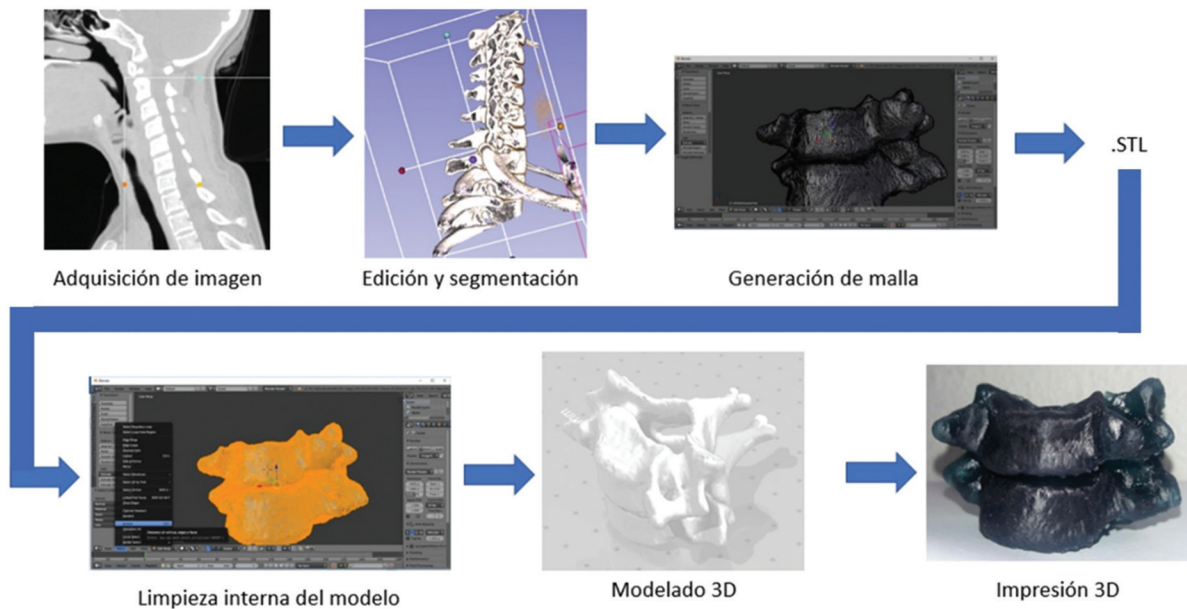


Figura 5. Resumen del proceso de trabajo para la creación de un modelo impreso en 3D.

Tabla 1. Resumen de las principales características del modelo impreso

Formlabs Form 1 3D printer (Formlabs, Boston, EE.UU.)	
Vértices	66,405
Caras	132,854
Tiempo de impresión y curado de resina	10.5 horas
Costo por impresión (laboratorio de prototipado rápido UACJ)	231 pesos

plástica, vascular y neurocirugía, entre otras, revolucionando la dinámica de medicina e ingeniería biomédica en el tratamiento del paciente, en una era en la cual se busca cada vez más la medicina personalizada^{5,6}. Las aplicaciones de la impresión 3D en salud no se limitan a la planeación quirúrgica, sino que van desde la educación de pacientes y estudiantes hasta la elaboración de herramientas y de prótesis personalizadas para cada caso^{1,7}.

Existen diversas opciones de *software* disponibles para procesar imágenes médicas y generar modelos 3D para impresión, algunas de las cuales son gratuitas y otras de pago. Entre las opciones gratuitas se encuentran 3D Slicer y MeshLab, que ofrecen una amplia variedad de herramientas y funcionalidades para procesar imágenes médicas y crear modelos 3D. No obstante, estas alternativas pueden presentar

limitaciones en términos de soporte técnico y actualizaciones, aunque representan una ventaja en términos de costo para instituciones con recursos limitados⁸.

IntelliSpace Portal 10 de Philips y Materialise Mimics, si bien son opciones destacadas en el mercado, presentan el inconveniente de ser *software* de pago. Para poder utilizar estas plataformas y acceder a sus amplias funcionalidades avanzadas, herramientas de análisis y soporte técnico especializado, es necesario adquirir la licencia correspondiente^{9,10}.

No obstante, al utilizar estos *software* también se requieren otros programas para la edición de mallas, los cuales se utilizan para refinar y ajustar los modelos 3D generados tanto en los *software* gratuitos como en los de pago. Estos programas son especialmente importantes cuando se utilizan soluciones gratuitas, como 3D Slicer, ya que los modelos 3D resultantes pueden presentar imperfecciones y requerir pequeños ajustes. Entre las funcionalidades de estos programas de edición se incluyen la escala, el movimiento y la rotación de la pieza, la eliminación de áreas no deseadas mediante segmentación imperfecta, el cierre de huecos, el suavizado de áreas que presenten deformidades, la modificación de la geometría de áreas específicas y el corte de la pieza para crear diferentes secciones¹¹.

