



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Caracterización física y mecánica de andamios
de COL/PCL/QS, obtenidos por manufactura
aditiva, en función del peso molecular del
quitosano**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniera Mecánica

P R E S E N T A

Olga Flores Mendoza

DIRECTORA DE TESIS

Dra. Angela Miscli Rangel Garcia



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2026



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL
(Titulación con trabajo escrito)**



De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado CARACTERIZACION FISICA Y MECANICA DE ANDAMIOS DE COL/PCL/QS. OBTENIDOS POR MANUFACTURA ADITIVA. EN FUNCION DEL PESO MOLECULAR DEL QUITOSANO que presenté para obtener el título de INGENIERA MECÁNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de titulación.

OLGA FLORES MENDOZA
Número de cuenta: 316115061

DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS

Dedico este escrito a quienes me han dado todo en la vida, mi mamá y mi papá, quienes me dieron la oportunidad de estudiar y tomar decisiones. Gracias por sus saberes, su apoyo incondicional, su amor y tolerancia, por traer a mi vida tanta magia. Soy afortunada porque son mis padres, un motivo hermoso para seguir adelante y vencer el miedo.

A Olga Mendoza Flores. Mamá, la mujer más increíble y fuerte que conozco. Gracias por ser la luz más cálida en mi pequeño gran mundo, por la motivación y la fuerza que me das día con día para seguir creciendo, por ser y existir, por enseñarme el significado de tener humanidad.

A Carlos Flores Morales. Papá, gracias por compartir tu camino conmigo y ser un gran guía. Por traer la ciencia a mi vida y a la de mis hermanos. Por confiar en mí y enseñarme el valor de ser perseverante. Siempre escucho y tengo presente cada una de tus palabras.

A mis hermanos, Gerardo y Juan Carlos, no pude elegir mejores hombres con quienes crecer y aprender, son un impulso cuando me falta valor. Gracias por darme alegría, por su apoyo incondicional y por la música. Son parte de mi educación y mi persona, un lindo refugio.

Gerar, no conozco a nadie igual, has influido mucho en mi vida y sin duda no estaría en este punto si no fuera por ti. Gracias por cuidarme, por las risas, por ser riguroso y muy cariñoso. Por explicarme lo complicado y fácil de la vida.

Charlie, mi talentoso hermano, cada día aprendo algo nuevo gracias a ti. Gracias por estar conmigo, por la diversión diaria y la buena vibra. Por todos tus consejos, por escucharme y motivarme a ser mejor.

A mi pequeña hermanita Montse, gracias por estar para mí siempre, por darme lecciones, por las tantas experiencias bonitas y complicadas, sigamos creciendo juntas.

Mis tres hermanos, los amo.

A Gris, por estar presente en toda mi trayectoria escolar y de vida. Gracias por tu orientación, por tus lindas y oportunas palabras. Por aceptar ayudarme con paciencia siempre que te lo he pedido.

Y a mi más tierna compañía, Laika.

A mi familia, gracias por todo. Tienen mi respeto y todo el amor de mi corazón.

...

AGRADECIMIENTOS

A las niñas, Yessi, Leslie y Xime. Mis primas que me han enseñado mucho, gracias por el baile, por sus bonitos ánimos y su comprensión.

A mis familiares y amistades que han puesto un consejo, una sonrisa sincera o una palabra de ánimo en mi vida.

A mi abuelita, por su ternura y emocionarse conmigo.

...

A la Dra. Angela Miscli Rangel García, gracias por guiarme en cada paso para lograr este trabajo. Por todos los consejos, la atención, el conocimiento, las palabras de aliento y toda la disposición que me dio durante este tiempo. Por la emoción y la experiencia de ser su alumna.

A la Dra. María Cristina Piña Barba, a quien admiro y respeto profundamente. Gracias por la oportunidad de ser su estudiante, por todo el aprendizaje que me brindo dentro y fuera del Laboratorio. Ha sido una valiosa guía en mi formación profesional y sus palabras permanecerán conmigo como una orientación constante.

A mis compañeros del Laboratorio de Biomateriales del IIM, gracias por la diversión, por el continuo aprendizaje y por sus contribuciones a este trabajo. Con una apreciable mención a Luis, Mercurio y Angie.

...

A Gina, Leo y Adrian, por su amistad de tantos años que me ha dado recuerdos memorables. Por las experiencias, la buena vibra y las buenas vivencias. Gracias por todo.

Gina, gracias por el impulso a esforzarme. Te quiero mucho.

...

A Tania, gracias por ser la fraternidad que necesite en cada semestre. Por su bonita amistad, a Blanca, Cassandra, Delfino y Víctor, por brindarme ayuda y por compartir conmigo su tiempo en la universidad. Hicieron de la facultad un lugar agradable.

...

Agradezco a mis profesores que, con sus enseñanzas, contribuyeron a mi formación académica y personal.

...

A mis tres estrellas en el cielo. Cuando estuvieron aquí me dieron valor y ánimos para seguir adelante. Por maravillarse y por sus aplausos, gracias, tía Tina, tío Hugo y Mamá Yola.

Mamá Yola, esto también es por y para ti, gracias por inculcarme valores y el valor de estudiar en la UNAM.

AGRADECIMIENTOS ACADEMICOS

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México, porque entre sus aulas e instalaciones puede desarrollar mi formación académica, deportiva y cultural. Porque aquí pasé dos etapas importantes de mi vida y pude conocer a personas increíbles.

Agradezco al Instituto de Investigaciones en Materiales de la UNAM.

Al Laboratorio de Biomateriales del IIM, UNAM, laboratorio que hizo posible esta investigación.

Por su colaboración, agradezco al Dr. Marco Antonio Álvarez Pérez y al Laboratorio de Bioingeniería de Tejidos, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, UNAM.

Por su apoyo técnico y asesoría en las pruebas mecánicas a M. en C. Eliezer Hernández Mecinas del IIM, UNAM, le agradezco las contribuciones al desarrollo de este trabajo y orientación académica.

Al Dr. Alfredo Maciel Cerda del IIM, UNAM, por su apoyo su técnico en las pruebas de viscosidad.

A la Dra. Phaedra Suriel Silva Bernúdez y al Instituto Nacional de Rehabilitación por su apoyo en las pruebas de ángulo de contacto realizadas.

Al Ing. Carlos Flores Morales del IIM, UNAM, por su apoyo y orientación académica dentro del Instituto y en el desarrollo de este trabajo.

Agradecimientos a DGAPA-PAPIIT UNAM por su financiamiento a través de los proyectos IT200424 e IN202924.

A la Facultad de Ingeniería de la UNAM.

RESUMEN

La ingeniería de tejidos requiere el diseño de materiales capaces de combinar biocompatibilidad con estabilidad estructural y desempeño mecánico adecuado. En este contexto, la manufactura aditiva ha permitido fabricar andamios con arquitectura controlada, cuyo comportamiento final depende no sólo del diseño geométrico, sino también de las propiedades físicas y mecánicas de los materiales empleados. Desde la perspectiva de la ingeniería mecánica, el desarrollo de estos andamios implica analizar la relación estructura, proceso y propiedad para garantizar integridad mecánica y reproducibilidad.

En este trabajo se desarrollaron andamios obtenidos por manufactura aditiva a partir de la combinación de colágena (COL), policaprolactona (PCL) y quitosano (QS), evaluando específicamente la influencia del peso molecular del quitosano sobre las propiedades físicas y mecánicas de los andamios.

La colágena, como polímero natural, aporta biocompatibilidad y afinidad celular; sin embargo, en cuanto a su comportamiento mecánico presenta baja rigidez, lo que limita su estabilidad estructural bajo carga. Estas características hacen necesaria su combinación con polímeros sintéticos que refuercen el sistema. En este caso, la policaprolactona actúa como estabilizador estructural del andamio. Debido a su naturaleza semicristalina, la PCL presenta mayor módulo elástico y mejor estabilidad frente a una carga prolongada, lo que contribuye a la modulación de las propiedades mecánicas y a la conservación de la geometría impresa.

Por su parte, el quitosano desempeña un papel relevante en la formación de la red polimérica y en el ajuste de las propiedades reológicas de las tintas. El peso molecular del quitosano influye directamente en la viscosidad, el grado de entrelazamiento de cadenas y la estabilidad de extrusión durante el proceso de impresión. Variaciones en este parámetro modifican la formación de filamentos, la definición geométrica del andamio y, en consecuencia, su desempeño mecánico final. De esta manera, el peso molecular se plantea como una variable de diseño clave para optimizar la relación entre proceso de manufactura y la resistencia mecánica del andamio.

A lo largo de este estudio, se evaluaron diversas propiedades tanto de las tintas¹ como de los andamios, las cuales se dividieron en dos etapas. En la primera etapa se realizó la caracterización de las tintas mediante pruebas de viscosidad y análisis de *printability*, con el objetivo de determinar su comportamiento reológico, capacidad de extrusión y de conservar la forma después de la deposición de la tinta. Estos ensayos permitieron establecer los

¹ El material utilizado durante el proceso de impresión con la técnica DIW (Direct Ink Writing) se denomina tinta, se trata de una formulación generalmente compuesta de polímeros naturales, sintéticos, o una combinación de ambos, que a temperatura ambiente se encuentran en estado semilíquido, normalmente puede ser un hidrogel.

parámetros de impresión y evaluar la influencia del peso molecular del quitosano en la procesabilidad del material Col/PCL/QS.

En la segunda etapa se llevó a cabo la caracterización de los andamios obtenidos. Se realizaron pruebas de ángulo de contacto para analizar su hidrofiliicidad y su interacción con medios acuosos, así como ensayos mecánicos de tensión para determinar su resistencia máxima y capacidad de deformación.

Los resultados demostraron que el peso molecular del quitosano constituye un parámetro determinante en el proceso de extrusión del material y en el desempeño mecánico de los andamios fabricados. El control adecuado de esta variable permitió mejorar la estabilidad de extrusión, optimizar la arquitectura impresa y fortalecer la respuesta estructural bajo carga. Como resultado, este estudio establece una relación clara entre diseño del material, el comportamiento reológico y desempeño mecánico, aportando criterios de ingeniería para la optimización de materiales compuestos destinados a manufactura aditiva con aplicaciones en ingeniería de tejidos.

ÍNDICE

ABREVIATURAS Y SIMBOLOGÍA	10
INTRODUCCIÓN.....	11
OBJETIVO	13
METAS	13
CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO	14
ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	14
BIOMATERIALES	15
ANDAMIOS EN INGENIERÍA DE TEJIDOS.....	17
COLÁGENA.....	19
POLICAPROLACTONA	20
QUITOSANO.....	20
PESO MOLECULAR.....	22
MANUFACTURA ADITIVA	24
Manufactura Aditiva en IT por Escritura Directa de la Tinta.	26
<i>PRINTABILITY</i> Y MÉTODOS DE EVALUACIÓN EN LA ESCRITURA DIRECTA DE LA TINTA.....	28
PROPIEDADES FÍSICAS	31
Viscosidad y Viscosímetro	31
Humectabilidad y Ángulo de Contacto	32
PROPIEDADES MECÁNICAS	33
Ensayo de Tensión	33
CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA	38
MATERIALES	38
EQUIPOS.....	38
DESARROLLO EXPERIMENTAL	39
PREPARACIÓN DE TINTAS DE COL/PCL/QS	39
DISEÑO DE LA PROBETA	42
PROCESO DE IMPRESIÓN 3D	43
POSTPROCESO DE IMPRESIÓN	45

PRUEBAS DE CARACTERIZACIÓN	46
ETAPA 1: CARACTERIZACIÓN DE LAS TINTAS	46
PRUEBAS DE VISCOSIDAD DE LAS TINTAS	46
PRUEBAS DE <i>PRINTABILITY</i>	46
ETAPA 2: CARACTERIZACIÓN DE LOS ANDAMIOS	48
PRUEBAS DE ÁNGULO DE CONTACTO	48
PRUEBAS MECANICAS DE TENSIÓN UNIAXIAL	48
CAPÍTULO 3. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	49
ETAPA 1: CARACTERIZACIÓN DE LAS TINTAS	49
PRUEBA DE VISCOSIDAD	49
PRUEBAS DE <i>PRINTABILITY</i>	51
ETAPA 2: CARACTERIZACIÓN DE LOS ANDAMIOS	54
PRUEBAS DE ÁNGULO DE CONTACTO	54
PRUEBAS DE TENSIÓN	57
CONCLUSIONES	63
BIBLIOGRAFÍA	65
ANEXOS	70

ABREVIATURAS Y SIMBOLOGÍA

3D. Impresión 3D.

ε Deformación

E_s Módulo secante

θ Ángulo de contacto.

μ Viscosidad.

σ_u Esfuerzo máximo.

Col. Colágena.

GD. Grado de Desacetilación.

IT. Ingeniería de Tejidos.

MA. Manufactura Aditiva.

PCL. Policaprolactona.

PM. Peso Molecular.

Pr. Factor de *Printability*.

Q_A . Andamio compuesto de colágena, policaprolactona y quitosano de alto peso molecular.

Q_B . Andamio compuesto de colágena, policaprolactona y quitosano de bajo peso molecular.

Q_M . Andamio compuesto de colágena, policaprolactona y quitosano de medio peso molecular.

QS. Quitosano.

T_A . Tinta de colágena, policaprolactona y quitosano de alto peso molecular.

T_B . Tinta de colágena, policaprolactona y quitosano de bajo peso molecular.

T_M . Tinta de colágena, policaprolactona y quitosano de medio peso molecular.

INTRODUCCIÓN

Los biomateriales son aquellos materiales que se utilizan en áreas como la biología y la medicina por su capacidad para interactuar con sistemas biológicos sin causar respuestas negativas ni daño celular. En un principio, los biomateriales se utilizaban para sustituir una función o tejido dañado, con el desarrollo de nuevos materiales y el avance científico las aplicaciones se han direccionado a la recuperación propia del tejido. De esta manera, los biomateriales han evolucionado de sustitutos a componentes activos para la regeneración de los tejidos, dando paso al surgimiento de la Ingeniería de Tejidos (IT).

Dentro del campo de Ingeniería de Tejidos, los andamios son estructuras tridimensionales que actúan como soportes temporales para la regeneración de tejidos, los cuales deben ser biocompatibles, biodegradables y cumplir con las propiedades mecánicas necesarias para cada tejido específico. Sin embargo, la fabricación de andamios implica grandes retos, comenzando por la selección de materiales, el diseño y la optimización de las propiedades físicas y mecánicas adecuadas para asegurar la recuperación del tejido.

Las propiedades físicas y mecánicas constituyen criterios fundamentales para caracterizar y asegurar la reproducibilidad de los biomateriales utilizados como andamios en Ingeniería de Tejidos. Su evaluación mediante distintas técnicas de caracterización permite determinar si el andamio cumple con los requisitos estructurales, de degradación y humectación necesarios, así como, si presenta un comportamiento mecánico adecuado para el tejido a reparar, garantizando además un entorno favorable para el crecimiento y la proliferación celular.

Existen diversos métodos para la obtención de andamios, entre ellos la evaporación de solvente para la formación de membranas; el electrohilado, la descelularización y la manufactura aditiva. En este trabajo, la técnica empleada para la fabricación de los andamios es la Manufactura Aditiva (MA), también conocida como impresión 3D, debido a su capacidad para generar estructuras con alta precisión geométrica y buena reproducibilidad. No obstante, esta técnica implica retos importantes, particularmente en la formulación de materiales con propiedades reológicas adecuadas para la impresión y con características físicas y mecánicas compatibles con los requisitos del tejido a regenerar.

Andamios compuestos de colágena (Col), policaprolactona (PCL) y quitosano (QS) son una combinación estratégica, donde cada material aporta características particulares e importantes. La colágena brinda alta biocompatibilidad, la policaprolactona contribuye a la resistencia mecánica y al control de la degradación, mientras que el quitosano aporta propiedades antibacterianas.

En este trabajo se evalúa el efecto de la variación del peso molecular del quitosano, en las propiedades físicas y mecánicas de andamios compuestos Col/PCL/QS obtenidos mediante Manufactura Aditiva. Con la intención de determinar la manera en la que el peso molecular del quitosano repercute en el proceso de impresión 3D y la capacidad de formar estructuras tridimensionales, así como en las propiedades físicas y mecánicas de los andamios.

Para ello se proponen tres formulaciones de Col/PCL/QS con diferentes pesos moleculares del quitosano para analizar su capacidad de impresión a través de pruebas de *printability* y propiedades reológicas con pruebas de viscosidad. En cuanto a los andamios, se realizaron ensayos mecánicos de tensión y pruebas de ángulo de contacto. A través de este estudio se busca relacionar el peso molecular del QS con el proceso de manufactura y las propiedades físicas y mecánicas, para contribuir a la selección adecuada del peso molecular del QS en andamios de Col/PCL/QS, así como al desarrollo de biomateriales para generar andamios por impresión 3D con aplicaciones en la regeneración de tejidos blandos.

Este trabajo está organizado de la manera siguiente:

En el primer capítulo se hace una breve revisión de los biomateriales, los antecedentes de los tres biopolímeros utilizados, así como los temas necesarios para comprender la Manufactura Aditiva y las propiedades físicas y mecánicas estudiadas.

El segundo capítulo se describe la metodología utilizada en este trabajo.

En el tercer capítulo se presentan y discuten los resultados sobre *printability* y pruebas de viscosidad en las tintas, así como, los resultados obtenidos de las pruebas de ángulo de contacto y los ensayos de tensión para los diferentes andamios estudiados.

Finalmente, en la última sección, se resumen las principales conclusiones de esta investigación.

OBJETIVO

Determinar el efecto del peso molecular del Quitosano en las propiedades físicas y mecánicas en andamios de Colágena/Policaprolactona/Quitosano (*Col/PCL/QS*) obtenidos por Manufactura Aditiva.

METAS

1. Elaborar tintas con los siguientes parámetros:

Tabla 1. Composición de cada polímero utilizado en la elaboración de las tintas de Col/PCL/QS.

Tinta	Col	PCL	QS
T_B	No cambia	No cambia	Peso molecular bajo (50 - 190 KDa)
T_M	No cambia	No cambia	Peso molecular medio (200 - 250 KDa)
T_A	No cambia	No cambia	Peso molecular alto (300 - 400 KDa)

2. Realizar pruebas de viscosidad y *Printability* a las diferentes tintas propuestas.
3. Diseñar la probeta mecánica para ensayos de tensión uniaxial.
4. Imprimir andamios y probetas de Col/PCL/QS y realizar posproceso de impresión.
5. Estudiar el ángulo de contacto en condiciones secas y húmedas de los andamios.
6. Realizar la caracterización mecánica con ensayos de tensión uniaxial.

CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El cuerpo humano es vulnerable a diversas enfermedades, lesiones y traumatismos que ocasionan daños en tejidos y órganos. Para su tratamiento y reparación han surgido múltiples estrategias, como la reparación quirúrgica, el uso de prótesis, los trasplantes y la terapia farmacológica (O'Brien, 2011).

Desde la antigüedad, se han utilizado materiales exógenos al organismo con la intención de reparar o sustituir alguna parte del cuerpo o tejido que ha sufrido daño. Algunas civilizaciones antiguas empleaban diversos materiales para su implantación en tejidos dentales y otras partes del cuerpo, ya sea con fines estéticos, terapéuticos o como símbolo de un estatus social. Por ejemplo, en Egipto se han encontrado momias con prótesis de madera en los dedos pulgares del pie (Aguilar, et al., 2021).

Además, los antiguos egipcios utilizaban hilos de lino para facilitar la cicatrización de heridas. En Grecia, se describió el uso de alambres de oro como ligaduras para sujetar los dientes caídos, el oro también era utilizado en cirugías dentales por civilizaciones del Medio Oriente (Hasirci & Hasirci, 2024). Los mayas aprovechaban las conchas marinas para crear dientes artificiales e implantarlos (Aguilar, et al., 2021).

