

Manufacture of open source bioprinter injector, remote controlled by APP

Dina L. Sandoval-Buitrago, Luis F. Lugo-Molina, María J. Jiménez-Ortiz & Jhon A. Gómez-Portilla

Semillero de Investigación INMED, Facultad de Ingeniería, Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, Colombia.
est.dina.sandoval@unimilitar.edu.co, est.luis.lugo@unimilitar.edu.co, est.maría.jimenez14@unimilitar.edu.co, jhon.gomez@unimilitar.edu.co

Received: December 3rd, 2024. Received in revised form: May 15th, 2025. Accepted: May 23th, 2025.

Abstract

This project proposes to use an open-source injector called “Poseidon” for a bioprinter, introducing the novelty of remote control through the development of a web application. It is proposed to make remote access for procedures carried out in a bioprinter more flexible, facilitating the creation of tissues and organs through the use of the proposed Smart Medicine technology. A functional injector was developed at a mechanical and electronic level which allows microextrusion with a syringe; for which motion control algorithms will be used to guarantee precise and smooth displacement; executing a reliable remote communication with the bioprinter; according to the above, a graphical user interface will be designed to carry out the control of the injector.

Keywords: injector; open source; serial communication.

Fabricación de inyector para bioimpresora de código abierto, controlado a distancia por medio de una APP

Resumen

En este proyecto se propone usar un inyector de código abierto denominado “Poseidón” para una bioimpresora, introduciendo la novedad del control remoto mediante el desarrollo de una aplicación web. Se propone flexibilizar el acceso a distancia para los procedimientos llevados a cabo en una bioimpresora, facilitando la creación de tejidos y órganos mediante el uso de la tecnología Smart Medicine propuesta. Se desarrolló un inyector funcional a nivel mecánico y electrónico el cual permite la microextrusión con jeringa; para lo cual se emplearán algoritmos de control de movimiento que garantizarán el desplazamiento preciso y suave; ejecutando una comunicación remota confiable con la bioimpresora; de acuerdo a lo anterior se diseñará una interfaz gráfica de usuario para llevar a cabo el control del inyector.

Palabras clave: inyector; código abierto; comunicación serial.

1. Introducción

Durante los últimos dos años, el panorama de los trasplantes de órganos en el país ha revelado cifras significativas: el 64.6% (606 casos) en 2022 y el 69.07% (822 casos) en 2023 de todos los trasplantes realizados fueron trasplantes de riñón. Este incremento refleja una creciente demanda, evidenciada por el aumento del 17% en la lista de espera por un riñón durante el último año, llevando el total a 3,663 personas en espera de este vital órgano. Este contexto crítico ha impulsado la búsqueda de soluciones innovadoras, entre las cuales la bioimpresión emerge como una

prometedora frontera de la medicina regenerativa. Un estudio realizado por el Instituto Roche ha sido particularmente revelador, posicionando a la bioimpresión no solo como el futuro de los trasplantes sino también como una técnica viable para reemplazar órganos enfermos, dañados o envejecidos.

A lo largo de los años se ha presenciado la gran evolución de las bioimpresoras de órganos vitales en todo el mundo, como lo menciona el artículo sobre la bioimpresora rentable asistida por microválvulas para ingeniería de tejidos, que detalla el desarrollo y validación de una bioimpresora basada en microválvulas, rentable y centrada en gotas [1]. Por otro

How to cite: Sandoval-Buitrago, D.L., Lugo-Molina, L.F., Jiménez-Ortiz, M.J., and Gómez-Portilla, J.A., Fabricación de inyector para bioimpresora de código abierto, controlado a distancia por medio de una APP. DYNA, 92(237), pp. 123-129, April - June, 2025.



lado, también interviene el prototipo de bioimpresora 3D híbrida de código abierto diseñada para imprimir simultáneamente termoplásticos e hidrogeles. Utilizando una impresora Prusa i3 MK3 convencional con dos cabezales de impresión independientes, permite la adaptación a diversos materiales blandos y la impresión con patrones arbitrarios en cada capa [2].

Igualmente, se encuentra el artículo "Una Bioimpresora 3D para la Producción de Esferoides Multicelulares en Matriz" destaca una tecnología con una bioimpresora 3D personalizada para imprimir esferoides en una matriz de hidrogel, permitiendo controlar el tamaño y la cantidad de células con baja variabilidad [3]. Uno de los criterios base para la innovación de la bioimpresión es el manejo de tecnologías accesibles de bajo costo para la creación rápida de una bioimpresora, considerando métodos de fácil acceso para este proceso, que también proporcionan un sistema de aprendizaje para la construcción mecánica y la robótica del software de la bioimpresora a diseñar [4].

