

## Conversión de un equipo convencional de impresora 3D de polímeros para una bioimpresión

### The converting a conventional polymer 3D printer equipment for bioprinting

Daniel Carrión Espín<sup>1</sup>, Nelson Rolando Sinchiguano Chilibingua<sup>2</sup>, Paco Jovanni Vásquez Carrera<sup>3</sup>, Johnatan Israel Corrales Bonilla<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidad San Francisco de Quito, Quito – Ecuador

<sup>2</sup>Instituto Tecnológico Superior Cotopaxi, Tanicuchi – Ecuador

<sup>3</sup>Universidad Técnica de Cotopaxi, La Maná – Ecuador

Correo correspondencia: dcarrion@usfq.edu.ec, nrsinchiguano@istx.edu.ec, paco.vasquez@utc.edu.ec, johnatan.corrales5518@utc.edu.ec

#### Información del artículo

**Tipo de artículo:**  
Artículo original

**Recibido:**  
18/08/2022

**Aceptado:**  
15/10/2022

**Publicado:**  
18/11/2022

**Revista:**  
DATEH

OPEN ACCESS



#### Resumen

La impresión 3D se ha convertido en un método versátil y poderoso en ingeniería, otras disciplinas la están adaptando cada vez más debido a su tremendo potencial más allá de sus aplicaciones típicas. Sin embargo, los sistemas de impresión 3D disponibles en el mercado suelen ser costosos y eluden la implementación amplia, incluidos los laboratorios en entornos de bajos recursos. Para hacer frente a las limitaciones de la tecnología convencional y comercialmente disponible, para lo cual se desarrolló una impresora 3D de polímeros que se puede instalar en un solo día, tiene un tamaño práctico para caber en una campana de flujo laminar estándar, personalizable, de ultra bajo costo y, por lo tanto, accesible para una amplia gama de laboratorios de investigación o instituciones educativas. Se evaluó la precisión y la reproducibilidad de los resultados de impresión utilizando principalmente polímeros para demostrar su potencial para usos diversos mediante la impresión de varios objetos bidimensionales y tridimensionales, de tal manera que se proporcionó una lista de piezas y archivos de diseño 3D en formato STL y STEP para reconstruir el dispositivo.

**Palabras clave:** Impresión 3D, polímero, ingeniería y dispositivo.

#### Abstract

3D printing has become a versatile and powerful method in engineering, other disciplines are increasingly adapting it due to its tremendous potential beyond its typical applications. However, commercially available 3D printing systems are often expensive and elude wide deployment, including labs in low-resource settings. To address the limitations of conventional and commercially available technology, for which a polymer 3D printer was developed that can be installed in a single day, it is conveniently sized to fit into a standard, customizable, laminar flow hood. ultra-low cost and therefore accessible to a wide range of research laboratories or educational institutions. Accuracy and reproducibility of printing results using mainly polymers were evaluated to demonstrate their potential for diverse uses by printing various 2D and 3D objects, such that a parts list and 3D design files in STL format were presented. and STEP to rebuild the device.

**Keywords:** 3D printing, polymer, engineering and device.

**Forma sugerida de citar (APA):** López-Rodríguez, C. E., Sotelo-Muñoz, J. K., Muñoz-Venegas, I. J. y López-Aguas, N. F. (2024). Análisis de la multidimensionalidad del brand equity para el sector bancario: un estudio en la generación Z. Retos Revista de Ciencias de la Administración y Economía, 14(27), 9-20. <https://doi.org/10.17163/ret.n27.2024.01>.

## INTRODUCCIÓN

La bioimpresión tridimensional (3D) se ha convertido en un método versátil y poderoso para generar una variedad de construcciones biológicas, incluidos andamios de matriz extracelular o ósea, tejido epitelial, tumoral o muscular, así como organoides (Zhao et al., 2014; Fahmy et al., 2016; Carter et al., 2017; Mir y Nakamura, 2017; Hong et al., 2018). Debido a su tremendo potencial para una gran variedad de campos de investigación, incluida la detección de toxicidad o drogas in vitro sin animales, la bioimpresión 3D está siendo aspirada cada vez más por disciplinas además de sus dominios típicos de ingeniería de tejidos y medicina regenerativa.

