

## Bases físicas de cómo fabricar órganos de gelatina con bioimpresión 3D

*Physical principles behind fabricating gelatin organs with 3D bioprinting*

Valenzuela-Reyes, M. B.<sup>1\*</sup> , Martínez-Pérez, C. A.<sup>1</sup> , Zúñiga-Aguilar, E. S.<sup>1</sup> 

### Historial del artículo

Recibido: 22-mar-2025

Aceptado: 02-may-2025

Disponible en línea: 30-ago-2025

### Palabras clave

*ES:* Ingeniería Tisular, Órganos sintéticos, Bioimpresión 3D, Simulación

*EN:* Tissue Engineering, Synthetic Organs, 3D bioprinting, Simulation

### RESUMEN

La falta de órganos para trasplante es uno de los grandes retos de la medicina moderna. Una de las rutas que se explora en laboratorios de todo el mundo es la bioimpresión 3D: fabricar andamios de materiales blandos que imiten la estructura natural de los tejidos parecidos a la gelatina, y que llamamos biotintas sobre los que más adelante se puedan sembrar y crecer células en condiciones artificiales. Para que esa idea funcione no basta con tener una impresora bonita; es necesario comprender cómo se comporta el material cuando se deforma y fluye. Esa rama de la física se llama reología y permite responder preguntas como: ¿la biotinta saldrá por la boquilla sin romperse?, ¿conservará la forma del “órgano” una vez impresa?, ¿se deformará demasiado durante la incubación a 37 °C? En este trabajo se explica, con ejemplos sencillos, cómo se usan mediciones reológicas, simulaciones por computadora (CFD y modelos de deformación) y una bioimpresora 3D comercial para imprimir andamios de gelatina con forma de órgano. Finalmente, se muestran de forma cualitativa las pruebas de incubación que permiten observar cómo estos constructos ganan agua, pierden masa y cambian de pH con el tiempo, preparando el camino hacia futuras aplicaciones en medicina regenerativa.

### ABSTRACT

The lack of organs for transplantation is one of the great challenges of modern medicine. One of the paths being explored in laboratories around the world is 3D bioprinting: fabricating scaffolds from soft materials that mimic the natural structure of tissues, similar to gelatin, which we call bioinks, and on which cells can later be seeded and grown under artificial conditions. For this idea to work, having a fancy printer is not enough; it is essential to understand how the material behaves when it deforms and flows. That branch of physics is called rheology, and it helps answer questions such as: Will the bioink come out of the nozzle without breaking? Will it preserve the “organ” shape once printed? Will it deform too much during incubation at 37 °C? In this work, using simple examples, we explain how rheological measurements, computer simulations (CFD and deformation models), and a commercial 3D bioprinter are used to print gelatin scaffolds with organ-like shapes. Finally, we qualitatively present incubation tests that allow us to observe how these constructs absorb water, lose mass, and change pH over time, paving the way for future applications in regenerative medicine.

### Afiliaciones:

<sup>1</sup> Universidad Autónoma de Ciudad Juárez. Correo: marcos.valenzuela@uacj.mx; camartin@uacj.mx; esmeralda.zuniga@uacj.mx

\* Autor de correspondencia: marcos.valenzuela@uacj.mx



## ¿Por qué es importante este tema?

Cada día, miles de pacientes en el mundo esperan un trasplante de órgano que tal vez nunca llegue. Aun cuando existe un donador compatible, el órgano debe mantenerse en buenas condiciones, transportarse rápido y resistir el procedimiento quirúrgico. Por eso, desde hace años se investiga una idea muy atractiva: fabricar órganos a la carta usando materiales blandos y células del propio paciente, reduciendo el riesgo de rechazo [1].

En esta visión, el órgano no se “esculpe” a mano, sino que se imprime capa por capa con ayuda de una bioimpresora 3D. El material base suele ser un hidrogel: una red de polímero que contiene muchísima agua, como una gelatina muy suave. Si ese andamio tiene la forma adecuada y los poros correctos, puede servir como casa temporal para células que, con el tiempo, reconstruyan tejido funcional [1].

Imprimir materiales blandos es mucho más difícil de lo que parece. Si la biotinta es demasiado líquida, se escurre; si es demasiado rígida, ni siquiera sale de la boquilla. Aquí entra en juego la reología, la ciencia que estudia como fluyen y se deforman los materiales, y que se vuelve el puente entre la receta del material y el “órgano” impreso [1].

