

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA AGRARIA ANTONIO NARRO**

**DIVISIÓN DE INGENIERÍA**



**Obtención y evaluación fisicoquímica, mecánica y biológica de películas *bioadhesivas*  
de PVA-AGA-MDX-nZNO<sub>MDX</sub>**

Por:

Jesús Isaac Zúñiga Ledezma

TESIS

Presentada como requisito parcial para obtener el título de:

**INGENIERO EN BIOTECNOLOGÍA**

Buenavista, Saltillo, Coahuila, México.

**Junio, 2026**

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA AGRARIA ANTONIO NARRO  
DIVISIÓN DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BÁSICAS

**Obtención y evaluación fisicoquímica, mecánica y biológica de películas *bioadhesivas*  
de PVA-MDX-AGA-nZnO<sub>MDX</sub>**

Por:


**Jesús Isaac Zúñiga Ledezma**

TESIS

Presentada como requisito parcial para obtener el título de:


**INGENIERO EN BIOTECNOLOGÍA**

Aprobado por el comité de asesoría:




---

Dr. Alberto Sandoval Rangel  
Asesor principal




---

Dra. Rebeca Betancourt Galindo  
Asesor Principal Externo



---

Dra. Sonia Noemí Ramírez Barrón  
Co-asesor



---

Dra. Ena Deyla Bolaina Lorenzo  
Co-asesor

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA AGRARIA ANTONIO NARRO  
DIVISIÓN DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BÁSICAS

**Obtención y evaluación fisicoquímica, mecánica y biológica de películas *bioadhesivas*  
de PVA-MDX-AGA-nZnO<sub>MDX</sub>**

Por:

**Jesús Isaac Zúñiga Ledezma**


TESIS

Presentada como requisito parcial para obtener el título de:

**INGENIERO EN BIOTECNOLOGÍA**

Aprobado por el Jurado examinador:

  
\_\_\_\_\_  
Dra. SONIA NOEMÍ RAMÍREZ  
BARRÓN  
Presidente

  
\_\_\_\_\_  
Dra. Rebeca Betancourt Galindo  
Vocal

  
\_\_\_\_\_  
Dr. Alberto Sandoval Rangel  
Vocal

  
\_\_\_\_\_  
Dra. Ena Deyla Bolaina Lorenzo  
Suplente



  
\_\_\_\_\_  
M.C. Sergio Sanchez Martinez  
Coordinador De La División De Ingeniería

Saltillo, Coahuila

Junio, 2026

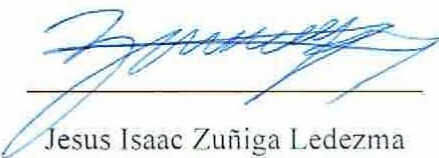
## DECLARACIÓN DE NO PLAGIO

El autor quien es el responsable directo, jura bajo protesta de decir verdad que no se incurrió en plagio o conducta académica incorrecta en los siguientes aspectos:

Reproducción de fragmentos o textos sin citar la fuente o autor original (corta y pega); reproducir un texto propio publicado anteriormente sin hacer referencia al documento original (auto plagio); comprar, robar o pedir prestados los datos o la tesis para presentarla como propia; omitir referencias bibliográficas o cita textualmente sin usar comillas; utilizar ideas o razonamientos de un autor sin citarlo; utilizar material digital como imágenes, videos, ilustraciones, gráficas, mapas o datos sin citar al autor original y/o fuente, así mismo tengo conocimiento de que cualquier uso distinto de estos materiales como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por las autoridades correspondientes.

Por lo anterior me responsabilizo de las consecuencias de cualquier tipo de plagio en caso de existir y declaro que este trabajo es original.

