






Evaluación de andamios microestructurados 3D con base en PCL/fibroína/nanopartículas de plata como soportes para células de piel

Evaluation of 3D Microstructured Scaffolds Based on PCL/Fibroin/Silver Nanoparticles as Supports for Skin Cells

 Felipe Álvarez Serna¹;   Mónica Liliana Mejía Suaza¹;  María Elena Moncada¹;
 Diego Fernando Uribe-Yunda¹

¹Instituto Tecnológico Metropolitano, Medellín-Colombia

Correspondencia: monicamejia@itm.edu.co

Recibido: 06 Diciembre 2024

Aceptado: 07 Julio 2025

Disponible: 09 Septiembre 2025

Cómo citar / How to cite

F. Álvarez Serna, M. L. Mejía Suaza, M. E. Moncada, and D. F. Uribe-Yunda, "Evaluación de andamios microestructurados 3D con base en PCL/fibroína/nanopartículas de plata como soportes para células de piel," *Tecnológicas*, vol. 28, no. 64, e3345, 2025. <https://doi.org/10.22430/22565337.3345>



Resumen

La ingeniería de tejidos de la piel es un campo en el cual se utilizan células vivas y andamios para tratar defectos. Esta investigación tuvo como objetivo fabricar y evaluar andamios tridimensionales microestructurados a partir de policaprolactona (PCL), fibroína de seda y nanopartículas de plata (Ag-NP) mediante la técnica de *wet-electrospinning*. La metodología empleada consistió en extraer la fibroína de capullos de *Bombyx Mori* y se sintetizaron Ag-NP mediante reducción química, combinándolas con soluciones de PCL para crear andamios 3D. Estos se caracterizaron a través de microscopía electrónica de barrido (SEM), análisis térmico (TGA y DSC), espectroscopía FTIR y pruebas de ángulo de contacto al agua (WCA). Adicionalmente, se evaluó su citocompatibilidad mediante el ensayo MTT utilizando la línea celular de fibroblastos de ratón L929. Los resultados mostraron que la inclusión de fibroína y Ag-NP mejoró la hidrofilia y la citocompatibilidad de los andamios cumpliendo con la norma ISO 10993-5:2009. La técnica de *wet-electrospinning* permitió obtener estructuras porosas con propiedades térmicas y morfológicas adecuadas para imitar la matriz extracelular. Finalmente, se concluye que los andamios desarrollados muestran una alta viabilidad para su uso como sustrato para la regeneración de tejidos cutáneos, subrayando la necesidad de realizar estudios *in vivo* que respalden su aplicación en entornos clínicos.

Palabras clave

Andamios tridimensionales, *wet-electrospinning*, fibroína de seda, nanopartículas de plata, tejidos dérmicos.

Abstract

Skin tissue engineering is a field in which living cells and scaffolds are used to treat defects. This research aimed to fabricate and evaluate three-dimensional microstructured scaffolds made of polycaprolactone (PCL), silk fibroin, and silver nanoparticles (Ag-NPs) using the wet-electrospinning technique. The methodology consisted of extracting fibroin from *Bombyx mori* cocoons and synthesizing Ag-NPs via chemical reduction, combining them with PCL solutions to create 3D membranes. These membranes were characterized using scanning electron microscopy (SEM), thermal analysis (TGA and DSC), FTIR spectroscopy, and water contact angle (WCA) measurements. In addition, its cytocompatibility was evaluated by MTT assay with the L929 mouse fibroblast cell line. The results showed that the inclusion of fibroin and Ag-NPs improved the hydrophilicity and cytocompatibility of the scaffolds, in accordance with the ISO 10993-5:2009 standard. The *wet-electrospinning* technique enabled the formation of porous structures with suitable thermal and morphological properties to mimic the extracellular matrix. Finally, it is concluded that the developed scaffolds show high potential for use as substrates for skin tissue regeneration, highlighting the need for further *in vivo* studies to support their application in clinical settings.

Keywords

Three-dimensional scaffolds, wet-electrospinning, silk fibroin, silver nanoparticles, dermal tissues.

1. INTRODUCCIÓN

La piel, siendo el órgano más grande del cuerpo humano y actuando como una barrera protectora contra la invasión microbiana, la deshidratación y las agresiones térmicas, mecánicas y químicas, está expuesta a diversas afecciones que pueden comprometer su salud, apariencia y funcionalidad, como heridas, lesiones o quemaduras [1]. Las lesiones cutáneas, ya sean agudas o crónicas, alteran la integridad de la piel y comprometen su función como barrera protectora, exponiendo el organismo a infecciones y desequilibrios fisiológicos graves. Entre las causas comunes se encuentran heridas traumáticas, quemaduras y úlceras por presión, todas caracterizadas por procesos inflamatorios prolongados y defectos en la cicatrización que pueden derivar en complicaciones sistémicas y discapacidad severa [2], [3].

La ingeniería de tejidos de la piel emerge como un campo prometedor para tratar defectos cutáneos, utilizando células vivas y andamios. El *wet-electrospinning* es un método relativamente sencillo y eficaz para producir andamios, los cuales deben ser biocompatibles, biodegradables y poseer propiedades antimicrobianas, así como ofrecer las condiciones geométricas adecuadas para la regeneración del tejido dañado y así lograr una cicatrización completa y óptima [4]. Este método busca imitar la matriz extracelular natural, y, por lo tanto, es crucial seleccionar adecuadamente los biomateriales, como los polímeros, para crear estos andamios [5]. El *wet-electrospinning* representa una evolución del método de *electrospinning*, una técnica para producir fibras ultrafinas a partir de soluciones de polímeros. En esta variante, las micro/nano fibras electrohiladas son depositadas en una solución líquida. Durante el proceso de hilado, la porosidad, tamaño de poros e interconectividad de los andamios tridimensionales son influenciados por el diámetro de las fibras y la densidad del empaque. El *wet-electrospinning* ha tenido varias aplicaciones como por ejemplo en tejidos de piel, hueso y cartílago [6].

La policaprolactona (PCL) es un polímero semicristalino muy empleado en la ingeniería de tejidos por su capacidad de biodegradación, su no toxicidad, su fácil procesamiento térmico, su alta temperatura de descomposición, sus excelentes propiedades mecánicas y la posibilidad de integrarlo como compuesto, mezcla física o copolímero con otros biomateriales [4]. Hasta ahora, se han llevado a cabo múltiples esfuerzos para emplear la PCL y sus copolímeros con poliésteres biodegradables en la impresión 3D [7].

Varios estudios han explorado la técnica de *wet-electrospinning* para la fabricación de andamios a base de PCL destinados a la ingeniería de tejido cutáneo. En uno de ellos se desarrolló un andamio de PCL mediante *wet-electrospinning*, utilizando un baño coagulante de etanol/agua con tensión superficial de 28.52 mN/m. Esta condición permitió obtener haces continuos de fibras con estructura tridimensional. La morfología en capas favoreció la adhesión

y proliferación de células endoteliales de la vena umbilical humana (HUVEC por sus siglas en inglés). Los autores atribuyeron este efecto a la porosidad, uniformidad y orientación de las fibras que imitan la matriz extracelular [8].

En otro estudio, diseñaron andamios 3D de PCL mediante *wet-electrospinning*, recolectados en etanol saturado con CO₂ y expandidos en agua. La estructura resultante alcanzó una porosidad del 95.3%, imitando eficazmente la matriz extracelular (ECM por sus siglas en inglés). Este diseño favoreció la adhesión, proliferación y viabilidad de fibroblastos 3T3. Además, la cristalización controlada fortaleció el andamio sin afectar su biocompatibilidad [9].