En respuesta a este desafío, se presentará un proyecto que busca marcar un antes y un después en el ámbito de la bioimpresión. La propuesta se centra en el desarrollo de un inyector de alta precisión, diseñado específicamente para integrarse en la bioimpresora de código abierto Poseidón. La bioimpresión es una técnica innovadora dentro del ámbito de la impresión 3D, especialmente diseñada para la deposición precisa de materiales biológicos, tales como células vivas, con el propósito de fabricar andamios celulares y la creación de tejidos.

Uno de los aspectos clave de este proyecto es la implementación de la comunicación TCP (Protocolo de Control de Transmisión) para el manejo remoto del inyector. El Protocolo de Control de Transmisión es un protocolo de comunicación de red ampliamente utilizado que garantiza la entrega confiable y ordenada de los datos entre dispositivos conectados a una red. En el caso presentado, este protocolo permitirá el control preciso y en tiempo real del inyector desde una interfaz de usuario remota.

El proceso de transmisión de datos para el movimiento del motor del inyector se llevará a cabo de la siguiente manera: La interfaz de usuario enviará instrucciones a través de la red utilizando el protocolo TCP. Estas instrucciones incluirán parámetros críticos como aceleración, desaceleración, velocidad y otros parámetros relevantes para el control preciso del inyector. Las instrucciones serán recibidas por un módulo ESP WiFi, un dispositivo de bajo costo y bajo consumo de energía que permite la comunicación inalámbrica. El módulo ESP WiFi estará conectado a un microcontrolador Arduino, el cual interpretará las instrucciones recibidas y controlará el movimiento del motor NEMA, un tipo de motor paso a paso altamente preciso utilizado en aplicaciones de control de movimiento.

El microcontrolador Arduino estará programado para traducir las instrucciones recibidas a través del protocolo TCP en señales eléctricas que controlarán el movimiento del motor NEMA. Esto permitirá al operador, desde la interfaz de usuario remota, ajustar con precisión los parámetros mencionados anteriormente durante el proceso de fabricación de andamios celulares y creación de tejidos. Esta arquitectura

de comunicación remota basada en el Protocolo de Control de Transmisión (TCP), en conjunto con el módulo ESP WiFi, el microcontrolador Arduino y el motor NEMA, permitirá un control preciso y en tiempo real del inyector, facilitando así el proceso de bioimpresión de manera eficiente y confiable.

En el presente documento, se encuentra estructurado de manera coherente y organizada. En la sección de materiales y métodos, se detallan los materiales utilizados en la fabricación del inyector, tales como el PLA, motor NEMA 17, tornillos, cables, Arduino, ESP32 WiFi, entre otros. Esta selección de materiales es fundamental para el proceso de fabricación del inyector.

Posteriormente, en la sección de resultados, se describe el proceso de elaboración de algoritmos para el movimiento del motor NEMA desde el módulo de Arduino. Los resultados obtenidos son positivos, ya que se logró el movimiento del motor en ambas direcciones. Este movimiento es esencial para facilitar tanto la extrusión del material hacia adelante como la retracción de la jeringa que dispensa el material. Finalmente, en las conclusiones, se evidencia que el movimiento del motor NEMA se logró mediante la programación, lo que representa un avance significativo para iniciar el proceso de comunicación serial destinado al control del inyector a través de una aplicación.

2. Objetivos

2.1 Objetivo general

Desarrollar e implementar una aplicación remota que permita controlar y mover el inyector de una bioimpresora de código abierto, con el fin de mejorar la precisión y la capacidad de impresión.

2.2 Objetivos específicos

Construir un inyector que opere correctamente de forma mecánica y electrónica, para que pueda desempeñar su función de manera eficiente.

Desarrollar algoritmos de control de movimiento que permitan un desplazamiento preciso y suave del inyector, considerando aspectos como la velocidad, aceleración, desaceleración y ajustes de posición, con el propósito de optimizar su rendimiento.

Implementar una comunicación remota confiable entre la aplicación y el inyector utilizando tecnologías apropiadas, como sockets TCP/IP o protocolos de comunicación; que permitan que el control a distancia sea efectivo y seguro.

Diseñar y desarrollar una interfaz gráfica de usuario intuitiva y amigable que permita a los usuarios controlar el movimiento del inyector de manera precisa y segura, con el fin de facilitar su uso y maximizar la experiencia de interacción.