Pasante



Jesus Isaac Zuñiga Ledezma

## **Dedicatoria**

Con gran gozo y amor dedico esta tesis a todos aquellos que estuvieron a mi lado a en esta etapa la cual, con sus desafíos diarios y complicaciones al ser foráneo, me hizo muchas veces el replantear mi paso y permanencia en esta carrera, pero con el aliento de mis seres queridos y la fuerza que Dios ponía todos los días en mi al despertar cada mañana, hoy me complazco en decir que esta tesis muestra la culminación de esta gran etapa de aprendizaje y crecimiento tanto personal como profesional.

La dedicación especial de esta tesis es para las personas que siempre estuvieron para mí, a mis padres y mi hermano quienes con mucho esfuerzo y dedicación me llevaron por este camino para culminar esta meta y quienes siempre fueron un soporte indispensable para mí.

A la Ing. Ivone Abigail Garza Gonzales quien se volvió un hogar y un lugar seguro cuando más lejos estaba de mi casa y de mis seres queridos, a mis amigos Nathan Torres, Eithan Sánchez y Edwin López, quienes aún a la distancia nunca dejaron de escucharme y apoyarme en las dificultades que la vida me presento, a Diego Zuñiga quien me enseñó una y mil veces que siempre era capaz de lograr lo que me propusiera, a la Dra. Ena Bolaina quien fue un gran apoyo y maestra en la culminación de esta tesis, a la QFB. Bertha Puente quien me apoyo en la caracterización de los materiales sintetizados mediante DRX, FTIR, a la Dra. Sonia Ramírez quien me demostró que si es posible llevarse bien con los maestros y al mismo tiempo aprender mucho de ellos y quien también fue un gran apoyo para la culminación de esta tesis, a la Dra. Rebeca Betancourt, quien me abrió las puertas del CIQA y me mostro el gran amor y pasión que hoy en día tengo por la investigación, sin usted esta tesis no podría haberse llevado a cabo.

A Dios por convertirse en esa roca inamovible en mi vida, que me utilizo para su obra y a quien hoy con esta tesis glorifico, por traerme a su camino una y otra vez por más situaciones en las que me aleje y en las que ignoraba su mano en mi vida, hoy entiendo que todas las situaciones desfavorables por las que pase eran necesarias para llegar a este punto, a la culminación de mis estudios y de esta temporada, con un corazón entregado y con la fe de que el me seguirá guiando por su senda.

” Yo soy el SEÑOR tu Dios, que te enseña lo que te conviene y te guía por las sendas que debes seguir.” Isaías 48:17 NTV

“Mira que te mando que te esfuerces y seas valiente; no temas ni desmayes, porque Jehová tu Dios estará contigo en dondequiera que vayas.” Josue1:9 RVR60

Esto no es mío, también es de todos ustedes

Jesús Isaac Zuñiga Ledezma

## Agradecimientos

- Un especial agradecimiento al Centro de Investigación en Química Aplicada por permitirme realizar en sus instalaciones mi tesis y un agradecimiento a la Dra. Rebeca Betancourt por darme la oportunidad de ser su asesorado.
- Agradezco a la QFB. Berta Puente por su apoyo al realizar la caracterización de los materiales sintetizados mediante DRX, FTIR.
- A la Dra. Ena Bolaina por su increíble apoyo y consejo en la realización de todo el proyecto y por ser más que una maestra y una asesora, una amiga que confió en mí.
- Un agradecimiento especial a mis padres, la Lic. Nohemi Ledezma Mata y el Ing. Jesus Zuñiga López, quienes me dieron aliento y motivación en estos 4 años de carrera y creyeron en mí incluso cuando yo no creía en mí mismo, a ustedes con mucho amor gracias. Esta tesis es la culminación de mi carrera y nada de esto hubiera sido capaz sin ustedes.
- A la Ing. Ivone Abigail Garza Gonzales, quien fue un inigualable apoyo en este proceso tanto emocional como académico, en el cual se convirtió en mi compañera de vida, a ti gracias por ser un hogar amoroso cuando estaba lejos de mi hogar y quien siempre me alentó a cada día ser mejor, por todo eso y por lo mucho más que has hecho por mí y lo que continuaras haciendo en mi vida, gracias, te amo.
- A mi hermano, Ing. Diego Zuñiga Ledezma, quien, con su apoyo constante, motivación y aliento logro que esto fuera posible
- A mis amigos Nathan Torres, Edwin López y Eithan Sánchez, quienes con su amistad y juegos se quedaron algunas veces desvelándose conmigo mientras hacía tareas, y quienes me enseñaron que a veces un descanso es necesario, y quienes me escucharon cuando tenía problemas, a ustedes por su amistad muchas gracias, más que amigos son mis hermanos.