A lo largo del tiempo, estas aplicaciones evolucionaron hacia propósitos orientados a la reparación del tejido, no solamente a la sustitución. Los materiales destinados para estos propósitos deben tener la capacidad de estar en contacto con los tejidos vivos sin causar reacciones negativas, es decir, deben ser materiales biocompatibles.

En el siglo pasado se desarrollaron materiales a base de polímeros y cerámicas. Por ejemplo, se desarrollaron implantes poliméricos para vasos sanguíneos debido a su flexibilidad y alta biocompatibilidad, además, se produjo la primera sutura sintética biodegradable a partir de ácido poliglicólico. Por otro lado, las cerámicas de alúmina fueron utilizadas en odontología, sin embargo, la fragilidad de estas no proporcionaba la resistencia mecánica necesaria. Además, se introdujo el estudio y uso de otras cerámicas como la hidroxiapatita debido a su bioactividad y similitud con la fase mineral ósea (Hasirci & Hasirci, 2024).

En la actualidad, los materiales biocompatibles se emplean en una amplia variedad de aplicaciones clínicas. En oftalmología se utilizan lentes intraoculares para el tratamiento de cataratas; en ortopedia, prótesis de cadera y rodilla; en cardiología, válvulas cardíacas; y en traumatología, placas metálicas para el tratamiento de fracturas (Hasirci & Hasirci, 2024).

Este desarrollo sentó las bases para el surgimiento formal de la ciencia de los biomateriales en el siglo XX.

BIOMATERIALES

En la medicina y la biología se encuentran las principales aplicaciones de los biomateriales, algunos ejemplos en prótesis articulares, dentales y óseas, implantes mamarios, oculares, dentales y óseos, lentes de contacto y en andamios para ingeniería de tejidos. (Menzies & Jones, 2010a).

Los biomateriales son materiales de origen natural o sintético diseñados para interactuar con sistemas biológicos con el fin de reemplazar, reparar o regenerar la función de tejidos u órganos dañados o enfermos. Se caracterizan por su capacidad de ser aceptados y tolerados por el organismo cuando entran en contacto o son implantados en él, sin provocar efectos adversos significativos (Piña Barba et al., 2025).

Para su aplicación, un biomaterial debe cumplir requisitos específicos, entre los que destacan: biocompatibilidad (ausencia de toxicidad o rechazo), no carcinogenicidad, estabilidad química, propiedades mecánicas adecuadas al tejido objetivo, un tiempo de degradación acorde con la aplicación y un diseño funcional adaptado en tamaño, forma y acabado.

Los biomateriales constituyen la base estructural y funcional de la ingeniería de tejidos, ya que permiten diseñar matrices tridimensionales (andamios) capaces de interactuar con sistemas biológicos para restaurar, mantener o mejorar la función de tejidos dañados. Históricamente, el desarrollo de los biomateriales ha evolucionado desde el uso de materiales inertes con fines principalmente estructurales hasta el diseño de sistemas bioactivos capaces de modular respuestas celulares específicas.

Desde la perspectiva de la ciencia de materiales, los materiales pueden clasificarse en cuatro grupos principales: metálicos, cerámicos, poliméricos y compuestos (Askeland, 1998). Dentro de cada una de estas categorías existen materiales que, al cumplir con los criterios anteriormente descritos como biocompatibilidad, biodegradabilidad, propiedades mecánicas adecuadas al tejido objetivo, entre otras, pueden emplearse como biomateriales en aplicaciones médicas. Cada grupo presenta diferentes propiedades físicas, químicas, mecánicas y biológicas específicas que determinan su comportamiento y amplían su rango de aplicaciones. (Hasirci & Hasirci, 2024; Szymczyk-Ziółkowska et al., 2020). Los materiales metálicos destacan por su resistencia mecánica, aunque presentan limitaciones en términos de biodegradabilidad. Las cerámicas, particularmente aquellas basadas en fosfatos de calcio poseen alta biocompatibilidad y bioactividad, favoreciendo la integración con el tejido óseo. Por su parte, los polímeros naturales o sintéticos ofrecen mayor versatilidad en términos de degradación controlada, propiedades mecánicas y procesamiento. Los materiales compuestos buscan combinar las ventajas de cada grupo para optimizar el desempeño biológico y mecánico.

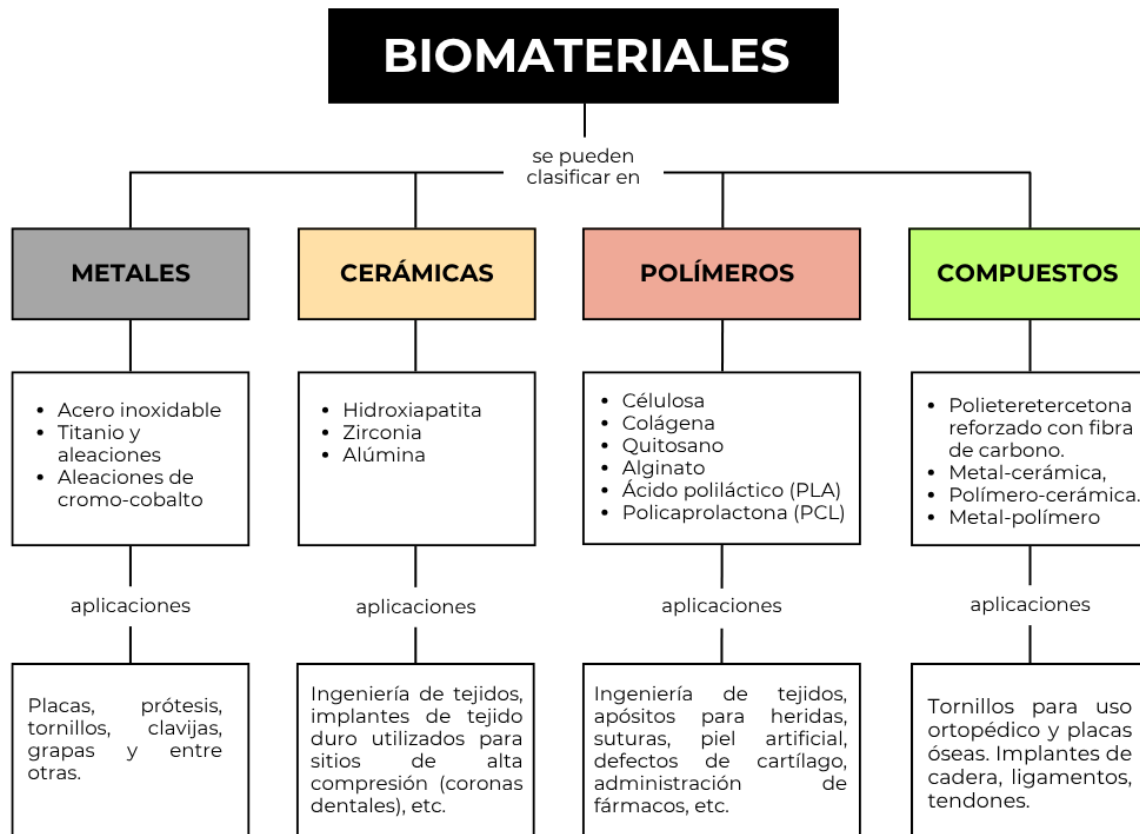


Figura 1. Esquema con ejemplos de biomateriales de acuerdo con la clasificación por su origen (Hasirci & Hasirci, 2024; Rahmati et al., 2018).

Existen diferentes formas de clasificar a los polímeros, ya sea por su estructura, por el ordenamiento de los monómeros, por el tipo de enlace presente en los monómeros, por sus propiedades físicas, etc. De acuerdo con su origen, los polímeros se clasifican en naturales y sintéticos (Groover, 2007). Los polímeros naturales se derivan de fuentes naturales o biológicas, como son las proteínas (colágena), la gelatina, la celulosa, el alginato, el ácido hialuronato, la telaraña, entre otros. Por otro lado, los polímeros sintéticos son aquellos que han sido desarrollados y manufacturados con la intención de modificar las propiedades del material y en algunos casos imitando productos naturales (Spoială et al., 2023).

Algunos biomateriales poliméricos hidrofílicos presentan una alta capacidad de retención y absorción de agua, ideales para formar hidrogeles. Los cuales son redes poliméricas que al interactuar con el agua aumentan su elasticidad y flexibilidad, además de proporcionar un ambiente adecuado para el crecimiento celular (Mitrovic et al., 2018). A diferencia de los polímeros naturales, en general, los polímeros sintéticos presentan mayor hidrofobicidad, mayor resistencia mecánica y una tasa de degradación más lenta. Sin embargo, no todos los

polímeros sintéticos poseen propiedades biodegradables y biocompatibles, características fundamentales para los andamios. (Szymczyk-Ziółkowska et al., 2020). En ocasiones, algunos materiales pueden inducir respuestas inflamatorias o reacciones inmunológicas adversas y son rechazados por el sistema inmunológico (Akter, 2016b; Todros et al., 2021).

La integración de distintas disciplinas como la biología, la física, la química, la ciencia de materiales, la ingeniería y la medicina han potencializado la variedad y el avance de las aplicaciones de los biomateriales, así como el surgimiento de nuevas áreas de estudio, como la Ingeniería de Tejidos (IT), la cual es un área multidisciplinaria que emplea una combinación de tres elementos principales: andamios, células y factores de crecimiento para reparar, restaurar o mejorar la función de un tejido dañado (Akter, 2016^a; Pérez & Mateos-Timoneda, 2023).

Dentro de la clasificación de biomateriales, los polímeros han adquirido especial relevancia en ingeniería de tejidos debido a su versatilidad química y estructura. Tanto los polímeros naturales, como el colágeno y el quitosano, y polímeros sintéticos, entre ellos el ácido poliláctico (PLA), el ácido poliglicólico (PGA) y la policaprolactona (PCL), permiten ajustar propiedades como la degradación, la elasticidad, la porosidad y la procesabilidad. Además, su compatibilidad con técnicas de fabricación, como la manufactura aditiva y el electrohilado, los convierte en materiales idóneos para el diseño de andamios personalizados con arquitectura controlada y propiedades mecánicas ajustables. Por estas razones, el estudio y desarrollo de biomateriales poliméricos representa una de las líneas de investigación más activas en el campo de la ingeniería de tejidos.

ANDAMIOS EN INGENIERÍA DE TEJIDOS

Los andamios son estructuras tridimensionales porosas que proporcionan el entorno adecuado para la regeneración de tejidos y funcionan como soporte para la adhesión, proliferación y diferenciación celular (Piña Barba et al., 2025). Se han explorado combinaciones de polímeros para obtener materiales con las propiedades mecánicas, físicas, químicas y biológicas adecuadas para la elaboración de andamios tridimensionales.

Tabla 2. Características importantes de los andamios en Ingeniería de Tejidos (Akter, 2016^a; O'Brien, 2011).

Propiedad	
Biocompatibilidad	Es el criterio más importante para cualquier andamio. Se refiere a la capacidad del material para ser aceptado por el organismo, generando una respuesta inmunitaria mínima para evitar reacciones inflamatorias graves y crónicas, reacciones alérgicas o rechazo con el organismo.
Biodegradabilidad	<p>El material debe ser capaz, si así se requiere, de degradarse en el interior del cuerpo, sin generar subproductos tóxicos.</p> <p>El objetivo es permitir que las propias células del cuerpo reemplacen al andamio con el paso del tiempo.</p>
Propiedades Mecánicas	Las propiedades mecánicas del andamio deben ser acordes con su aplicación y con el sitio anatómico en el que será implantado.
Porosidad	Los andamios deben tener poros abiertos e interconectados para garantizar una difusión adecuada de nutrientes y células.

Debido a sus características, un andamio se elabora a partir de biomateriales, para interactuar de forma segura con los tejidos biológicos. La elección de los biomateriales permite personalizar las propiedades físicas, químicas y mecánicas de los andamios para adaptarlos a las necesidades específicas del tejido a regenerar, como es el caso de los tejidos blandos, como los que componen a la piel o cartílago, que demandan materiales flexibles y elásticos.

Sin embargo, pocos son los biomateriales que, por si solos, cumplen con todos los requisitos para fabricar andamios. Por ello, se han desarrollado combinaciones de materiales y estrategias de procesamiento para obtener las propiedades mecánicas, físicas, químicas y

biológicas necesarias en la fabricación y aplicación de andamios (Szymczyk-Ziółkowska et al., 2020).

Por ejemplo, en 2003 Ma y sus colaboradores propusieron diversas mezclas de colágena/quitosano para generar andamios en ingeniería de tejidos para su aplicación en tejido cutáneo. Dentro de su metodología realizan una reticulación química con la intención de disminuir el tiempo de biodegradación y optimizar las propiedades mecánicas de la colágena (Ma et al., 2003).

La selección de materiales utilizados en la elaboración de andamios debe llevarse a cabo equilibrando los parámetros para crear biomateriales con características adecuadas para las diferentes aplicaciones biomédicas (Pugliese et al., 2021a). En las secciones siguientes se presentan y describen los biopolímeros seleccionados para este trabajo, destacando sus propiedades más relevantes en la fabricación de andamios para IT.

COLÁGENA

La colágenas es un biomaterial de origen proteico y constituye la proteína más abundante en los tejidos de los mamíferos, además es la responsable de mantener la integridad estructural de los vertebrados, es esencial para el desarrollo de la piel, los vasos sanguíneos, el cartílago y otros tejidos. Por su estructura, se han identificado aproximadamente 28 tipos de colágena, entre los que destaca la colágena tipo I debido a su abundancia en la mayoría de los tejidos conectivos y representa aproximadamente el 90 % de colágeno del cuerpo humano (Owczarzy et al., 2020). Las fuentes más comunes de obtención de colágena provienen de cola de rata, piel y tendones de bovinos.

Tabla 3. Fuentes de extracción de los tipos de Colágena más empleados en biomateriales (Parenteau-Bareil et al., 2010).

Colágena	Fuente
Tipo I	Piel, tendones, ligamentos, huesos.
Tipo II	Cartílago.
Tipo III	Piel, vasos sanguíneos, intestinos, músculos.

Este biomaterial se destaca por sus propiedades de biocompatibilidad y biodegradabilidad, por ello, se convierte en un biomaterial ampliamente utilizado dentro de las aplicaciones biomédicas. Se utiliza desde la fabricación de productos de cuidado personal hasta andamios para regeneración tisular, suturas, administración de fármacos, en cirugías estéticas, implantes, entre otros. Además, puede ser moldeada en películas, perlas, hidrogeles, esponjas, andamios, etc., (Owczarzy et al., 2020).

La colágena se combina con otros biomateriales para generar andamios poliméricos con mayor resistencia mecánica, estabilidad estructural y porosidad (Arif et al., 2023). Por ejemplo, se han estudiado y caracterizado membranas compuestas de quitosano/colágena/hidroxiapatita en diferentes proporciones para su posible uso en ingeniería de tejidos (Becerra et al., 2022).

Desde el punto de vista mecánico, la colágena presenta baja rigidez y limitada estabilidad estructural, lo que requiere su combinación con polímeros sintéticos para mejorar su desempeño mecánico.

POLICAPROLACTONA

La policaprolactona (PCL) es un polímero sintético hidrofóbico, biocompatible, biodegradable y de lenta degradación. La PCL puede mantenerse estable dentro del cuerpo humano por más de 6 meses y degradarse totalmente en un rango de dos a tres años. Por tales razones, este polímero es utilizado en aplicaciones de largo plazo que van desde la administración controlada de fármacos hasta implantes. Este polímero presenta alta flexibilidad y resistencia a la tracción, su punto de fusión está alrededor de los 60 °C y es soluble en medios ácidos (Archer et al., 2023; Radhakrishnan et al., 2021).

La policaprolactona se ha utilizado en diversos estudios para ingeniería de tejidos, por ejemplo, en 2019 se estudiaron andamios de gelatina/colágena/policaprolactona para regeneración de piel (Wei et al., 2019).

QUITOSANO

El quitosano (QS) es un polisacárido lineal derivado de la quitina, esta última, es un polímero natural y el componente principal de los exoesqueletos de insectos, camarones y otros crustáceos. La transformación de quitina a quitosano se obtiene por el proceso de desacetilación, con el propósito de mejorar las propiedades de solubilidad y compatibilidad de la quitina. En la Figura 2 se observa la estructura química de la quitina compuesta por unidades repetitivas de grupos glucosaminos y acetilos (Aranaz et al., 2021; Rinaudo, 2006).

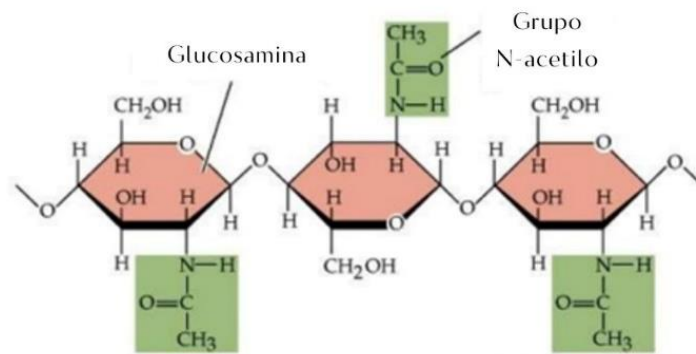


Figura 2. Estructura química de la quitina (Prasanthi et al., 2016).

El proceso de desacetilación consiste en eliminar el grupo acetyl de la cadena polimérica de la quitina para convertirlo en un grupo amino, esto se consigue a través de medios alcalinos como NaOH al 50 % y la exposición a temperaturas entre 60 °C y 100 °C. La cadena resultante del proceso es la molécula del quitosano, esquematizada en la Figura 3. Donde se identifican la presencia de los grupos aminos e hidroxilos (Kou et al., 2021).

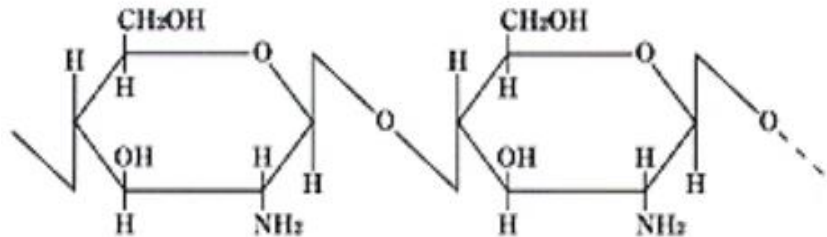


Figura 3. Estructura química del quitosano (Prasanthi et al., 2016).

La desacetilación de la cadena es parcial, es decir, no se logra eliminar al 100 % los grupos acetilos, por tal motivo, la estructura química se considera quitosano cuando los grupos aminos presentes en la molécula son superiores al 50 %, este valor se denomina grado de desacetilación (GD) del quitosano. Los parámetros del proceso de desacetilación como la concentración del medio básico, la temperatura y el tiempo de reacción afectan directamente el grado de desacetilación (Kou et al., 2021).

Las propiedades del quitosano son afectadas por el peso molecular (PM) y grado de desacetilación (GD), estas son propiedades intrínsecas del material que definen otras propiedades, particularmente la viscosidad y la solubilidad, normalmente el QS es soluble en medios ácidos como el ácido acético, ácido clorhídrico, entre otros. El comportamiento físico, químico, mecánico y biológico del quitosano se modifica como consecuencia del PM y GD. (Rinaudo, 2006).

Este polímero tiene un amplio potencial de aplicaciones, desde la creación de productos para el cuidado personal, hasta la industria alimentaria como recubrimiento de alimentos. La versatilidad de sus aplicaciones se debe en gran parte a sus propiedades biológicas (Aranaz et al., 2021):

- Actividad antimicrobiana
- Biodegradabilidad
- Biocompatibilidad

El quitosano es un biomaterial que se usa en el área biomédica y farmacéutica en forma de hidrogel, películas, fibras o andamios para ingeniería de tejidos, también se han desarrollado membranas para hemodiálisis, piel artificial, entre otros (Aranaz et al., 2021).

número de monómeros incorporados durante la polimerización. En consecuencia, cuando se reporta el peso molecular de un polímero, se hace referencia a un promedio estadístico, ya que en una misma muestra coexisten cadenas más largas (mayor masa) y cadenas más cortas (menor masa). Por ejemplo, el polietileno de bajo peso molecular puede presentar cadenas con aproximadamente 1000 átomos de carbono, mientras que el polietileno de ultra alto peso molecular puede alcanzar longitudes cercanas a 500,000 átomos de carbono (McKeen, 2014).