3. Materiales y métodos

Para el desarrollo óptimo del inyector y su funcionalidad con la aplicación, se realiza una investigación de tipo exploratoria, dado que se centra en la creación de una nueva tecnología para controlar el inyector de una bioimpresora, y para llegar a esto se requirió de una indagación exhaustiva

sobre los sistemas empleados en la actualidad para el control de estas, así como el movimiento de sus partes mecánicas; de igual manera, el método seleccionado es mixto, ya que para el análisis de los respectivos resultados se opta por una forma cualitativa como la visualización en el comportamiento del inyector y su correspondencia con lo asignado en la aplicación, y un enfoque cuantitativo que permite relacionar variables de movimiento del inyector como velocidad y aceleración con respecto al tiempo que tarda el inyector en vaciar completamente el material.

A su vez, para el prototipo del inyector se empleó impresión 3D, por medio de PLA (ácido poliláctico) el cual fue seleccionado como la opción óptima para la creación de las piezas, ya que garantiza durabilidad, resistencia y precisión durante el ensamblaje; así mismo en los componentes electrónicos de relevancia como el motor, se escogió el motor Nema 17, ya que por sus características de torque, exactitud y precisión en el giro es usado ampliamente en la industria de las impresoras 3D; también, para la configuración del sistema de funcionamiento del inyector se emplea un módulo inalámbrico con disposición WiFi, en este caso el ESP 32 que permite la conexión remota y además es ampliamente utilizado en la programación IoT lo que facilita la interacción con el motor, y para darle la precisión para los giros y el torque suficiente se usa un driver para motor paso a paso de referencia DRV8825.

4. Metodología

Agregando a lo anterior, para la ejecución del inyector y la conexión remota con la aplicación, se divide el proceso en cuatro etapas, que se evidencian en la Fig. 1 y se explican a continuación.

Etapa 1: Construcción del inyector y verificación de funcionamiento mecánico y de componentes electrónicos.

En un proceso inicial se aborda la fabricación del inyector, basado en un modelo predefinido encontrado en la bioimpresora de código abierto “Poseidon”; por medio del proceso de impresión 3D se realiza la base del inyector y algunas piezas mecánicas, para lo cual se emplea el programa SolidWorks que permite exportar los archivos en una extensión compatible denominada stl, dado que, las partes se encuentran en el programa de CAD Fusion 3D que no permite la creación de archivos con esta denominación; para el proceso de impresión el material PLA (ácido poliláctico) fue seleccionado como la opción óptima para la creación de las piezas, ya que garantiza durabilidad, resistencia y precisión para el ensamblaje y funcionalidad total del inyector. Una vez impresas las piezas, se realiza el proceso de lijado y pegado de las mismas, el cual permite una integración de componentes mecánicos clave, como el motor, junto con su correspondiente driver de control, los elementos adicionales como varillas lisas y roscadas, acoples y rodamientos. Posteriormente, se procede a realizar la verificación del funcionamiento mecánico mediante un