## Índice general

DEDICATORIA .....	V
AGRADECIMIENTOS .....	VII
ÍNDICE GENERAL .....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS .....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS .....	IX
RESUMEN.....	X
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 OBJETIVO GENERAL.....	2
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	2
1.3 HIPÓTESIS.....	3
1.4 JUSTIFICACIÓN.....	3
2. ANTECEDENTES.....	4
2.1 DIABETES .....	4
2.2 EL TRATAMIENTO DE HERIDAS EN LA PIEL EN LA HISTORIA .....	4
2.3 POLÍMEROS PARA EL DESARROLLO DE PELÍCULAS.....	6
2.3.1 Alcohol polivinílico (PVA).....	6
2.3.2 Maltodextrina .....	7
2.3.3 Agarosa.....	8
2.4 NANOPARTÍCULAS .....	9
2.5 NANOCOMPUESTOS POLIMÉRICOS A BASE DE PVA Y SU POTENCIAL BIOMÉDICO ....	10
3. MATERIALES Y MÉTODOS .....	13
3.1 SÍNTESIS DE LAS NPs DE ZNO .....	13
3.1.1 Difracción de rayos X de ángulo amplio (XRD).....	14
3.1.2 Espectroscopía de Infrarrojo por transformada (FT-IR).....	14
3.1.3 Microscopía Electrónica de Transmisión (HRTEM).....	14
3.2 PREPARACIÓN DE LAS PELÍCULAS .....	14
3.2.1 FTIR .....	16
3.2.2 Ensayos mecánicos.....	16
3.2.3 Actividad antibacterial.....	16
4. RESULTADOS Y DISCUSIONES .....	17
4.1 ANÁLISIS DE LAS $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ POR XRD .....	17
4.1.1 Análisis estructural y químico por FTIR de $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ .....	18
4.1.2 Microscopía electrónica de transmisión (TEM) de $n\text{ZnO}$ .....	19
4.2 ANÁLISIS ESTRUCTURAL Y QUÍMICO POR FTIR DE PELÍCULAS BIOADHESIVAS.....	20

4.3	ANÁLISIS MACROSCÓPICO DE LAS PELÍCULAS.....	22
4.4	PROPIEDADES MECÁNICAS.....	24
4.5	ACTIVIDAD ANTIMICROBIANA.....	26
5.	CONCLUSIONES.....	28
6.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	29

## Índice de Tablas

<b>TABLA 1.</b>	VALORES DE RESISTENCIA A LA TENSIÓN ( $\Sigma T$ ) Y MÓDULO DE ELASTICIDAD (ET) DE LAS PELÍCULAS BIOADHESIVAS .....	26
<b>TABLA 2.</b>	ACTIVIDAD ANTIMICROBIANA DE LAS PELÍCULAS DE PVA FRENTE A <i>S. EPIDERMIDIS</i> .....	27