En el caso del quitosano, las unidades de repetición corresponden a derivados de la D-glucosamina y N-acetil-D-glucosamina, que contienen grupos funcionales aminos (-NH₂) e hidroxilos (-OH), como se muestra en la Figura 3. El número de estas unidades repetitivas determina la longitud de la cadena polimérica y, en consecuencia, el peso molecular promedio del quitosano. Esta característica es particularmente relevante en aplicaciones de ingeniería de tejidos, ya que el peso molecular del quitosano influye en su viscosidad en solución, su capacidad de entrelazamiento, sus propiedades mecánicas y su interacción con otros polímeros como la colágena y la policaprolactona (PCL), afectando directamente la estabilidad estructural y el desempeño mecánico de los andamios compuestos.

De este modo, el peso molecular del quitosano representa un factor determinante tanto en las propiedades mecánicas finales del andamio como en su estabilidad estructural y reproducibilidad durante el proceso de manufactura aditiva. El análisis de su efecto permite establecer una relación entre el peso molecular y el comportamiento reológico y desempeño mecánico, aspectos fundamentales para optimizar el diseño de andamios.

MANUFACTURA ADITIVA

Uno de los procesos de fabricación de objetos que ha tomado mayor importancia en los últimos años es la Manufactura Aditiva (MA), también denominada impresión tridimensional o impresión 3D, debido a la facilidad para obtener diseños complejos y a su amplia gama de aplicaciones, desde el área aeroespacial hasta la producción de juguetes, así como el área médica y la ingeniería de tejidos (Gibson et al., 2021a).

Esta tecnología de fabricación permite construir objetos tridimensionales mediante la adición de material capa por capa a partir de un diseño asistido por computadora. Generar una pieza por medio de impresión 3D consiste en tres etapas principales (Bandyopadhyay et al., 2015).

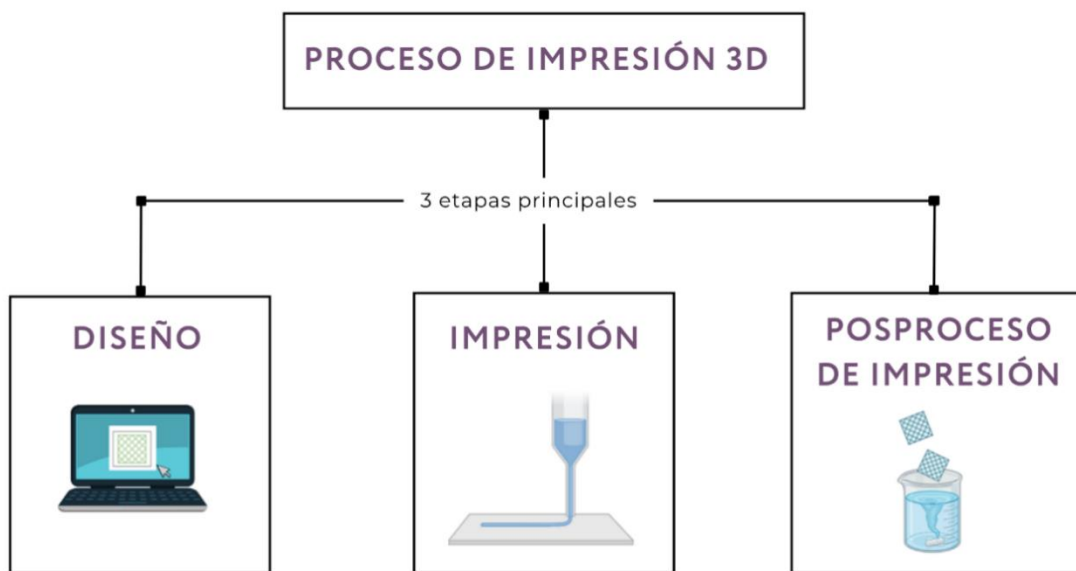


Figura 5. Diagrama de las etapas de la MA.

El diseño es la primera etapa y consiste en definir las dimensiones y la geometría del objeto, como también los parámetros de impresión. Para ello existen diferentes softwares de diseño asistido por computadora (CAD). En el software de diseño se dibuja y modela la estructura y geometría del objeto a imprimir, al terminar el modelo CAD de la pieza final, se hace una conversión a un archivo tipo “.stl” (*Standard Triangle Language*) con la intención de discretizar la superficie de la pieza 3D (ver Figura 6) con triángulos teselados (Gibson et al., 2021c).

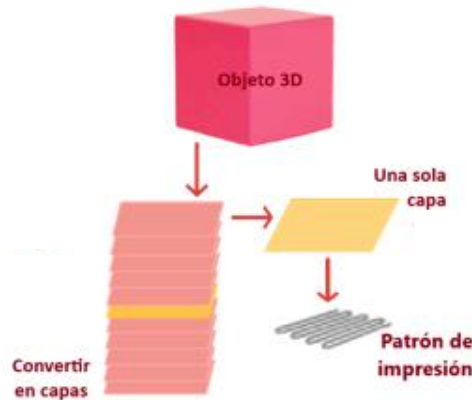


Figura 6. Descomposición de un objeto 3D en una serie de capas 2D.

Finalmente, se realiza la transferencia del archivo “.stl” a un software (slicer) , para generar la segmentación en planos que serán apilados a lo largo del eje Z, creando una trayectoria para el llenado de capas en el plano xy siguiendo un patrón geométrico (Gibson et al., 2021c).

El software también permite la modificación de los parámetros propios del sistema de impresión, por ejemplo, la orientación de la pieza sobre la plataforma de impresión, el porcentaje de densidad (o porcentaje de relleno), velocidad de impresión, altura de separación entre capas, etc. Los parámetros de impresión modificables dependen de los grados de libertad permitidos por el fabricante de la impresora (Germani et al., 2022).

Al completar el proceso digital, la siguiente etapa es la construcción del objeto, es decir, la impresión. Un factor clave en esta etapa es realizar los ajustes referentes a la impresora 3D, es decir, al equipo antes de comenzar a imprimir, y esto dependerá del tipo de técnica empleada (ver Figura 7). Concluyendo la impresión, la pieza debe ser retirada de la plataforma sin comprometer su integridad.

Para mantener la estructura de la pieza final y mejorar la estabilidad térmica y mecánica se aplica un tratamiento posterior a la impresión, el cual corresponde a la última etapa de la MA. En esta última etapa, la pieza es sometida a diferentes tipos de tratamientos, como lavados, tratamientos térmicos, pulidos, entrecruzamientos (físico o químico), etc., (Pugliese et al., 2021b). La elección del tratamiento dependerá de la técnica de impresión y material utilizado.

Existen diferentes técnicas de impresión 3D, en la Figura 7 se observan cuatro. La técnica de Modelado por Deposición Fundida (FDM, por sus siglas en inglés *Fused Deposition Modeling*) consiste en un filamento de polímero termoplástico, el cual se calienta hasta alcanzar su temperatura de fusión para poder ser extruido a través de una boquilla. En 1990, Scott Crump, desarrolló la primera impresora por FDM (Chung et al., 2020).

La Estereolitografía o SLA (del inglés, *Stereolithography Apparatus*) es una de las primeras técnicas de MA desarrolladas en 1986, esta técnica utiliza luz ultravioleta para curar y

solidificar capa a capa resinas líquidas fotosensibles. La técnica SLS (del inglés, *Selective Laser Sintering*), Sinterización Selectiva por Láser, utiliza material en forma de polvo fino para crear capas que se extienden sobre una plataforma de impresión, las partículas de polvo se fusionan entre sí por la incidencia de un láser en las zonas donde se formará la pieza (Ngo et al., 2018).

Por otro lado, la técnica de Escritura Directa de la Tinta (DIW, de sus siglas en inglés *Direct Ink Writing*) es comúnmente utilizada para generar andamios en IT y el principio de su funcionamiento está basado en la extrusión (Ngo et al., 2018).

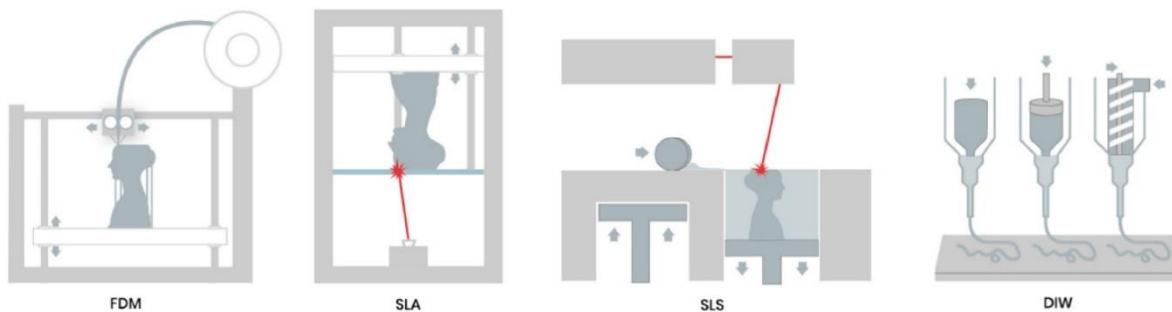


Figura 7. Técnicas de Manufactura Aditiva (Pugliese et al., 2021b).

En la siguiente sección se discute la técnica de impresión para imprimir hidrogel formados con diferentes tipos de biopolímeros.

Manufactura Aditiva en IT por Escritura Directa de la Tinta.

Esta técnica se basa en un sistema de extrusión, en el cual, una fuerza es aplicada para extruir material a través de una boquilla y ser depositado capa por capa sobre una superficie (Gibson et al., 2021b). El sistema es accionado por un pistón, tornillo mecánico o neumático para formar patrones prediseñados mientras se deposita el material, y así, generar estructuras tridimensionales. Ver Figura 8.

El material utilizado durante el proceso se denomina tinta, se trata de una formulación generalmente compuesta de polímeros naturales, sintéticos, o bien, una combinación de ambos, que a temperatura ambiente se encuentran en estado semilíquido, normalmente la tinta puede ser un hidrogel.



Figura 8. Manufactura Aditiva por Escritura Directa de la Tinta.

En esta técnica la solidificación de las capas se logra mediante reacciones químicas, cambios de temperaturas o evaporación de solventes, dependiendo del tipo de materiales utilizados (Schwab et al., 2020). En la Figura 9 se observan algunos ejemplos de andamios generados con esta tecnología.

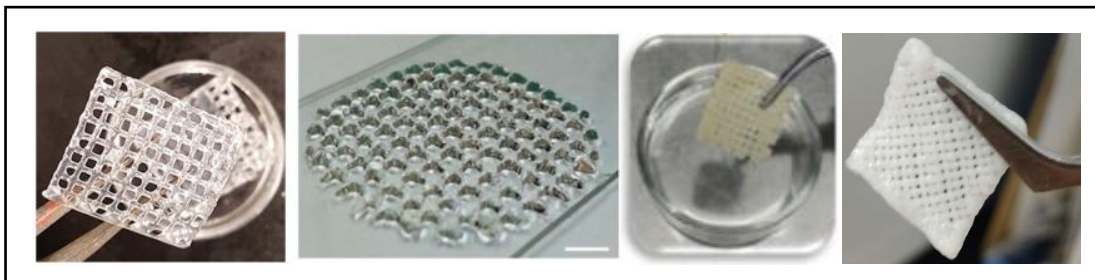


Figura 9. Andamios generados con la técnica de Escritura Directa de la Tinta (DIW) para aplicaciones en cartílago y piel.

En un estudio publicado en 2022, Sadeghianmaryan y colaboradores desarrollaron andamios con potencial aplicación en la regeneración de cartílago a partir de una mezcla de quitosano, alginato e hidroxiapatita (Sadeghianmaryan et al., 2022).

Posteriormente, en 2023, Jirofti y colaboradores fabricaron, mediante impresión 3D, andamios compuestos de quitosano, colágena e hidroxiapatita, cargados con crocina, los cuales fueron propuestos para su uso en ingeniería de tejido óseo (Jirofti et al., 2023).

De manera similar, en una investigación doctoral se emplearon hidrogeles de colágena, policaprolactona y quitosano para la fabricación de andamios con potencial aplicación en la reparación de tejido dérmico. En este trabajo, la técnica utilizada fue la Escritura Directa de Tinta (Rangel, 2025).

PRINTABILITY Y MÉTODOS DE EVALUACIÓN EN LA ESCRITURA DIRECTA DE LA TINTA

Los materiales empleados en la técnica de Escritura Directa de la Tinta deben cumplir requisitos específicos para garantizar una impresión exitosa. La tinta debe fluir a través de la boquilla de manera continua y controlada bajo la aplicación de un esfuerzo externo y, simultáneamente, debe conservar la fidelidad geométrica del modelo tridimensional, una vez depositada (Zhang et al., 2021). Esto implica un adecuado control del comportamiento reológico a lo largo de todas las etapas del proceso.

En particular, una de las propiedades reológicas más relevantes en este contexto es la viscosidad (μ), ya que influye directamente tanto en la extrusión como en la estabilidad estructural del filamento depositado. La viscosidad de la tinta influye directamente durante el proceso de extrusión y en la estabilidad de la estructura resultante.

- A viscosidades altas el resultado de la impresión será más estable, sin embargo, el flujo del material durante la extrusión no será continuo.
- A viscosidades bajas el resultado de la impresión será menos estable, sin embargo, se tiene un flujo continuo del material durante la extrusión.

En este último caso, cuando la viscosidad es baja, debe asegurarse que el flujo de material no sea solo debido al efecto de la gravedad, de lo contrario, el flujo no será controlado mediante la aplicación de la fuerza (Gibson et al., 2021^a; Schwab et al., 2020).

Para lograr una impresión exitosa, se deben tomar en cuenta diversos factores que involucran tanto las propiedades de las tintas como a los parámetros de la impresora. En este punto destaca la importancia de la forma y el tamaño de la boquilla de impresión para controlar la cantidad de material expulsado a través de ella, así como la resolución del filamento de impresión (Pugliese et al., 2021b).

Por otro lado, las tintas deben exhibir una viscosidad adecuada que facilite la extrusión del material y al mismo tiempo conservar la estructura del objeto impreso. De igual manera, deben estar compuestas por materiales que permitan su refuerzo mecánico mediante un posproceso. Algunos factores que determinan la viscosidad de la tinta (solución polimérica) son el peso molecular de los polímeros y la concentración de los materiales (Pugliese et al., 2021b).

Uno de los principales desafíos en la impresión 3D es garantizar una calidad de impresión óptima del material, especialmente en la impresión por extrusión, debido al estado semilíquido del material. Por consecuencia, la viscosidad de la tinta tiene efecto no solo en el proceso de extrusión, sino también en la capacidad de la tinta para mantener la forma del andamio al ser depositado sobre la plataforma de impresión. De lo contrario, la estructura puede colapsar y no formar el diseño original o incluso perder la estructura, indicando la falta

de capacidad del material para formar estructuras 3D. Por estas razones, se requieren materiales adecuados para favorecer la extrusión y al mismo tiempo generar andamios (o estructuras) estables que, además, proporcionen las condiciones mecánicas y biológicas adecuadas para su aplicación.

Existe un término para evaluar el desempeño de una tinta al ser utilizada en impresión 3D, denominado *Printability*, el cual describe el comportamiento del material durante la extrusión y deposición controlada, así como su capacidad para formar y mantener estructuras estables (Schwab et al., 2020).

Una adecuada *printability* implica cumplir dos condiciones fundamentales:

1. **Extrusión estable:** formación de filamentos continuos sin interrupciones, goteo o sobrepresión.
2. **Retención de forma:** capacidad del filamento para mantener su geometría sin colapsar ni fusionarse de manera no controlada con capas adyacentes.

La *printability* es el resultado de la interacción entre propiedades reológicas (como la viscosidad), parámetros de impresión y geometría del diseño. Aún no se ha establecido un protocolo estandarizado para evaluar la *printability*; sin embargo, se han propuesto diversos métodos cualitativos y cuantitativos para analizar la capacidad de impresión y la fidelidad geométrica (Fu et al., 2021).

A continuación, se discuten algunos de los métodos para estudiar la *printability*.

- **Prueba de extrusión:**

Es un método cualitativo que permite evaluar la capacidad de la tinta para ser extruida y formar filamentos continuos bajo una presión determinada. Durante esta prueba pueden observarse tres comportamientos típicos (ver Figura 10):

- Flujo discontinuo o interrumpido (obstrucción).
- Flujo continuo estable (filamento).
- Goteo o flujo excesivo no controlado (formación de gotas).

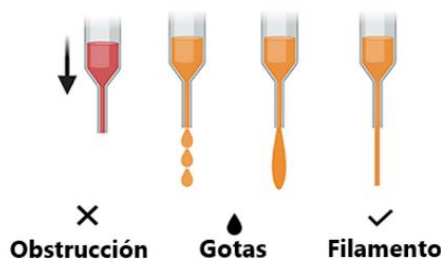


Figura 10. Prueba de extrusión de *Printability* (Schwab et al., 2020).

- **Colapso de filamento:**

Esta prueba evalúa la estabilidad estructural del filamento una vez depositado. Se analiza el diámetro promedio del filamento y su capacidad para mantener su forma al imprimirse entre puntos de apoyo. Un aumento significativo del diámetro respecto al diámetro de boquilla o unión entre filamentos indica baja estabilidad estructural.

- **Factor de *printability*:**

El factor de *printability* (Pr) es un parámetro adimensional que relaciona la dimensión real de la estructura impresa con la dimensión teórica del diseño. En su forma más simple puede expresarse como:

$$Pr = \frac{A_{real}}{A_{teórica}} \dots \text{(ec.1)}$$

Donde A_{real} es el área medida experimentalmente y $A_{teórica}$ es el área diseñada en el modelo.

Tabla 4. Representación de los valores de Pr.

Pr	Indica
Pr = 1	Alta fidelidad geométrica
Pr < 1	Colapso o reducción de poro
Pr > 1	Expansión o deformación excesiva

Factores como la geometría del diseño, el espesor de la capa, el patrón de relleno y la temperatura durante el proceso de impresión tienen influencia en el desempeño del andamio, por ejemplo, en las propiedades mecánicas, como la resistencia a la tracción o la flexión (Szymczyk-Ziółkowska et al., 2020).

Para entender el comportamiento del material y asegurar la reproducibilidad del proceso de impresión y de los andamios, es necesario caracterizar las tintas y los andamios, por lo que en la siguiente sección se discutirán algunos de los conceptos de las técnicas de caracterización.

PROPIEDADES FÍSICAS

Viscosidad y Viscosímetro

Las tintas empleadas en la impresión 3D mediante la técnica de Escritura Directa de la Tinta (DIW) son generalmente fluidos no newtonianos, cuya viscosidad depende de parámetros como la temperatura, la concentración polimérica y el peso molecular. En mezclas poliméricas concentradas como las tintas utilizadas en DIW, es común observar comportamiento pseudoplástico, lo cual favorece el proceso de extrusión y la estabilidad estructural posterior a la deposición (Cho et al., 2024; Du et al., 2018; Morrison et al., 2010; Schwab et al., 2020; Yuk et al., 2017).

La viscosidad (μ) describe la resistencia interna del fluido al flujo cuando es sometido a un esfuerzo cortante (τ). En el caso ideal de un fluido newtoniano, la relación entre el esfuerzo cortante y el gradiente de velocidad se expresa como:

$$\tau = \mu \frac{dv}{dy} = \mu \dot{\gamma} \quad \dots \text{(ec.2)}$$

La relación anterior puede ser lineal, donde $\mu = cte$, en un segundo caso la relación puede ser no lineal, es decir, μ varía con el gradiente de velocidad ($\dot{\gamma}$). De esta manera es posible clasificar a los fluidos en Newtonianos y no Newtonianos.