Sin embargo, la bioimpresión 3D requiere una infraestructura específica que en su mayoría es costosa, lo que ralentiza su integración con otras disciplinas. Los costes de la tecnología de bioimpresión 3D convencional y disponible en el mercado oscilan entre decenas de miles y varios cientos de miles de euros, lo que limita en gran medida su aplicabilidad a un pequeño número de laboratorios especializados. Por lo tanto, a pesar de ser una tecnología de punta que es relevante para una amplia comunidad, no es fácilmente aplicable para la investigación en entornos de bajos recursos o incluso con fines educativos, por ejemplo, en escuelas primarias o secundarias o universidades. Además, las bioimpresoras 3D comunes suelen ser complicadas de usar y requieren personal altamente calificado para su aplicación y mantenimiento.

A pesar de este hecho, muchos sistemas están restringidos a generar andamios muy simples, por ejemplo, bidimensionales únicamente. Como el hardware y el software son en su mayoría de código cerrado, se evita la modificación o personalización para la generación de estructuras más complejas. Además, los dispositivos disponibles en el mercado suelen ser voluminosos e inmóviles y solo permiten su funcionamiento en condiciones no estériles o semiestériles, lo que, en el peor de los casos, puede causar el fracaso de un experimento planificado. Por lo tanto, a pesar de su gran potencial, la metodología obviamente aún está poco adoptada y mucho menos explotada de lo que podría ser, como si la tecnología requerida estuviera disponible para una gama más amplia de laboratorios.

La aparición de tecnologías de creación rápida de prototipos, incluida la arquitectura de microcontroladores de código abierto, piezas electrónicas, mecánicas y robóticas de bajo precio, así como técnicas de fabricación aditiva de grado de consumo, como la impresión 3D de escritorio, está revolucionando actualmente el carácter de

la infraestructura de automatización de laboratorios científicos a lo largo de toda la investigación. disciplinas de las ciencias de la vida (Delalat et al., 2017; Shukla et al., 2017; Schmitt et al., 2019). La tecnología de creación rápida de prototipos, también a la que aspira el llamado movimiento Maker, una cultura de generación de productos de bricolaje (Landrain et al., 2013; Seyfried et al., 2014), hace posible rápida y fácilmente diseñar dispositivos fáciles de usar de complejidad reducida y de costo ultra bajo.

Para abordar las limitaciones de la tecnología convencional y disponible comercialmente descrita anteriormente, nuestro objetivo fue desarrollar una bioimpresora 3D basada en un enfoque de Makers, que se puede instalar en un solo día, tiene un tamaño práctico para caber en una campana de flujo laminar estándar, personalizable, costo ultra bajo y, por lo tanto, asequible para una amplia gama de laboratorios de investigación e instituciones educativas. Con este fin el objetivo es modificar una impresora 3D de escritorio lista para usar para llevar una jeringa estéril y desechable de 1 mililitro para la impresión de hidrogeles.

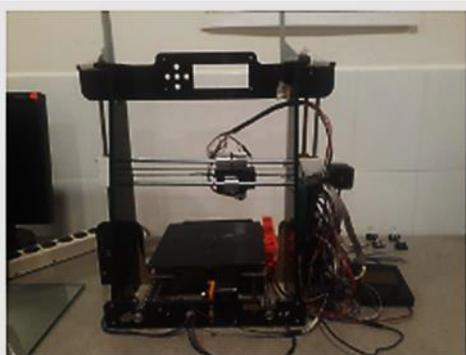
Para demostrar la aplicabilidad de nuestro dispositivo a la investigación biomédica para la impresión bidimensional y tridimensional, teníamos la intención de realizar un estudio de caso con diferentes tipos de hidrogeles a base de alginato cargados de células de mamíferos y libres de células. Para la evaluación de la viabilidad celular en bioconstrucciones cargadas de células durante períodos prolongados, nuestro objetivo fue analizar la proliferación celular mediante microscopía de fluorescencia.