## ¿Qué sabíamos antes?

Evolución histórica la fabricación de andamios para ingeniería de tejidos comenzó mucho antes de que existieran las impresoras 3D. Tradicionalmente se usaban espumas poliméricas, moldes y técnicas como el electrohilado para crear fibras delgadas. Estos métodos funcionan, pero tienen limitaciones: es difícil controlar con precisión la forma final y la distribución de poros [1].

Cuando llegaron las impresoras 3D comerciales, se abrió la posibilidad de controlar la geometría digitalmente: se diseña un modelo en computadora y usando un código máquina la impresora lo reproduce depositando el material capa por capas. Al principio se trabajó sobre todo con plásticos rígidos (PLA, ABS), ideales para piezas estructurales, pero poco aptos para alojar células [1].

La gelatina muy conocida en la cocina y en la industria farmacéutica comenzó a utilizarse como base de hidrogeles o biotintas compatibles que combinadas con otros polímeros, como el polietilenglicol (PEG) o con grupos siloxano, se pueden ajustar la rigidez, la velocidad de degradación y la capacidad de retener agua. Estos materiales mixtos permiten obtener biotintas que se parecen más a los tejidos blandos del cuerpo humano [1].

## ¿Qué es una biotinta de gelatina?

Principio básico fundamental Una biotinta es un material diseñado para ser extruido a través de una boquilla y depositada capa por capa, manteniendo forma suficiente para construir estructuras tridimensionales. En este caso se trabaja con hidrogeles cuya base es gelatina, un polímero derivado del colágeno [2].

Para mejorar sus propiedades se puede combinar con PEG, que ayuda a controlar la cantidad de agua y la velocidad con la que el material se hincha o se degrada. Segmentos de siloxano, que aportan mayor estabilidad térmica y mecánica [2].

En el laboratorio, estas mezclas se preparan calentando agua y polímeros hasta que se disuelven y después se dejan enfriar para formar una red gelatinosa. Cambiando las concentraciones, el tiempo de agitación y la temperatura, se obtiene toda una “familia” de biotintas, desde las que se comportan casi como miel espesa hasta las que recuerdan más a una gomita elástica [2].

La clave es seleccionar aquella formulación que, al mismo tiempo; pueda fluir dentro de la boquilla y sostenerse una vez impresa. Esa ventana de impresión solo se descubre midiendo su comportamiento de forma sistemática [2].

### ¿Qué papel juega la reología?

La reología estudia el comportamiento de los materiales cuando se les aplica una fuerza. En un hidrogel de gelatina, esa respuesta mezcla dos comportamientos: elástico, como un resorte si lo estiramos regresa (hasta cierto punto) a su forma original. Viscoso, como la miel: fluye lentamente cuando se le aplica esfuerzo. Para medir estas propiedades se usa un aparato llamado reómetro. Funciona, en términos sencillos, como dos platos paralelos: la muestra se coloca entre ellos y uno de los platos gira o se deforma muy ligeramente mientras se mide la resistencia que ofrece el material. Con esto se obtienen curvas de viscosidad frente a velocidad de deformación, y parámetros como el módulo de almacenamiento (qué tanta energía elástica guarda el material) y el módulo de pérdida (qué tanto se comporta como un líquido) [3].

Cuando estas mediciones se hacen a diferentes temperaturas y frecuencias, se puede construir un “mapa de comportamiento” de la biotinta. A bajas velocidades de corte se quiere que la viscosidad sea relativamente alta, para que el “órgano” no colapse. A altas velocidades de corte (como las que hay dentro de la boquilla) interesa que la viscosidad baje, de modo que el material fluya sin exigir presiones excesivas [3].