El modelo anatómico vertebral empleado en esta revisión se caracterizó por su bajo costo, lo cual lo

Tabla 2. Resultados de las mediciones del modelo impreso en 3D, así como los formatos STL y la tomografía computarizada

	C6 TC	C6 STL	C6 3D	C7 TC	C7 STL	C7 3D
Eje horizontal mayor	55.3 mm	55.337 mm	55.3183 mm	58.6 mm	58.739 mm	58.7144 mm
Cuerpo vertebral	14.2 mm	14.551 mm	14.8159 mm	14.1 mm	14.025 mm	14.2312 mm
Apófisis espinosa longitudinal	18.2 mm	18.283 mm	18.2266 mm	18.7 mm	18.790 mm	18.6458 mm
Ancho de apófisis espinosa	8.5 mm	8.364 mm	8.3226 mm	8.9 mm	8.988 mm	8.9760 mm

3D: modelo impreso en 3D; STL: modelo en formato STL en Slicer; TC: modelo en tomografía computarizada.

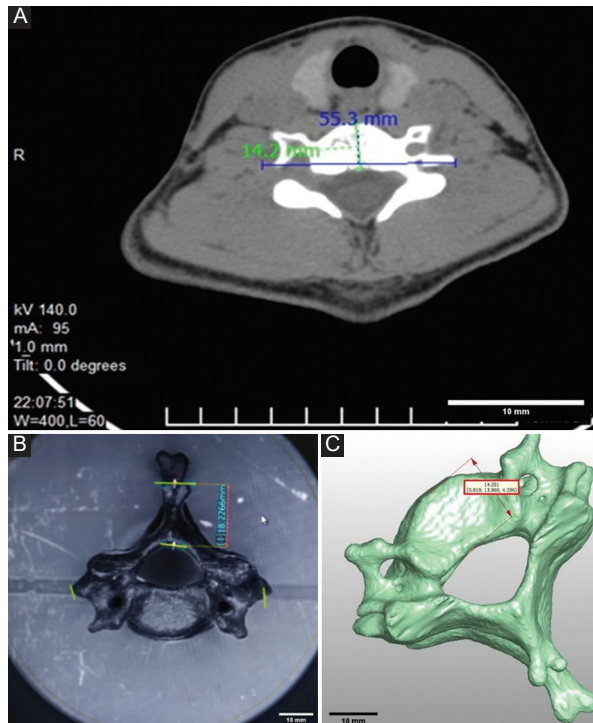


Figura 6. A: medición del eje anteroposterior mayor del cuerpo vertebral mediante el software 3D Slicer. **B:** medición del eje mayor anteroposterior de la apófisis espinosa del modelo impreso en 3D mediante el sistema de medición Keyence IM-7020 (Keyence, México). **C:** medición del eje horizontal mayor de apófisis transversa a apófisis transversa, en imágenes de tomografía computarizada.

convierte en una alternativa económicamente viable. Este modelo se concibió con el propósito de servir como recurso educativo tanto para estudiantes como para pacientes que se enfrentan a intervenciones quirúrgicas. Su desarrollo se llevó a cabo mediante la utilización del *software* gratuito 3D Slicer y se perfeccionó a través del programa Blender, reconocido por ser una plataforma de creación 3D de código abierto y sin costo alguno. Este enfoque en la creación del modelo evidencia una estrategia eficiente que se basa en la accesibilidad de tecnologías de

vanguardia. La impresión se realizó con la impresora SLA de escritorio Form 1 (FormLabs, EE.UU.) del laboratorio de prototipado rápido de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, el cual está disponible para el público en general. Se obtuvo un modelo final de alta precisión y calidad por el precio aproximado de 200 pesos mexicanos o 9 dólares americanos. El tiempo en que se realizó este modelo, desde la obtención del estudio tomográfico hasta la completa impresión del modelo, fue de aproximadamente 15 horas.

El tiempo necesario para imprimir un modelo médico en 3D puede variar en función de varios factores, incluido el nivel de detalle deseado y el grosor de la capa utilizada para la impresión. Las capas más delgadas son capaces de capturar detalles más finos, pero a expensas de tiempos de impresión más largos; por ejemplo, una pieza de muestra impresa con un espesor de capa de 100 μm en resina estándar tarda aproximadamente 2 horas en imprimirse. Sin embargo, imprimir la misma pieza a 50 μm llevaría aproximadamente el doble de tiempo, e imprimirla a 25 μm requeriría alrededor de 7 horas. El tiempo de impresión también puede afectar el costo de producción, ya que los tiempos de impresión más largos pueden generar costos de materiales más altos y un uso más prolongado del equipo de impresión. Por lo tanto, es fundamental considerar el equilibrio entre el tiempo de impresión y el nivel de detalle requerido al generar modelos médicos en 3D¹²⁻¹⁴.