Se decide usar hidrogel a base de alginato debido a su biocompatibilidad y propiedades de gelificación que lo hacen útil para la bioimpresión (Wang et al., 2003; Abbah et al., 2008; Hunt et al., 2009; Ab-Rahim et al., 2013). ; Hunt y Grover, 2013; Sarker et al., 2014; Tabriz et al., 2015). Para el caso de estudio fue utilizar células recombinantes, que expresan de manera estable la proteína fluorescente amarilla como sistema modelo.

La línea celular permite la evaluación microscópica y el análisis cuantitativo de la proliferación y viabilidad celular en fluomicrografías obtenidas a partir de imágenes de alto contenido de hidrogeles cargados de células y, por lo tanto, el análisis de construcciones biofabricadas generadas utilizando la bioimpresora 3D de ultra bajo costo construida internamente. (Schneidereit et al., 2016; Kuenzel et al., 2017; Milanos et al., 2018).

## MATERIAL Y MÉTODOS

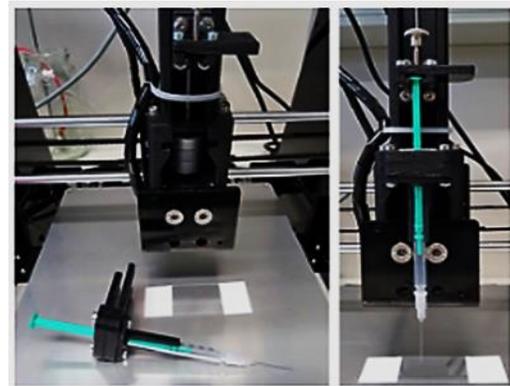
Como punto de partida para desarrollar una bioimpresora 3D de costo ultra bajo, el objetivo es seleccionar un modelo básico de impresora 3D de escritorio que fuera eficiente en recursos y de alta precisión y, al mismo tiempo, ampliamente respaldado por una amplia comunidad de usuarios con respecto a aplicación y resolución de problemas. Teniendo en cuenta los aspectos antes mencionados, se decidió adquirir un kit de bricolaje Anet A8 Desktop 3D Printer Prusa i3 (ver figura 1) y ensamblarlo en unas pocas horas en función de la gran variedad de tutoriales.



**Figura 1.** Impresión en 3D

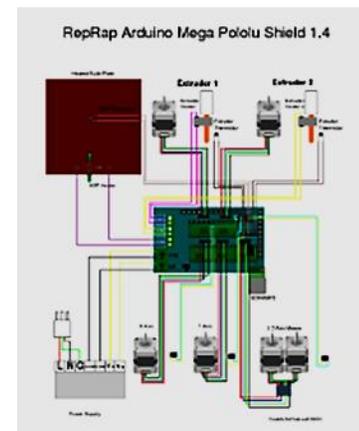
En el próximo paso, para la conversión de la impresora 3D original en una bioimpresora 3D de escritorio, hay que fabricar una unidad de jeringa imprimible en 3D para el manejo de biotintas o hidrogeles cargados de células. Con este fin, se diseña una unidad de jeringa adecuada para transportar y operar una jeringa desechable utilizando el software CAD (Autodesk Inventor). Se implementó este tipo de jeringa en nuestro sistema por las siguientes razones. - La jeringa es estéril y está fabricada para uso médico, por lo que es adecuada para su aplicación con cultivos celulares in vitro. - El émbolo de la jeringa está equipado con una columna cónica para reducir el volumen muerto, lo que facilita la aplicabilidad y acorta el tiempo de espera experimental antes de la biofabricación. - La punta de la jeringa consta de un accesorio versátil para la conexión con varios tipos de agujas compatibles que pueden seleccionarse según la línea celular o la biotinta que se vaya a usar y/o la construcción que se vaya a fabricar.

Las dimensiones generales de la jeringa permiten la integración con la impresora 3D de escritorio preseleccionada y quinto, el volumen de la jeringa es adecuado para imprimir monocapas bidimensionales de área extendida o grandes construcciones tridimensionales, por ejemplo, en forma de cubo, con una longitud lateral de 10 mm.