## Índice de Figuras

<b>FIGURA 1.</b>	ESTRUCTURA QUÍMICA DEL PVA.....	7
<b>FIGURA 2.</b>	ESTRUCTURA DE LA MALTODEXTRINA.....	7
<b>FIGURA 3.</b>	ESTRUCTURA DE LA AGAROSA.....	8
<b>FIGURA 4.</b>	PREPARACIÓN DE LAS PELÍCULAS DE PVA, PVA-MDX, PVA-AGA Y PVA-AGA-MDX CON NPS DE ZNO.....	16
<b>FIGURA 5.</b>	PATRÓN DE DIFRACCIÓN DE RAYOS-X DE NZNO <sub>MDX</sub> SIN MODIFICAR Y MODIFICADAS SUPERFICIALMENTE CON MALTODEXTRINA.....	18
<b>FIGURA 6.</b>	ESPECTRO DE FTIR DE LAS NZNO Y NZNO <sub>MDX</sub> .....	19
<b>FIGURA 7.</b>	MICROGRAFÍA DE HRTEM Y GRÁFICA DE DISTRIBUCIÓN DE TAMAÑO DE PARTÍCULA DE LAS NPS DE ZNO.....	19
<b>FIGURA 8.</b>	ESPECTROS DE FTIR DE LAS PELÍCULAS DE PVA, PVA-MDX Y PVA-MDX-NZNO <sub>MDX</sub> .....	20
<b>FIGURA 9.</b>	ESPECTROS DE FTIR DE LAS PELÍCULAS DE PVA, PVA-AGA Y PVA-AGA-NZNO <sub>MDX</sub> .....	21
<b>FIGURA 10.</b>	ESPECTROS DE FTIR DE LAS PELÍCULAS DE PVA, PVA-AGA-MDX Y PVA-AGA-MDX-NZNO <sub>MDX</sub> .....	22
<b>FIGURA 11.</b>	FOTOGRAFÍAS DIGITALES DE LAS PELÍCULAS DE A) PVA, B) PVA-MDX, C) PVA-MDX-NZNO <sub>MDX</sub> , D) PVA-AGA, E) PVA-AGA-NZNO <sub>MDX</sub> , F) PVA-AGA-MDX, G) PVA-AGA-MDX-NZNO <sub>MDX</sub> .....	23

## Resumen

En este trabajo se prepararon películas delgadas de alcohol polivinílico (PVA) con dos componentes bioactivos diferentes: maltodextrina (MDX) y agarosa (AGA). Además, las formulaciones se complementaron con nanopartículas de óxido de zinc ( $nZnO$ ) como agente antibacteriano. Las nanopartículas fueron recubiertas con maltodextrina ( $nZnO_{MDX}$ ) para mejorar su compatibilidad con la matriz polimérica.

Se prepararon películas de PVA, PVA-MDX, PVA-AGA, PVA-AGA-MDX. Además, se fabricaron sus contrapartes adicionando  $nZnO_{MDX}$ , es decir, PVA-MDX- $nZnO_{MDX}$ , PVA-AGA- $nZnO_{MDX}$  y PVA-AGA-MDX- $nZnO_{MDX}$ .

La microscopía óptica mostró que las películas obtenidas fueron superficialmente homogéneas. Por otra parte, en la espectroscopía infrarroja se evidenciaron los grupos funcionales de los componentes involucrados en cada formulación, lo que indica una adecuada compatibilidad entre ellos, observándose los enlaces C-O en los espectros presentados. Por otro lado, los ensayos mecánicos mostraron resultados comparables con los reportados en la literatura. Además, el ensayo biológico reveló que las películas presentan actividad antimicrobiana frente a *Staphylococcus epidermidis*.

Gracias a sus propiedades fisicoquímicas y mecánicas, las películas desarrolladas representan una alternativa prometedora para el desarrollo de apósitos destinados al tratamiento y la reparación de heridas en la piel

## 1. Introducción

A nivel global, el tratamiento de las heridas crónicas representa un desafío significativo para la salud pública, y la diabetes mellitus es uno de los factores de riesgo más críticos (Pais, 2020). Se estima que hasta un 15% de los pacientes diabéticos desarrollarán úlceras en las extremidades inferiores, de las cuales el 50% corre el riesgo de infección, lo que aumenta drásticamente las probabilidades de amputación y disminuye la calidad de vida de las personas (Qiu, 2017). El pie diabético, caracterizado por la destrucción de tejidos profundos y complicaciones vasculares, requiere diagnósticos oportunos y tratamientos eficaces que detengan la proliferación bacteriana y aceleren la cicatrización.