- $\mu = cte$ indica un fluido Newtoniano
- $\mu \neq cte$ indica un fluido no Newtoniano

La viscosidad de un fluido no Newtoniano no depende solamente de su temperatura sino también de la velocidad de deformación o el gradiente de velocidad, y de otros parámetros propios del material.

La medición experimental de la viscosidad se realiza comúnmente mediante un viscosímetro, el cual es un equipo diseñado para medir la oposición del material al movimiento bajo condiciones controladas. Dependiendo del tipo de viscosímetro empleado (rotacional, capilar o de caída de esfera), el principio de medición puede variar; sin embargo, todos se basan en cuantificar la relación entre el esfuerzo cortante aplicado y la velocidad de deformación generada en el fluido.

En el caso de los viscosímetros rotacionales, la medición se realiza al someter la muestra a una velocidad angular constante mediante un husillo o geometría específica que gira dentro del fluido. El equipo registra el torque necesario para mantener dicha rotación, el cual es proporcional a la resistencia del material al flujo. A partir de estos datos, el instrumento calcula la viscosidad aparente en función de la velocidad de corte aplicada. Este tipo de medición permite evaluar el comportamiento reológico.

La información obtenida mediante el viscosímetro no solo proporciona el valor de la viscosidad, sino que también permite identificar el tipo de comportamiento reológico del material. Por ejemplo, al realizar mediciones a diferentes velocidades de corte es posible determinar si el fluido presenta comportamiento newtoniano (viscosidad constante) o no newtoniano, como el adelgazamiento al corte. Esta información es crucial para predecir la estabilidad, la capacidad de extruir y la fidelidad de impresión del material en aplicaciones de manufactura aditiva e ingeniería de tejidos.

Humectabilidad y Ángulo de Contacto

La superficie del andamio es el primer componente que entra en contacto con las células y los fluidos biológicos, por ello, estudiar la superficie de los biomateriales es importante para determinar la capacidad del andamio de interactuar con el entorno biológico (Menzies & Jones, 2010b) Las propiedades superficiales tienen influencia en procesos como la adhesión, proliferación y diferenciación celular. En este contexto, destaca el concepto de humectabilidad, esta propiedad hace referencia a la facilidad de propagación de un líquido sobre un sólido (material) y es influenciada por tres fuerzas principales: tensión superficial de sólido, la tensión superficial del líquido y la tensión interfacial (Agrawal et al., 2017). Para cuantificar las características de humectabilidad de la superficie del biomaterial se utiliza la técnica del ángulo de contacto, proporcionando información relevante sobre el carácter hidrófilo o hidrófobo de la superficie del material. (Liber-Kneć & Łagan, 2021)

El ángulo de contacto se denota con la letra θ , y se forma con la intersección de dos interfaces. En la Figura 11 se observa una gota de líquido que entra en contacto con la superficie de un sólido, en esta situación se forman dos interfaces importantes: líquido/gas, representada por la línea tangente en el límite superficial de la gota del líquido, y la interfaz sólido/líquido, que representa el límite de la superficie horizontal del sólido con el líquido. La intersección de estas dos interfaces da lugar a θ .

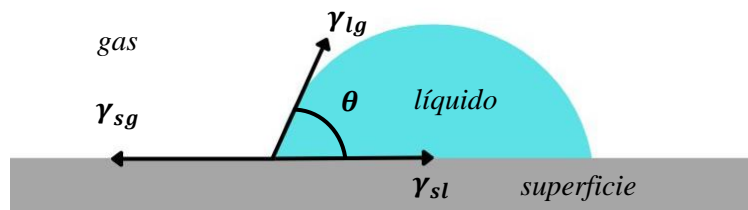


Figura 11. Esquema de la formación de una gota en la superficie de un material para el estudio del ángulo de contacto.

El cálculo de θ se obtiene por medio del equilibrio mecánico de la gota bajo la acción de tres tensiones interfaciales.

$$\gamma_{lg} \cos(\theta) = \gamma_{sg} - \gamma_{sl} \quad \dots \text{(ec.3)}$$

Donde γ_{lg} es la tensión interfacial líquido/gas, γ_{sl} es la tensión sólido/líquido, γ_{sg} es la tensión sólido/gas. Si θ tiene un valor entre 0 y 90° significa que la superficie del material tiene carácter hidrófilo, si el valor supera los 90° la superficie se considera hidrófoba (Gittens et al., 2014).

Por lo general, si el material es de carácter hidrofílico (superficies de biomateriales) favorecerá la adherencia y la tendencia de penetración del líquido en el sólido (Hu et al., 2023).

PROPIEDADES MECÁNICAS

Los biomateriales son utilizados para desarrollar implantes o prótesis destinados a sustituir partes corporales dañadas o deterioradas, así como en la fabricación de andamios para la reparación o regeneración de tejidos u órganos lesionados, por lo tanto, deben soportar las cargas mecánicas propias de su aplicación, o bien, presentar propiedades similares a las del tejido de destino. En otras palabras, el biomaterial debe exhibir un comportamiento mecánico comparable al del tejido al que estará sometido (Biobaku-Mutingwende, 2021).

El comportamiento mecánico de un material es la manera en que este responde a las fuerzas externas aplicadas, ya sea de tensión o de compresión, hasta el punto de fractura, donde se rompe o falla. Lo mismo ocurre con los biomateriales y los tejidos biológicos. Por ejemplo, los huesos soportan el peso corporal al caminar, la piel y los tejidos conectivos están sometidos constantemente a fuerzas de tensión y compresión. Conocer las propiedades mecánicas de un biomaterial es fundamental para la evaluación de su comportamiento ante estímulos mecánicos y su aplicación.

La resistencia a la deformación de los biomateriales se obtiene experimentalmente por medio de ensayos de tensión o de compresión, entre otros.

Ensayo de Tensión

El ensayo consiste en someter al material a dos fuerzas de tensión opuestas y axiales con la finalidad de causar elongación longitudinal en el material, es decir, provocar un cambio de dimensiones respecto a las dimensiones iniciales, a esto se le conoce como desplazamiento. Al aplicar la fuerza, la sección transversal del material se reduce progresiva y uniformemente, sin embargo, al superar un límite de resistencia, el área transversal de material se reduce en

una región localizada, originando una constricción conocida como “estrangulamiento”. Esto continuará hasta fracturar o romper el material. El proceso descrito se esquematiza en la Figura 12 (Hibbeler, 2011; Groover, 2007).

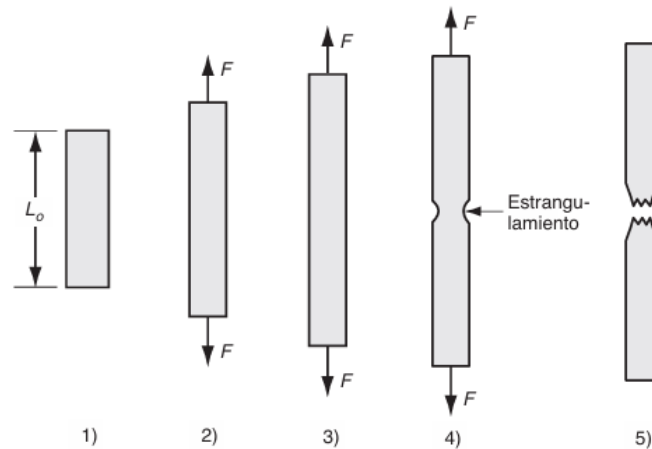


Figura 12. Esquema del progreso de ruptura en una probeta sometida a un ensayo de tensión (Groover, 2007).

Los materiales sólidos tienen dos respuestas importantes a los esfuerzos aplicados:

- Deformación elástica: No es permanente, el material regresa a su forma original cuando el esfuerzo es retirado.
- Deformación plástica: Es permanente, implica someter al material a un esfuerzo mayor, tal que, al retirarlo el material no regresa a su forma original.

El comportamiento mecánico bajo tensión precede dos conceptos importantes, esfuerzo y deformación. El esfuerzo, denotado con la letra (σ), se define como la distribución de una fuerza aplicada sobre unidad de área. La deformación (ϵ) es el cambio de la longitud que ocurre en el material entre su longitud inicial. (Hibbeler, 2011). Matemáticamente el esfuerzo y la deformación se expresan como:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \dots \text{(ec.4)}$$

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad \dots \text{(ec.5)}$$

De la relación de estos parámetros se genera la curva de Esfuerzo-Deformación, Figura 13, del cual se obtiene información importante para determinar algunas propiedades mecánicas del material.

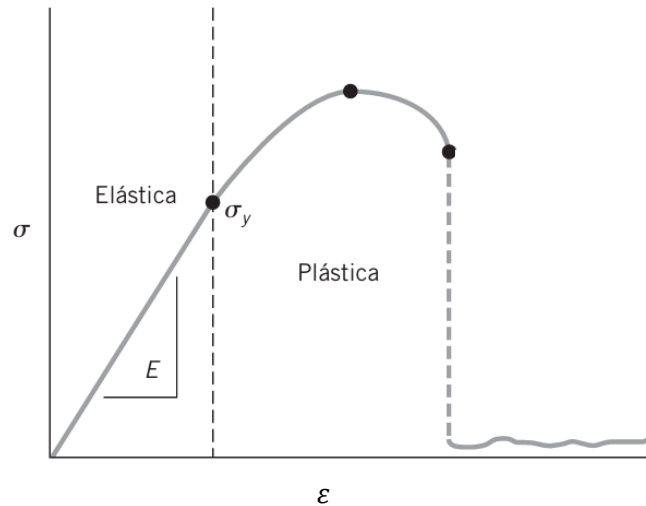


Figura 13. Curva de Esfuerzo-Deformación (Askeland, 1998).

Los puntos más importantes en el diagrama o curva de Esfuerzo-Deformación son:

- Límite de proporcionalidad
- Límite elástico
- Esfuerzo de cedencia
- Esfuerzo máximo
- Esfuerzo de fractura

Los puntos anteriores brindan información sobre la reacción del material ante la aplicación de distintas magnitudes de carga.

En la Figura 13, la primera sección de la curva corresponde a la deformación elástica, esta se compara con el comportamiento de un resorte sometido a una fuerza, por lo tanto, se asocia a la ley de Hook, la cual enuncia: “*la fuerza aplicada a un resorte es directamente proporcional al cambio de la longitud del resorte* (Hibbeler, 2011)”. La gráfica de esta relación es una línea recta con pendiente positiva, el valor de la pendiente representa el módulo elástico del material, que se describe como la constante de proporcionalidad entre el esfuerzo aplicado y la deformación del material, también se conoce como módulo de Young y se denota con la letra (*E*) (Biobaku-Mutingwende, 2021).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad \dots \text{(ec.6)}$$

Durante este comportamiento no existe deformación permanente, la deformación plástica ocurre hasta alcanzar un ligero aumento en el esfuerzo por encima del límite elástico. Este comportamiento se representa en toda la zona elástica del material.

Durante la deformación plástica, el material presenta tres etapas importantes: cedencia, endurecimiento por deformación y estricción.

La cedencia se produce cuando el esfuerzo aplicado alcanza el valor crítico conocido como esfuerzo de cedencia (σ_y), el cual marca el límite entre el comportamiento elástico y el plástico. A partir de este punto, el material experimenta deformaciones permanentes y no recupera su forma inicial al retirar la carga. Posteriormente a la cedencia, el material puede soportar un incremento en el esfuerzo ocasionando que la curva crezca continuamente, esta etapa se denomina como endurecimiento por deformación, el comportamiento continúa hasta llegar al esfuerzo máximo o último (σ_u), en ese momento el material ha alcanzado su capacidad máxima de resistencia al esfuerzo, si la carga continúa siendo aplicada la deformación comienza a localizarse en un área determinada provocando el estrangulamiento en el material hasta llegar al esfuerzo de fractura (σ_f), donde el material se rompe (Askeland, 1998; Biobaku-Mutingwende, 2021; Hibbeler, 2011; Newel, 2010).

No obstante, existen materiales que no presentan límite de proporcionalidad debido a un comportamiento elástico no lineal, es decir, el esfuerzo y la deformación no son proporcionales. A diferencia de los metales dúctiles, los biomateriales poliméricos e hidrogeles presentan características particulares:

- ✓ Comportamiento no lineal a bajas deformaciones.
- ✓ Dependencia con la velocidad de deformación (viscoelasticidad).
- ✓ Ausencia clara de punto de cedencia.
- ✓ Posible fractura frágil o deformación prolongada.

Cada material tiene una curva característica de su comportamiento mecánico. En la Figura 14 se esquematiza el comportamiento de Esfuerzo-Deformación que tiene un biomaterial compuesto en su mayoría por colágena.

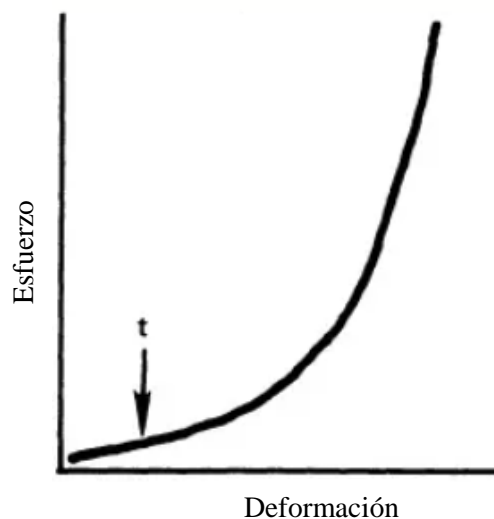


Figura 14. Curva típica de Esfuerzo-Deformación para un biomaterial de colágena (Vincent, 1982).

Cuando el material presenta una curva de Esfuerzo-Deformación no lineal dentro de su zona elástica, el módulo secante (E_s) se emplea como una medida de su rigidez. Este valor se obtiene calculando la pendiente de la recta que une dos puntos específicos de dicha curva. Por lo general, el primer punto corresponde al origen (deformación y esfuerzo nulos), mientras que el segundo es un punto arbitrario distinto a cero. (Callister et al., 2018).

En andamios porosos impresos por DIW, además, el comportamiento mecánico no depende únicamente del material base, sino también de la arquitectura del andamio, el porcentaje de relleno, el diámetro del filamento, la interconectividad de poros, etc.

Por lo tanto, las propiedades obtenidas representan el comportamiento estructural del sistema material/geometría y no únicamente las propiedades intrínsecas de los polímeros empleados.

Desde la perspectiva de la ingeniería mecánica, el desarrollo de biomateriales no solo implica su compatibilidad biológica, sino también el estudio de su respuesta estructural, estabilidad mecánica y desempeño bajo condiciones de carga, aspectos fundamentales para el diseño de andamios funcionales en aplicaciones de ingeniería de tejidos.

CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA

MATERIALES

- Ácido acético glacial (HAc) (CH_3COOH), reactivo ACS, 99.9 %, *J.T. Baker*
- Agua destilada
- Alcohol etílico absoluto ($\text{CH}_3\text{CH}_2\text{OH}$), *J. T Baker*
- Buffer fosfato salino (PBS), $\text{pH}7.4\pm0.2$, 25°C , MBL ® BION
- Colágena tipo I de tendón de bovino, *Sigma- Aldrich (C9879)*
- EDC (N-(3-Dimetilaminopropil)-N-etilcarbodiimida), *Sigma-Aldrich*
- NHS (N-hidroxisuccinimida), *Sigma-Aldrich*
- Policaprolactona, en forma de pellets de peso molecular 80,000 Da, *Sigma- Aldrich (440744)*
- Quitosano de alto peso molecular, medio peso molecular y bajo peso molecular, *Sigma- Aldrich (488869)*

MATERIALES DE LABORATORIO

- Adaptador de jeringas
- Agitador mecánico
- Balanza Analítica
- Espátulas
- Jeringas de plástico 5 mL y 1 mL
- Láminas de acetatos
- Matraz aforado de 50 mL y 100 mL
- Pipeta graduada 10 mL
- Placa *Peltier*
- Propipeta
- Probeta graduada 50 mL
- Puntas de impresión de 22 G
- Vasos de precipitados de 20 mL y 10 mL Pyrex

EQUIPOS

- Dispositivo para prueba de colapso de filamento
- Goniómetro *Rame-Hart Instrument So. Automated Dispensing System*
- Impresora *Anet A8*
- Liofilizadora
- Máquina Universal de pruebas mecánicas *Shimadzu*
- Viscosímetro digital *Brookfield DV2TLVTJ0*

DESARROLLO EXPERIMENTAL

PREPARACIÓN DE TINTAS DE COL/PCL/QS

Para preparar las tres formulaciones de tinta, se prepararon tres soluciones precursoras separadas para cada biopolímero: colágena, quitosano y PCL. Las soluciones precursoras de colágeno y quitosano formaron fases hidrogel, mientras que el precursor de PCL permaneció en solución líquida (ver Figura 15). Las tintas se prepararon mezclando las tres soluciones precursoras en diferentes proporciones de volumen, como se detalla en la Tabla 5.

Preparación de la solución de la COL

En una solución 3% v/v de ácido acético se disolvió colágena al 5 % p/v en agitación mecánica hasta obtener una solución homogénea.

Solución del QS

Se trabajó con tres pesos moleculares de quitosano: bajo (50 - 190 kDa), medio (200 - 250 kDa) y alto (300 - 400 kDa) peso molecular. En recipientes diferentes, con una solución 3% v/v de ácido acético se disolvieron los diferentes quitosanos al 5 % p/v en agitación mecánica hasta obtener una solución homogénea en cada caso.

Solución de PCL

Se disolvieron pellets de PCL en una concentración de 1 % p/v en ácido acético glacial durante 30 minutos a una temperatura de 37 °C, con agitación mecánica de 300 rpm hasta disolver completamente el polímero. Una concentración de PCL al 1 % p/v permitió una dispersión uniforme en todas las formulaciones probadas. La solución precursora de PCL contenía 1 % p/v de PCL (equivalente a 1 g de PCL por 100 mL de solución).

Tabla 5. Parámetros de los tres polímeros utilizados para la elaboración de 5 ml de tinta.

Material	Concentración de ácido acético	Concentración del polímero	Peso del polímero [g]	Volumen de la solución [ml]
Colágena (Col)	3 % v/v	5 % p/v	0.25	5
Policaprolactona (PCL)	Ácido acético glacial	1 % p/v	0.02	2
Quitosano (QS)	3 % v/v	5 % p/v	0.01	2



Figura 15. Soluciones precursoras. De izquierda a derecha: colágena, quitosano de alto peso molecular y policaprolactona.

Preparación de las tres tintas de impresión

Se prepararon tres tintas diferentes, cada una se obtuvo mezclando uniformemente las soluciones precursoras de cada uno de los tres polímeros previamente disueltos. Para ello se utilizaron jeringas de 5 mL y 1 mL, en las cuales se colocaron 4 mL de Col, 0.5 mL de PCL y 0.5 mL de QS para formar una tinta de 5 mL. Lo anterior representa una proporción en porcentaje de volumen de:

$$80 \% \text{ Col}; 10 \% \text{ PCL}; 10 \% \text{ QS}$$

La diferencia entre las tintas consistió en el peso molecular del quitosano. Por lo que cada una de las tres tintas se identifica por un distinto peso molecular de quitosano, manteniendo constantes las cantidades de los polímeros.

Para una conseguir homogeneidad en las tintas preparadas y, además, evitar la formación de burbujas, se utilizó un sistema de agitación mediante jeringas conectadas (ver Figura 16).



Figura 16. Izquierda: Volúmenes de soluciones precursoras a utilizar. Derecha: Sistema de agitación de las tintas mediante jeringas conectadas.

La nomenclatura utilizada en este trabajo fue la siguiente (ver Tabla 6): la tinta T_B contiene QS de bajo peso molecular, la tinta T_M con QS de medio peso molecular y finalmente, la tinta T_A fue elaborada con QS de alto peso molecular.