**Figura 2.** Implementación de la jeringa

Para que la conversión de la impresora 3D original en una bioimpresora 3D sea simple, directa y rentable, se utilizaron componentes existentes de la configuración original como la parte de circuitos electrónicos visualizada en la figura 3. La unidad está formada por un total de 48 componentes, incluidos tornillos y tuercas, de los cuales, en nuestro caso, 15 se imprimieron en 3D con acrilonitrilo butadieno estireno negro, pero que también podrían fabricarse utilizando cualquier otra técnica de fabricación de material diferente. La impresión de las piezas tomó alrededor de 8 horas. Además de las piezas impresas en 3D, la unidad está compuesta por una varilla roscada de 4 mm, unida al motor paso a paso de la impresora 3D original a través de un acoplamiento de resorte.



**Figura 3.** Circuito eléctrico de la impresora 3D

La usabilidad de una bioimpresora 3D para la biofabricación está limitada por una variedad de parámetros, incluidos su rango y velocidad de desplazamiento general, la tasa de extrusión, su resolución espacial, es decir, la distancia de desplazamiento más pequeña del sistema en X, Y y Z. Su dirección y su precisión tiene una diferencia entre el resultado de impresión real y el resultado esperado basado en un modelo CAD proporcionado y cuantificado por una técnica de

medición. El rango de desplazamiento de la impresora 3D en su configuración original es de  $220 \times 220 \times 240$  mm (eje X-Y-Z). Sin embargo, en el sistema modificado, el rango de recorrido general se reduce a  $100 \times 100 \times 240$  mm (eje X-Y-Z) a medida que la unidad de jeringa se desplaza hacia el centro de la cama de impresión con respecto al origen de impresión en la impresora 3D original. Según la información proporcionada por el fabricante, la resolución espacial, es decir, la precisión de posicionamiento en las direcciones X-Y y Z, es de 12 y 4  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para superar las limitaciones de la tecnología disponible comercialmente adecuada para la bioimpresión 3D, se desarrolló una bioimpresora 3D que es ventajosa por varias razones. En primer lugar, con un tamaño de  $400 \times 415$  mm y un peso de 8,5 kilogramos, el sistema es más pequeño y ligero en comparación con la tecnología convencional, por ejemplo, con la impresora alemana "BioScaffolder 2.1" y, por lo tanto, es adecuado para funcionar en un entorno estéril, como una campana de flujo laminar estándar. Además, debido a las características antes mencionadas, el sistema es portátil y adecuado, por ejemplo, para operación compartida en diferentes laboratorios.

En segundo lugar, con costos de aproximadamente \$ 400, el sistema es de costo relativamente bajo y es fácilmente aplicable a una amplia gama de laboratorios en varios campos de investigación y también a instituciones educativas. En tercer lugar, el dispositivo se construyó sobre la base de un enfoque Makers, es decir, mediante el uso de componentes estándar e impresión de escritorio convencionales 3D, y las personas podían reconstruirlo o modificarlo fácilmente, por ejemplo, en los llamados fab labs (laboratorios de fabricación).

En cuarto lugar, el concepto empleado de "generación automática", es decir, el uso de una impresora 3D estándar para la fabricación de piezas que se utilizarán para la modificación y generación de un sistema derivado con una función diferente, también puede ser aplicable a otros tipos de impresoras 3D. Además, como el dispositivo se puede volver a convertir fácilmente a su configuración original, se puede utilizar para la fabricación de piezas de repuesto, es decir, para el "servicio automático", así como para modificaciones y personalizaciones adicionales. Esta novedad también es una razón por la cual la impresora probablemente sea la bioimpresora 3D más eficiente en recursos reportada en la literatura. Dado que el sistema de impresión original representa más del 95 % de los costos generales, los sistemas futuros que se basen en nuestro concepto pueden ser incluso más económicos porque los costos de los sistemas de impresión 3D de escritorio

actualmente están disminuyendo mientras que su disponibilidad general aumenta. En quinto lugar, la impresora en su configuración actual es fácil de usar, sencilla y no requiere personal altamente calificado para su aplicación y mantenimiento, lo que destaca aún más la aplicabilidad en el campo académico y educativo. Para la preparación de la impresión 3D es necesario revisar el funcionamiento de la placa de control, su correcto cableado del equipo como se muestra en la siguiente figura.