Por otra parte, las nanopartículas de plata (Ag-NP) representan una alternativa a los antibióticos debido a sus propiedades antibacterianas y bactericidas. Gracias a estas características, las Ag-NP se han integrado en diversos campos, ampliando su aplicación en biomateriales para implantes y en aplicaciones biomédicas. Por ejemplo, en una investigación, fabricaron un andamio tridimensional mediante *wet-electrospinning*, empleando policaprolactona y colágeno dérmico de *Rana chensinensis* (RCSC por sus siglas en inglés). Las fibras fueron recolectadas en soluciones de etanol con distintas concentraciones de nanopartículas de plata (25–100 mg/L). Al aumentar la concentración de Ag-NP se incrementó el diámetro de las fibras y el tamaño de poro, manteniendo una porosidad cercana al 90%. Los andamios demostraron propiedades antibacterianas reforzadas y una citotoxicidad mínima en fibroblastos humanos [10]. También en un estudio, se evaluaron los andamios nanofibrosos de quitosano (Ch) combinadas con nanopartículas de plata (Ag-NP) electrohiladas en términos de estructura, biodegradación, comportamiento antibacteriano y citocompatibilidad.

Los andamios de quitosano tratados con una solución de NaOH en etanol-agua 1 M mantuvieron su estructura porosa y fueron insolubles en medios acuosos neutros o básicos. Estos demostraron alta biocompatibilidad y un entorno adecuado para la proliferación celular. Las Ag-NP no afectaron la biocompatibilidad, pero proporcionaron un efecto antibacteriano significativo contra bacterias *Gram-negativas* y *Gram-positivas*. Los andamios de quitosano-TFA/DCM con Ag-NP, tras la neutralización alcalina, podrían ser prometedores para la ingeniería de tejidos, combinando compatibilidad celular adecuada y alta capacidad antimicrobiana [11].

La fibroína es una proteína fibrosa sintetizada por ciertos artrópodos, como los gusanos y las arañas, durante la producción de seda. Esta proteína exhibe propiedades mecánicas destacadas, incluyendo una alta resistencia a la tracción y elasticidad, así como biocompatibilidad y biodegradabilidad, lo que la convierte en un material ampliamente utilizado en ingeniería de tejidos. Por ejemplo, se aplica en la ingeniería de tejidos para la creación de estructuras como tejido conectivo, vascular, óseo y dérmico [12], [13].

Varios estudios respaldan el uso de la fibroína. En uno de ellos utilizaron PCL y fibroína para desarrollar andamios nanofibrosos tridimensionales mediante *wet-electrospinning*. Se utilizó una mezcla formiato/metanol como baño coagulante. Los andamios mostraron buena porosidad, biodegradabilidad y citocompatibilidad con fibroblastos dérmicos humanos. La combinación PCL/SF mejoró la adhesión celular frente al PCL puro [14].

En otra investigación usaron fibroína e hidroxapatita, para desarrollar un andamio compuesto tridimensional. Este andamio fue evaluado en heridas de cuello de ratas, demostrando una alta capacidad de retención de humedad, lo que resultó en una aceleración notable en el proceso de cicatrización de heridas. Al evaluarlas con fibroblastos L929 se demostró una excelente adhesión celular y biocompatibilidad [15].

Este estudio tuvo como objetivo fabricar andamios microestructurados utilizando la técnica de *wet electrospinning* combinando fibroína, nanopartículas de plata (Ag-NP) y el polímero sintético PCL. La metodología implicó la extracción de fibroína de los capullos de gusanos de seda *Bombyx Mori*, la síntesis de nanopartículas de plata por el método de reducción química, la preparación de soluciones de fibroína y el polímero sintético PCL. Luego, las soluciones se electrohicieron en húmedo y se caracterizaron los andamios resultantes mediante diferentes pruebas, tales como: morfológicas, térmicas, eléctricas y de ángulo de contacto y, finalmente, se realizó una prueba de viabilidad celular para fibroblastos L929 de ratón.

2. METODOLOGÍA

2.1 Extracción de fibroína de seda

El proceso de extracción de fibroína a partir de capullos de seda del gusano *Bombyx Mori* fue llevada a cabo en el laboratorio de Biomateriales de la Universidad de Antioquia. Primero, se cortaron los capullos en pequeños trozos (5 g) y se disolvieron en (500 mL) de agua destilada y carbonato de sodio (Na_2CO_3) al 0.5% (w/v) a una temperatura de 90°C durante una hora. Luego, se enjuagaron con agua destilada para eliminar impurezas y se dejaron secar a 37°C durante la noche. A continuación, se disolvieron en una solución de disolvente ternario de $\text{CaCl}_2/\text{H}_2\text{O}/\text{CH}_3\text{CH}_2\text{OH}$ (cloruro de calcio/agua destilada/etanol) en una relación molar 1:8:2, respectivamente, a 60 C y durante 1 hora. La solución resultante se dializó a temperatura ambiente en una membrana tubular de grado alimentario contra agua destilada durante 3 días para eliminar las sales (CaCl_2), y, finalmente, se guardó en nevera a 5°C para su conservación, obteniendo una concentración final de fibroína alrededor del 2% w/w [16].

2.2 Síntesis de nanopartículas de plata (Ag-NP)

En otro proceso, se realizó la síntesis de nanopartículas de plata (Ag-NP) mediante el método de reducción química. Se preparó una solución 0.1 M de nitrato de plata (AgNO_3), la cual fue añadida como agente precursor a 1 mL de agua destilada y agitada durante 10 minutos. Luego, se añadió a 100 mL de agua destilada caliente a 90°C. El citrato de sodio dihidratado al 1% wt se agregó goteando lentamente usando una bureta, a la solución principal como agente reductor. La solución se mantuvo bajo agitación hasta que se tornó de color amarillo claro, indicando el fin de la reacción [17].

2.3 Preparación de soluciones poliméricas

Posteriormente, en el laboratorio de biomateriales y electromedicina del ITM, se prepararon soluciones de fibroína/Ag-NP y el polímero sintético PCL. Primero, se dispersó durante 1 hora el polímero sintético PCL (con concentraciones entre 10% wt, 15% wt y 18% wt) en cloroformo a temperatura de 80°C para facilitar su solubilización. Luego, se mezclaron las soluciones de PCL y fibroína (2%w/w) bajo agitación constante hasta lograr soluciones binarias homogéneas a diferentes proporciones. Finalmente, se agregaron las Ag-NP al 0.5% wt respecto a la composición ternaria polímero/fibroína/Ag-NP.

2.4 Fabricación de andamios mediante wet-electrospinning

A continuación, con el equipo electrospinning Fluidnatek™ LE-100 del ITM, se fabricaron andamios 3D mediante *wet-electrospinning*. Se definieron las condiciones del electrohilado en función del voltaje de aplicación (18 V, -15 V), la separación de electrodos (15 cm), y la velocidad de flujo de 1 mL/h. Luego, se inyectaron las disoluciones por una jeringa y se utilizó un baño de coagulación con etanol para la obtención de los andamios 3D. Este proceso se realizó a temperatura ambiente con humedad alrededor de 60%. Antes de la caracterización, los andamios se almacenaron en un desecador por 48 horas.

2.5 Caracterización de las nanopartículas de plata

2.5.1 Formación de Ag-NP (espectrometría UV-VIS)

Utilizando un espectrofotómetro UV-vis MAPADA 3200 PC en modo de absorbancia, se midieron los espectros ultravioleta-visible (UV) de la suspensión de Ag-NP en el rango de longitud de onda de 300–600 nm.

2.5.2 Morfología y tamaño de Ag-NP (TEM)

El tamaño, la distribución y la morfología de las nanopartículas de plata (Ag-NP) fueron examinados utilizando un microscopio electrónico de transmisión (TEM) FEI TECNAI G2 F20 S-TWIN. Antes de tomar las micrografías a un voltaje de 200 kV y una magnificación de x97.00, se colocó una gota de la suspensión coloidal de Ag-NP sobre una rejilla de cobre y se dejó secar en agua destilada bajo una campana de flujo laminar. El tamaño promedio de las nanopartículas de plata se calculó a partir de 20 mediciones y se examinó en el software Image J.

2.6 Caracterización de la fibroína

2.6.1 Análisis químico

Los grupos químicos de la fibroína se obtuvieron al usar una solución de 1 mL dejada secar y, posteriormente, analizada mediante espectrofotómetro infrarrojo de transformada de Fourier (FTIR) (Equipo modelo Shimadzu IR trace-100). El espectro de la fibroína se detectó usando el modo de reflectancia total atenuada (ATR) en el número de onda de 4000 a 500 cm^{-1} con 32 barridos a una resolución de 2 cm^{-1} en modo de transmitancia y en condiciones ambientales.