Tabla 6. Nomenclatura de las tintas de acuerdo con el peso molecular del quitosano.

Tinta	Peso Molecular de QS que contiene la tinta
T_B	Bajo (50 - 190 kDa)
T_M	Medio (200 - 250 kDa)
T_A	Alto (300 - 400 kDa)

PROCESO DE MANUFACTURA ADITIVA POR EXTRUSIÓN DE TINTAS DE COL/PCL/QS (ESCRITURA DIRECTA DE LA TINTA)

El diseño que se muestra en la Figura 18 corresponde a una probeta para ensayos de tensión uniaxial, estrechamente relacionado con andamios de Col/PCL/QS con posibles aplicaciones en regeneración de tejidos cutáneos (Rangel, 2025) elaborados mediante impresión 3D por la técnica de escritura directa de la tinta. Los andamios tienen la arquitectura mostrada en Figura 17.

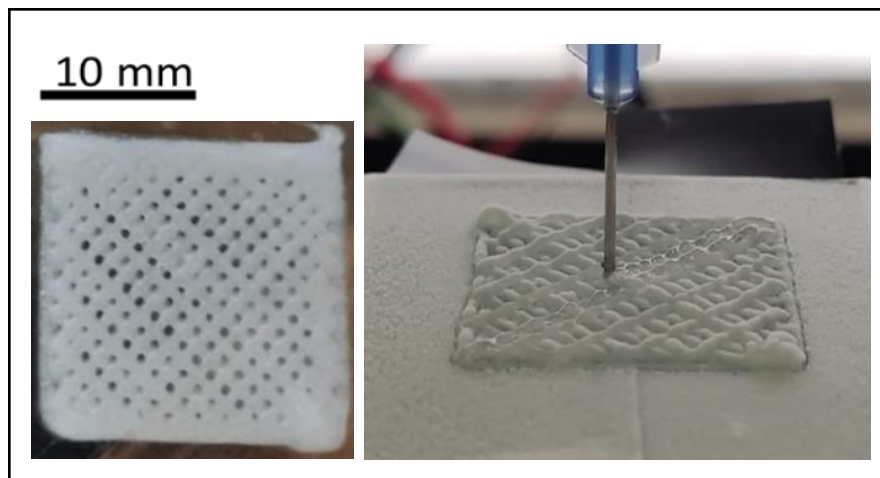


Figura 17. Andamio de Col/PCL/QS obtenido mediante impresión 3D. Con tamaño de poro de 0.6mm (Rangel, 2025).

DISEÑO DE LA PROBETA

El diseño de la probeta se realizó con el Software de diseño *Autodesk Inventor*, las dimensiones geométricas se muestran en la Figura 18. Las pruebas mecánicas de tensión uniaxial se realizaron bajo la norma ASTM D5035-11.

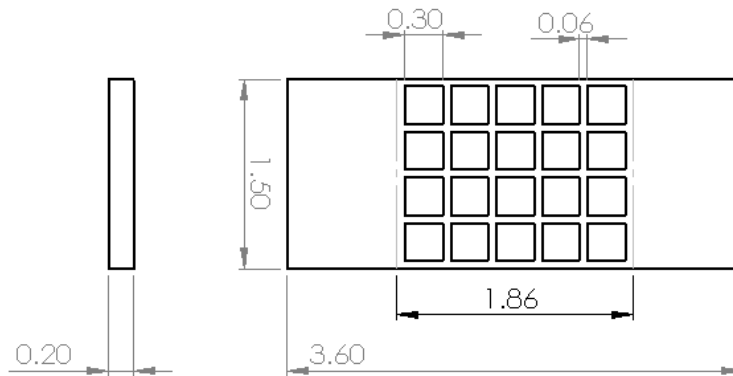


Figura 18. Plano de diseño de la probeta para realizar las pruebas de tensión uniaxial. La escala mostrada se encuentra en cm. La geometría se basa en la norma ASTM D5035-11.

Aunque la norma ASTM D5035-11 evalúa propiedades de tensión en textiles con el método de la tira, fue seleccionada en este estudio debido a la naturaleza porosa y reticulada del andamio propuesto. El andamio y la probeta propuesta se obtuvieron por la deposición de filamentos interconectados, los cuales son análogos a las fibras entrelazadas entre sí de los textiles. Por lo tanto, no se comportan mecánicamente como un sólido, sino como una estructura reticulada, con similitudes a los materiales textiles o mallas reticuladas.

Al terminar el modelado en 3D de la probeta, el archivo CAD se convirtió al archivo “.stl” y por medio del software *Ultimaker Cura* se ajustaron los parámetros de impresión, por ejemplo, la orientación de la pieza sobre la plataforma de impresión. Las condiciones específicas del proceso son: velocidad de 5 mm/s, porcentaje de densidad del 30 %, altura entre capas de 0.16 mm.



Figura 19. Diseño de la probeta generada con el archivo “.stl”, el cual descompone la pieza 3D en una serie de capas 2D. Además, se observa el patrón geométrico para el llenado de capas en el plano xy.

Es importante mencionar que el diseño de la probeta anterior, fue propuesto únicamente para la aplicación del andamio mostrado en la Figura 17. El tamaño del macroporo fue modificado con la intención de estandarizar y homogeneizar los parámetros del proceso de impresión para los tres diferentes PM de quitosano. Las partes sólidas de los extremos se incorporaron a la geometría para utilizarse como área de agarre de las mordazas.

PROCESO DE IMPRESIÓN 3D

El proceso de impresión se realizó con un equipo *Anet A8* modificado para imprimir tintas (hidrogeles) a través de un sistema de extrusión a temperatura ambiente de 23 °C. Previo a la impresión del andamio y/o la probeta se debe asegurar que el equipo esté calibrado para evitar errores en la impresión. La extrusión del material se llevó a cabo a temperatura ambiente con una boquilla de calibre 22 G (diámetro interno de 0.41 mm).

Se colocaron 2 mL de tinta dentro de una jeringa de 5 mL, no se utilizó la capacidad máxima del contenedor para evitar dificultades en la impresión u obstrucción de material en la boquilla.

Para una mejor manipulación del andamio/probeta después del proceso de impresión sin comprometer la integridad de la estructura, se utilizaron láminas de acetatos sobre las cuales se depositó el material durante la extrusión.

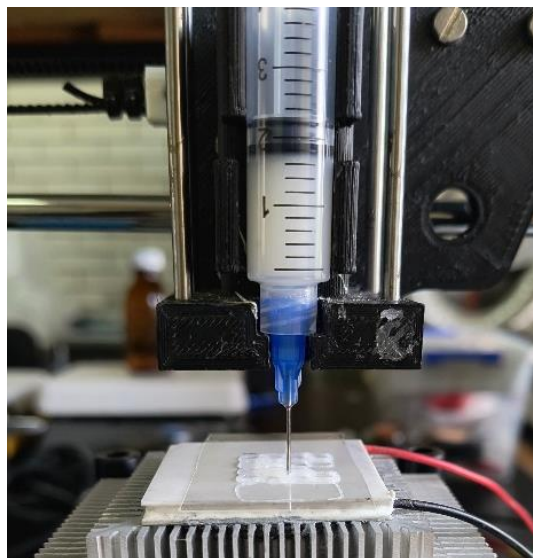


Figura 20. Inicio del proceso de extrusión.

Se utilizó una placa *Peltier*, con dimensiones de 40 mm x 40 mm, en la plataforma de impresión para garantizar la conservación de la estructura de los andamios tras la deposición del material, ver Figuras 20, 21 y 22.

La función de la placa enfriadora fue reducir la temperatura de la plataforma de impresión a 0 °C. La baja temperatura de la plataforma aumentó la viscosidad de la tinta una vez depositada, lo que contribuyó a la conservación de la estructura de los andamios impresos.

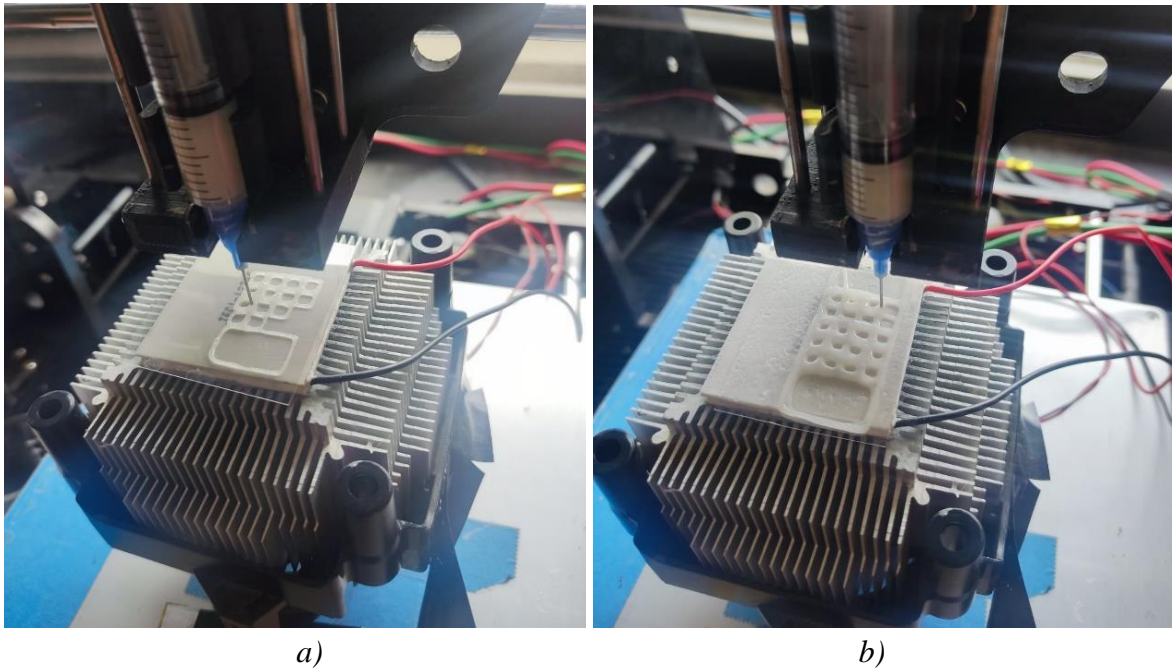


Figura 21. Impresión de los andamios en forma de probeta. Se muestra la tinta formada con quitosano de peso molecular medio. En a) la placa Peltier no se encuentra en funcionamiento, en b) la placa Peltier ha sido activada.

En la Figura 22 se observa la pieza al término de la impresión, es decir, la impresión final.

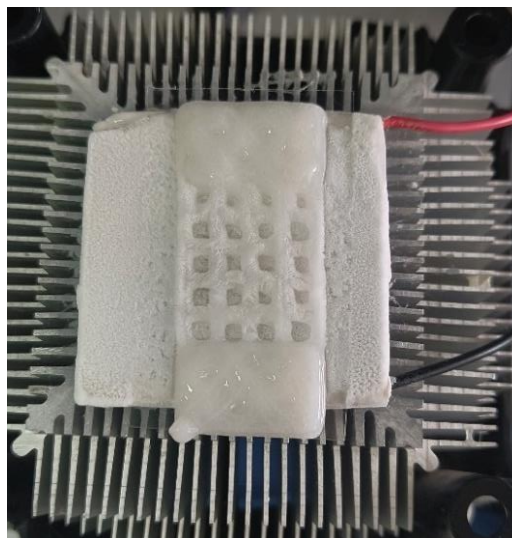


Figura 22. Impresión final con quitosano de medio peso molecular.

POSPROCESO DE IMPRESIÓN

Con el propósito de mejorar las propiedades térmicas y mecánicas de los andamios se realizó un posproceso, el cual consistió en un entrecruzamiento químico con una solución de EDC/NHS (Rangel et al., 2025). A continuación, se describen los pasos llevados a cabo durante el entrecruzamiento químico:

1. Congelar los andamios durante 24 horas a una temperatura de $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$.
2. Liofilizar por 12 horas.
3. Neutralizar con una solución de NaOH a 1 % p/v durante una hora a $4\text{ }^{\circ}\text{C}$, en agitación mecánica. Se midió el pH de la solución una vez transcurrido el tiempo para comprobar que se había neutralizado los andamios.
4. Entrecruzar químicamente durante una hora con una solución de EDC/NHS en concentraciones de 15 mM y 6 mM respectivamente, preparada en una proporción volumétrica 2:1 (EDC:NHS).
5. Lavar 10 veces con agua destilada, durante 5 minutos cada lavado.
6. Congelar a $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ por 24 horas.
7. Liofilizar por 12 horas.

Los puntos 4 y 5 se llevaron a cabo en agitación mecánica a 300 rpm y a una temperatura de $37\text{ }^{\circ}\text{C}$.

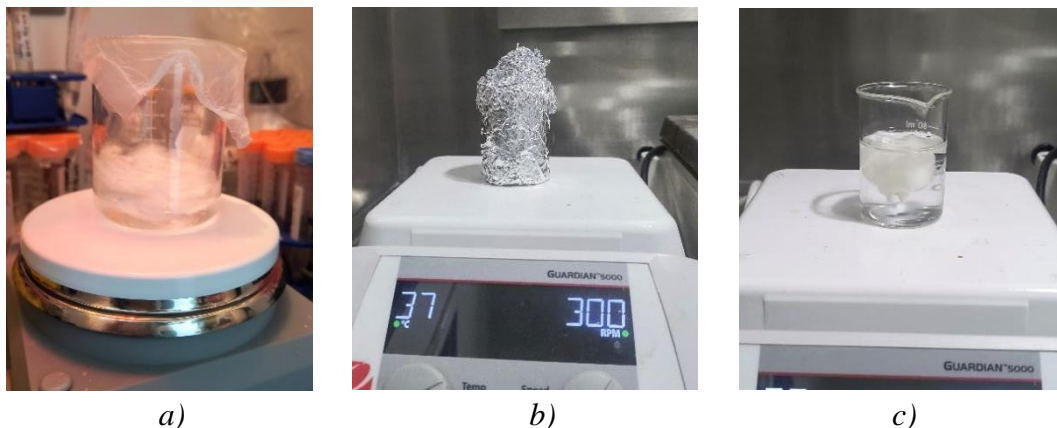


Figura 23. Posproceso de impresión. En a) se muestra el paso 3: Neutralización, b) corresponde al paso 4: Entrecruzamiento químico y c) indica el paso 5: Lavados.

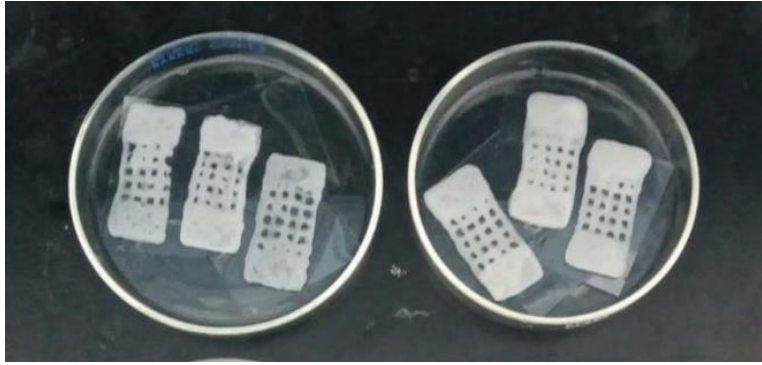


Figura 24. Probetas de medio peso molecular al finalizar los lavados.

PRUEBAS DE CARACTERIZACIÓN

La caracterización se llevó a cabo en dos etapas. La primera etapa consistió en caracterizar al material antes de la impresión, es decir, a las tintas en forma de hidrogel. Mientras que la segunda etapa consistió en caracterizar física y mecánicamente a los andamios obtenidos.

ETAPA 1: CARACTERIZACIÓN DE LAS TINTAS

PRUEBAS DE VISCOSIDAD DE LAS TINTAS

Con un Viscosímetro digital *Brookfield* modelo *DV2TLVTJ0* se realizaron dos pruebas de viscosidad en función de dos parámetros diferentes. En la primera, se midió el cambio de la viscosidad con respecto a la temperatura, la velocidad se mantuvo en 5 rpm y el rango de temperaturas aumentó de 5 a 23 °C. Por otra parte, la segunda prueba se enfocó en la relación entre la viscosidad y la velocidad angular, esta prueba se trabajó a una temperatura ambiente (25 °C) y el rango de velocidades dependió de la tinta utilizada. Cada una de las pruebas se realizó por triplicado para cada una de las tintas.

Debido a que se trata de fluidos con viscosidad elevada el husillo seleccionado para las mediciones fue LV- 4.

PRUEBAS DE *PRINTABILITY*

Se llevaron a cabo tres pruebas de *Printability* para evaluar el comportamiento del filamento durante la extrusión y después de la deposición, además, se evaluó la capacidad de retención de forma del material. Cada una de las pruebas se realizó por triplicado para cada una de las tintas.

1. Prueba de extrusión:

La prueba es cualitativa y se realizó antes de la deposición del material con el propósito de evaluar como fluyen las tintas a través de la boquilla, con la impresora *Anet A8* se extruyeron líneas continuas y se observó la uniformidad del filamento tras la extrusión y antes de la deposición.

2. Colapso de filamento:

Esta prueba se realizó con un dispositivo con cinco diferentes ranuras con tamaños de 1, 2, 3, 4 y 5 mm (ver Figura 25), en el cual se depositó una delgada línea de tinta para evaluar la fidelidad de la forma del filamento, es decir, si el diámetro del filamento impreso tiene el mismo calibre del diámetro de la boquilla en cada una de las ranuras.

El análisis de la relación de dimensiones se llevó a cabo con ayuda del software de análisis dimensional *Image J* con el cual se midió el diámetro promedio del filamento extruido.

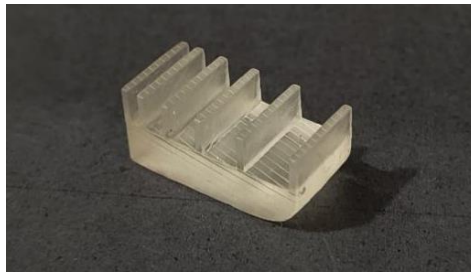


Figura 25. Dispositivo para la prueba de colapso de filamento.

Esta prueba permitió evaluar el comportamiento del filamento frente a diferentes tamaños de poro y determinar el tamaño ideal para que el filamento no se flexione cuando al ser depositado.

3. Factor de *Printability* (*Pr*):

Con la intención de determinar la capacidad de la tinta para mantener su forma después de ser extruida, se determinó el valor del factor de *Printability*.

Para realizar esta prueba se imprimió un patrón de cuadrícula de una sola capa, por medio del software *Image J* se llevó a cabo un análisis dimensional para comparar las dimensiones reales y teóricas del diseño original y las impresas (ver ec. 1).

ETAPA 2: CARACTERIZACIÓN DE LOS ANDAMIOS

PRUEBAS DE ÁNGULO DE CONTACTO

El ángulo de contacto se midió sobre la superficie de los andamios mediante el método de gota sésil y un goniómetro *Rame-Hart Instrument So., Automated Dispensing System*. Una gota de 4 µL de agua destilada se depositó sobre distintas partes de la superficie del andamio. El goniómetro cuenta con un sistema óptico y de video que capturó el comportamiento de la gota. Posteriormente, por medio del software *Drop Snake*® se midió el ángulo de contacto entre la línea base de la gota y la tangente en el límite líquido/gas.

La prueba de ángulo de contacto se realizó por triplicado para cada uno de los andamios, bajo dos condiciones diferentes: condiciones secas y condiciones húmedas. En este último caso los andamios se sumergieron en PBS durante 24 horas, para hidratar los andamios. Una vez pasado ese tiempo se retiraron los andamios del PBS para ser colocados en el porta muestras del equipo.

PRUEBAS MECANICAS DE TENSIÓN UNIAXIAL

Los ensayos de tensión uniaxial se llevaron a cabo utilizando una Máquina de Prueba Universal Shimadzu con un sistema de gestión informática. Cada uno de los andamios fue ensayado por quintuplicado bajo condiciones húmedas, es decir, con los andamios previamente sumergidos en PBS durante 24 horas.