Figura 4. Preparación de la impresora 3D

La impresora de bajo costo está equipada con una jeringa desechable de 1 ml que es rentable y, por lo tanto, respalda el concepto de bajo costo del sistema general. Además, el conector de la jeringa permite la operación con diferentes tipos de agujas y brinda versatilidad experimental. Sin embargo, debido al hecho de que las jeringas y las agujas no están fabricadas para su uso en aplicaciones de alta precisión, tanto las jeringas como las agujas varían en sus longitudes. Por lo tanto, el sistema en la configuración actual requiere la calibración de la distancia entre la aguja y el lecho de impresión cada vez que se reemplaza la jeringa y/o la aguja, lo que da como resultado un tiempo de preparación de varios minutos al montar la jeringa en la unidad.

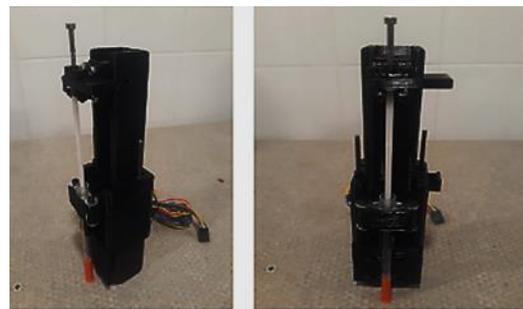


Figura 5. Implementación de la jeringa.

A pesar de las ventajas mencionadas anteriormente sobre los dispositivos convencionales, el sistema presentado también tiene potencial de mejora. Al evaluar las características de impresión de la bioimpresora 3D de costo bajo, se logró observar una alta repetibilidad con respecto al hidrogel que se utilizó de gelatina al 5 % de alginato con 5 % de viscosidad, pero una desviación bastante grande de

las estructuras impresas de las dimensiones objetivo que probablemente se deba a las siguientes razones.

En primer lugar, la unidad de jeringa está fabricada con ABS flexible y, por lo tanto, es propensa a deformarse durante el funcionamiento. En segundo lugar, la varilla roscada y las tuercas conectadas son de calidad de almacén, lo que hace que los componentes se deslicen y produzcan una presión variable aplicada al hidrogel. Además, el acoplamiento de resorte utilizado para conectar la varilla roscada con el motor paso a paso contribuye a obtener resultados inconsistentes debido a la conformidad impredecible del acoplamiento mecánico. En tercer lugar, la jeringa y el émbolo están hechos de plástico que es propenso a deformarse durante la extrusión del hidrogel, lo que afecta fuertemente la presión aplicada al hidrogel y, por lo tanto, la cantidad de material extruido. Los problemas antes mencionados se pueden abordar utilizando un vidrio, por ejemplo, una jeringa especial denominada "Hamilton", y construyendo la unidad con aluminio y componentes de mayor precisión, incluido un husillo roscado con tornillo de avance, centrado terminalmente mediante rodamientos de bolas. Se ha informado que la longitud de la aguja afecta la viabilidad celular, con una viabilidad celular cada vez más afectada junto con el aumento de la longitud de la aguja (Faulkner-Jones et al., 2015).

Con la aplicación de agujas más cortas puede aumentar la aptitud celular y, con ello, disminuir la variabilidad del dispositivo y los resultados de impresión. Además, la forma de la aguja se puede modificar a una aguja de forma cónica en lugar de la de forma cilíndrica que usamos, lo que podría reducir el estrés mecánico de las células extruidas, aumentando la viabilidad celular (Reid et al., 2016) en las construcciones impresas y, con ello, la confiabilidad general del sistema. A pesar de que las modificaciones antes mencionadas darían como resultado inevitablemente una bioimpresora 3D de mayor precisión, también aumentaría drásticamente los costos y el tiempo requerido para su instalación. Por lo tanto, el sistema presentado proporciona un equilibrio inteligente entre rendimiento y costes. Es importante mencionar que se requieren más pruebas con diferentes materiales para que la impresora modificada sea más aplicable. En consecuencia, esto también desafiará los problemas de resolución encontrados y mencionados anteriormente.