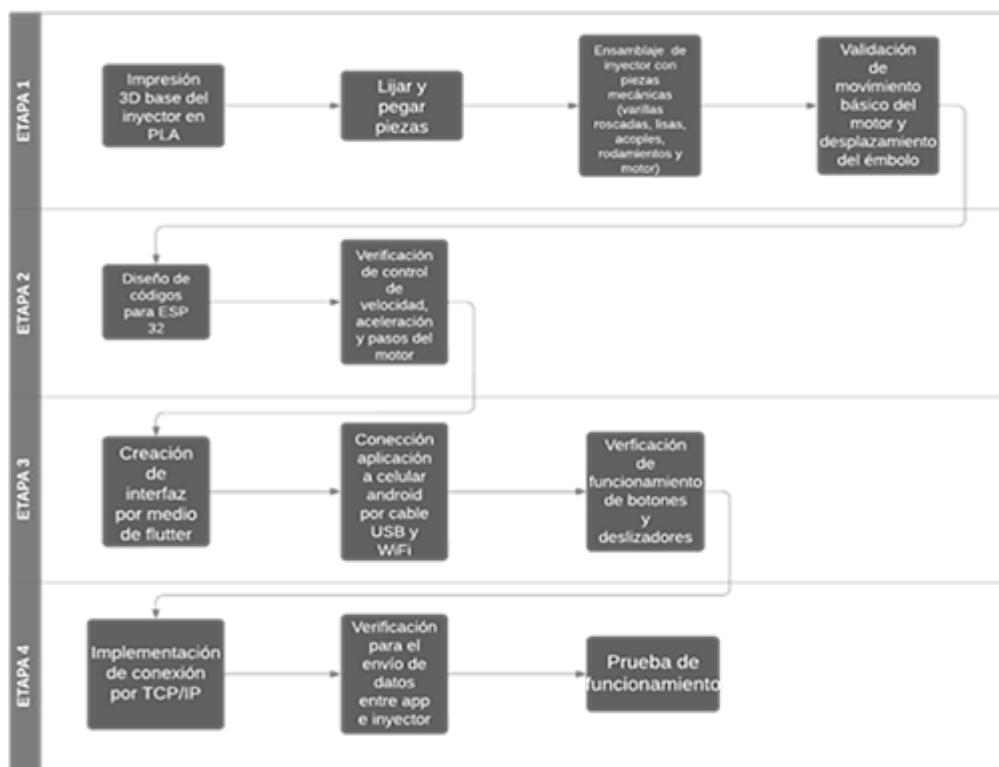


Figura. 1. Metodología del proyecto.

Fuente: propia.

programa de prueba diseñado específicamente para este propósito; eligiendo el motor Nema 17 como el más óptimo para este proyecto, dado que brinda el torque necesario para mover el émbolo de la jeringa junto a las piezas mecánicas; por medio de las verificaciones se hace la validación del movimiento del motor en ambas direcciones, reproduciendo así las condiciones de funcionamiento realistas, de forma que, se corrobora que el desplazamiento del émbolo de la jeringa se ajusta a los parámetros requeridos para la deposición del material.

Etapa 2: Desarrollo de algoritmos de control de movimiento, considerando velocidad, aceleración y ajustes de posición.

Esta etapa se enfoca en la implementación de códigos aplicados por medio del microcontrolador Arduino que brinda la practicidad de ser ejecutado por diferentes módulos con igual lenguaje de programación como el Arduino Uno y el ESP 32-Wifi, para garantizar el funcionamiento preciso y eficiente del inyector; se realizan pruebas para determinar la dirección de giro óptima del motor para que la deposición del material se realice de forma exitosa y completa hasta que el émbolo de la jeringa llegue a su tope, así como su retroceso para facilitar la recarga del dispositivo; los códigos diseñados tienen en cuenta la necesidad de modificar parámetros clave como la velocidad, la aceleración o la posición del émbolo, de modo que pueda adaptarse a las características específicas del material con el que se está trabajando y a las necesidades de bioimpresión que tenga el usuario, por ende las variables que se encuentran en el código son speed, acceleration y motor steps; así mismo, las pruebas realizadas en esta fase se hacen empleando un microcontrolador Arduino Uno, conectado a un driver para motor paso a paso de referencia DRV8825, el cual permite modificar la dirección del giro del motor, dependiendo la polarización de las bobinas y aporta la potencia máxima al mismo, es programado por medio de Arduino IDE y con base a las pruebas se identifican y corrigen posibles fallos o limitaciones del rendimiento del inyector; todo lo anterior, para escoger el mejor algoritmo e implementarlo al modelo final.

Etapa 3: Diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario que permite controlar el movimiento del inyector.

En la tercera etapa el enfoque principal es la creación de una aplicación intuitiva que facilite la interacción entre el usuario y el inyector; se crea una interfaz por medio del desarrollador Amazon Web Services, que da la posibilidad de probar la aplicación en un dispositivo móvil cuyo sistema operativo sea Android, dado que es el compatible con Google y da más facilidad de programación que iOS, lo cual da mayor amplitud a su utilidad tanto de forma online por medio de Google Chrome como en dispositivos móviles. La aplicación diseñada brinda al usuario la capacidad de controlar el proceso de deposición de material de manera remota, dado que cuenta con deslizadores para controlar el valor de la velocidad en mm/s y de la aceleración en mm/s^2 , así como monitorear por un cronómetro el tiempo que lleva el inyector realizando la bioimpresión y un conteo de la cantidad de pasos que ha dado el motor es decir el aproximado de la distancia que ha recorrido el émbolo en la jeringa; para que esta interacción sea satisfactoria se realiza la prueba de envío de datos modificando los parámetros

disponibles entre un emisor en este caso un dispositivo móvil de la marca Samsung con un sistema operativo Android 13 ejecutando la aplicación y el programador Amazon Web Services como el receptor, para lo cual, solo se requiere estar conectado a una misma red WiFi, en la cual se tenga una dirección IP que permita la conexión remota entre los dispositivos.

Etapa 4: Implementación de comunicación remota confiable por protocolos TCP/IP.