Para enfrentar esta problemática, la ciencia de materiales ha puesto su atención en el desarrollo de sistemas bioadhesivos poliméricos (Egger, 2009), ya que estos materiales ofrecen ventajas como la administración localizada y sostenida de fármacos, biocompatibilidad, bajo costo y la capacidad de proporcionar propiedades similares a las de los tejidos naturales (Egger, 2009) (Cueto, 2008). Uno de los polímeros más destacados para este uso es el alcohol polivinílico (PVA), un material sintético semicristalino, soluble en agua y de baja toxicidad, ampliamente reconocido por sus excelentes propiedades mecánicas y su capacidad para formar películas protectoras (Asano, 2024) (Bianchi, 2023).

Para potenciar la eficiencia de estas películas y mejorar sus propiedades como tratamiento clínico, se ha propuesto la adición de polisacáridos bioactivos como la maltodextrina (MDX) y la agarosa (AGA). La MDX es un carbohidrato derivado de la hidrólisis del almidón que ha demostrado, en ensayos clínicos, su capacidad para eliminar infecciones y promover el crecimiento de tejido (Yu, 2021). Por otra parte, la AGA aporta propiedades gelificantes y una estructura que favorece la estabilidad mecánica de las películas. Con esto en mente, se propone desarrollar películas de PVA mezcladas con MDX y AGA con la finalidad de obtener una matriz que, además de proteger la lesión, acelere el proceso de reparación del tejido (Catanzano, 2023).

Además, se propone incluir nanopartículas de óxido de zinc recubiertas con MDX ( $nZnO_{MDX}$ ) debido a su potente actividad antimicrobiana (Padmavathy, 2008). Además, el zinc es un elemento esencial para la salud humana, lo que garantiza una alta biocompatibilidad con las células del paciente (Cuajungco, 2021).

En este trabajo se obtuvieron películas bioadhesivas compuestas de PVA, AGA, MDX y  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ . Las películas fueron caracterizadas mediante pruebas fisicoquímicas, mecánicas y biológicas.

En el capítulo 1 de esta tesis se expondrá brevemente la problemática a la que se busca brindar una alternativa de solución, así como los objetivos que se esperan alcanzar al analizar los comportamientos fisicoquímicos de nuestras películas.

El capítulo 2 de esta tesis se enfoca en la descripción detallada de la problemática actual de las heridas en pacientes diabéticos, con tendencia a infecciones. Asimismo, se hace un breve repaso de la historia de las terapias para el tratamiento de la piel y se profundiza en el interés particular por el uso de polisacáridos como la MDX y la AGA, así como en el de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  como agente antibacteriano.

El capítulo 3 presenta la metodología, con énfasis en las técnicas de preparación, tanto de las nanopartículas como de las películas.

Finalmente, se presentan las conclusiones de este trabajo haciendo un análisis global de los resultados mediante los métodos de evaluación como lo fueron el FTIR y las pruebas mecánicas, así como las pruebas antibacterianas frente a *Staphylococcus epidermidis* (*S. epidermidis*).

## **1.1 Objetivo general**

Obtener y evaluar películas bioadhesivas a partir de PVA, PVA-MDX, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX con la incorporación de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ .