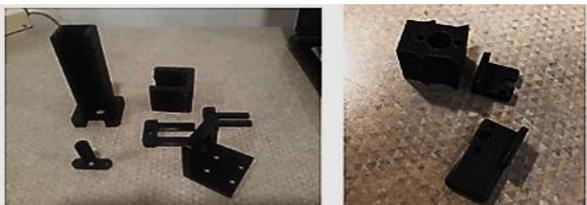


Figura 6. Implementación de varios componentes

## CONCLUSIONES

Se describe la conversión de una impresora 3D comercial en una bioimpresora 3D, lo que proporciona un punto de partida para un concepto intercambiable para que la comunidad lo modifique y optimice aún más para adaptarse a los requisitos específicos de una pregunta individual en la investigación biomédica. Esta es la primera vez que se describe un sistema de bioimpresión 3D, que tiene un costo relativamente bajo y, por lo tanto, está disponible para una amplia comunidad, en gran parte de "generación automática" y "servicio automático", por lo tanto, eficiente en recursos, portátil para, por ejemplo, uso compartido y personalizable a través de archivos de diseño (STEP) e impresión (STL) provistos.

Dado que la unidad de jeringa se construyó en base a un enfoque de Makers y una modificación mediante el uso de un software CAD, adicional se puede implementar otra tecnología de biosensores para satisfacer los requisitos de una amplia variedad de campos de investigación, incluidas las ciencias de la vida e incluso de los materiales. En general la plataforma de bioimpresión 3D de costo ultra bajo presentada en este artículo mejora las tecnologías clásicas en términos de portabilidad, costo y personalización y brinda un ejemplo de tecnología de biofabricación de bajo costo que es compatible con la optimización de prototipos rápida y eficiente en recursos. En conjunto, este trabajo contribuye a expandir la aplicabilidad y disponibilidad de dispositivos de bioimpresión 3D comercialmente viables para su uso en investigación y/o educación biomédica.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abbah, S. A., Lu, W. W., Chan, D., Cheung, K. M., Liu, W. G., Zhao, F., et al. (2008). Osteogenic behavior of alginate encapsulated bone marrow stromal cells: an in vitro study. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 19, 2113–2119. doi: 10.1007/s10856-006-0013-1
- Ab-Rahim, S., Selvaratnam, L., Raghavendran, H. R., and Kamarul, T. (2013). Chondrocyte-alginate constructs with or without TGF- $\beta$ 1 produces superior extracellular matrix expression than monolayer cultures. *Mol. Cell. Biochem.* 376, 11–20. doi: 10.1007/s11010-012-1543-0
- Carter, S. D., Costa, P. F., Vaquette, C., Ivanovski, S., Hutmacher, D. W., and Malda, J. (2017). Additive biomanufacturing: an advanced approach for periodontal tissue regeneration. *Ann. Biomed. Eng.* 45, 12–22. doi: 10.1007/s10439-016-1687-2
- Chhaya, M. P., Melchels, F. P., Holzapfel, B. M., Baldwin, J. G., and Hutmacher, D. W. (2015). Sustained regeneration of high-volume adipose tissue for breast reconstruction using computer aided design