2.6.2 Evaluación de las propiedades térmicas

Para conocer los cambios en la masa de las muestras con respecto al cambio de temperatura se utilizó el análisis termogravimétrico (TGA). Para esto, un volumen de 0.4 mL de solución de fibroína fue secada y obtenidos 8 mg, que se ubicaron en la celda del equipo SDT Q600-TA Instruments. El proceso contempló el aumento de la temperatura desde ambiente hasta 800°C a una velocidad de calentamiento de 10°C/min conservando una atmósfera de nitrógeno con un flujo de 40 mL/min.

2.7 Caracterización de los andamios

2.7.1 Morfología (SEM)

En primer lugar, se llevaron a cabo pruebas morfológicas, para lo cual se recubrieron las muestras con oro utilizando la técnica de sputtering en el equipo Quorum Q300TD del Laboratorio de Microscopía Electrónica de Barrido del ITM. Luego, se realizaron micrografías de las muestras recubiertas utilizando el Microscopio Electrónico de Barrido SEM JEOL JSM-7100. Finalmente, se utilizó el software Image J para medir los diámetros de alrededor de 100 fibras para cada una de las muestras electrohiladas, con el fin de obtener el histograma y el diámetro promedio de fibra.

2.7.2 Análisis térmico (TGA/DSC)

Para el análisis térmico se prepararon las muestras en dimensiones adecuadas y en cantidades de 8 mg para las pruebas de SDT Q600 de TA Instruments del Laboratorio de Ciencias Térmicas del ITM. Se realizaron las pruebas con un flujo de nitrógeno de 40 mL/min y una rampa de 10 C/min. Se usó un rango de temperatura de 28°C hasta 700 C para el análisis termogravimétrico (TGA), obteniéndose el porcentaje de pérdida de masa en el tiempo, y un rango de temperatura de 28 a 300°C para la calorimetría diferencial de barrido (DSC). Los datos son representados mediante una gráfica que relaciona la temperatura (°C) (eje x) y el flujo de calor (mW) (eje y).

2.7.3 Interacción química (FTIR)

La interacción química entre los grupos funcionales presentes en los andamios compuestos de microfibras de PCL, fibroína de seda (SF) y nanopartículas de plata (Ag-NP) fue evaluada mediante espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier con reflectancia total atenuada (ATR-FTIR), empleando un espectrofotómetro Shimadzu modelo IR Tracer-100. Los espectros fueron adquiridos en el rango de número de onda de 4000 a 500 cm^{-1} , con un total de 32 barridos por muestra, a una resolución espectral de 4 cm^{-1} , en modo de transmitancia y bajo condiciones ambientales controladas.

2.7.4 Mojabilidad

La capacidad de humectación de las superficies fue determinada mediante la medición del ángulo de contacto con el agua (WCA), con el objetivo de evaluar la hidrofiliidad de los diferentes tipos de andamios. Las mediciones se realizaron utilizando un goniómetro DataPhysics OCA 15EC. Se depositó una gota de 20 μL de agua desionizada sobre la superficie de cada muestra, registrándose imágenes con una cámara de alta resolución. A continuación, se determinó el ángulo de contacto entre la gota y el material. Cada muestra fue analizada por triplicado para asegurar la reproducibilidad de los resultados.

2.8 Evaluación de citocompatibilidad mediante ensayo MTT

La citocompatibilidad de los andamios se determinó mediante el ensayo MTT, evaluando la viabilidad de la línea celular de fibroblastos de ratón L929 (ECACC 85011425), de acuerdo con lo estipulado en el Anexo C de la norma *ISO 10993-5 Biological evaluation of medical devices. Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity*. Para ello, tanto los andamios como los materiales de referencia (RM-A: citotóxico, y RM-C: no citotóxico) fueron esterilizados con luz UV, previo a la preparación de extractos. Los extractos fueron preparados de acuerdo con los lineamientos de la norma *ISO 10993-12 Biological evaluation of medical devices. Part 12: Sample preparation and reference materials*, empleando una proporción de 0.1 g de muestra por cada 1 mL de medio DMEM completo (suplementado con 10% de suero bovino fetal y 1% de penicilina/estreptomicina), y se incubaron a 37 C con agitación durante 24 horas.

Los fibroblastos L929 se sembraron en placas de 96 pozos a una densidad de 1×10^4 células/pozo y se cultivaron por 24 horas a 37 C en una atmósfera con 5% de CO_2 . Luego, fueron tratadas con los extractos puros de los andamios y los materiales de referencia. Como control negativo, se utilizaron células no tratadas mantenidas en medio DMEM completo. Después de 24 horas de exposición, se retiraron los extractos y se añadió a cada pozo 50 μL de solución de MTT (1 mg/mL), incubando durante 2 horas a 37°C. Los cristales de formazán generados se disolvieron con isopropanol acidificado, y la absorbancia se midió a 570 nm usando un lector de microplacas Varioskan (Thermo Scientific). La viabilidad celular se calculó como porcentaje relativo respecto al control no tratado.

Se realizaron tres réplicas biológicas para los andamios y los controles (células no tratadas, RM-A y RM-C), utilizando tres réplicas técnicas en cada ensayo. La citotoxicidad se expresó como porcentaje de viabilidad con respecto a las células no tratadas, y la citocompatibilidad se determinó según la norma ISO 10993-5, donde una reducción de la viabilidad celular $\leq 30\%$ se considera como un efecto no citotóxico. Los datos se presentan como la media de las tres réplicas biológicas \pm desviación estándar.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Caracterización de nanopartículas de plata (Ag-NP)

3.1.1 Formación de nanopartículas de plata (Ag NP) mediante espectroscopía UV- VIS

La espectroscopía UV-VIS fue empleada para analizar los espectros obtenidos de las suspensiones de nanopartículas de plata (Ag-NP). El pico de absorción se localizó dentro de la banda correspondiente a la resonancia de plasmones superficiales (SPR), en un rango de 350 a 500 nm. Se registró una banda de absorción máxima alrededor de los 425 nm (Figura 1), lo que confirma la formación de Ag-NP. Estos resultados concuerdan con los reportados en estudios previos [10], [18], [19].

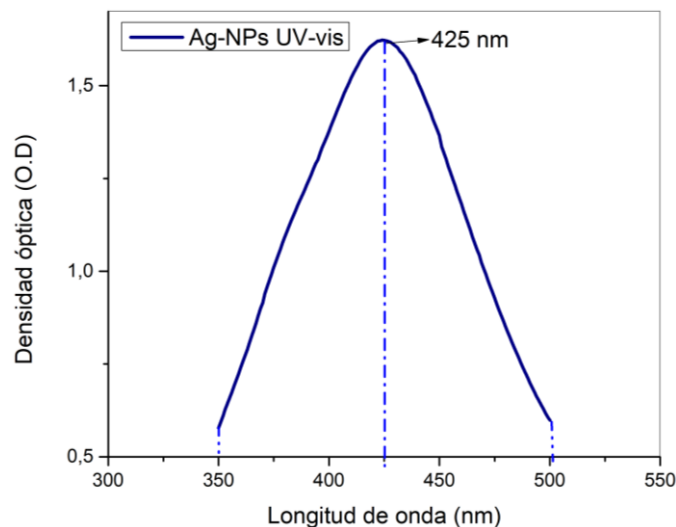


Figura 1. Espectro UV-vis de las Ag NP. Fuente: elaboración propia.

3.1.2 Morfología y tamaño de Ag-NP (TEM)

Las nanopartículas de plata presentan una morfología casi esférica e irregular, con un tamaño promedio que varía entre 4.67 nm y 53.31 nm (Figura 2). El citrato trisódico actuó como agente reductor del nitrato de plata y, simultáneamente, como agente estabilizante, ya que en las micrografías TEM no se evidenciaron aglomeraciones significativas, las cuales se manifestarían como regiones más oscuras en la escala de grises, a lo reportado previamente de tamaños 5 a 50 nm [10], [19], [20].