## **1.2 Objetivos específicos**

1. Sintetizar y evaluar fisicoquímicamente las  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$
2. Establecer las condiciones de temperatura y agitación para la mezcla y preparación de las películas de PVA, PVA-MDX, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX con la incorporación de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ .
3. Evaluar las propiedades fisicoquímicas y mecánicas de las películas mediante diferentes técnicas como microscopía electrónica de barrido (SEM), difracción de rayos X (XRD) y espectroscopía de infrarrojo (FTIR)

4. Evaluar las propiedades antibacterianas de las películas frente a la cepa *S. epidermidis*.

### 1.3 Hipótesis

- Se plantea que las películas con presencia de  $nZnO_{MDX}$  en su formulación deberían poseer una resistencia mecánica y capacidad antibacteriana mejorada a comparación de sus variantes que no fueran formuladas con estas nanopartículas
- La adición de  $nZnO_{MDX}$  aportará las propiedades antimicrobianas necesarias para asegurar la inocuidad de las películas en su uso como tratamiento de heridas.

### 1.4 Justificación

La diabetes mellitus representa uno de los mayores desafíos de salud pública a nivel mundial, no solo por su creciente prevalencia, sino también por las complicaciones que comprometen directamente la calidad de vida de quienes la padecen. Una de estas es la úlcera crónica en extremidades inferiores, la cual figura como una de las más devastadoras. La gravedad del problema se acentúa cuando estas lesiones se infectan, situación que ocurre en la gran mayoría de los casos; esto debido al deterioro inmunológico propio de la enfermedad. Una vez establecida la infección, el riesgo de amputación de extremidades se multiplica de manera alarmante, con consecuencias físicas, psicológicas, económicas y, en los casos más severos, fatales. A pesar de los avances en terapias de reconstrucción de tejido, las opciones disponibles siguen siendo insuficientes para atender eficazmente a pacientes con alta tasa de infecciones, lo que evidencia la necesidad de desarrollar nuevas alternativas terapéuticas.

En este contexto, el presente trabajo propone elaborar películas bioadhesivas con PVA mezclado con polisacáridos, como la MDX y la AGA, en combinación con  $nZnO_{MDX}$ , como alternativa a otros tratamientos clínicos existentes. Dado que las  $nZnO_{MDX}$  confieren propiedades antimicrobianas ampliamente documentadas, se espera que las formulaciones adicionadas con estas podrían ser una alternativa viable y prometedora frente a las terapias convencionales, orientada específicamente a pacientes diabéticos con riesgo elevado de infección en heridas.

## **2. Antecedentes**

### **2.1 Diabetes**

La diabetes se considera uno de los principales problemas de salud a nivel mundial. Resulta ser una grave enfermedad crónica, seria y debilitante, con alteraciones complejas y frecuentes debidas a factores genéticos, ambientales y de estilo de vida. En la actualidad la incidencia de la diabetes mellitus (DM) a nivel mundial se ha duplicado, pues ha aumentado del 4.7 al 8.5% en la población adulta y en México se ha incrementado notablemente, del 9.2% en el 2012 al 9.4% en 2020, reportándose valores mayores de diabetes en las mujeres que en los hombres. La diabetes y sus complicaciones son la primera causa de mortalidad y discapacidad en la mayoría de los pacientes que la padecen, con importante repercusión psicológica y social pues disminuyen su calidad de vida (Pais, 2020).

Está documentado que el 15% de los pacientes diabéticos desarrollarán úlceras crónicas en las extremidades inferiores a lo largo de su vida. De estos, el 50% se infectará debido a la pérdida de la inmunidad pasiva; la infección por sí misma se considera un predictor de amputación, pues incrementa el riesgo entre 17 y 40 veces. También está documentado que del 25 al 50% de los pacientes infectados necesitará una amputación menor y del 10 al 20% podría requerir una amputación mayor disminuyendo así su calidad de vida, autoestima, años productivos de trabajo y sin el tratamiento adecuado se puede producir hasta la muerte del paciente (Qiu, 2017) (Yu, 2021).