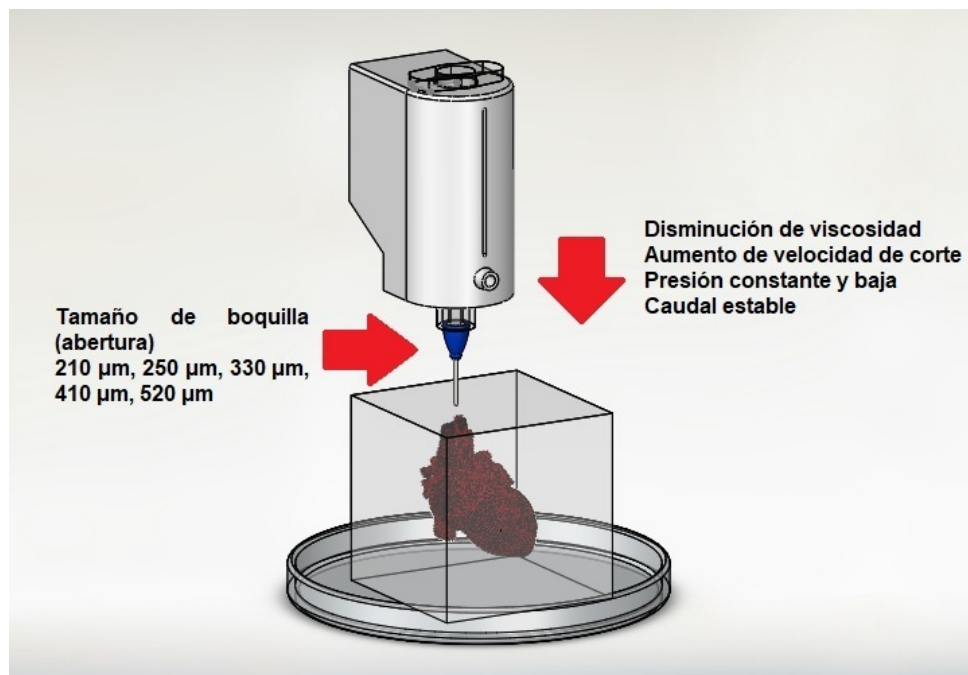
Este fenómeno, llamado **adelgazamiento por esfuerzo**, es muy útil en bioimpresión: el material se vuelve más fluido solo cuando se le está empujando con fuerza, y recupera parte de su rigidez justo después de salir, ayudando a que las capas mantengan su forma [3].

### De la reología a los parámetros de bioimpresión

Las curvas reológicas no son solo gráficas bonitas. A partir de ellas se pueden **estimar directamente los parámetros de impresión**. El procedimiento típico comienza por definir las dimensiones de la boquilla (diámetro y longitud), para después consultar la viscosidad de la biotinta en el rango de velocidades asociado. Posteriormente, se utilizan ecuaciones de flujo interno para estimar la caída de presión requerida y finalmente se traduce esa presión en los parámetros disponibles en la bioimpresora, como los kilopascales en un sistema neumático [4], [5].

En el laboratorio, esos cálculos se convierten en una **ventana de operación**: un rango de presiones y velocidades de cabezal donde se obtiene un filamento continuo sin goteo ni cortes.

Fuera de esa ventana, aparecen defectos: líneas interrumpidas, paredes abultadas o colapso total de la pieza. De este modo, la reología reduce el ensayo y error y hace que cada prueba de impresión tenga más posibilidades de éxito como se observa en la Figura 1 [4], [5].



**Figura 1:** Esquema de bioimpresión por extrusión: una presión baja y constante hace que la biotinta fluya por boquillas de distinto diámetro (210–520  $\mu\text{m}$ ), reduzca su viscosidad y salga con un caudal estable.

### La bioimpresora 3D: una “cafetera” muy precisa

Para materializar el diseño se usa una bioimpresora de extrusión, como la **BIO X**, pensada para trabajar en ambientes de laboratorio. Esta plataforma permite: usar diferentes modos de extrusión: neumático, émbolo, térmico o fotocurado, mantener un ambiente estéril gracias a flujo laminar con filtros HEPA y luz UV-C, controlar la temperatura de cama y cabezales, lo que es crucial para hidrogeles que cambian de consistencia con pocos grados y ajustar con precisión presión, velocidad y trayectoria del cabezal [6].

En términos simples, es como una impresora 3D de plástico, pero adaptada para materiales blandos y, eventualmente, para trabajar con células vivas. La biotinta de gelatina se carga en cartuchos y, tras un tiempo de estabilización de temperatura, se imprime siguiendo un modelo CAD del “órgano” o del andamio deseado [6].

### Simulación por computadora: ver el interior de la boquilla

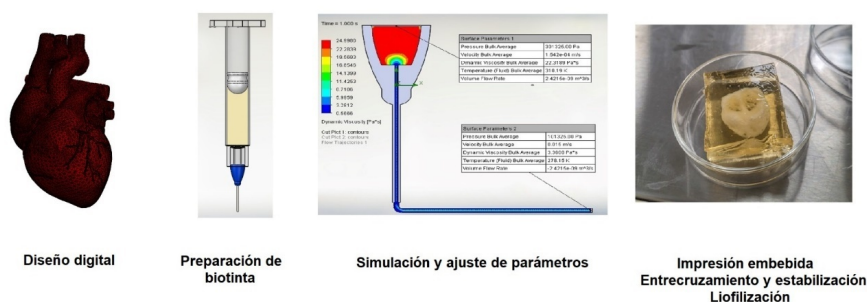
Aun con buenas mediciones reológicas, resulta difícil observar lo que pasa dentro de la boquilla durante la extrusión. Para eso se utiliza la **Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)**, que permite resolver en la computadora cómo se distribuyen velocidad, presión y esfuerzo cortante dentro de canales muy pequeños [5], [7].