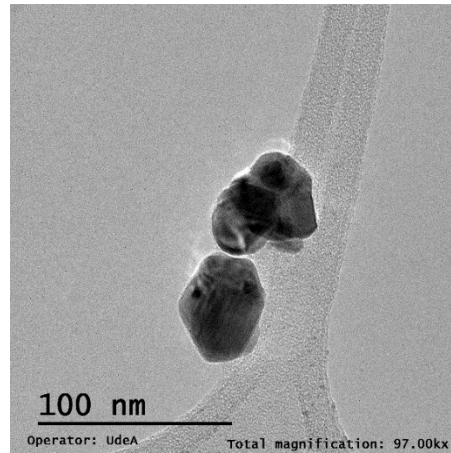


Figura 2. Micrografías TEM de las nanopartículas de plata. Ampliación: x97.00.
Fuente: elaboración propia.

3.2 Caracterización de fibroína

3.2.1 Análisis químico

La Figura 3 presenta el espectro de los grupos funcionales obtenido para la fibroína analizados con el software Origin Pro-2022.

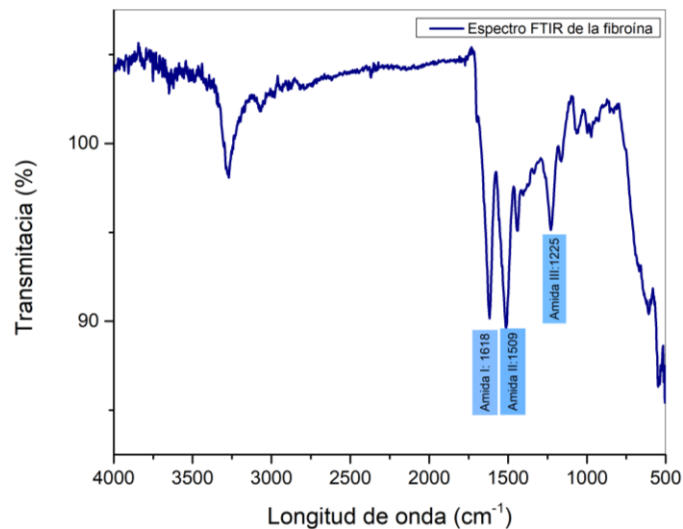


Figura 3. Espectro FTIR fibroína. Fuente: elaboración propia.

En el espectro FTIR de la fibroína se observa la banda amida I en 1618 cm^{-1} correspondiente a las vibraciones de estiramiento C=O a las estructuras de láminas β . La fibroína es rica en aminoácidos como glicina, alanina y serina que favorecen la formación de láminas β , lo que también se refleja en la banda amida II, presentando un pico en 1509 cm^{-1} correspondiente a las vibraciones de flexión N-H secundaria y estiramiento C-N. La fibroína es rica en aminoácidos como glicina, alanina y serina, que favorecen la formación de láminas β . La banda de amida III, también característica de este tipo de proteínas se observa en el pico a 1225 cm^{-1} relacionada a las vibraciones de estiramiento de C-N y flexión N-H.

En esta investigación se usó una combinación de cloruro de calcio (CaCl_2), etanol y agua, para disminuir posibles riesgos de toxicidad y mantener la estructura cristalina de la fibroína, especialmente las láminas β , que mantienen la resistencia mecánica, la estabilidad térmica y

las propiedades piezoeléctricas de los andamios. El proceso de diálisis fue seguido cuidadosamente para evitar la retención de impurezas.

Los grupos funcionales amidas, característicos de la fibroína, continúan presentes después del proceso de separación de la sericina, lo que indica que su estructura no se ha alterado significativamente durante el proceso de extracción. Además, se observa una estructura secundaria de láminas β , crucial para mantener las propiedades bioactivas, mecánicas y piezoeléctricas del andamio. Este resultado coincide con lo observado en otras investigaciones, en las que también se detectaron señales correspondientes a grupos amida en rangos de longitud de onda similares [21].

3.2.2 Evaluación de las propiedades térmicas

La Figura 4 presenta el termograma de la fibroína, evaluando cambios en su masa desde temperatura ambiente hasta 800°C, identificando dos regiones principales.

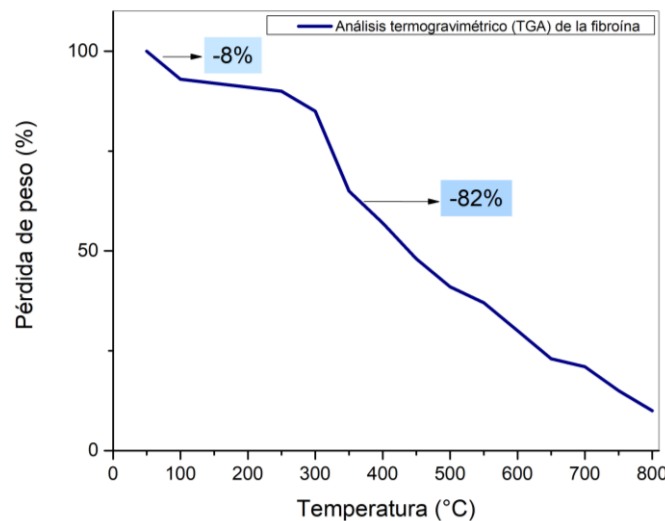


Figura 4. Análisis termogravimétrico (TGA) de la fibroína. Fuente: elaboración propia.

En la primera se evidencia una degradación térmica entre 25°C y 200°C relacionada con la pérdida de agua. Una segunda zona entre 200°C y 600°C donde la mayor parte de la fibroína se descompone, relacionada con la degradación de enlaces peptídicos de las amidas. A 800°C se observa un residuo del 10%, lo que sugiere la presencia de componentes que no se volatilizaron a temperaturas más bajas. La presencia de este residuo sugiere que la fibroína no se descompone por completo, dejando una fracción inerte [22]. Además, podría atribuirse a restos de las sales empleadas durante el proceso de extracción, como se ha observado en investigaciones relacionadas [23].

3.3 Caracterización de los andamios

3.3.1 Morfología (SEM)

La morfología y los diámetros promedio de los andamios de PCL fabricados mediante *wet-electrospinning* fueron analizados utilizando microscopía electrónica de barrido (SEM). Las microfibras obtenidas mostraron una distribución aleatoria, siendo continuas e ininterrumpidas. La estructura de las fibras estuvo influenciada por la baja tensión superficial del etanol (22 mN/m) utilizado en el baño de coagulación. Esto provocó que las microfibras se enrollaran entre sí y se depositaran en el fondo del vaso precipitado, resultando en andamios

con una estructura gruesa y esponjosa. Este comportamiento es similar a lo reportado en un estudio previo, donde observaron una mejora en la formación de fibras al utilizar etanol en lugar de agua en el baño coagulante [24].

Como se observa en la Figura 5, el diámetro de las fibras incrementó con el aumento de la concentración de PCL, pasando de un diámetro promedio de 0.56 μm para el PCL al 10% wt a 7.79 μm para el PCL al 18% wt. De manera similar, los andamios de PCL 10/SF/Ag-NP presentaron un diámetro de 6.68 μm , mientras que las de PCL 18/SF/Ag-NP alcanzaron un diámetro de 41.27 μm . Según lo descrito en la literatura, se explica porque al incrementar la concentración de PCL, la conductividad eléctrica disminuye y la solución se vuelve más viscosa [25]. Adicionalmente, la rugosidad de las fibras aumentó con la adición de fibroína y nanopartículas de plata. Por lo general, se han empleado solventes como acetona [26] y HFIP (1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2-propanol) [24], [27], con constantes dieléctricas de 20.7 y de 15-20, respectivamente. Sin embargo, en este estudio se utilizó cloroformo debido a su constante dieléctrica de 4.81 [28], lo que permitió obtener microfibras con un diámetro promedio menor en comparación con los resultados reportados previamente en la literatura.