- and biomanufacturing. *Biomaterials* 52, 551–560. doi: 10.1016/j.biomaterials.2015.01.025
- Conrad, K. L., Shiakolas, P. S., and Yih, T. (2000). “Robotic calibration issues: accuracy, repeatability and calibration,” in *Proceedings of the 8th Mediterranean Conference on Control and Automation (MED2000)* (Rio: University of Patras).
- Delalat, B., Harding, F., Gundsambuu, B. E. M., De-Juan-Pardo, Wunner, F. M., Wille, M. L., et al. (2017). 3D printed lattices as an activation and expansion platform for T cell therapy. *Biomaterials* 140, 58–68. doi: 10.1016/j.biomaterials.2017.05.009.
- Duan, B., Hockaday, L. A., Kang, K. H., and Butcher, J. T. (2013). 3D bioprinting of heterogeneous aortic valve conduits with alginate/gelatin hydrogels. *J. Biomed. Mater. Res. A* 101, 1255–1264. doi: 10.1002/jbm.a.34420
- Fahmy, M. D., Jazayeri, H. E., Razavi, M., Masri, R., and Tayebi, L. (2016). Three-dimensional bioprinting materials with potential application in preprosthetic surgery. *J. Prosthodont.* 25, 310–318. doi: 10.1111/jopr.12431
- Faulkner-Jones, A., Fyfe, C., Cornelissen, D. J., Gardner, J., King, J., Courtney, A., et al. (2015). Bioprinting of human pluripotent stem cells and their directed differentiation into hepatocyte-like cells for the generation of mini-livers in 3D. *Biofabrication* 7:044102. doi: 10.1088/1758-5090/7/4/044102
- Goldstein, T. A., Epstein, C. J., Schwartz, J., Krush, A., Lagalante, D. J., Mercadante, K. P., et al. (2016). Feasibility of bioprinting with a modified desktop 3D printer. *Tissue Eng. Part C Methods* 22, 1071–1076. doi: 10.1089/ten.tec.2016.0286
- Hong, N., Yang, G. H., Lee, J., and Kim, G. (2018). 3D bioprinting and its in vivo applications. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 106, 444–459. doi: 10.1002/jbm.b.33826
- Hunt, N. C., and Grover, L. M. (2013). Encapsulation and culture of mammalian cells including corneal cells in alginate hydrogels. *Methods Mol. Biol.* 1014, 201–210. doi: 10.1007/978-1-62703-432-6\_14
- Hunt, N. C., Shelton, R. M., and Grover, L. (2009). An alginate hydrogel matrix for the localised delivery of a fibroblast/keratinocyte co-culture. *Biotechnol. J.* 4, 730–737. doi: 10.1002/biot.200800292
- Irvine, S. A., Agrawal, A., Lee, B. H., Chua, H. Y., Low, K. Y., Lau, B. C., et al. (2015). Printing cell-laden gelatin constructs by free-form fabrication and enzymatic protein crosslinking. *Biomed. Microdevices.* 17:16. doi: 10.1007/s10544-014-9915-8
- Itoh, M., Nakayama, K., Noguchi, R., Kamohara, K., Furukawa, K., Uchihashi, K., et al. (2015). Scaffold-free tubular tissues created by a bio-3D printer undergo remodeling and endothelialization when implanted in Rat Aortae. *PLoS ONE* 10:e0136681. doi: 10.1371/journal.pone.0136681
- Kim, S. H., Yeon, Y. K., Lee, J. M., Chao, J. R., Lee, Y. J., Seo, Y. B., et al. (2018). Precisely printable and biocompatible silk fibroin bioink for digital light processing 3D printing. *Nat. Commun.* 9:1620. doi: 10.1038/s41467-018-03759-y
- Kuenzel, K., Mofrad, S. A., and Gilbert, D. F. (2017). “Phenotyping cellular viability by functional analysis of ion channels: GlyR-targeted screening in NT2-N cells,” in: *Cell Viability Assays: Methods and Protocols*. eds D.F. Gilbert and O. Friedrich (New York, NY; Springer New York), 205–214. doi: 10.1007/978-1-4939-6960-9\_16
- Landrain, T., Meyer, M., Perez, A. M., and Sussan, R. (2013). Do-it-yourself biology: challenges and promises for an open science and technology movement. *Syst. Synth. Biol.* 7, 115–126. doi: 10.1007/s11693-013-9116-4
- Mannoor, M. S., Jiang, Z., James, T., Kong, Y. L., Malatesta, K. A., Soboyejo, W. O., et al. (2013). 3D printed bionic ears. *Nano Lett.* 13, 2634–2639. doi: 10.1021/nl4007744