Este nivel de precisión y la finura que se pueden lograr al imprimir en 3D dependen de varios factores, incluyendo la tecnología de impresión utilizada, la resolución de la impresora, la calidad de los materiales y la complejidad del modelo. En general, la tecnología de impresión por estereolitografía (SLA) y la impresión por deposición fundida (FDM) son tecnologías de impresión 3D populares que pueden lograr una alta precisión y finura en los modelos impresos. La SLA utiliza un láser de alta precisión para solidificar resina líquida capa por capa, lo que permite una

resolución de impresión extremadamente fina, de hasta 25 micrones o incluso menos en algunos casos. La FDM utiliza un filamento termoplástico para construir el modelo capa por capa, y la calidad de la impresión puede variar según la resolución de la impresora y la calidad del filamento utilizado. La mayoría de las impresoras 3D modernas tienen una precisión de impresión de entre 0.1 y 0.3 mm, y algunas impresoras de alta gama pueden lograr una precisión de hasta 0.02 mm o incluso menos¹²⁻¹⁵.

Para poder implementar esto, los requisitos de *software* y *hardware* dependerán en gran medida de los objetivos del centro de impresión 3D; por ejemplo, la resolución y los requisitos materiales para crear un modelo educativo prequirúrgico para los pacientes o estudiantes de medicina serán mucho menores que un modelo prequirúrgico destinado a un cirujano cardiorádico pediátrico para simular el entorno intraoperatorio de una cardiopatía congénita compleja. 3D Slicer ofrece de manera gratuita gran resolución y una interfase intuitiva, principalmente cuando las diferencias de unidades Hounsfield son considerables entre estructuras adyacentes, como es el caso del hueso y las estructuras con realce posterior a la administración de medio de contraste, como estructuras vasculares en angiogramas, por mencionar algunas. Werz et al.¹⁶ describieron en un estudio que la elaboración de modelos maxilares con impresora 3D de escritorio para la práctica de cirugía maxilofacial por estudiantes y residentes representó un menor costo que obtener modelos maxilares de terceros, y categorizaron estos modelos como «buenos» para la simulación y la práctica de ciertos procedimientos quirúrgicos^{16,17}.

El tamaño del modelo requerido también ayudará a determinar qué *hardware* se necesita; por ejemplo, un modelo de corazón pediátrico es lo suficientemente pequeño como para caber dentro de la popular impresora SLA de escritorio Form 1 o Form 2 (FormLabs, EE.UU.), pero una pelvis de adulto de tamaño real no, y se tendrá que imprimir por partes o utilizar una impresora de mayor capacidad.

En el ámbito de la impresión 3D existen diversos materiales que pueden ser utilizados en función de la tecnología de impresión utilizada y del tipo de objeto que se desee imprimir. Entre los materiales más comunes se encuentran los polímeros, como el policarbonato (PC), el ácido poliláctico (PLA), el poliéter éter cetona (PEEK) y el policarbonato uretano (PCU), que también son biocompatibles^{18,19}. Por su parte, las resinas son utilizadas en tecnologías de impresión por estereolitografía (SLA) y en la tecnología de impresión

por luz digital (DLP), siendo polietilenglicol (PEG), poli(D, L-lactida) (PDLLA), poli-ε-caprolactona (PCL) y poli(propileno fumarato) (PPF) algunas de las más utilizadas, que también son biocompatibles^{18,20}. Asimismo, se ha popularizado la impresión 3D con metales, tales como el titanio, el acero inoxidable, el aluminio, el cobre y el oro²¹⁻²³, siendo el titanio el más utilizado para la impresión 3D de implantes y prótesis personalizados.^{24,25} Las cerámicas bioinertes como la alúmina y el circonio ofrecen una alta estabilidad química lo que ofrece prometedoras ventajas para su utilización como implantes en pacientes²⁶.

Resulta de gran importancia señalar que no todos los materiales empleados en el proceso de impresión 3D son seguros; incluso si no se utilizan como implantes, la manipulación de modelos que generen residuos de resinas o polvos puede implicar un riesgo para la salud, si no se toman las medidas precautorias y de seguridad correspondientes durante la manipulación de dichos materiales²⁷.

En referencia a la impresora 3D Formlabs Form 1, se emplea una resina exclusiva de fotopolímero líquido conocida como *Formlabs Standard Resin*, que ha sido formulada específicamente para ser utilizada con la tecnología de estereolitografía (SLA) empleada en la mencionada impresora. Su proceso de curado se realiza mediante un láser de alta precisión, lo cual resulta en la creación de piezas de una calidad y resolución superiores. La *Formlabs Standard Resin* brinda una combinación de resistencia, rigidez y durabilidad, y además se encuentran disponibles otras variedades de resinas especializadas para la impresora Form 1, tales como las resinas flexibles, las resinas transparentes y las resinas de alta temperatura^{28,29}. Aparte de su aplicación en la impresión de modelos 3D con propósitos educativos³⁰ y de mejora en la comunicación con los pacientes, el uso de impresiones tridimensionales está experimentando un crecimiento significativo en su utilización como herramientas para la planificación prequirúrgica y la fabricación de prótesis, en particular en los campos de la cirugía ortopédica y maxilofacial. Se ha demostrado la utilidad de la impresión en 3D en artroplastia total de rodilla; la literatura actual sugiere que se podrían obtener resultados clínicos y radiológicos satisfactorios con la ayuda de la impresión 3D, incluso demostrando una mayor precisión en la implantación de una prótesis articular³¹⁻³³. En la artroplastia total de cadera se ha demostrado que la tecnología de impresión 3D puede mejorar la eficiencia quirúrgica, acortar los tiempos quirúrgicos y reducir la exposición a la radiación. Esta tecnología también ofrece un nuevo potencial para el tratamiento