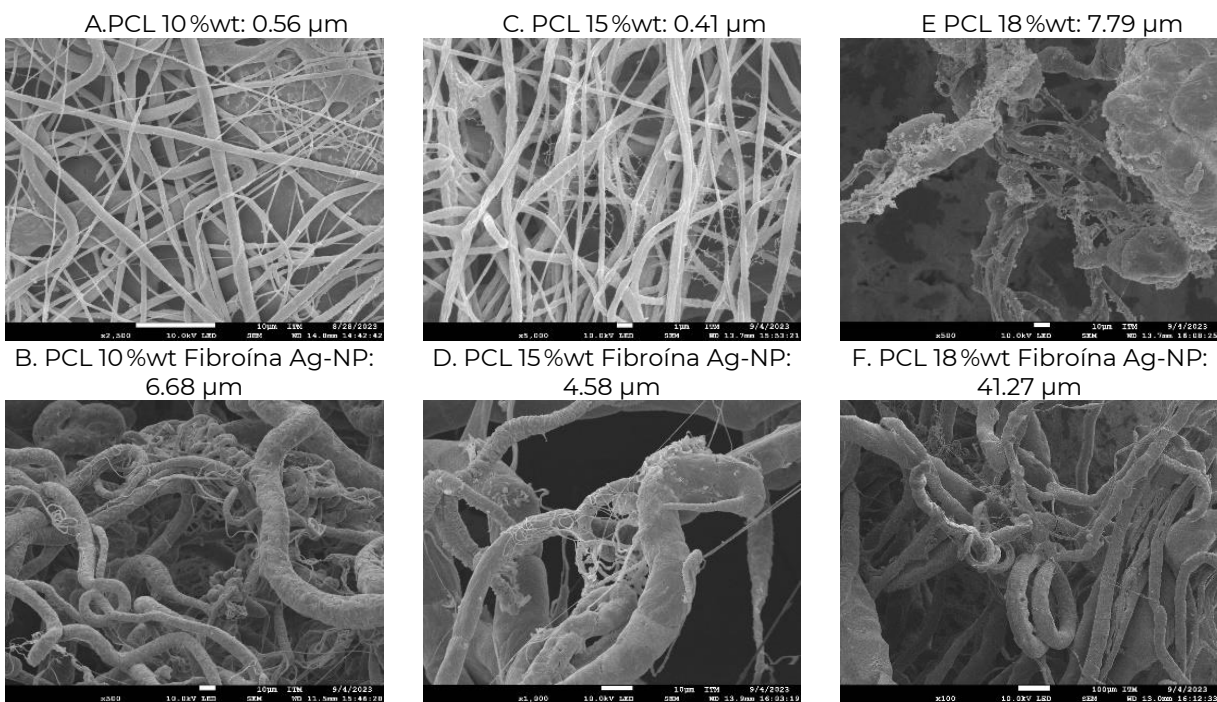


Figura 5. Micrografías SEM de andamios fabricados por *wet-electrospinning*. A. PCL 10% wt, B. PCL10/SF/Ag-NP, C.PCL 15% wt, D. PCL 15/SF/Ag-NP, E. PCL 18%wt, F. PCL18/SF/Ag-NP.

Fuente: elaboración propia.

3.3.2 Análisis térmico (TGA/DSC)

Además, se evaluaron las propiedades térmicas de los andamios de PCL fabricados mediante *wet-electrospinning*. Estos andamios mostraron un inicio de degradación térmica entre 311°C y 340°C, resultados consistentes con los reportados en estudios recientes, que identificaron temperaturas de degradación de andamios PCL/nHA superiores a 300°C [29]. La región I asociada a la deshidratación que normalmente se presenta de 25°C a 100°C, no se presentó debido a un secado previo que se les realizó a las muestras. La región II asociada a la descomposición de las cadenas principales de PCL por la fusión se presentó de 230°C a 450°C. Finalmente, la región III asociada a la combustión en la que se descompone térmicamente la cadena principal del PCL se presentó de 450°C a 700°C. La adición de fibroína y Ag-NP no afecta

significativamente la estabilidad térmica del PCL, ya que las temperaturas de degradación (TD) son muy cercanas entre sí [30], como se ilustra en la Figura 6.

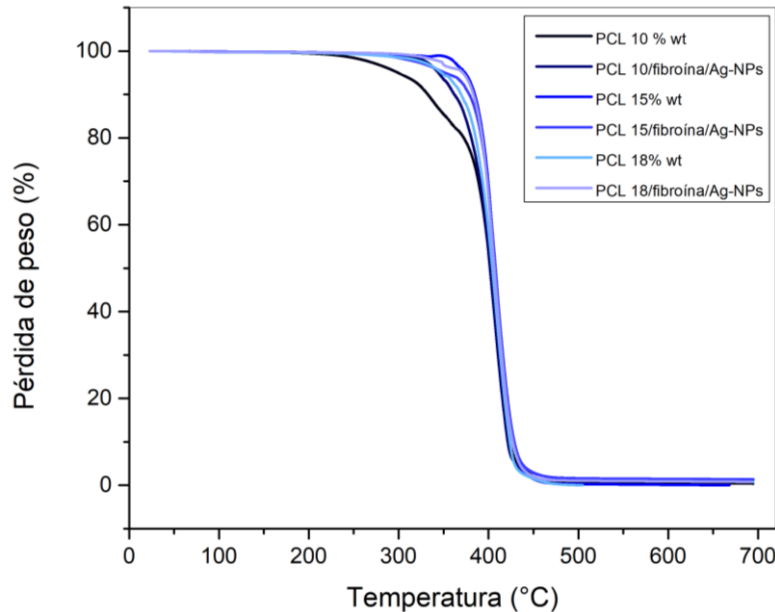


Figura 6. TGA de los andamios de PCL 10, 15, 18% wt puro y compuesto de PCL 10, 15, 18% wt/fibroína/Ag-NP fabricados por *wet-electrospinning*. Fuente: elaboración propia.

Los andamios de PCL fabricados mediante *wet-electrospinning* fueron analizados utilizando DSC, mostrando una temperatura de fusión (T_m) con un pico endotérmico alrededor de los 67°C a 71°C. Para PCL 10% wt fue de 68.35°C, 68.19°C para PCL10/SF/Ag-NP, 70.97°C para PCL 15% wt, 71.51°C para PCL15/SF/Ag-NP, 69.24°C para PCL 18% wt y 67.95°C para PCL18/SF/Ag-NP, como se observa en la Figura 7.

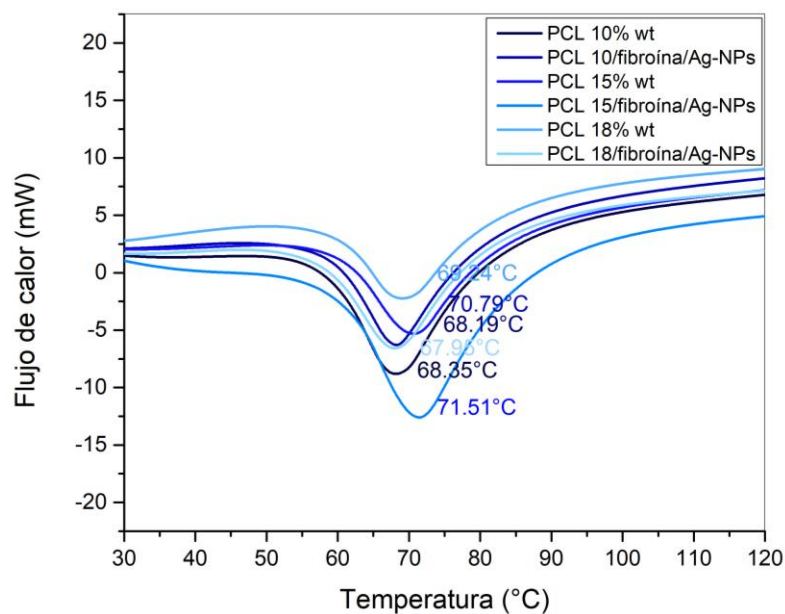


Figura 7. DSC de los andamios de PCL 10%, 15%, 18% wt puro y compuestos de PCL 10, 15, 18% wt/SF/Ag-NP fabricados por *wet-electrospinning*. Fuente: elaboración propia.