Las probetas para el ensayo fueron obtenidas por medio de impresión 3D (ver Figuras 18 y 19), a las cuales se les aplicó una velocidad de carga de 1 mm/min y una celda de carga de 100 N para tensionarlas hasta presentar la primera fractura.

Se obtuvieron curvas de Esfuerzo-Deformación para evaluar la tensión máxima, el alargamiento a la rotura (deformación) y la resistencia a la deformación con el módulo secante dentro de un rango del 10 % al 20 % de la deformación.

Tabla 7. Nomenclatura de los andamios de acuerdo con el peso molecular del quitosano.

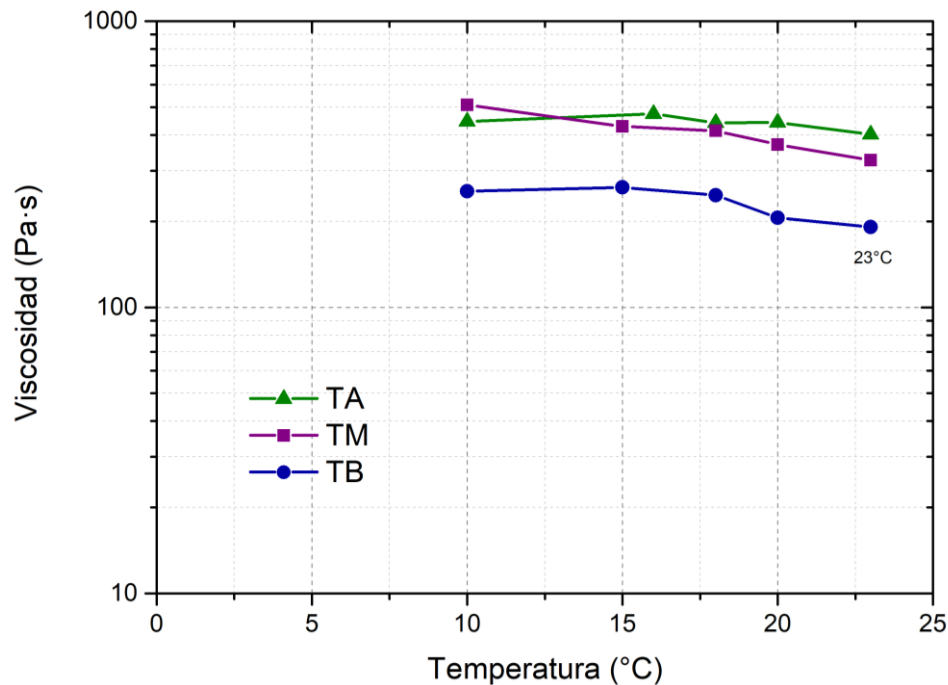
Andamio	Peso Molecular de QS que contiene el andamio
Q_B	Bajo (50 - 190 kDa)
Q_M	Medio (200 - 250 kDa)
Q_A	Alto (300 - 400 kDa)

CAPÍTULO 3. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

ETAPA 1: CARACTERIZACIÓN DE LAS TINTAS

PRUEBA DE VISCOSIDAD.

En la Gráfica 1 se observa el cambio de viscosidad aparente con respecto a cambios en la temperatura. Existe una disminución progresiva de la viscosidad al haber un aumento de temperatura. La tinta con menor viscosidad es T_B, a temperaturas menores a 10 °C esta tinta tiene la viscosidad más baja en comparación con las otras dos tintas, al incrementar la temperatura la viscosidad disminuye aún más. Lo anterior provocó que la tinta fluyera adecuadamente a través de la boquilla facilitando el proceso de extrusión, sin embargo, al ser depositada sobre la plataforma de impresión la baja viscosidad expandió la tinta provocando deformaciones en la estructura y comprometiendo la forma del andamio.



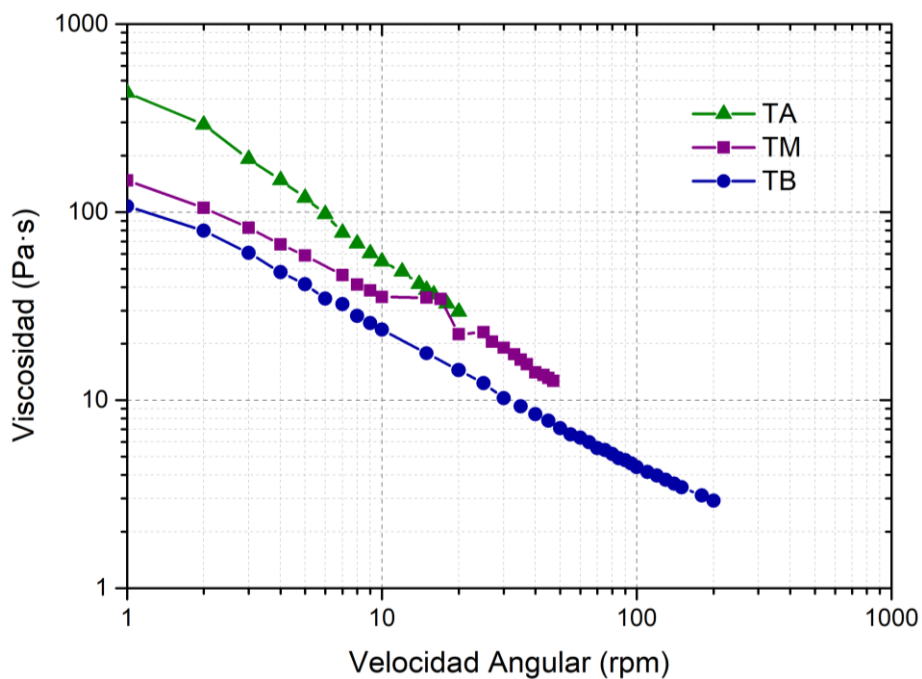
Gráfica 1. Temperatura - Viscosidad aparente.

Se observa que las tintas que contienen quitosano de alto y medio PM, es decir, T_A y T_M respectivamente, tienen valores de viscosidades similares. La tinta T_A tuvo los valores de viscosidad más altos en comparación de las otras tintas, por otro lado, sus valores no cambian significativamente con la temperatura, al contrario de la tinta T_B, T_A mantuvo la forma y

brindó mayor estabilidad estructural a la impresión final, no obstante, el proceso de extrusión se dificultó debido al lento flujo de material en consecuencia de los altos valores de viscosidad.

En la Gráfica 1 se aprecia que a los 10 °C la tinta con mayor viscosidad es T_M, la viscosidad de esta tinta disminuyó al aumentar la temperatura. Este comportamiento es favorable durante todo el proceso de manufactura, desde la extrusión hasta la deposición del material sobre la plataforma. Esta tinta ofrece un equilibrio entre flujo del material y la conservación de la estructura del andamio.

La viscosidad es un parámetro clave para determinar el desempeño de un fluido cuando es parte de un sistema en movimiento. Con esta prueba de caracterización se fijaron parámetros para mejorar el proceso de manufactura de los andamios, se establecieron las temperaturas durante y después de la impresión, implementando el uso de la placa *Peltier*. El proceso de extrusión se llevó a cabo a temperatura ambiente (23 °C) para favorecer el flujo de material, además, cuando fue depositado el material sobre la plataforma el uso de la placa *Peltier* redujo la temperatura de este y a su vez, la viscosidad de las tintas, conservando la forma del andamio impreso.



Gráfica 2. Velocidad Angular - Viscosidad aparente.

En la Gráfica 2 se presenta el comportamiento de la viscosidad ante los cambios de velocidad angular del viscosímetro. Se observa una tendencia en las tres tintas a disminuir su viscosidad con el aumento de la velocidad de rotación del viscosímetro, este comportamiento indica que se trata de un fluido no newtoniano (adelgazante al corte), común en soluciones y geles poliméricos.

Entre las tintas analizadas, T_A presentó la viscosidad más alta, seguida de T_M , mientras que T_B mostró los valores más bajos. A bajas velocidades angulares (1 rpm), la viscosidad alcanzó su máximo, y T_M destacó por ofrecer un equilibrio adecuado entre cohesión y fluidez, manteniendo la integridad del filamento durante la extrusión. Además, T_M mostró un rango de velocidad (10–15 rpm) en el que la viscosidad se mantuvo relativamente constante, a diferencia de las demás tintas, cuya viscosidad disminuyó progresivamente con el aumento de la velocidad.

Estos resultados, sugieren que la viscosidad y las propiedades de las tintas pueden optimizarse mediante el ajuste de la concentración y el peso molecular del quitosano. Así, es posible diseñar tintas con un flujo en el proceso de extrusión controlado, lo que permite la fabricación de andamios con propiedades mecánicas y estructurales adecuadas para aplicaciones en ingeniería de tejidos (Rangel et al., 2026).

PRUEBAS DE PRINTABILITY

Prueba de extrusión

Los resultados de esta prueba se muestran en la Figura 26. De las tres tintas, T_B presentó mejor flujo de material, facilitó la extrusión y la formación de filamentos continuos debido a su baja viscosidad con respecto a las otras dos tintas. La T_M tiene un flujo adecuado para no obstaculizar la extrusión y generar filamentos homogéneos, aun cuando el QS de medio peso molecular aumentó la viscosidad de la tinta. Lo contrario ocurre con T_A , la cual es la tinta más viscosa, el aumento de viscosidad en la tinta provocó que el flujo del material no sea totalmente continuo para generar filamentos homogéneos, como se observa en la Figura 26 inciso c), esta tinta presentó una discontinuidad en el filamento, su sección transversal se redujo provocando una extrusión inadecuada o incluso defectos en la impresión.

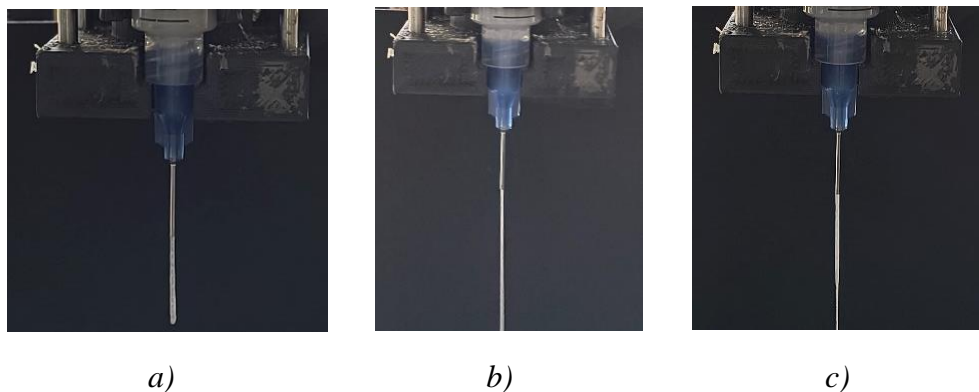


Figura 26. Prueba de extrusión, printability.

En a) muestra el filamento formado por la tinta T_B , b) representa el filamento de la tinta T_M , c) indica el filamento que produce la tinta T_A .

Prueba de colapso de filamento

Las tintas T_B y T_M producen diámetros similares al calibre de la boquilla. Mientras que T_A dio valores de diámetro más pequeños al diámetro de la boquilla, lo cual, indicaría que dicha tinta imprime detalles más finos en la impresión, sin embargo, en la prueba anterior la tinta T_A presentó mayor dificultad de extrusión y el filamento no fue totalmente homogéneo. En la Tabla 8 se reportan los valores de diámetro promedio con la correspondiente desviación estándar del filamento para cada una de las tintas.

Tabla 8. Valores promedio para el diámetro del filamento durante la impresión 3D.

TINTA	Diámetro del filamento [mm]
T_B	0.440 ± 0.058
T_M	0.431 ± 0.085
T_A	0.376 ± 0.072

La prueba de colapso de filamento permitió identificar el tamaño de poro adecuado para que el filamento no colapsara y mantuviera la estructura más estable. En la Figura 27 se observa como el filamento comienza a flexionarse en poros de 5 mm para las tintas T_M y T_A . Los tamaños de poro ideales para imprimir tintas de Col/PCL/QS son menores a 3 mm, no obstante, se debe tomar en cuenta que un poro de 1 mm puede ocasionar acumulación de material y cerrar el poro, como llego a ocurrir con la tinta T_B .

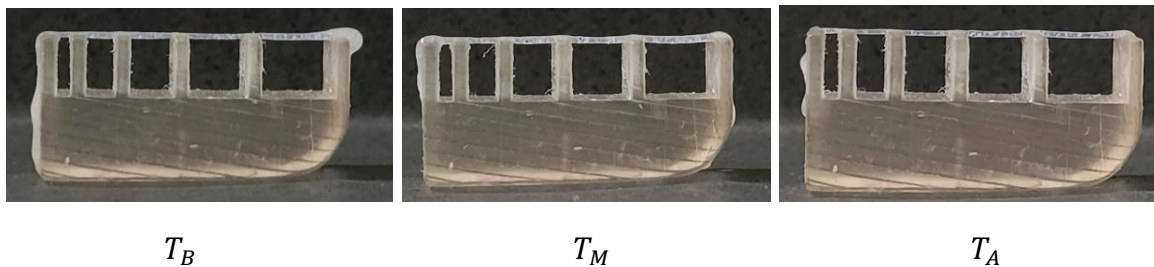
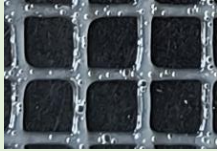
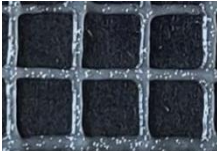
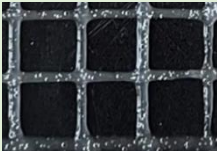


Figura 27. Prueba de colapso de filamento.

Factor de *Printability* (*Pr*)

Tabla 9. Valores del factor Pr con desviación estándar para las tres tintas.

TINTA	<i>Pr</i>	IMAGEN
T_B	0.870 ± 0.063	
T_M	0.952 ± 0.037	
T_A	0.917 ± 0.058	

El factor de *Printability* mostró una relación directamente proporcional con el peso molecular del quitosano. En la Tabla 9 se aprecia que T_B (quitosano de bajo peso molecular) obtuvo el factor de *Printability* menor de las tres tintas, $Pr = 0.870 \pm 0.063$, indicando una mayor deformación en la forma y estructura del andamio. Además, los vórtices de la cuadrícula de T_B no formaron ángulos de 90° en ninguna de sus esquinas, sino que presentaron curvaturas causadas por la poca retención de forma, por lo tanto, esta tinta tiene menor estabilidad estructural.

T_A mantiene correctamente la estructura y presentó un Pr de 0.917 ± 0.058 , es decir, tuvo una mejor capacidad para crear estructuras tridimensionales estables, ya que, el QS de alto peso molecular aumenta considerablemente la viscosidad de la tinta, equilibrando la relación entre las dimensiones diseñadas y las impresas para una mayor estabilidad estructural. No obstante, se presentaron defectos en el andamio ocasionados por la dificultad de extrusión de la tinta T_A , el material no es depositado de forma completamente homogénea en la plataforma de impresión provocando con ello irregularidades en la capa de material depositado.

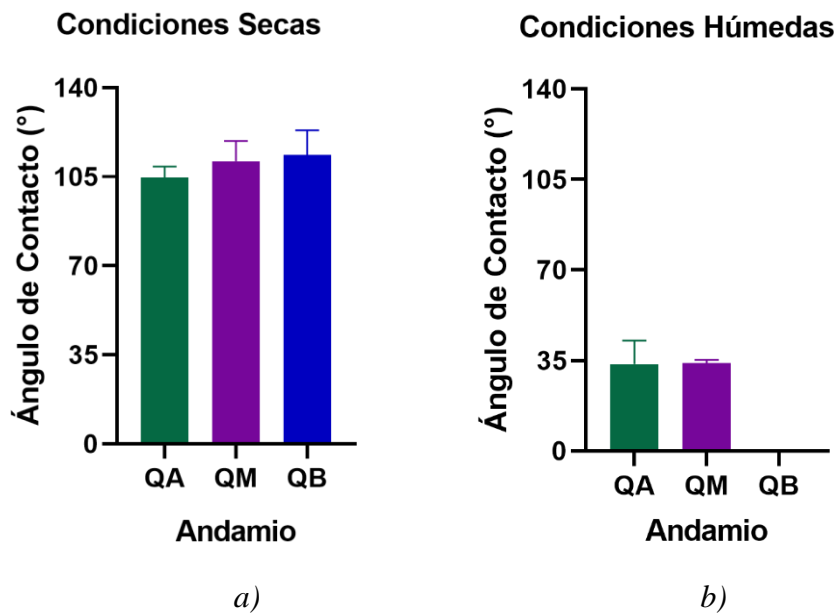
Finalmente, T_M tiene el factor Pr más cercano a 1 con un valor de 0.952 ± 0.037 , mantuvo una estructura estable, con un buen equilibrio entre la extrusión del material, la estabilidad estructural del andamio y la relación de dimensiones.

ETAPA 2: CARACTERIZACIÓN DE LOS ANDAMIOS

A partir de este punto comienza la etapa de caracterización de los andamios, por lo tanto, se utilizará la nomenclatura Q_A , Q_B y Q_M para referirse a cada uno de los andamios.

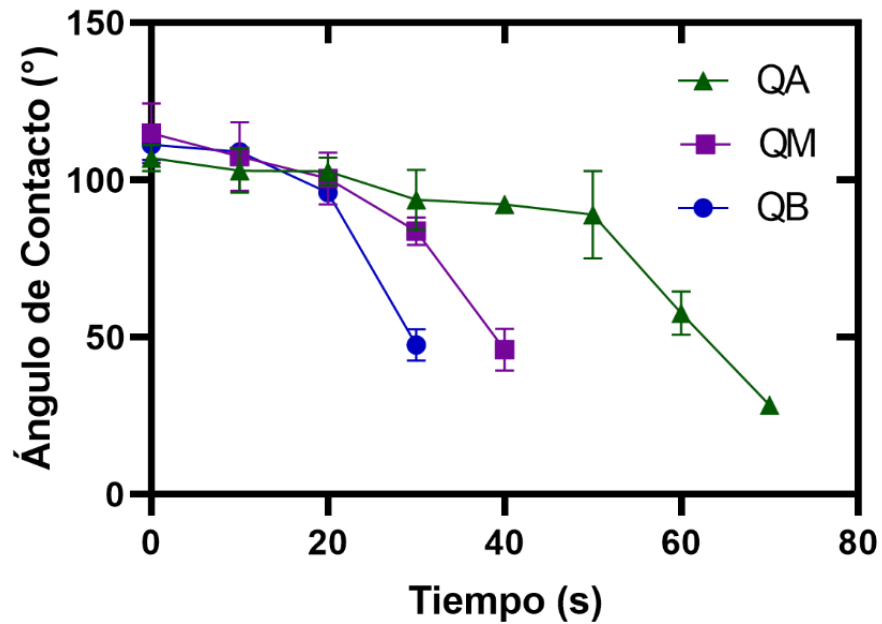
PRUEBAS DE ÁNGULO DE CONTACTO

En la Gráfica 3 se registran los valores promedios del ángulo de contacto para cada uno de los andamios, en condiciones secas y húmedas.



Gráfica 3: Valores promedio de ángulo de contacto. En a) se indican los valores de θ en condiciones secas, en b) se registra el valor de θ en condiciones húmedas.

Bajo condiciones secas el valor del ángulo de contacto (θ) no tuvo una diferencia significativa entre los tres andamios. Las superficies de los andamios presentaron un carácter hidrofóbico ya que θ superaba los 100° , esto coincide con la naturaleza hidrófoba de la PCL. Sin embargo, este comportamiento cambió con el paso del tiempo, ya que la gota se extendió sobre la superficie hasta ser absorbida completamente por el material con el transcurso del tiempo, por lo que θ disminuyó a menos de 50° , dando lugar a una superficie hidrofílica, como se muestra en la Gráfica 4. Este resultado refleja la penetración progresiva del líquido en la estructura porosa del andamio y la propiedad hidrofílica de la colágena y el quitosano.