Una vez diseñada la aplicación, como última etapa se establece una conexión de comunicación segura y eficiente entre la aplicación de control del inyector y el dispositivo físico; para esto, se realizó la configuración del módulo ESP 32-Wifi con la misma programación implementada en la primera etapa para el Arduino Uno, posteriormente se ajusta su conexión WiFi y se hace un reconocimiento de su dirección IP; para la unión entre el dispositivo y la aplicación se elige el protocolo de comunicación de más fiabilidad y seguridad siendo el TCP/IP por medio de WiFi, que adicionalmente proporciona una conectividad más estable y de mayor alcance en comparación con otras opciones como la comunicación inalámbrica por Bluetooth e infrarrojos que requieren mayor proximidad física y pueden experimentar pérdida de datos durante la transmisión. Una vez implementada la comunicación se realizan las pruebas de envío y recepción de datos empleando el mismo dispositivo móvil Samsung y verificando el funcionamiento acorde del motor para evaluar la confiabilidad y la consistencia del sistema en condiciones operativas que son similares a las reales.

Es importante destacar, que para la Etapa 2, se empleó un código de prueba que permite a cabalidad el control de las variables principales del motor como lo son velocidad, aceleración y sentido de giro; así como limitar la cantidad de pasos que da el motor en un sentido, con el fin de que cuando el émbolo de la jeringa llegue al tope el motor no funcione más en ese sentido, sino en el contrario para devolver la jeringa a su estado inicial y permite un retiro y cague de biomaterial más rápido; el funcionamiento del código en cuestión, se relaciona en la Fig. 2.

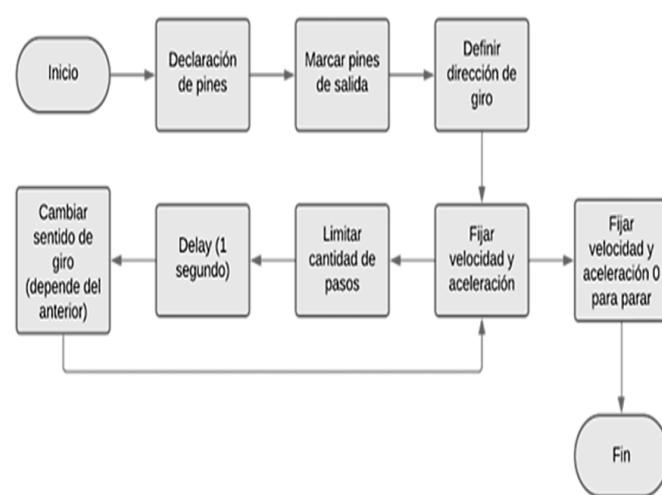


Figura. 2. Código prueba de variables velocidad y aceleración.
Fuente: propia.

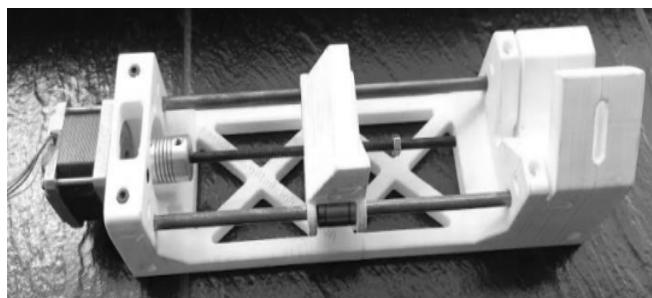


Figura. 3. Inyector ensamblado.
Fuente: Propia.

5. Resultados

En primera instancia se observa un funcionamiento adecuado del inyector, bajo la programación básica que permitió ver el giro del motor y su movimiento conjunto con las piezas mecánicas, lo cual aportó a la verificación del correcto ensamblaje en conjunto de todas las partes y los respectivos componentes, lo cual se evidencia en la Fig. 3.

Posteriormente para la creación de los códigos que permiten controlar velocidad y aceleración, se realizan 3 pruebas modificando estas variables y tomando el tiempo que tardaba el émbolo de la jeringa en completar el recorrido por la misma, es decir, simular el proceso de vaciado completo del inyector, teniendo en cuenta los datos obtenidos, se realizó el respectivo análisis consolidado en la Tabla 1.

6. Discusión

Inicialmente, se observó un funcionamiento adecuado del inyector bajo una programación básica, verificando el correcto ensamblaje de todas las partes y componentes mecánicos y electrónicos. A continuación, se llevaron a cabo tres pruebas específicas modificando las variables de velocidad y aceleración, documentando el tiempo necesario para completar el recorrido del émbolo de la jeringa.

En términos de velocidad y aceleración del inyector, los resultados muestran que una mayor velocidad y aceleración no siempre conducen a un mejor rendimiento en la

Tabla 1.
Resultados de tiempo de vaciado del inyector considerando las variables velocidad y aceleración.