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define al pie diabético como la infección, ulceración y destrucción de tejidos profundos de la extremidad inferior, asociado con alteraciones neurológicas y diversos grados de vascularidad periférica. Las infecciones y úlceras del pie en los pacientes con diabetes son comunes, complejas y de alto costo. Además, son una de las principales causas de amputación de las extremidades inferiores, debido a que no se tiene un diagnóstico oportuno y un tratamiento eficaz con el fin de reducir la morbilidad relacionada principalmente con las infecciones en pie diabético (Pais, 2020).

### **2.2 El tratamiento de heridas en la piel en la historia**

A lo largo de la historia, se han desarrollado diferentes terapias para la reparación de la piel desde el uso de miel por los antiguos egipcios de los cuales son los primeros de los que se tienen reportes que tenían métodos de limpieza de las heridas de la piel además de un lavado

y posteriormente una aplicación de miel y de un vendaje lo cual prevenía infecciones. También se tiene registros del uso de hierbas y los primeros ungüentos por civilizaciones como los chinos, los cuales también usaban hojas de te como apósitos para sus heridas (Rodriguez, 2025).

Así mismo en las antiguas civilizaciones mesoamericanas existían manera de tratar heridas en la piel para lo cual hacían uso de ungüentos más elaborados hechos con huevos de aves, para los cuales usaban vendajes hechos con plumas de aves o pieles, Los incas realizaban desbridamientos en las cuales usaban coca, bálsamo de benjuí y aceites extraídos mediante maceración de ciertas semillas, además de sulfato de cobre, Una de las civilizaciones antiguas más importantes de México inclusive hacían uso de escalpelos y cuchillos hechos de obsidiana para realizar la remoción de partes de tejido infectadas y realizaban suturas con cabellos (Benedum, 2000).

Durante el renacimiento los tratamientos de atención a heridas de la piel mejoraron significativamente ahora haciendo uso de vendajes especializados los cuales se sumergían o iban añadidos con sustancias antibióticas naturales, el uso de suturas continuas incremento y el uso de sustancias como la miel, la cataplasma y el propóleo incremento debido a su alta capacidad antimicrobiana, con el descubrimiento de que las infecciones en las heridas provenían de microorganismos a finales de este siglo se comenzó a tener más necesidad de soluciones antisépticas las cuales proporcionaran ambientes de esterilidad sin presencia de microorganismos para el tratamiento de las heridas (Vecin, 2023).

A mediados del siglo XIX se recurrió a técnicas de tratamiento más avanzadas en las cuales se hacía uso de los primeros injertos de piel autólogos, en los cuales se trasplantaba una zona de piel sana a una zona de piel lacerada o lastimada esto siendo más común en tratamientos de quemaduras, a finales de este siglo se utilizaron otras técnicas de inserción de tejido entre las cuales están los aloinjertos una técnica de trasplante de individuo a individuo de la misma especie es decir de un humano a otro sin necesidad de tener una compatibilidad sanguínea y los xenoinjertos los cuales son injertos realizados entre especies como lo puede ser el uso de válvulas cardiacas de cerdo en humanos o el uso de piel de tilapia para la cicatrización de heridas (Vecin, 2023).

En el siglo XX la mejoría en estos procedimientos y terapias para la reparación de la piel eran significativamente mejores ahora haciendo uso de técnicas quirúrgicas como el desbridamiento de las heridas, el constante cambio de apósito y el control con medicamentos para prevenir y detener la infección, así mismo a finales de este siglo y en la entrada a la década de los 2000, se empezaron a desarrollar más ampliamente materiales de cicatrización regentaría los cuales ya hacían uso de tecnologías biomédicas, así como de biomateriales bioactivos (Mamun, 2024).