Aunque se observó un ligero incremento en la temperatura de fusión (T_m) en los andamios compuestos de PCL 15 % wt con fibroína y nanopartículas de plata respecto a las de PCL 15 % wt puro, este no fue significativo. Estos resultados se correlacionan con el TGA en los cuales no hubo una variación en la temperatura de degradación. Los resultados obtenidos son consistentes con los reportados en estudios recientes, donde andamios electrohilados de PCL con nitrato de plata mostraron temperaturas de fusión en un rango similar a 62–65°C [31].

3.3.3 Interacción química (FTIR)

Adicionalmente, se analizó la interacción química de los grupos funcionales presentes en los andamios de PCL fabricados mediante *wet-electrospinning* (Figura 8). Los resultados mostraron los picos característicos del PCL: 2945 cm^{-1} (estiramiento asimétrico de CH_2), 2866 cm^{-1} (estiramiento simétrico de CH_2), un pico agudo en 1720 cm^{-1} correspondiente al estiramiento de los grupos carbonilo ($\text{C}=\text{O}$), 1240 cm^{-1} (vibración de $\text{C}-\text{O}$) y 1163 cm^{-1} (estiramiento de $\text{C}-\text{O}-\text{C}$) [10], [24]. En cuanto a la fibroína, se identificaron sus picos característicos de amida, los cuales mostraron buena interacción con los grupos funcionales del PCL y las Ag-NP.

No se observó el pico en 1277 cm^{-1} asociado al nitrato de plata (AgNO_3^-), lo que podría sugerir una reducción efectiva del precursor de plata. Sin embargo, esta ausencia no puede considerarse concluyente, ya que no se realizó un proceso de purificación posterior a la síntesis; además, la presencia de polímero en mayor proporción podría enmascarar las señales de este compuesto [19].

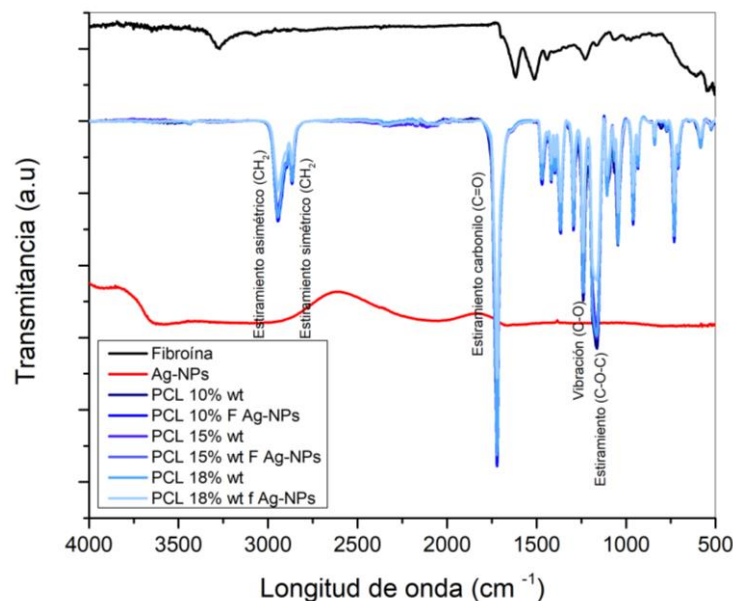


Figura 8. Espectros ATR-FTIR de andamios de PCL y compuestas de PCL/Fibroína/Ag-NPs fabricadas por *wet-electrospinning*. Fuente: elaboración propia.

3.3.4 Mojabilidad

Los andamios de PCL fabricados mediante *wet-electrospinning* con concentraciones de PCL al 10% wt, 15% wt y 18% wt puro presentaron ángulos de contacto con el agua (WCA) de 92.83°, 103.46° y 105.81°, respectivamente. Estos resultados indican que, al aumentar la concentración de PCL, los andamios se volvieron más hidrofóbicos. Sin embargo, al incorporar fibroína y nanopartículas de plata, el WCA disminuyó, registrándose valores de 86.48° para PCL10/SF/Ag-NP, 79.46° para PCL15/SF/Ag-NP y 78.7° para PCL18/SF/Ag-NP (Figura 9).

Estas reducciones en el WCA reflejan una mayor hidrofília, probablemente atribuida a las superficies más rugosas que las de los andamios fabricados por *electrospinning* tradicional. No obstante, dicha rugosidad dificultó obtener mediciones homogéneas, lo que incrementó la desviación estándar.

En un estudio reciente, se evaluaron andamios fabricados mediante *rotary jet spinning*, encontrando que los andamios de policaprolactona combinadas con alginato presentaron un aumento en la absorción de agua, mejorando significativamente la hidrofília de las superficies. Estos andamios demostraron ser prometedores para ingeniería de tejido óseo, favoreciendo la adhesión celular, la difusión de nutrientes y la regeneración tisular [32]. En este contexto, se espera que los andamios de PCL18/SF/Ag-NP, al presentar el menor WCA y ser las más hidrofílicas, exhiban mejores propiedades de adhesión y proliferación celular *in vitro*.

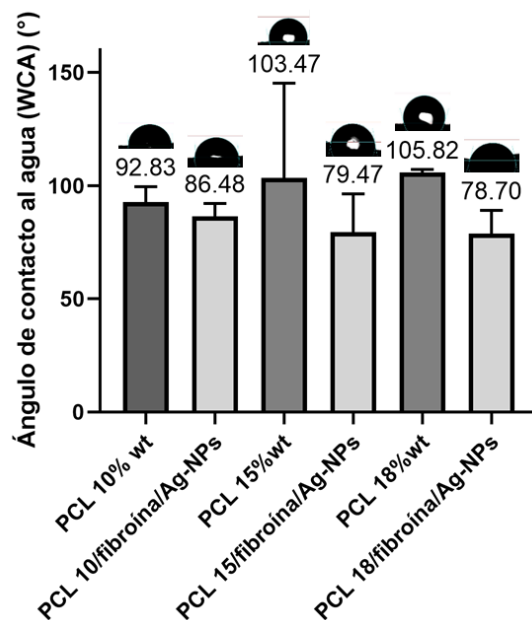


Figura 9. Ángulo de contacto al agua de andamios de PCL puro y compuestas de PCL/fibroína/Ag-NP fabricadas por *wet-electrospinning*. Fuente: elaboración propia.

3.4 Citocompatibilidad de los andamios

La citocompatibilidad de los andamios de PCL obtenidos por *wet-electrospinning* fue evaluada mediante la prueba de extractos, de acuerdo con lo estipulado en el Anexo C de la norma *ISO 10993-5 Biological evaluation of medical devices. Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity*. En todos los casos, la viabilidad de los fibroblastos L929 de ratón se mantuvo por encima del 70%, cumpliendo con los criterios de citocompatibilidad establecidos por dicha norma.

Se observó una mayor viabilidad celular con la adición de fibroína y nanopartículas de plata (Ag-NP) en las formulaciones PCL 15/fibroína/Ag-NP y PCL 18/fibroína/Ag-NP, en comparación con el PCL 15% wt y PCL 18% wt puro. Por el contrario, la formulación PCL 10/fibroína/Ag-NP mostró una viabilidad menor con respecto a PCL 10%wt puro. Estos resultados sugieren que la adición de fibroína y Ag-NP tiene un efecto dependiente de la concentración de PCL (Figura 10).

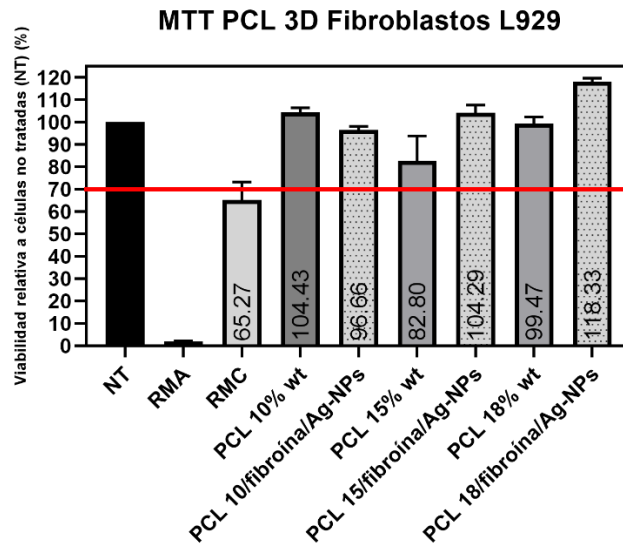


Figura 10. Porcentaje de viabilidad celular de fibroblastos de ratón L929 expuestos a extractos de los andamios de PCL puro y PCL/Fibroína/Ag-NP fabricadas por *wet-electrospinning*. La línea roja corresponde al umbral del 70% de viabilidad para la determinación de citotoxicidad. NT: células no tratadas, RM-A: material de referencia citotóxico, RM-C: material de referencia no citotóxico. Los datos se presentan como la media de las tres réplicas biológicas \pm desviación estándar.