Velocidad	Aceleración	Tiempo	Análisis
1000 mm/s	50 mm/s ²	20s	El recorrido es demasiado rápido por lo cual no es conveniente aplicarlo para la deposición favorable del material
500 mm/s	40 mm/s ²	75s	Es apropiado para deposiciones rápidas, que no requieran precisión en la fabricación de la estructura
250 mm/s	30 mm/s ²	130s	En las pruebas fue el más lento, pero se recomienda bajar la aceleración para que el recorrido del émbolo sea más suave y la estructura quede con la mejor exactitud al modelo planteado.

Fuente: Propia.

deposición de material. La prueba a 1000 mm/s y 50 mm/s², aunque es rápida, no es adecuada para aplicaciones que requieren precisión debido al control menos estable del material depositado. Por otro lado, una velocidad moderada de 500 mm/s y una aceleración de 40 mm/s² parece ser más equilibrada para aplicaciones que no requieren alta precisión, pero sí eficiencia en el tiempo.

La prueba más lenta, a 250 mm/s con 30 mm/s², aunque es la más precisa, sugiere que una reducción adicional en la aceleración podría mejorar aún más la suavidad y precisión del recorrido del émbolo. Esto es crucial para aplicaciones donde la exactitud en la deposición del material es fundamental, como en la creación de estructuras complejas y detalladas en bioimpresión.

En segundo lugar, se recomienda el desarrollo de algoritmos de control avanzados que puedan adaptarse dinámicamente a las condiciones de impresión, mejorando la estabilidad y precisión del inyector en tiempo real. Finalmente, investigar cómo los parámetros óptimos varían según el tipo de material biológico y la estructura a imprimir, permitiendo así personalizar las configuraciones del inyector para diferentes aplicaciones en medicina regenerativa y otros campos biomédicos.

Además, estos resultados deben ser considerados dentro del contexto de la tecnología de bioimpresión de código abierto, donde la capacidad de ajustar y controlar de manera precisa estos parámetros es necesaria para el desarrollo de dispositivos accesibles y personalizables, que puedan adaptarse a las diversas necesidades de investigación y aplicación en el campo biomédico.

7. Conclusiones

Los resultados del proyecto demostraron que la configuración óptima del inyector para la bioimpresora de código abierto se logra mediante un equilibrio cuidadoso entre velocidad y aceleración, donde las pruebas revelaron que a una velocidad de 250 mm/s y una aceleración de 30 mm/s², el inyector proporciona la mayor precisión en la deposición del material biológico. Esto es crucial para aplicaciones donde la exactitud en la estructura impresa es primordial, lo que determina la importancia de ajustar finamente estos parámetros para maximizar tanto la precisión como la eficiencia en los procesos de bioimpresión del inyector.

El desarrollo del sistema de control remoto basado en el protocolo TCP/IP y el uso del módulo ESP WiFi junto con el microcontrolador Arduino y el motor NEMA 17 ha permitido un control preciso y en tiempo real del inyector. Esta innovación facilita la bioimpresión de manera más eficiente y confiable, permitiendo a los operadores ajustar parámetros críticos de forma remota. Este avance no solo mejora la funcionalidad del sistema, sino que también representa un paso significativo hacia la accesibilidad de tecnologías avanzadas de bioimpresión para diversas aplicaciones biomédicas.

El proyecto sigue en desarrollo, con varias líneas de investigación abiertas para optimizar aún más el inyector. Se sugiere la exploración de nuevos algoritmos de control que adapten dinámicamente los parámetros de impresión

según las condiciones en tiempo real. Además, es necesario investigar cómo diferentes materiales biológicos y configuraciones estructurales afectan el rendimiento del inyector. La continuidad de este proyecto promete no solo mejorar la tecnología actual, sino también expandir sus aplicaciones en la medicina regenerativa y otros campos biomédicos, promoviendo una mayor precisión y eficiencia en la fabricación de tejidos y órganos impresos en 3D.

Agradecimientos

Agradecemos a la Universidad Militar Nueva Granada por proporcionarnos un entorno académico de alta calidad, así como las herramientas y conocimientos necesarios para llevar a cabo este proyecto de grado. Expresamos nuestro sincero agradecimiento al docente Jhon Gómez, cuya guía y dedicación fueron fundamentales para superar los desafíos y alcanzar nuestras metas. También queremos agradecer profundamente a nuestros padres, cuyo apoyo incondicional, amor y motivación nos permitieron desarrollarnos como profesionales. Por último, agradecemos a todos aquellos que contribuyeron al éxito de este proyecto, ya que su apoyo y aliento constante fueron esenciales para lograr nuestros objetivos.