Con un modelo CFD se pueden probar distintos escenarios sin gastar material: cambiar el diámetro o la longitud de la boquilla, Modificar la velocidad de impresión y evaluar regiones donde el esfuerzo cortante podría ser tan alto que dañe células (en futuras aplicaciones bio). Los resultados suelen mostrarse como mapas de colores: zonas azules con baja velocidad, zonas rojas con alta velocidad o alto esfuerzo. A partir de ellos se ajustan dimensiones y parámetros para lograr un flujo más uniforme y evitar puntos de obstrucción. De manera análoga, se pueden hacer simulaciones de deformación del constructo completo durante la incubación, acoplado transferencia de calor, difusión de agua e hinchamiento del hidrogel. Esto permite estimar dónde se concentran las mayores deformaciones y comprobar que la estructura se mantiene dentro de un rango seguro [5], [7].

## Casos prácticos y aplicaciones

Con todas estas herramientas, se puede proponer una estrategia para imprimir un **andamio complejo con forma de órgano** (por ejemplo, una pequeña vértebra o un corazón). Esta estrategia comprende varias etapas clave. Primero, el diseño digital permite crear un modelo 3D en software especializado para definir cavidades internas y porosidad global. A esto le sigue la preparación de la biotinta, seleccionando una formulación de gelatina modificada con PEG y siloxano que posea propiedades reológicas adecuadas para ser cargada en el cartucho. Mediante la simulación y el ajuste de parámetros, basados en mediciones reológicas y modelos de CFD, se fijan la presión, velocidad y temperatura de trabajo para asegurar un filamento continuo. Durante la impresión embebida, el constructo se deposita dentro de una matriz sacrificial de gelatina-PEG que sirve como soporte temporal. Finalmente, se aplica un proceso de entrecruzamiento, ya sea químico o térmico, para estabilizar la red del hidrogel, seguido de una liofilización que genera una red de poros interconectados para mejorar la absorción de líquidos y difusión de nutrientes. Todo este flujo de trabajo suele tomar varias horas [8], [9].

El resultado es un “órgano de gelatina”: un andamio con forma compleja, estable a temperatura ambiente e inicialmente seco, listo para ser rehidratado, esterilizado y, en un contexto futuro, sembrado con células como se observa en la Figura 2 [8], [9].



**Figura 2:** Flujo de trabajo para fabricar un órgano de gelatina: diseño digital, preparación de la biotinta, simulación de extrusión e impresión embebida en matriz de soporte con liofilización final.

## Pruebas de incubación: ¿La pieza sobrevive al ambiente del cuerpo?

El siguiente reto es comprobar si el andamio mantiene forma y propiedades cuando se expone a un entorno similar al del cuerpo humano. Para ello se diseñan pruebas de incubación donde los constructos se sumergen en un medio líquido a 37 °C y se siguen durante varios días [10].

Un esquema típico incluye mediciones en los días 1, 3, 12 y 21, observando: hinchamiento (cuánto aumenta el volumen al absorber agua), pérdida de masa (qué porcentaje del material se ha disuelto o degradado) y cambio de pH (cómo se modifica la acidez del medio, lo cual da pistas sobre los productos de degradación).

Las observaciones cualitativas revelan que en el día 1 la pieza se mantiene casi idéntica al inicio con solo hidratación superficial. Para el día 3, el volumen aumenta y los bordes comienzan a ablandarse, mientras que en el día 12 el medio cambia de color por la difusión de componentes y los poros se abren más. Finalmente, en el día 21, la matriz se vuelve más transparente o amarillenta, con poros claramente conectados y una ligera pérdida de volumen [10].

En conjunto, estos resultados indican que el andamio mantiene su forma global mientras avanza una degradación controlada. Esto es deseable: se quiere que el material soporte el tiempo suficiente para que las células colonicen la estructura, pero que eventualmente se degrade dejando solo tejido biológico [10].

## ¿Qué significa esto para ti?

Si eres estudiante de preparatoria o de primeros semestres de universidad, quizá te preguntes dónde encajas en todo esto. La bioimpresión 3D de órganos de gelatina es un ejemplo claro de **trabajo interdisciplinario**: necesita **física y matemáticas** para entender la reología y las simulaciones, requiere **química y ciencia de materiales** para formular hidrogeles estables y biocompatibles, depende de **biología y medicina** para definir qué propiedades deben tener los andamios para ser útiles en regeneración tisular. Este tipo de proyectos muestra que la ingeniería moderna ya no se limita a construir máquinas; también diseña materiales, algoritmos y procesos para resolver problemas de salud y calidad de vida [1].