Gráfica 4: Tiempo - Ángulo de Contacto

En la Gráfica 4 se observa la capacidad de humectación del material. El tiempo de absorción de Q_M es menor que el tiempo que tarda Q_A en absorber la gota. Los andamios de Q_B tuvieron el tiempo de absorción de la gota más corto, de 30 segundos, mientras que para los andamios de alto peso molecular de QS (Q_A) el tiempo se elevó a 70 segundos. Los andamios de QS de medio peso molecular (Q_M) tuvieron un tiempo de absorción de 40 segundos. La disminución progresiva de θ se debe en gran parte a la porosidad del andamio, así como el carácter hidrofílico de la Col y el QS.

Los resultados cambiaron al sumergir previamente los andamios en PBS, ver Figura 28, en condiciones húmedas los andamios mostraron un carácter hidrofílico. El valor de θ para los andamios que contienen alto y medio peso molecular de quitosano, fueron de $33.56 \pm 9.24^\circ$ y $33.93 \pm 1.34^\circ$ respectivamente. Para el caso del quitosano de bajo peso molecular la gota fue absorbida instantáneamente por la superficie del material impidiendo la medición de θ , lo que indica una superficie súper hidrofílica (ver Gráfica 3).

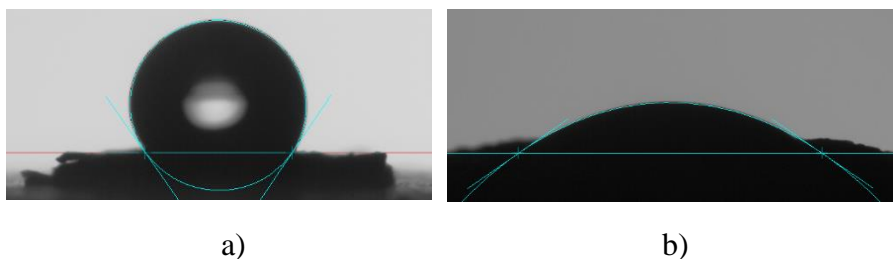


Figura 28. Prueba de ángulo de contacto en Q_M .
En a) condiciones secas, en b) condiciones húmedas.

En condiciones húmedas la superficie de los andamios Q_A absorbieron la gota en dos segundos, por el contrario, Q_M mantuvieron la gota en la superficie por 30 segundos, el ángulo no se logró medir para Q_B , ya que se absorbió instantáneamente la gota. Con lo anterior, se determinó que los andamios previamente humectados potencializan el carácter hidrofílico de los andamios de Col/PCL/QS.

El tiempo de absorción de la gota disminuyó considerablemente con el QS de bajo PM, es decir, la gota fue absorbida más rápido por Q_B , este comportamiento súper hidrofílico se relaciona con el tamaño de la cadena polimérica del QS, al presentar cadenas más pequeñas implica que están menos entrelazadas entre sí, por lo tanto, tienen el movimiento molecular suficiente para favorecer la absorción y la humectabilidad. Por otro lado, los andamios de alto PM tienen cadenas moleculares más largas y entrelazadas, que dificultan la humectabilidad. El carácter hidrofílico de las superficies de los andamios de Col/PCL/QS aumentó con la disminución del PM del quitosano.

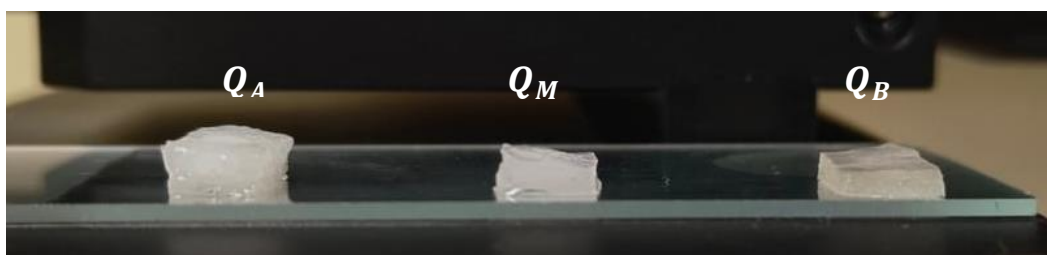


Figura 29. Andamios después de la absorción de una gota de $4 \mu\text{L}$ en cada uno de los andamios propuestos.

PRUEBAS DE TENSION

En la Figura 30 se observa el comportamiento de las probetas al ser sometidas a una tensión uniaxial. Se aprecia el inicio de elongación de la probeta hasta llevarla al punto de falla o fractura.

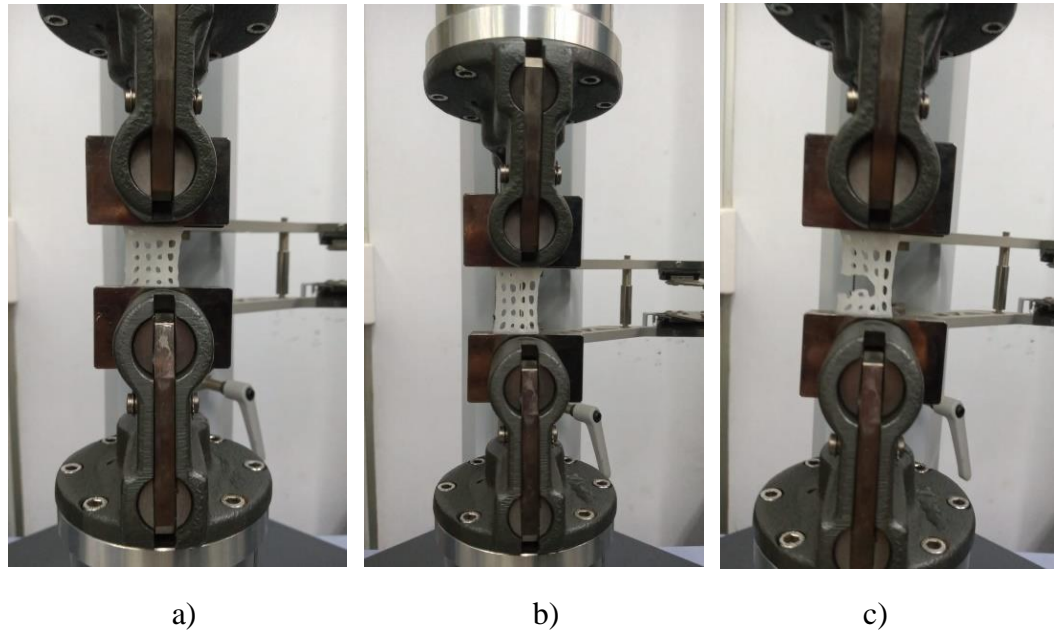
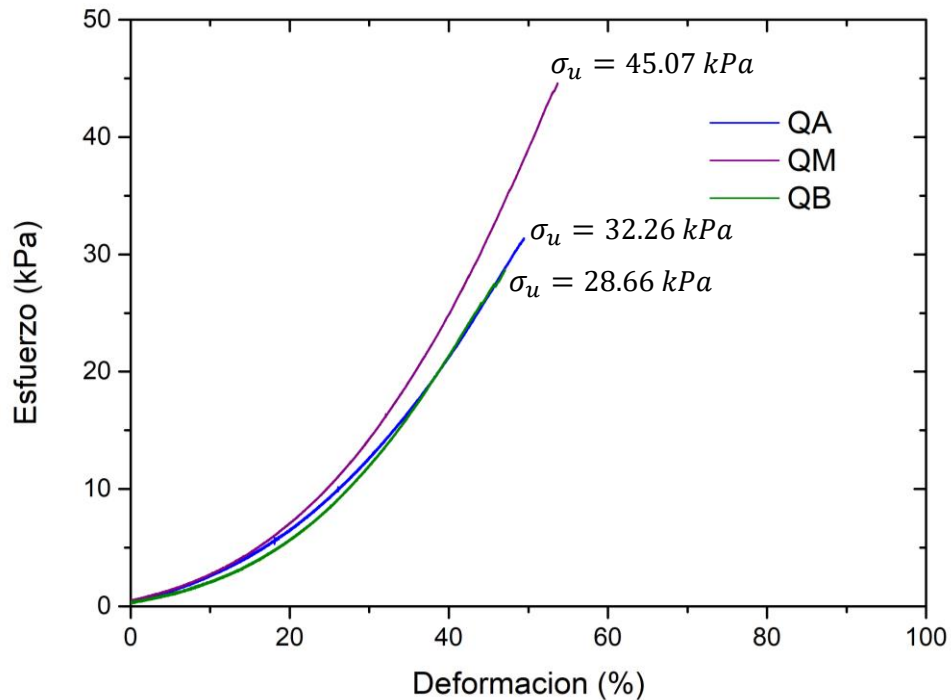


Figura 30. Secuencia del ensayo de tensión uniaxial para una probeta Q_M . En a) se comienza a tensionar la probeta, en b) la probeta comienza a presentar elongación y en c) la probeta se fractura.

En la Gráfica 5 se presenta la curva de Esfuerzo-Deformación correspondiente a los tres andamios evaluados. Se observa un comportamiento no lineal para los tres andamios. El andamio que presentó el mayor esfuerzo máximo fue el correspondiente al quitosano de peso molecular medio (Q_M), con un valor de 45.07 kPa, lo que indica una mayor capacidad de soporte y mejor integridad estructural del material. Adicionalmente, este andamio alcanzó la mayor deformación antes de fallar, llegando al 54.28 % de deformación.

Por otro lado, el andamio Q_B , presentó menor deformación antes de la fractura, alcanzando aproximadamente un 47.05 % de su deformación, y un esfuerzo máximo de 28.65 kPa, este fue el valor más bajo de resistencia entre las tres estructuras estudiadas. El andamio Q_A presentó un comportamiento mecánico intermedio entre los dos andamios anteriores. Con un esfuerzo máximo de 32.26 kPa y una capacidad de deformación del 50.33 %.



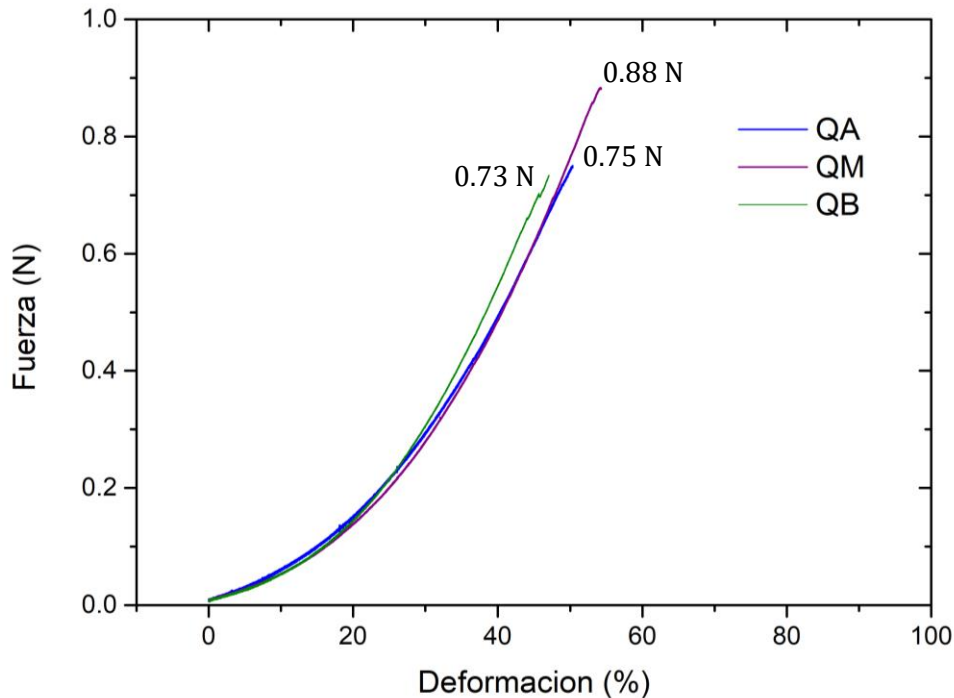
Grafica 5. Esfuerzo - Deformación.

Teóricamente se esperaría que el quitosano de alto peso molecular (Q_A), proporcionaría una mayor resistencia a la tensión, es decir, se esperaría que un mayor PM incrementara la resistencia mecánica debido al aumento en el entrelazamiento de cadenas. No obstante, los resultados experimentales muestran que un peso molecular medio favorece un equilibrio entre resistencia y movilidad molecular (en las cadenas del polímero), permitiendo una respuesta mecánica más eficiente del andamio con una mayor deformación y retrasando la iniciación de grietas, este comportamiento está estrechamente relacionado con la calidad de impresión que se obtiene con la tinta T_M .

Es importante mencionar que estos comportamientos de Esfuerzo-Deformación de los andamios están sujetos a la geometría y al área no continua de los andamios, en otras palabras, este comportamiento se ve afectado por el patrón de cuadrícula que presentan los andamios. Por esta razón, también se reportarán y analizarán las gráficas Fuerza-Deformación para los tres andamios.

Cabe señalar que los valores de esfuerzo están influenciados por la arquitectura porosa y la geometría tipo retícula de los andamios impresos. La presencia de vacíos reduce el área transversal efectiva y genera concentraciones locales de esfuerzo, por lo que la respuesta mecánica obtenida corresponde al comportamiento estructural del andamio y no exclusivamente a las propiedades intrínsecas del material sólido. Por esta razón, adicionalmente se analizaron curvas Fuerza-Deformación, (Ver Grafica 6), con el fin de evaluar la respuesta global de la estructura impresa.

En la Gráfica 6 se observan tendencias consistentes con los resultados del análisis Fuerza-Deformación. El andamio con mayor resistencia presentó también la fuerza máxima más elevada (Q_M), mientras que el de menor resistencia exhibió una falla prematura y menores valores de carga soportada y fue Q_B . En este caso, nuevamente Q_A tiene una resistencia intermedia entre los andamios estudiados.



Gráfica 6. Fuerza-Deformación.

Los valores de fuerza máxima registrados fueron inferiores a 1 N, lo cual se atribuye al espesor de las probetas, al área transversal efectiva limitada y a la naturaleza blanda de la matriz polimérica basada en colágena. Sin embargo, la incorporación de policaprolactona (PCL) incrementó la capacidad de deformación de los andamios, proporcionando mayor flexibilidad y absorción de energía, características deseables en aplicaciones de tejidos blandos donde se requiere compatibilidad mecánica con el tejido circundante más que alta rigidez estructural.

Por lo anterior, no se obtuvieron valores del módulo de Young para ninguno de los tres andamios, ya que no hay una relación directamente proporcional entre esfuerzo y deformación, ni un comportamiento elástico lineal y la geometría reticulada de la probeta genera valores no representativos para el material. Sin embargo, se utilizó el módulo secante para determinar la resistencia a la deformación, de cada andamio, en un intervalo de ϵ entre 10 % a 20 %, (ver Tabla 10).

Tabla 10. Valores del módulo secante.

TINTA	Módulo secante [kPa]
Q_B	0.36 kPa
Q_M	0.43 kPa
Q_A	0.39 kPa

Entre el 10 % y 20 % de deformación, el andamio Q_M presentó una mayor resistencia a la deformación frente a tensiones de fuerzas externas, el resultado indica una mejor distribución de las cargas sobre la estructura de la probeta impresa. Este comportamiento confirma que la calidad de impresión generada por la tinta T_M mejoró la respuesta mecánica del andamio. Por otro lado, Q_B y Q_A mostraron valores similares de módulo secante: 0.36 kPa y 0.39 kPa, respectivamente. De estos, el andamio Q_B presentó menor resistencia a ser deformado, es decir, se deforma con mayor facilidad, lo cual se puede asociar con el tamaño de la cadena polimérica del quitosano (Ver sección de ANEXOS).

A continuación, se presentan dos tablas comparativas, Tabla 11 y Tabla 12, con resultados estudiados entre las tres tintas y los tres andamios.

Tabla 11. Resultados cuantitativos obtenidos en la caracterización de las tintas y andamios de Col/PCL/QS.

Parámetro	T_B	T_M	T_A
Viscosidad (μ)	2.92 – 277 Pa·s	12.66 – 510 Pa·s	29.55 – 432 Pa·s
Diámetro del filamento (Φ)	0.440 ± 0.058 mm	0.431 ± 0.085 mm	0.376 ± 0.072 mm
Factor de Printability (<i>Pr</i>)	0.870 ± 0.063	0.952 ± 0.037	0.917 ± 0.058
Parámetro	Q_B	Q_M	Q_A
Ángulo de contacto en condiciones húmedas (θ)	0 °	33.93 ± 1.34 °	33.56 ± 9.24 °
Ángulo de contacto en condiciones secas (θ)	107.11 ± 10.31 °	108.65 ± 12.61 °	104.76 ± 4.25 °
Esfuerzo máximo (σ_u)	28.66 kPa	45.07 kPa	32.26 kPa
Deformación (ϵ)	47.05 %	54.28 %	50.33 %
Módulo secante (E_s)	0.36 kPa	0.43 kPa	0.36 kPa

La tinta T_M mostró un equilibrio entre fluidez y estabilidad estructural, permitió una deposición más uniforme y una mejor fidelidad geométrica, originando andamios con menor variabilidad dimensional y, consecuentemente, mayor resistencia a la deformación. Estos resultados confirman que el control de la viscosidad es un parámetro determinante en los procesos de manufactura aditiva por escritura directa de la tinta.

Tabla 12. Resultados cualitativos obtenidos en la caracterización de las tintas y andamios de Col/PCL/QS.

Prueba	T_B	T_M	T_A
Viscosidad	Bajo rango de valores de μ	Extenso rango de valores de μ	Valores de μ más altos.
Printability	Facilidad de extrusión, poca retención de la forma	Equilibrio entre extrusión y estabilidad estructural	Dificultad de extrusión, mayor estabilidad estructural
Prueba	Q_B	Q_M	Q_A
Humectabilidad	Superficie superhidrofílica	Superficie hidrofílica	Superficie hidrofílica
Ensayo de Tensión	Menor resistencia a la tensión y a la deformación	Mayor resistencia a la tensión y a la deformación.	Equilibrio entre tensión y deformación

CONCLUSIONES

La caracterización de las tintas y de los andamios de Col/PCL/QS permitió estudiar el efecto del peso molecular del QS durante el proceso de impresión 3D y en el desempeño de las propiedades físicas y mecánicas de los andamios.

El cambio del peso molecular del quitosano afectó la viscosidad de las tintas, a su vez, la viscosidad influyó directamente en el proceso de manufactura y en el desempeño mecánico de los andamios. En consecuencia, dicha integridad estructural impacta directamente en la resistencia a la tensión y la capacidad de deformación del material. Aunque, un mayor peso molecular (PM) condujo a la obtención de andamios con alta estabilidad estructural en la impresión, la tinta T_M , por su rango de viscosidad entre 2.92 Pa·s y 277 Pa·s, favoreció el proceso de impresión y surge como una alternativa para lograr un balance adecuado entre la extrusión, la integridad estructural de la impresión 3D de andamios; con un factor de *printability* de 0.952 ± 0.037 , y la respuesta mecánica ante esfuerzos de tensión, los andamios Q_M alcanzaron un esfuerzo máximo de 45.07 kPa, 54.28 % de deformación máxima y un valor de 0.43 kPa de módulo secante, es decir, presentaron mayor capacidad de resistencia a la deformación.

Los resultados de viscosidad y *printability* evidenciaron que la viscosidad de las tintas influye directamente en la calidad geométrica de las estructuras impresas. La tinta T_A , con de viscosidad de 29.55 Pa·s a 432 Pa·s presentó mayor resistencia a la extrusión, lo que generó discontinuidades y defectos dimensionales en los filamentos depositados, resultando en un *Pr* de 0.917 ± 0.058 . Estos defectos actuaron como concentradores de esfuerzo, reduciendo la resistencia mecánica final del andamio disminuyendo su resistencia a la deformación a 0.39 kPa, con un esfuerzo máximo de 32.26 kPa y deformación del 50.33 %.