de enfermedades complejas de la articulación de la cadera, indicando que la impresión 3D tiene un enorme potencial en esta área^{3,34-38}. En cirugía de mano se ha demostrado su utilidad para construir modelos específicos de pacientes para la planeación preoperatoria, diseñar dispositivos ortopédicos y protésicos específicos para los pacientes, generar *hardware* y prótesis específicas para pacientes, y aplicaciones en la educación de residentes y estudiantes³⁹. En cirugía de columna se ha demostrado un valor práctico y se ha popularizado como referencia de educación clínica y auxiliar diagnóstico, así como para mejorar la comunicación entre el médico y el paciente, y en la planificación de abordajes quirúrgicos, además de su utilidad como referencia para cirugías complejas⁴⁰⁻⁴⁵. En cirugía maxilofacial permite una mejor planificación y entrenamiento preoperatorio para los procedimientos y el premoldeado de las placas^{46,47}. Además, el uso de métodos de impresión 3D en cirugía ortognática brinda el beneficio de unos resultados funcionales y estéticos óptimos, satisfacción del paciente y traducción precisa del plan de tratamiento para el paciente⁴⁸.

El uso de modelos impresos en 3D en cirugía plástica es un nuevo campo, con un auge importante principalmente en el área reconstructiva, con resultados prometedores en biomodelos atómicos precisos, guías de corte quirúrgico en reconstrucción y fabricación de implantes específicos para pacientes con un futuro impacto inmenso en la reconstrucción de lesiones traumáticas, desarrollo de prótesis faciales y de extremidades, así como avances en implantes biológicos y sintéticos⁴⁹⁻⁵⁵.

En una revisión realizada por Tack et al. se reporta que la mayoría de las ramas de los informes reportados son en cirugía ortopédica, en un 45.1%, representados en cirugía de rodilla (30.7%), cadera (8.3%), hombro (2.1%) y mano (1.7%). La cirugía maxilofacial representa una proporción importante, del 24.1%, seguida de la cirugía craneal y la cirugía de columna, que representan el 12.7% y el 7.4%, respectivamente⁴.

Durante el abordaje de un paciente quirúrgico, el cirujano se enfrenta diariamente con el reto de interpretar y trabajar con imágenes de dos dimensiones, a partir de las cuales se debe diagnosticar, planear y tomar decisiones quirúrgicas, requiriendo muchas veces una considerable habilidad y experiencia, especialmente en patologías singulares o complejas. Aunque la mayoría de las ocasiones se logra el objetivo, la comunicación entre el equipo quirúrgico puede ser ineficiente, ya que esta habilidad no es compartida siempre por todos los miembros, en especial con los más inexpertos. Los

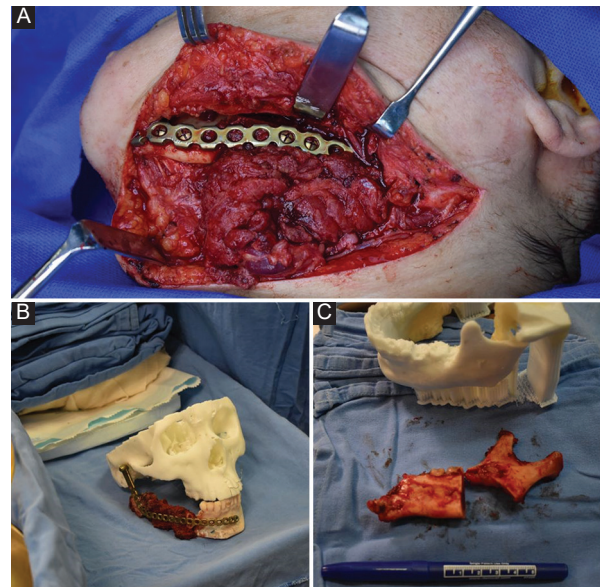


Figura 7. A: modelo impreso en 3D de macizo facial para la planeación pre- y transquirúrgica durante la reconstrucción de un paciente mediante un colgajo libre de peroné y una placa de reconstrucción. B: colgajo libre de peroné con placa de reconstrucción posterior a su colocación y fijación en el defecto mandibular del paciente. C: modelo impreso en 3D utilizado para la planeación para la resección parcial de la mandíbula, así como para precontornear la placa de reconstrucción. Se aprecia la gran precisión del modelo en comparación con la pieza resecada.