Fuente: elaboración propia.

La mejora observada en la citocompatibilidad puede explicarse por la incorporación de fibroína, una proteína bioactiva que proporciona sitios de anclaje más favorables para la adhesión y proliferación celular [14], [33], así como por la presencia de nanopartículas de plata (Ag-NP) que, en baja concentración (0.5% wt), han demostrado tener efectos beneficiosos sobre la viabilidad celular y exhiben efectos antimicrobianos [10], [19].

Estos resultados se relacionan con los obtenidos en estudios previos, quienes han reportado la fabricación de andamios mediante *wet-electrospinning* de PCL con albúmina de suero bovino (BSA) [34], así como con colágeno dérmico de *Rana chensinensis* (RCSC) y distintas concentraciones de nanopartículas de plata [10]. Ambos casos, demostraron citocompatibilidad con fibroblastos humanos [10], [34].

De manera similar, otras investigaciones han reportado adhesión, viabilidad y proliferación de fibroblastos 3T3, reportando que los andamios de PCL saturados con CO₂ obtenidos por *wet-electrospinning* presentaron una alta porosidad y una estructura que imitó la matriz extracelular [9].

Particularmente, en [14] se utilizaron fibroblastos dérmicos humanos (NHDF por sus siglas en inglés) para evaluar andamios de PCL/fibroína obtenidos por *wet-electrospinning*, los cuales mostraron buena porosidad, biodegradabilidad y citocompatibilidad. La combinación de PCL con fibroína mejoró la adhesión celular en comparación con el PCL puro, lo cual concuerda con nuestros hallazgos.

4. CONCLUSIONES

Los andamios fabricados con PCL, fibroína y nanopartículas de plata mediante la técnica de *wet-electrospinning* poseen combinación óptima de propiedades morfológicas (imitan la matriz extracelular), químicas (grupos amida de la fibroína y carbonilo de la policaprolactona que mejoran la interacción con proteínas), biológicas (andamios citocompatibles cumpliendo con la norma ISO 10993-5) y mayor hidrofilia (disminución del ángulo de contacto) que los hacen adecuados para favorecer la regeneración cutánea.

Por otro lado, la técnica de *wet-electrospinning* se destacó como una metodología versátil y eficiente, capaz de generar andamios tridimensionales con alta porosidad que imitan la matriz extracelular natural. Esta capacidad de replicar las características estructurales de la matriz nativa es crucial para permitir la adhesión, proliferación y diferenciación celular necesarias para la formación de nuevo tejido. En conjunto, estos hallazgos posicionan a los andamios desarrollados como una alternativa prometedora para la ingeniería de tejidos dérmicos, con un amplio potencial para aplicaciones clínicas.

5. AGRADECIMIENTOS Y FINANCIACIÓN

Los autores agradecen al programa joven investigador ITM; al proyecto de convocatoria interna de alto impacto P20209 “Membranas nanoestructuradas de polímero más fibroína y nanopartículas de plata construidas por técnicas de electrohilado, estimuladas con señales eléctricas y evaluadas sobre células óseas”; al laboratorio de biomateriales BIOMAT de la Universidad de Antioquia por el suministro de los capullos de seda para la extracción de la fibroína; al laboratorio de Ciencias Biomédicas del ITM por el suministro de reactivos y espacios adecuados para realizar las pruebas de citotoxicidad; y al laboratorio de Biomateriales del ITM por permitir el uso del equipo de *electrospinning* en esta investigación.

6. REFERENCIAS

- [1] T. Weng *et al.*, “3D bioprinting for skin tissue engineering: Current status and perspectives,” *J. Tissue Eng.*, vol. 12, Jul. 2021. <https://doi.org/10.1177/20417314211028574>
- [2] V. Choudhary, M. Choudhary, and W. B. Bollag, “Exploring Skin Wound Healing Models and the Impact of Natural Lipids on the Healing Process,” *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 25, no. 7, p. 3790, Mar. 2024. <https://doi.org/10.3390/IJMS25073790>
- [3] A. S. Carlin, “Essentials of wound care: assessing and managing impaired skin integrity,” *Nurs. Stand.*, vol. 37, no. 10, pp. 69–74, Oct. 2022. <https://doi.org/10.7748/NS.2022.E11964>
- [4] F. Afghah *et al.*, “3D printing of silver-doped polycaprolactone-poly (*propylene succinate*) composite scaffolds for skin tissue engineering,” *Biomed. Mater.*, vol. 15, no. 3, p. 035015, May. 2020. <https://doi.org/10.1088/1748-605X/ab7417>
- [5] M. L. Mejía Suaza, Y. Hurtado Henao, and M. E. Moncada Acevedo, “Wet Electrospinning and its Applications: A Review,” *Tecnol.*, vol. 25, no. 54, p. e2223, Jun. 2022. <https://doi.org/10.22430/22565337.2223>
- [6] N. Bakhtiary, M. Pezeshki-Modaress, and N. Najmoddin, “Wet-electrospinning of nanofibrous magnetic composite 3-D scaffolds for enhanced stem cells neural differentiation,” *Chem. Eng. Sci.*, vol. 264, p. 118144, Dec. 2022. <https://doi.org/10.1016/J.CES.2022.118144>
- [7] M. Shahverdi, S. Seifi, A. Akbari, K. Mohammadi, A. Shamlou, and M. Reza Movahhedy, “Melt electrowriting of PLA, PCL, and composite PLA/PCL scaffolds for tissue engineering application,” *Sci. Rep.*, vol. 12, no. 1, p. 19935, Dec. 2022. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-24275-6>
- [8] C. Jiang, K. Wang, Y. Liu, C. Zhang, and B. Wang, “Textile-based sandwich scaffold using wet electrospun yarns for skin tissue engineering,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 119, p. 104499, Jul. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104499>
- [9] X. Jing, H. Li, H.-Y. Mi, Y.-J. Liu, and Y.-M. Tan, “Fabrication of fluffy shish-kebab structured nanofibers by electrospinning, CO₂ escaping foaming and controlled crystallization for biomimetic tissue engineering scaffolds,” *Chem. Eng. J.*, vol. 372, pp. 785–795, Sep. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2019.04.194>
- [10] M. Zhang, H. Lin, Y. Wang, G. Yang, H. Zhao, and D. Sun, “Fabrication and durable antibacterial properties of 3D porous wet electrospun RCSC/PCL nanofibrous scaffold with silver nanoparticles,” *Appl. Surf. Sci.*, vol. 414, pp. 52–62, Aug. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.04.052>
- [11] V. Korniienko *et al.*, “Functional and biological characterization of chitosan electrospun nanofibrous membrane nucleated with silver nanoparticles,” *Appl. Nanosci.*, vol. 12, no. 4, pp. 1061–1070, Apr. 2022. <https://doi.org/10.1007/S13204-021-01808-5>