Referencias

- [1] Okubo, N., Qureshi, A. J., Dalgarno, K., Goh, K. L., & Derebail, S. Cost-effective microvalve-assisted bioprinter for tissue engineering. *Bioprinting*, 13, e00043, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2019.e00043>
- [2] Koch, F., Thaden, O., Tröndle, K., Zengerle, R., Zimmermann, S., & Koltay, P. Open-source hybrid 3D-bioprinter for simultaneous printing of thermoplastics and hydrogels. *HardwareX*, 10, e00230, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.hwx.2021.e00230>
- [3] Bharadwaj, T., & Verma, D. Open source bioprinters: Revolutionizing the accessibility of biofabrication. *Bioprinting*, 23, e00155, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2021.e00155>
- [4] Moukachar, A., Harvey, K., Roke, E., Sloan, K., Pool, C., Moola, S., ... & Castell, O. Development and evaluation of a low-cost lego 3D bioprinter: from building-blocks to building blocks of life. *Advanced Materials Technologies*, 8(6), 2100868, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1002/admt.202100868>
- [5] Boutros, M. J. Ingeniería de tejidos: una visión general. *IEEE Revista de Ingeniería Biomédica*, 17(3), 77-84, 1998.
- [6] Chae, H. J., Lee, S., Son, H., Han, S., & Lim, T. Generating 3D bio-printable patches using wound segmentation and reconstruction to treat diabetic foot ulcers. In *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (pp. 2539-2549), 2022. DOI: <https://doi.org/10.1109/CVPR52688.2022.00257>
- [7] Choudhury, D., Anand, S., & Naing, M. W. The arrival of commercial bioprinters Towards 3D bioprinting revolution!. *International Journal of Bioprinting*, 4(2), 2018. DOI: <https://doi.org/10.18063/IJB.v4i2.139>
- [8] Duan, B., Hockaday, L. A., Kang, K. H., & Butcher, J. T. 3D Bioprinting of heterogeneous aortic valve conduits with alginate/gelatin hydrogels. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 101(5), 1255-1264, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34420>
- [9] Engberg, A., Stelzl, C., Eriksson, O., O'Callaghan, P., & Kreuger, J. An open source extrusion bioprinter based on the E3D motion system and tool changer to enable FRESH and multimaterial bioprinting. *Scientific Reports*, 11(1), 21547, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-00931-1>
- [10] Gao, Y., Moshayedi, A. J., Sanatizadeh, E., Behfarnia, P., Kolamrouri, M. K., Semirumi, D. T., & Yusof, M. Y. P. M. Analysis of amorphous structure with polycaprolactone-hydroxyapatite nanoparticles fabricated by 3D bioprinter technique for bone tissue engineering. *Ceramics International*, 49(10), 16053-16060, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2023.01.203>
- [11] Gusmão, A., Sanjuan-Alberte, P., Ferreira, F. C., & Leite, M. Design, fabrication, and testing of a low-cost extrusion-based 3D bioprinter for thermo-sensitive and light sensitive hydrogels. *Materials Today: Proceedings*, 70, 148-154, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.09.010>
- [12] Hinton, T. J., Hudson, A., Pusch, K., Lee, A., & Feinberg, A. 3D Printing PDMS Elastomer in a Hydrophilic Support Bath via Freeform Reversible Embedding. *Nature Communications*, 11(1), 1-11, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.6b00170>
- [13] Kolesky, D. B., Truby, R. L., Gladman, A. S., Busbee, T. A., Homan, K. A., & Lewis, J. A. Bioprinting 3D vascularized tissues. *Advanced Materials*, 26(19), 3124-3130, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201305506>
- [14] Lanaro, M., Luu, A., Lightbody-Gee, A., Hedger, D., Powell, S. K., Holmes, D. W., & Woodruff, M. A. Systematic design of an advanced open-source 3D bioprinter for extrusion and electrohydrodynamic-based processes. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 113, 2539-2554, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00170-021-06634-1>
- [15] McElheny, C., Hayes, D., & Devireddy, R. Design and fabrication of a low-cost three-dimensional bioprinter. *Journal of Medical Devices*, 11(4), 041001, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4037259>
- [16] Mironov, V., Trusk, T., Kasyanov, V., Little, S., Swaja, R., & Markwald, R. Biofabrication: a 21st century manufacturing paradigm. *Biofabrication*, 1(2), 022001, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1088/1758-5082/1/2/022001>
- [17] Mun, K. S., Kim, H., Pandol, S. J., & Naren, A. P. Mo1122: A novel approach to creating 3D matrix using a 3D bioprinter to study CFTR related disorders. *Gastroenterology*, 162(7), S-706, 2022. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0016-5085\(22\)61655-X](https://doi.org/10.1016/S0016-5085(22)61655-X)
- [18] Ozbulut, I. T., Chen, H., & Yu, Y. Development of 'Multi-arm Bioprinter' for hybrid biofabrication of tissue engineering constructs. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 30(3), 295-304, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rcim.2013.10.005>
- [19] Pereira, F. D. A. S., Parfenov, V., Khesuani, Y. D., Ovsianikov, A., & Mironov, V. Commercial 3D bioprinters. *3D Printing and Biofabrication*. Springer International Publishing, Cham, Switzerland, 535-549, 2018. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-319-45444-3_12
- [20] Tashman, J. W., Shiawski, D. J., & Feinberg, A. W. Development of a high performance open-source 3D bioprinter. *Scientific Reports*, 12(1), 22652, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-26809-4>
- [21] Tong, A., Pham, Q. L., Abatemarco, P., Mathew, A., Gupta, D., Iyer, S., & Voronov, R. Review of low-cost 3D bioprinters: State of the market and observed future trends. *SLAS Technology: Translating Life Sciences Innovation*, 26(4), 333-366, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1177/24726303211020297>
- [22] Utama, R. H., Atapattu, L., O'Mahony, A. P., Fife, C. M., Baek, J., Allard, T., ... & Gooding, J. J. A 3D bioprinter specifically designed for the high-throughput production of matrix-embedded multicellular spheroids. *iScience*, 23(10), 101621, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.isci.2020.101621>
- [23] Wagner, M., Karner, A., Gattringer, P., Buchegger, B., & Hochreiner, A. A super low-cost bioprinter based on DVD-drive components and a raspberry pi as controller. *Bioprinting*, 23, e00142, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2021.e00142>