modelos anatómicos impresos en 3D son una herramienta útil para el estudio de casos complejos y la planificación de estrategias prequirúrgicas, como la selección de herramientas y la organización del abordaje quirúrgico. Además, pueden servir como guía quirúrgica y para el entrenamiento prequirúrgico de residentes, así como para la educación preoperatoria del paciente y su familia. La retroalimentación visual que proporcionan estos modelos también puede mejorar la comunicación efectiva con los pacientes y sus familias, lo que es especialmente importante cuando se requieren prótesis personalizadas para reparar defectos anatómicos con la mayor precisión posible^{30,56}.

En el servicio de cirugía plástica y reconstructiva, así como en el de cirugía maxilofacial, hemos utilizado este algoritmo durante los últimos años para la planeación y la realización de cirugías reconstructivas, en especial en reconstrucción de cabeza y cuello (Fig. 7), en donde la implementación de un modelo de impresión 3D de la estructura ósea de un paciente para la planeación pre- y transquirúrgica de un colgajo libre de fíbula ha logrado disminuir riesgos, al igual que costos, en nuestra institución. Otro ejemplo ilustrativo de un modelo previamente preparado para su posterior impresión en 3D se muestra en la figura 8. A través del

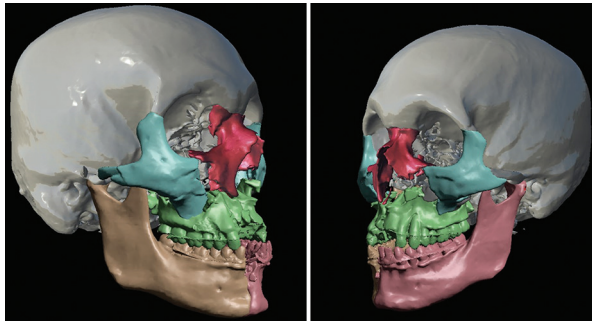


Figura 8. Modelo anatómico preparado específicamente para su impresión en 3D, el cual representa a un paciente con fracturas panfaciales. Este modelo ha sido generado con el propósito de ser utilizado en la planificación quirúrgica de dichas fracturas. Facilitará la visualización espacial y la comprensión de la complejidad anatómica, lo cual resulta crucial para la planificación precisa de la intervención quirúrgica.

empleo de múltiples herramientas disponibles en Blender es factible no solo realizar la segmentación y el aislamiento de estructuras óseas específicas, sino también seleccionar un segmento óseo de preferencia para su posterior impresión tridimensional. Este enfoque permite una mayor personalización y adaptabilidad en la generación de modelos anatómicos, optimizando así el proceso de planificación quirúrgica y la producción de prótesis personalizadas.

Ante la creciente popularidad de la impresión 3D en el ámbito médico, surge la interrogante acerca de si esta tecnología realmente proporciona un valor agregado o un beneficio superior en comparación con las imágenes convencionales o la simulación por computadora durante el proceso quirúrgico. En una revisión⁴, al considerar todas las aplicaciones de la impresión 3D se encontró que redujo el tiempo quirúrgico en el 46% de los estudios. En el 76% de los reportes se menciona que la impresión tenía buena precisión y el 72% informa mejoría en resultados. Los estudios demuestran la reducción del tiempo quirúrgico cuando se utilizan impresiones en 3D para modelado de implantes, planeación prequirúrgica, creación de implantes personalizados y como guías quirúrgicas; así mismo, se han reportado menores tiempos de fluoroscopia en cirugía de columna torácica, y menor utilización de medio de contraste y fluoroscopia en reparación de aneurisma aórtico abdominal y cirugía cardiovascular en cohortes en las que se utilizaron modelos anatómicos de impresión 3D como preparación previa al procedimiento⁵⁶⁻⁵⁸. Sin embargo, la utilización de esta tecnología en medicina implica costos elevados: en el 33% de los artículos se reporta que esta tecnología es más cara⁴. Dependiendo de la infraestructura existente, crear un centro

interno puede ser muy costoso y requiere experiencia difícil de encontrar, por lo que a menudo no es una opción inicial viable para centros médicos pequeños.

A excepción de la adquisición de imágenes, la subcontratación es una opción para los pasos restantes del flujo de trabajo de impresión 3D. Actualmente no se dispone de un programa informático que pueda integrar todos los procesos necesarios para la creación de modelos en 3D a partir de imágenes médicas. A pesar de que existen diversas herramientas especializadas en cada una de las etapas del proceso, su integración se ha visto limitada por la falta de una solución integral. No obstante, algunas empresas ofrecen servicios que permiten llevar a cabo todos los procesos, desde la obtención de las imágenes médicas hasta la impresión del modelo final. Ejemplos de ello son 3D System (EE. UU.) y Materialise (Bélgica), que ofrecen estos servicios con grado médico, incluidos los servicios de conversión DICOM, segmentación e impresión todo en uno, pero su costo con frecuencia asciende a varios miles de dólares^{3,52,59}. Además, la externalización de servicios condiciona una mayor complejidad en la gestión de proyectos. Asimismo, la transferencia de datos y de información médica sensible puede plantear desafíos relacionados con la seguridad y la privacidad de los pacientes.