La tinta T_B obtuvo el valor más bajo de *Pr*, con un valor de 0.870 ± 0.063 , a consecuencia de los bajos valores de viscosidad, 2.92 – 277 Pa·s, en comparación de las otras tintas. El bajo peso molecular del quitosano disminuyó a 28.66 kPa el esfuerzo máximo del andamio y la deformación a 47.05 %, Q_B tendió a ser más deformable y flexible, con un valor de módulo secante de 0.36 kPa.

La probeta diseñada permitió evaluar el comportamiento mecánico de los andamios con respecto a su geometría y específicamente para un andamio poroso de Col/PCL/QS obtenido mediante manufactura aditiva. Así como, el impacto que tiene el proceso de manufactura de impresión 3D en el desempeño del andamio, demostrando que una mejor capacidad de procesamiento genera mejores resultados mecánicos.

CONCLUSIONES

Con la prueba de ángulo de contacto se logró determinar la capacidad de humectación en las superficies de los andamios, las tres superficies son de carácter hidrofílico. En condiciones húmedas no se tuvo una diferencia significativa en las superficies de los andamios Q_M y Q_A , ya que se obtuvieron valores de $33.93 \pm 1.34^\circ$ y $33.56 \pm 9.24^\circ$ respectivamente, mientras que el andamio Q_B demuestra una superficie superhidrofílica. Aunque para las condiciones húmedas, en un primer tiempo, se presentó un carácter hidrofóbico con valores de $107.11 \pm 10.31^\circ$ en Q_B , $108.65 \pm 12.61^\circ$ en Q_M y $104.76 \pm 4.25^\circ$ en Q_A con el avance del tiempo la superficie absorbió la gota hasta

El estudio del PM del quitosano en las propiedades de los andamios Col/PCL/QS resultó fundamental para optimizar el proceso de impresión y con ello la resistencia mecánica y capacidad de humectación, características importantes en la Ingeniería de Tejidos. Los resultados de las pruebas exponen argumentos para una adecuada elección del peso molecular del quitosano al ser combinado con colágena y policaprolactona, mostrando las ventajas y desventajas de utilizar cada PM de quitosano. La elección del QS siempre dependerá de la aplicación, de ello dependerá si se busca que el biomaterial sea más flexible, elástico o resista mayor esfuerzo.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguilar, C. R., Peña, J. F. P., Carreón, R. D. B., & Pérez, L. C. M. (2021). Libro de texto digital interactivo de biomateriales: Tomo I, ENES Juriquilla, UNAM.
- Agrawal, G., Negi, Y. S., Pradhan, S., Dash, M., & Samal, S. K. (2017). Wettability and contact angle of polymeric biomaterials. In *Characterization of Polymeric Biomaterials* (pp. 57–81). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100737-2.00003-0>
- Akter, F. (2016a). Principles of Tissue Engineering. In *Tissue Engineering Made Easy* (pp. 3–16). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-805361-4.00002-3>
- Akter, F. (2016b). What is Tissue Engineering? In *Tissue Engineering Made Easy* (pp. 1–2). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-805361-4.00001-1>
- Aranaz, I., Alcántara, A. R., Civera, M. C., Arias, C., Elorza, B., Heras Caballero, A., & Acosta, N. (2021). Chitosan: An Overview of Its Properties and Applications. *Polymers*, 13(19), 3256. <https://doi.org/10.3390/polym13193256>
- Archer, E., Torretti, M., & Madbouly, S. (2023). Biodegradable polycaprolactone (PCL) based polymer and composites. *Physical Sciences Reviews*, 8(11), 4391–4414. <https://doi.org/10.1515/psr-2020-0074>
- Arif, Z. U., Khalid, M. Y., Noroozi, R., Hossain, M., Shi, H. H., Tariq, A., Ramakrishna, S., & Umer, R. (2023). Additive manufacturing of sustainable biomaterials for biomedical applications. *Asian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 18(3), 100812. <https://doi.org/10.1016/j.ajps.2023.100812>
- Askeland, D. R. . (1998). *Ciencia e ingeniería de los materiales*. International Thomson Editores.
- Bandyopadhyay, A., Vahabzadeh, S., Shivaram, A., & Bose, S. (2015). Three-dimensional printing of biomaterials and soft materials. *MRS Bulletin*, 40(12), 1162–1169. <https://doi.org/10.1557/mrs.2015.274>
- Becerra, J., Rodriguez, M., Leal, D., Noris-Suarez, K., & Gonzalez, G. (2022). Chitosan-collagen-hydroxyapatite membranes for tissue engineering. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 33(2), 18. <https://doi.org/10.1007/s10856-022-06643-w>
- Biobaku-Mutingwende, B. (2021). Introduction to Biomaterials. In *Applications of 3D printing in Biomedical Engineering* (pp. 1–19). Springer Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-33-6888-0_1
- Callister, W. D. ., Rethwisch, D. G. ., Molera, P. ., & Salán Ballesteros, M. N. (2018). *Ciencia e ingeniería de los materiales*. Editorial Reverté.
- Chang, Raymond. (2011). *Fundamentos de química*. McGraw-Hill.
- Cho, Jae Hyung and Dressaire, Emilie. (2024) Spreading of low-viscosity ink filaments driven by bath viscoelasticity in embedded printing. *PhysRevApplied*, 22(3), 034050. doi: 10.1103/PhysRevApplied.22.034050

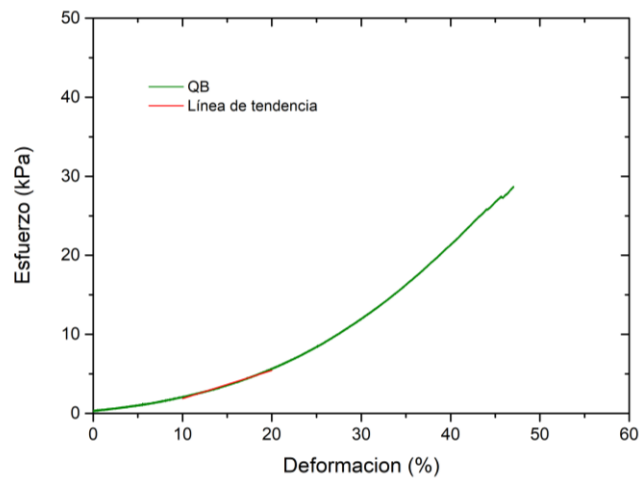
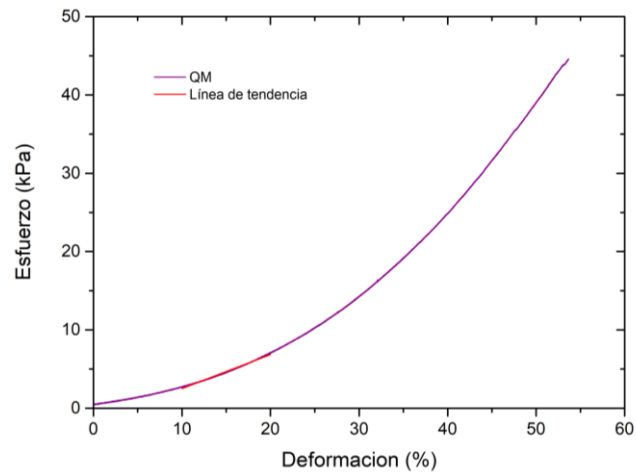
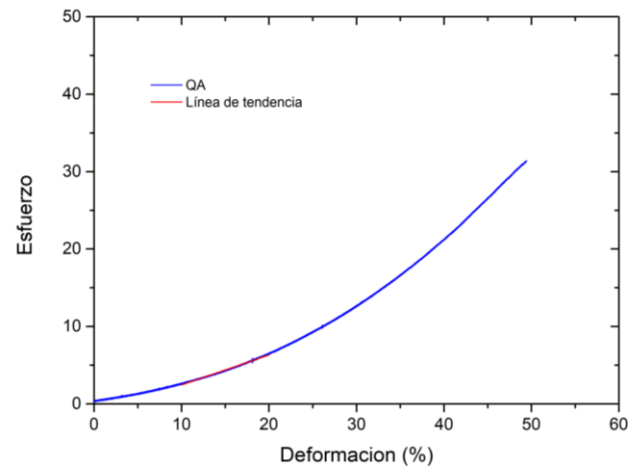
- Chung, J. J., Im, H., Kim, S. H., Park, J. W., & Jung, Y. (2020). Toward Biomimetic Scaffolds for Tissue Engineering: 3D Printing Techniques in Regenerative Medicine. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.586406>
- Du, Z., Yu, X., & Han, Y. (2018). Inkjet printing of viscoelastic polymer inks. *Chinese Chemical Letters*, 29(3), 399–404. doi: 10.1016/j.ccllet.2017.09.031
- Fu, Z., Naghieh, S., Xu, C., Wang, C., Sun, W., & Chen, X. (2021). Printability in extrusion bioprinting. *Biofabrication*, 13(3), 033001. <https://doi.org/10.1088/1758-5090/abe7ab>
- Germani, M.-M., Belhabib, S., Guessasma, S., Deterre, R., Corre, P., & Weiss, P. (2022). Additive manufacturing of biomaterials for bone tissue engineering – A critical review of the state of the art and new concepts. *Progress in Materials Science*, 130, 100963. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2022.100963>
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021a). *Additive Manufacturing Technologies*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021b). Direct Write Technologies. In *Additive Manufacturing Technologies* (pp. 319–345). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7_11
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021c). Introduction and Basic Principles. In *Additive Manufacturing Technologies* (pp. 1–21). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7_1
- Gittens, R. A., Scheideler, L., Rupp, F., Hyzy, S. L., Geis-Gerstorfer, J., Schwartz, Z., & Boyan, B. D. (2014). A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia*, 10(7), 2907–2918. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.03.032>
- Groover, M. P. . (2007). *Fundamentos de manufactura moderna : materiales, procesos y sistemas*. McGraw Hill.
- Hasirci, V., & Hasirci, N. (2024). Introduction. In *Fundamentals of Biomaterials* (pp. 1–26). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-031-54046-2_1
- Hibbeler, R. C. . (2011). *Mecánica de materiales (8a. ed.)*. Pearson Educación.
- Hu, X., Wang, T., Li, F., & Mao, X. (2023). Surface modifications of biomaterials in different applied fields. *RSC Advances*, 13(30), 20495–20511. <https://doi.org/10.1039/D3RA02248J>
- Jirofti, N., Hashemi, M., Moradi, A., & Kalalinia, F. (2023). Fabrication and characterization of 3D printing biocompatible crocin-loaded chitosan/collagen/hydroxyapatite-based scaffolds for bone tissue engineering applications. *International Journal of Biological Macromolecules*, 252, 126279. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.126279>
- Kou, S. (Gabriel), Peters, L. M., & Mucalo, M. R. (2021). Chitosan: A review of sources and preparation methods. *International Journal of Biological Macromolecules*, 169, 85–94. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2020.12.005>
- Liber-Kneć, A., & Łagan, S. (2021). Surface Testing of Dental Biomaterials—Determination of Contact Angle and Surface Free Energy. *Materials*, 14(11), 2716. <https://doi.org/10.3390/ma14112716>

- Ma, L., Gao, C., Mao, Z., Zhou, J., Shen, J., Hu, X., & Han, C. (2003). Collagen/chitosan porous scaffolds with improved biostability for skin tissue engineering. *Biomaterials*, 24(26), 4833–4841. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00374-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00374-0)
- McKeen, L. W. (2014). Introduction to Plastics and Polymers. In *The Effect of Long Term Thermal Exposure on Plastics and Elastomers* (pp. 1–16). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-22108-5.00001-1>
- Menzies, K. L., & Jones, L. (2010a). The Impact of Contact Angle on the Biocompatibility of Biomaterials. *Optometry and Vision Science*, 87(6), 387–399. <https://doi.org/10.1097/OPX.0b013e3181da863e>
- Menzies, K. L., & Jones, L. (2010b). The Impact of Contact Angle on the Biocompatibility of Biomaterials. *Optometry and Vision Science*, 87(6), 387–399. <https://doi.org/10.1097/OPX.0b013e3181da863e>
- Mitrovic, A., Muncan, J., Hut, I., Pelemis, S., Colic, K., & Matija, L. (2018). Polymeric Biomaterials Based on Polylactide, Chitosan and Hydrogels in Medicine. In *Biomaterials in Clinical Practice* (pp. 119–147). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-68025-5_5
- Morrison, N. F., & Harlen, O. G. (2010). Viscoelasticity in inkjet printing. *Rheologica Acta*, 49(6), 619–632. doi:10.1007/s00397-009-0419-z
- Newel, James. (2010). *Ciencia de materiales aplicaciones en ingenieria*. Alfaomega Grupo Editor.
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172–196. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>
- O'Brien, F. J. (2011). Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials Today*, 14(3), 88–95. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X)
- Owczarzy, A., Kurasiński, R., Kulig, K., Rogóż, W., Szkudlarek, A., & Maciążek-Jurczyk, M. (2020). Collagen-structure, properties and application. *Engineering of biomaterials*, 23(156). doi:10.34821/eng.biomat.156.2020.17-23
- Parenteau-Bareil, R., Gauvin, R., & Berthod, F. (2010). Collagen-Based Biomaterials for Tissue Engineering Applications. *Materials*, 3(3), 1863–1887. <https://doi.org/10.3390/ma3031863>
- Pérez, R. A., & Mateos-Timoneda, M. A. (2023). *Scaffolds Fabrication Processes: From Classical to Advanced Techniques* (pp. 305–315). https://doi.org/10.1007/978-3-031-35832-6_10
- Prasanthi, N. L., Roy, H., Jyothi, N., & Vajrapriya, V. S. (2016). A brief review on chitosan and application in biomedical field. *Am. J. Pharm. Tech. Res*, 6, 41-51. Recuperado de: <https://www.researchgate.net/publication/314117499>
- Piña Barba, M. C., Núñez Tapia, I. A., Abad Contreras, D. E., Rangel García, Á. M., Padilla Ramos, D. M., Jiménez Jiménez, R. M., & Ruiz García, L. A. (2025). Biomateriales para medicina regenerativa. *Materiales Avanzados*, (6), 85–96. <https://doi.org/10.22201/iim.rma.2025.6.145>
- Pugliese, R., Beltrami, B., Regondi, S., & Lunetta, C. (2021a). Polymeric biomaterials for 3D printing in medicine: An overview. *Annals of 3D Printed Medicine*, 2, 100011. <https://doi.org/10.1016/j.stlm.2021.100011>

- Pugliese, R., Beltrami, B., Regondi, S., & Lunetta, C. (2021b). Polymeric biomaterials for 3D printing in medicine: An overview. *Annals of 3D Printed Medicine*, 2, 100011. <https://doi.org/10.1016/j.stlm.2021.100011>
- Radhakrishnan, S., Nagarajan, S., Belaid, H., Farha, C., Iatsunskyi, I., Coy, E., Soussan, L., Huon, V., Bares, J., Belkacemi, K., Teyssier, C., Balme, S., Miele, P., Cornu, D., Kalkura, N., Cavallès, V., & Bechelany, M. (2021). Fabrication of 3D printed antimicrobial polycaprolactone scaffolds for tissue engineering applications. *Materials Science and Engineering: C*, 118, 111525. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111525>
- Rahmati, M., Pennisi, C. P., Budd, E., Mobasheri, A., & Mozafari, M. (2018). *Biomaterials for Regenerative Medicine: Historical Perspectives and Current Trends* (pp. 1–19). https://doi.org/10.1007/5584_2018_278
- Rangel García, A. M. (2025), "Manufactura aditiva de andamios de colágena/policaprolactona/quitosano para la regeneración de piel" / tesis que para optar por el grado de Doctor en Ciencia e Ingeniería de Materiales. Instituto de Investigaciones en Materiales, UNAM.
- Rangel-Garcia, A. M., Alvarez-Perez, M. A., Rivera-Torres, F., & Piña-Barba, M. C. (2025). Study of the effect of two different chemical cross-linking agents (EDC/NHS and genipin) on the physical, chemical, and mechanical properties of collagen, polycaprolactone, and chitosan scaffolds. *Biomedical Materials & Devices*, 3(2), 1491-1500. <https://doi.org/10.1007/s44174-024-00252-7>
- Rangel-Garcia, A. M., Medina-Torres, L., Manero, O., Álvarez-Pérez, M. A., & Piña-Barba, M. C. (2026). Study of the printability and rheological behavior of inks formulated with collagen-polycaprolactone-chitosan. *Korea-Australia Rheology Journal*, 1-14. <https://doi.org/10.1007/s13367-025-00148-y>
- Rinaudo, M. (2006). Chitin and chitosan: Properties and applications. *Progress in Polymer Science*, 31(7), 603–632. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2006.06.001>
- Ronald W. Nunes; John R. Martin; Julian F. Johnson. (1982). Influence of molecular weight and molecular weight distribution on mechanical properties of polymers. , 22(4), 205–228. [doi:10.1002/pen.760220402](https://doi.org/10.1002/pen.760220402)
- Sadeghianmaryan, A., Naghieh, S., Yazdanpanah, Z., Alizadeh Sardroud, H., Sharma, N. K., Wilson, L. D., & Chen, X. (2022). Fabrication of chitosan/alginate/hydroxyapatite hybrid scaffolds using 3D printing and impregnating techniques for potential cartilage regeneration. *International Journal of Biological Macromolecules*, 204, 62–75. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.01.201>
- Schwab, A., Levato, R., D'Este, M., Piluso, S., Eglin, D., & Malda, J. (2020). Printability and Shape Fidelity of Bioinks in 3D Bioprinting. *Chemical Reviews*, 120(19), 11028–11055. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.0c00084>
- Spoială, A., Ilie, C.-I., Ficai, D., & Ficai, A. (2023). *Biomaterials* (pp. 97–129). https://doi.org/10.1007/978-3-031-35832-6_4
- Szymczyk-Ziółkowska, P., Łabowska, M. B., Detyna, J., Michalak, I., & Gruber, P. (2020). A review of fabrication polymer scaffolds for biomedical applications using additive manufacturing techniques. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 40(2), 624–638. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2020.01.015>

- Todros, S., Todesco, M., & Bagno, A. (2021). Biomaterials and Their Biomedical Applications: From Replacement to Regeneration. *Processes*, 9(11), 1949. <https://doi.org/10.3390/pr9111949>
- Vincent, J. F. V. (1982). *Structural biomaterials*. Macmillan.
- Wagner, J. R., Mount, E. M., & Giles, H. F. (2014). Polymer Overview and Definitions. In *Extrusion* (pp. 209–224). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-3481-2.00018-1>
- Wei, L.-G., Chang, H.-I., Wang, Y., Hsu, S., Dai, L.-G., Fu, K.-Y., & Dai, N.-T. (2019). A gelatin/collagen/polycaprolactone scaffold for skin regeneration. *PeerJ*, 7, e6358. <https://doi.org/10.7717/peerj.6358>
- Yuk, H., & Zhao, X. (2017). A New 3D Printing Strategy by Harnessing Deformation, Instability, and Fracture of Viscoelastic Inks. *Advanced Materials*, 30(6), 1704028. [doi:10.1002/adma.201704028](https://doi.org/10.1002/adma.201704028)
- Zhang, Y. S., Haghighashtiani, G., Hübscher, T., Kelly, D. J., Lee, J. M., Lutolf, M., McAlpine, M. C., Yeong, W. Y., Zenobi-Wong, M., & Malda, J. (2021). 3D extrusion bioprinting. *Nature Reviews Methods Primers*, 1(1), 75. <https://doi.org/10.1038/s43586-021-00073-8>

ANEXOS



Grafica A. Curvas de Esfuerzo - Deformación. Se muestra la zona entre el 10 % y 20 % de deformación, zona la cual se calculó el módulo secante de cada andamio.