## El futuro que nos espera

Investigación y desarrollos actuales A corto plazo, los avances en reología, simulación y control inteligente de impresión permitirán fabricar andamios personalizados que imiten mejor la forma interna de órganos específicos, usando imágenes médicas (como tomografías) como punto de partida [1].

A mediano plazo, la integración con células vivas será el siguiente gran paso: imprimir no solo el andamio de gelatina, sino también capas de células en posiciones precisas, manteniendo su viabilidad durante el proceso. Para lograrlo se necesitarán biotintas aún más sofisticadas, así como impresoras capaces de controlar con mayor precisión temperatura, oxígeno y nutrientes [1].

A largo plazo, la combinación de modelos computacionales avanzados (que predigan cómo crecerá el tejido y cómo se degradará el material). Queda mucho trabajo por delante, pero los órganos de gelatina impresos hoy en día son un recordatorio tangible de que la bioimpresión 3D ya no es solo ciencia ficción: es un campo real donde la física de materiales, la computación y la medicina se unen para construir posibles soluciones al problema de la falta de órganos [1].

## Referencias

- [1] J. Halper, “Narrative review and Guide: state of the art and emerging opportunities of bioprinting in tissue regeneration and medical instrumentation”, *Bioengineering*, vol. 12, n.º 1, pág. 71, 2025. DOI: [10.3390/bioengineering12010071](https://doi.org/10.3390/bioengineering12010071)
- [2] J. Yang, H. He, D. Li et al., “Advanced strategies in the application of gelatin-based bioink for extrusion bioprinting”, *Bio-Design and Manufacturing*, vol. 6, págs. 586-608, 2023. DOI: [10.1007/s42242-023-00236-4](https://doi.org/10.1007/s42242-023-00236-4)
- [3] R. Sánchez-Sánchez, J. M. Rodríguez-Rego, A. Macías-García et al., “Relationship between shear-thinning rheological properties of bioinks and bioprinting parameters”, *International Journal of Bioprinting*, vol. 9, pág. 687, 2023. DOI: [10.18063/ijb.687](https://doi.org/10.18063/ijb.687)
- [4] G. J. Gillispie, J. Copus, M. Uzun-Per et al., “The correlation between rheological properties and extrusion-based printability in bioink artifact quantification”, *Materials & Design*, vol. 233, pág. 112237, 2023. DOI: [10.1016/j.matdes.2023.112237](https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112237)
- [5] M. B. Valenzuela-Reyes, E. S. Zuñiga-Aguilar, C. Chapa-González et al., “Enhancing 3D printing of gelatin/siloxane-based cellular scaffolds using a computational model”, *Polymers*, vol. 17, n.º 13, pág. 1838, 2025. DOI: [10.3390/polym17131838](https://doi.org/10.3390/polym17131838)
- [6] CELLINK. “BIO X 3D bioprinter”. Accessed: 2026-01-21. dirección: <https://www.cellink.com/bioprinting/bio-x-3d-bioprinter/>
- [7] R. Gharraei, D. J. Bergstrom y X. Chen, “Extrusion bioprinting from a fluid mechanics perspective”, *International Journal of Bioprinting*, vol. 0, pág. 3973, 2024. DOI: [10.36922/ijb.3973](https://doi.org/10.36922/ijb.3973)
- [8] S. Bautista Reberte, E. Zuñiga Aguilar, S. I. Rivera Manrique y C. A. Martínez-Pérez, “Manufacture of a chitosan-based bioink with gelatin and hydroxyapatite and its potential application in 3D bioprinting”, *Express Polymer Letters*, vol. 19, págs. 326-338, 2025. DOI: [10.3144/expresspolymlett.2025.23](https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2025.23)
- [9] T. Hu, Z. Cai, R. Yin et al., “3D embedded printing of complex biological structures with supporting bath of pluronic F-127”, *Polymers*, vol. 15, n.º 17, pág. 3493, 2023. DOI: [10.3390/polym15173493](https://doi.org/10.3390/polym15173493)
- [10] S. Masri, M. Maarof, I. A. Aziz et al., “Performance of hybrid gelatin-PVA bioinks integrated with genipin through extrusion based 3D bioprinting: an in vitro evaluation using human dermal fibroblasts”, *International Journal of Bioprinting*, vol. 9, pág. 677, 2023. DOI: [10.18063/ijb.677](https://doi.org/10.18063/ijb.677)