A pesar de esto, la utilización de modelos 3D en ciertos escenarios quirúrgicos reduce los tiempos de cirugía y podría implicar un beneficio monetario que justifique la inversión en un centro de impresión, para lo cual se requieren estudios prospectivos que estimen estas cifras de manera más clara⁵⁸.

Conclusiones

El método propuesto permite fabricar modelos a escala 1:1 de estructuras óseas con alta precisión y detalle. A partir de una tomografía computarizada y de la anatomía de un paciente diseñamos y fabricamos un modelo impreso en 3D. La metodología es de bajo costo y muy fácil de realizar. Este estudio es valioso en múltiples niveles, ya que no solo documenta la factibilidad y la precisión, sino que también inspira a otros investigadores en términos de diseño y técnica del estudio al establecer flujos de trabajo tangibles.

De acuerdo con los parámetros obtenidos en el análisis de resultados, el diseño de un modelo impreso en 3D a partir de imágenes anatómicas de tejido óseo utilizando *software* disponible en la web representa una opción viable para utilización prequirúrgica, sobre todo en casos seleccionados, como en cirugías complejas, poco frecuentes y de alto riesgo, en las cuales

el costo-beneficio de agregar la impresión 3D es realmente viable y rentable. El avance tecnológico ha impulsado un desarrollo exponencial en el campo y una reducción significativa en el costo. Las aplicaciones en medicina se han descrito en gran parte en reportes de casos; aunque continúan surgiendo estudios complejos, se necesitan más trabajos con un enfoque en los beneficios clínicos para diseñar guías.

Agradecimientos

Los autores agradecen a la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez por el apoyo brindado durante este estudio, y a Ana Teresa Vargas Cisneros por su asesoramiento y apoyo durante la realización de este proyecto.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