- [12] J. Yin, Y. Fang, L. Xu, and A. Ahmed, "High-throughput fabrication of silk fibroin/hydroxypropyl methylcellulose (SF/HPMC) nanofibrous scaffolds for skin tissue engineering," *Int. J. Biol. Macromol.*, vol. 183, pp. 1210–1221, Jul. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.IJBIOMAC.2021.05.026>
- [13] K. Yan et al., "3D-bioprinted silk fibroin-hydroxypropyl cellulose methacrylate porous scaffold with optimized performance for repairing articular cartilage defects," *Mater. Des.*, vol. 225, p. 111531, Jan. 2023. <https://doi.org/10.1016/j.MATDES.2022.111531>
- [14] J. Sik Lim et al., "Fabrication and evaluation of poly(epsilon-caprolactone)/silk fibroin blend nanofibrous scaffold," *Biopolymers*, vol. 97, no. 5, pp. 265–275, May. 2012. <https://doi.org/10.1002/bip.22016>
- [15] M. Peifen et al., "New skin tissue engineering scaffold with sulfated silk fibroin/chitosan/hydroxyapatite and its application," *Biochem. Biophys. Res. Commun.*, vol. 640, pp. 117–124, Jan. 2023. <https://doi.org/10.1016/j.BBRC.2022.11.086>
- [16] E. Echeverri Correa, D. O. Grajales Lopera, S. Gutiérrez Restrepo, and C. P. Ossa Orozco, "Effective sericin/fibroin separation from *Bombyx mori* silkworms fibers and low-cost salt removal from fibroin solution Separación de sericina/fibroína de seda del *Bombyx mori* y remoción asequible de sales," *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, no. 94, pp. 97–101, Oct. 2020. <http://hdl.handle.net/10495/24955>
- [17] G. A. Cuervo-Osorio, M. Escobar-Jaramillo, and C. P. Ossa-Orozco, "Diseño factorial 2k para la optimización de la síntesis de nanopartículas de plata para su aplicación en biomateriales," *Rev. ION*, vol. 33, no. 1, pp. 17–32, Jun. 2020. <https://doi.org/10.18273/revion.v33n1-2020002>
- [18] H. Urena-Saborio, G. Rodríguez, S. Madrigal-Carballo, and S. Gunasekaran, "Characterization and applications of silver nanoparticles-decorated electrospun nanofibers loaded with polyphenolic extract from rambutan (*Nepelium lappaceum*)," *Materialia*, vol. 11, p. 100687, Jun. 2020. <https://doi.org/10.1016/j.mtla.2020.100687>
- [19] S. Patil, and N. Singh, "Antibacterial silk fibroin scaffolds with green synthesized silver nanoparticles for osteoblast proliferation and human mesenchymal stem cell differentiation," *Colloids Surf. B Biointerfaces*, vol. 176, pp. 150–155, Apr. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2018.12.067>
- [20] J. P. Gallo Ramírez, and C. P. Ossa Orozco, "Fabricación y caracterización de nanopartículas de plata con potencial uso en el tratamiento del cáncer de piel," *Ing. Des.*, vol. 37, no. 1, pp. 88–104, Jan. 2019. <https://doi.org/10.14482/inde.37.1.6201>
- [21] S. Mohammadzadehmoghadam, and Y. Dong, "Fabrication and characterization of electrospun silk fibroin/gelatin scaffolds crosslinked with glutaraldehyde vapor," *Front. Mater.*, vol. 6, May. 2019. <https://doi.org/10.3389/fmats.2019.00091>
- [22] C. S. Shivananda, B. Lakshmeesha Rao, and Sangappa, "Structural, thermal and electrical properties of silk fibroin–silver nanoparticles composite films," *J. Mater. Sci. Mater. Electron.*, vol. 31, no. 1, pp. 41–51, Jan. 2020. <https://doi.org/10.1007/s10854-019-00786-3>
- [23] M. Buitrago-Vásquez, and C. P. Ossa-Orozco, "Degradation, water uptake, injectability and mechanical strength of injectable bone substitutes composed of silk fibroin and hydroxyapatite nanorods," *Rev. Fac. Ingen.*, vol. 27, no. 48, pp. 49–60, May. 2018. <https://doi.org/10.19053/01211129.v27.n48.2018.8072>
- [24] H. Alissa Alam, A. Deniz Dalgic, A. Tezcaner, C. Ozen, and D. Keskin, "A comparative study of monoaxial and coaxial PCL/gelatin/Pluronic 188 scaffolds for bone tissue engineering," *Int. J. Polymeric Mater. Polymeric Biomater.*, vol. 69, no. 6, pp. 339–350, Mar. 2019. <https://doi.org/10.1080/00914037.2019.1581198>
- [25] Y. Eun Choe, and G. Hyung Kim, "A PCL/cellulose coil-shaped scaffold via a modified electrohydrodynamic jetting process," *Virtual Phys. Prototyp.*, vol. 15, no. 4, pp. 403–416, Aug. 2020. <https://doi.org/10.1080/17452759.2020.1808269>
- [26] B. Cinici, S. Yaba, M. Kurt, H. C. Yalcin, L. Duta, and O. Gunduz, "Fabrication Strategies for Bioceramic Scaffolds in Bone Tissue Engineering with Generative Design Applications," *Biomimetics*, vol. 9, no. 7, p. 409, Jul. 2024. <https://doi.org/10.3390/BIOMIMETICS9070409>
- [27] M. Tominac Trcin et al., "Poly(ε-caprolactone) Titanium Dioxide and Cefuroxime Antimicrobial Scaffolds for Cultivation of Human Limbal Stem Cells," *Polymers*, vol. 12, no. 8, p. 1758, Aug. 2020. <https://doi.org/10.3390/POLYM12081758>
- [28] Sigma-Aldrich, "Physical Properties of Solvent," [sigmaaldrich.com](https://www.sigmaaldrich.com/deepweb/assets/sigmaaldrich/marketing/global/documents/614/456/labbasics_pg144.pdf?msocid=38c0c889d925620f3c0bdd0ad88a63df). Accessed: May 29, 2025. [Online]. Available: https://www.sigmaaldrich.com/deepweb/assets/sigmaaldrich/marketing/global/documents/614/456/labbasics_pg144.pdf?msocid=38c0c889d925620f3c0bdd0ad88a63df
- [29] Z. Chen et al., "Influences of Process Parameters of Near-Field Direct-Writing Melt Electrospinning on Performances of Polycaprolactone/Nano-Hydroxyapatite Scaffolds," *Polymers*, vol. 14, no. 16, p. 3404, Aug. 2022. <https://doi.org/10.3390/POLYM14163404>

- [30] B. Maharjan et al., "In-situ polymerized polypyrrole nanoparticles immobilized poly(ϵ -caprolactone) electrospun conductive scaffolds for bone tissue engineering," *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.*, vol. 114, p. 111056, Sep. 2020. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111056>
- [31] E. Correa, M. E. Moncada, and V. H. Zapata, "Electrical characterization of an ionic conductivity polymer electrolyte based on polycaprolactone and silver nitrate for medical applications," *Mater. Lett.*, vol. 205, pp. 155–157, Oct. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2017.06.046>
- [32] T. De Paula de Lima Lima et al., "Poly (ϵ -caprolactone)-Based Scaffolds with Multizonal Architecture: Synthesis, Characterization, and In Vitro Tests," *Polymers*, vol. 15, no. 22, p. 4403, Nov. 2023. <https://doi.org/10.3390/POLYM15224403>
- [33] B. Caglayan, and G. Basal, "Electrospun Polycaprolactone / Silk Fibroin Nanofibers Loaded With Curcumin for Wound Dressing Applications," *Digest J. Nanomater. Biostr.*, vol. 15, no. 4, pp. 1165–1173, Oct-Dec. 2020. <https://doi.org/10.15251/DJNB.2020.154.1165>
- [34] M. Rafiei, E. Jooybar, M. J. Abdekhodaie, and M. Alvi, "Construction of 3D fibrous PCL scaffolds by coaxial electrospinning for protein delivery," *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.*, vol. 113, p. 110913, Aug. 2020. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2020.110913>

CONFLICTO DE INTERÉS

Los autores declaran que no existe ningún conflicto de intereses económicos, profesionales o personales que puedan influir de forma inapropiada en los resultados obtenidos en este artículo.

CONTRIBUCIÓN DE AUTORÍA

Felipe Álvarez: (Joven investigador). Desarrollo de la investigación, redacción.

Mónica Liliana Mejía: Desarrollo de la investigación, revisión final del manuscrito, análisis de información.

María Elena Moncada: Dirección de proyecto, conceptualización, revisión final del manuscrito.

Diego Fernando Uribe: Desarrollo de la investigación.