D.L. Sandoval-Buitrago, es Ing. Biomédica egresada de la Universidad Militar Nueva Granada en 2025, perteneciente al semillero de investigación INMED de la facultad de ingeniería desde 2023-1, con intereses en la innovación y renovación de la tecnología médica en busca de la mejora de la calidad de vida de los pacientes, desde aristas como la bioimpresión, la programación y la ingeniería de tejidos; así mismo en la elaboración de prototipos que contribuyen al avance de enfoques como la rehabilitación desde las prótesis y órtesis.

ORCID: 0009-0003-6194-4371

L.F. Lugo-Molina, es Ing. Biomédico egresado de la Universidad Militar Nueva Granada en 2025, perteneciente al semillero de investigación INMED de la facultad de ingeniería desde 2023-1, basado en la mejora de tecnologías medicas relacionadas a programas de rehabilitación con equipos biomédicos generando así mismo herramientas para la ayuda en el campo de ingeniería de tejidos, procesos de bioimpresión, manejo de algoritmos de programación generando avances significativos en la tecnología existente.
ORCID: 0009-0001-4049-3933

M.J. Jiménez-Ortiz, es Ing. Biomédica egresada de la Universidad Militar Nueva Granada en 2025, perteneciente al semillero de investigación INMED de la facultad de ingeniería desde 2023-1, con interés en la ingeniería clínica, enfocada en la innovación de nuevas tecnologías para optimizar el manejo administrativo de las clínicas, mejorando la eficiencia en la gestión de recursos y procesos, con enfoque orientado a integrar soluciones

tecnológicas que beneficien tanto a los pacientes como al personal de salud, contribuyendo al bienestar general y a la modernización del sector.
ORCID: 0009-0009-6969-7866

J.A. Gómez-Portilla, es estudiante de doctorado en Ciencias Aplicadas, enfocado en aplicaciones biomédicas para el cuidado de la diabetes mediante el uso de materiales inteligentes, Universidad Militar Nueva Granada. MSc. en Ingeniería Mecatrónica, con especialidad en ciencia de materiales y desarrollo de sistemas de monitoreo de corrosión para estructuras de concreto de la Universidad Militar Nueva Granada, 2015. Ing. Mecatrónica, de la Universidad Militar Nueva Granada, en 2011, proyecto de grado basado en robots paralelos. Con publicaciones relacionadas con el páncreas artificial. Actualmente interesado en aplicaciones de la mecatrónica para dispositivos implantables, materiales inteligentes para dispositivos biomédicos y desarrollos en biónica.
ORCID: 0000-0002-8613-854X.