Bibliografía

1. Aimar A, Palermo A, Innocenti B. The role of 3D printing in medical applications: a state of the art. *J Healthc Eng.* 2019;2019:5340616.
2. Ooms JF, Wang DD, Rajani R, Redwood S, Little SH, Chuang ML, et al. Computed tomography-derived 3D modeling to guide sizing and planning of transcatheter mitral valve interventions. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2021;14:1644-58.
3. Chuen Wong K. 3D-printed patient-specific applications in orthopedics. *Orthop Res Rev.* 2016;8:57-66.
4. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng Online.* 2016;15:115.
5. Dodziuk H. Applications of 3D printing in healthcare. *Kardiochirurgia Pol.* 2016;13:283-93.
6. Zhuang YD, Zhou MC, Liu SC, Wu JF, Wang R, Chen CM. Effectiveness of personalized 3D printed models for patient education in degenerative lumbar disease. *Patient Educ Couns.* 2019;102:1875-81.
7. 3D-Printable Prosthetics. NIH 3D Print Exchange. (Consultado el 23-10-2022.) Disponible en: <https://3dprint.nih.gov/collections/prosthetics>.
8. Cheng GZ, Estepar RSJ, Folch E, Onieva J, Gangadharan S, Majid A. Three-dimensional printing and 3D slicer powerful tools in understanding and treating structural lung disease. *Chest.* 2016;149:1136-42.
9. Pennig L, Thiele F, Goertz L, Laukamp KR, Perkuhn M, Kabbasch C, et al. Comparison of accuracy of arrival-time-insensitive and arrival-time-sensitive CTP algorithms for prediction of infarct tissue volumes. *Sci Rep.* 2020;10:9252.
10. Lau I, Wong YH, Yeong CH, Abdul Aziz YF, Md Sari NA, Hashim SA, et al. Quantitative and qualitative comparison of low- and high-cost 3D-printed heart models. *Quant Imaging Med Surg.* 2019;9:107-14.
11. Mitsuno D, Ueda K, Nuri T, Katayama M. Clinical applications of meshed multilayered anatomical models by low-cost three-dimensional printer. *Plast Reconstr Surg.* 2021;148:1047E-51E.
12. Phrozen Sonic Mini Resin 8K 3D Printer. (Consultado el 18-04-2023.) Disponible en: <https://phrozen3d.com/products/phrozen-sonic-mini-8k-resin-3d-printer?variant=43781374345403#specs>.
13. Anycubic Photon M3 Premium. 8K High Precision 3D Printer. ANYCUBIC 3D Printing. (Consultado el 18-04-2023.) Disponible en: https://www.anycubic.com/collections/new-arrival/products/anycubic-photon-m3-premium-3d-printer?sscid=41k7_relgz&.
14. ELEGOO Saturn 2 Resin 3D Printer with 10" 8K Mono LCD. ELEGOO Official. (Consultado el 18-04-2023.) Disponible en: https://www.elegoo.com/products/elegoo-saturn-2-8k-10-inches-mono-lcd-3d-printer?sscid=41k7_relin.
15. UltiMaker S7: Logre una calidad de impresión totalmente mejorada. (Consultado el 18-04-2023.) Disponible en: <https://ultimaker.com/es/3d-printers/ultimaker-s7>.
16. Werz SM, Zeichner SJ, Berg BI, Zeilhofer HF, Thieringer F. 3D Printed surgical simulation models as educational tool by maxillofacial surgeons. *Eur J Dent Educ.* 2018;22:e500-5.
17. Vukicevic M, Mosadegh B, Min JK, Little SH. Cardiac 3D printing and its future directions. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2017;10:171-84.
18. Mishra A, Srivastava V. Biomaterials and 3D printing techniques used in the medical field. *J Med Eng Technol.* 2021;45:290-302.
19. Abar B, Alonso-Calleja A, Kelly A, Kelly C, Gall K, West JL. 3D printing of high-strength, porous, elastomeric structures to promote tissue integration of implants. *J Biomed Mater Res A.* 2021;109:54-63.
20. Guerra AJ, Lara-Padilla H, Becker ML, Rodriguez CA, Dean D. Photopolymerizable resins for 3D-printing solid-cured tissue engineered implants. *Curr Drug Targets.* 2019;20:823-38.
21. Hossain N, Chowdhury MA, Shuvho MBA, Kashem MA, Kchaou M. 3D-printed objects for multipurpose applications. *J Mater Eng Perform.* 2021;30:4756-67.
22. Ahmed W, Al-Marzouqi AH, Nazir MH, Rizvi TA, Zanelidin E, Khan M. Comparative experimental investigation of biodegradable antimicrobial polymer-based composite produced by 3D printing technology enriched with metallic particles. *Int J Mol Sci.* 2022;23: 11235.
23. Zhu K, Shin SR, van Kempen T, Li YC, Ponraj V, Nasajpour A, et al. Gold Nanocomposite Bioink for Printing 3D Cardiac Constructs. *Adv Funct Mater.* 2017;27:1605352.
24. Cheng L, Suresh KS, He H, Rajput RS, Feng Q, Ramesh S, et al. 3D printing of micro- and nanoscale bone substitutes: a review on technical. *Zhao H, Shen S, Zhao L, Xu Y, Li Y, Zhuo N. 3D printing of dual-cell delivery titanium alloy scaffolds for improving osseointegration through enhancing angiogenesis and osteogenesis. BMC Musculoskelet Disord.* 2021;22:1-12.
25. Buj-Corral I, Tejo-Otero A. 3D printing of bioinert oxide ceramics for medical applications. *J Funct Biomater.* 2022;13:155.
26. Rogers HB, Zhou LT, Kusuhara A, Zaniker E, Shafaie S, Owen BC, et al. Dental resins used in 3D printing technologies release ovo-toxic leachates. *Chemosphere.* 2021;270:129003.
27. Verisqa F, Cha JR, Nguyen L, Kim HW, Knowles JC. Digital light processing 3D printing of gyroid scaffold with isosorbide-based photopolymer for bone tissue engineering. *Biomolecules.* 2022;12:1692.
28. Resin Library and 3D Printing Materials. Formlabs. (Consultado el 18-04-2023.) Disponible en: <https://formlabs.com/materials/>.
29. Wurm G, Tomancok B, Pogady P, Holl K, Trenkler J. Cerebrovascular stereolithographic biomodeling for aneurysm surgery. Technical note. *J Neurosurg.* 2004;100:139-45.
30. Qiu B, Liu F, Tang B, Deng B, Liu F, Zhu W, et al. Clinical study of 3D imaging and 3D printing technique for patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty. *J Knee Surg.* 2017;30:822-8.
31. Zhang R, Lin J, Chen F, Liu W, Chen M. Clinical and radiological outcomes in three-dimensional printing assisted revision total hip and knee arthroplasty: a systematic review. *J Orthop Surg Res.* 2021;16:495.
32. Fang L, Dong R, Jin HT, Tong PJ, Xiao LW. [Application status of 3D printing patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty]. *Zhongguo Gu Shang.* 2019;32:582-6.

34. Okolie O, Stachurek I, Kandasubramanian B, Njuguna J. 3D printing for hip implant applications: a review. *Polymers (Basel)*. 2020;12:1-29.
35. Woo SH, Sung MJ, Park KS, Yoon TR. Three-dimensional-printing technology in hip and pelvic surgery: current landscape. *Hip Pelvis*. 2020;32:1.
36. Xia RZ, Zhai ZJ, Chang YY, Li HW. Clinical applications of 3-dimensional printing technology in hip joint. *Orthop Surg*. 2019;11:533-44.
37. Zeng C, Xing W, Wu Z, Huang H, Huang W. A combination of three-dimensional printing and computer-assisted virtual surgical procedure for preoperative planning of acetabular fracture reduction. *Injury*. 2016;47:2223-7.
38. Fang C, Cai H, Kuong E, Chui E, Siu YC, Ji T, et al. Surgical applications of three-dimensional printing in the pelvis and acetabulum: from models and tools to implants. *Unfallchirurg*. 2019;122:278-85.
39. Zhang D, Bauer AS, Blazar P, Earp BE. Three-dimensional printing in hand surgery. *J Hand Surg Am*. 2021;46:1016-22.
40. Cai H, Liu Z, Wei F, Yu M, Xu N, Li Z. 3D printing in spine surgery. *Adv Exp Med Biol*. 2018;1093:345-59.
41. Senkoylu A, Daldal I, Cetinkaya M. 3D printing and spine surgery. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2020;28:2309499020927081.
42. Shaxika N, Sun Z, Yuan H, Wang H. [Efficacy of 3D print guide technique in one stage posterior approach for the treatment of cervical and thoracic tuberculosis with kyphosis.] *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*. 2017;97:3421-7.
43. Nazierhan S, Sun Z, Yuan H, Wang H. Efficacy of 3D print guide technique in one stage posterior approach for the treatment of cervical and thoracic tuberculosis with kyphosis. *National Medical Journal of China*. 2017;97(43):3421-3427. doi:10.3760/cma.j.issn.0376-2491.2017.43.013
44. Provaggi E, Leong JH, Kalaskar DM. Applications of 3D printing in the management of severe spinal conditions. *Proc Inst Mech Eng H*. 2017;231:471-86.
45. Tong Y, Kaplan DJ, Spivak JM, Bendo JA. Three-dimensional printing in spine surgery: a review of current applications. *Spine J*. 2020;20:833-46.
46. Zoabi A, Redenski I, Oren D, Kasem A, Zigron A, Daoud S, et al. 3D Printing and virtual surgical planning in oral and maxillofacial surgery. *J Clin Med*. 2022;11:2385.
47. Louvrier A, Marty P, Barrabé A, Euvrard E, Chatelain B, Weber E, et al. How useful is 3D printing in maxillofacial surgery? *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2017;118:206-12.
48. Lin HH, Lonic D, Lo LJ. 3D printing in orthognathic surgery — a literature review. *J Formos Med Assoc*. 2018;117:547-58.
49. Lin AY, Yarholar LM. Plastic surgery innovation with 3D printing for craniomaxillofacial operations. *Mo Med*. 2020;117:136.
50. Hsieh TY, Dedhia R, Cervenka B, Tollefson TT. 3D printing: current use in facial plastic and reconstructive surgery. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2017;25:291-9.
51. Nyberg EL, Farris AL, Hung BP, Dias M, Garcia JR, Dorafshar AH, et al. 3D-printing technologies for craniofacial rehabilitation, reconstruction, and regeneration. *Ann Biomed Eng*. 2017;45:45-57.
52. Chae MP, Rozen WM, McMenamin PG, Findlay MW, Spychal RT, Hunter-Smith DJ. Emerging applications of bedside 3D printing in plastic surgery. *Front Surg*. 2015;2:25.
53. Bauermeister AJ, Zuriarrain A, Newman MI. Three-dimensional printing in plastic and reconstructive surgery: a systematic review. *Ann Plast Surg*. 2016;77:569-76.
54. Stokken JK, Pallanch JF. The emerging role of 3-dimensional printing in rhinology. *Otolaryngol Clin North Am*. 2017;50:583-8.
55. D'Urso PS, Earwaker WJ, Barker TM, Redmond MJ, Thompson RG, Effenev DJ, et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. *Br J Plast Surg*. 2000;53:200-4.
56. Lau IWW, Liu D, Xu L, Fan Z, Sun Z. Clinical value of patient-specific three-dimensional printing of congenital heart disease: quantitative and qualitative assessments. *PLoS One*. 2018;13:e0194333.
57. Wang Y, Shi S, Zheng Q, Jin Y, Dai Y. Application of 3-dimensional printing technology combined with guide plates for thoracic spinal tuberculosis. *Medicine*. 2021;100:e24636.
58. Ballard DH, Mills P, Duszak RJ, Weisman JA, Rybicki FJ, Woodard PK. Medical 3D printing cost-savings in orthopedic and maxillofacial surgery: cost analysis of operating room time saved with 3D printed anatomic models and surgical guides. *Acad Radiol*. 2020;27:1103-13.
59. Chen H GMA. A Roadmap from Idea to Implementation: 3D Printing for Pre-Surgical Application. CreateSpace Independent Publishing Platform; 2016.