## **2.3 Polímeros para el desarrollo de películas**

### **2.3.1 Alcohol polivinílico (PVA)**

En el año 1915 el alcohol polivinílico fue descubierto por F. Klatte a partir de su precursor el acetato vinílico, precursor que también fue descubierto por el en Alemania en 1912, el cual asentó las bases químicas para la obtención del PVA. Sin embargo, su invención formal y las bases para su síntesis fueron descritas más tarde por W.O. Herrmann y W. Haehnel en 1924. El alcohol polivinílico (PVA) se presenta en forma de gránulos o polvo blanco. Comercialmente se encuentra disponible en diferentes grados que difieren de peso molecular, es biocompatible, biodegradable y soluble en agua. Es un polímero semi-cristalino que al modificarlo se vuelve amorfo, tiene la ventaja que al variar su temperatura vítrea se vuelve más resistente al impacto. Otra ventaja es que al cambiar sus propiedades se consigue un material nuevo y por lo tanto más soluble en agua. El PVA ha sido utilizado en medicamentos de liberación controlada, en la preparación de hidrogeles, en la preparación de soluciones oftálmicas, vaginales y transdérmicas. La FDA ha aprobado su uso en la preparación de adhesivos y recubrimientos de papel al contacto con alimentos. El PVA ha sido ampliamente utilizado como vehículo en la preparación de medicamentos de liberación controlada y por su alta capacidad de absorción de agua el PVA es útil tanto para fármacos hidrofílicos como hidrófobos (Bianchi, 2023). En el 2002 se comenzó a utilizar por la técnica de electrohilado (Zhong, 2024) y desde 2004 se ha estudiado ampliamente la combinación de materiales de PVA con nanopartículas. Su estructura se muestra en la Figura 1.

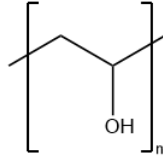


Figura 1. Estructura química del PVA

### 2.3.2 Maltodextrina

La maltodextrina es un polisacárido producido a partir de hidrólisis parcial del almidón. Su estructura química (figura 2) es formada a partir de unidades de D-glucosa unidas por enlaces glucosídicos de  $\alpha$ -1,4 o  $\alpha$ -1,6, siendo una mezcla de cadenas que varían de 3 a 17 unidades de glucosa. La maltodextrina es segura, económica y muy soluble en agua; ha sido ampliamente utilizada en industria biomédica y alimentaria debido a su alta biocompatibilidad y degradabilidad. En los últimos años se ha implementado la preparación de hidrogeles para aplicaciones biomédicas como liberación controlada de fármacos, inmovilización de enzimas, ingeniería de tejidos, etc. (Nguyen, 2021) (Abdul Jabbar, 2023) (Delavari, 2022) (Sadaf, 2023).

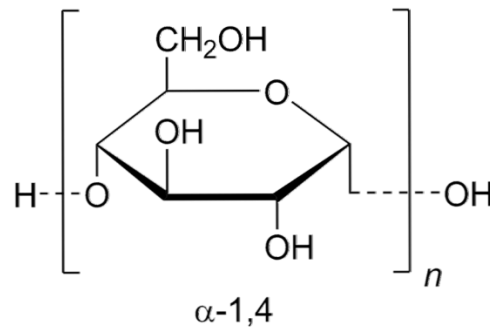


Figura 2. Estructura de la maltodextrina.

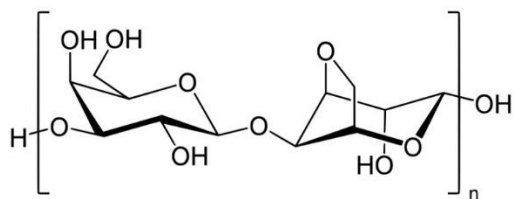
Algunos ensayos clínicos muestran que la aplicación tópica de la maltodextrina controla las bacterias causantes del olor y elimina la infección en heridas y úlceras promoviendo el crecimiento del tejido de granulación. Esta propiedad hace de la maltodextrina un polisacárido potencial para la síntesis de bioadhesivo biodegradable y biocompatible para

aplicación en la liberación controlada de fármacos, inmovilización de enzimas, ingeniería tisular, entre otras (British Plastics Federation., 2026).

Algunos investigadores han trabajado en la preparación de adhesivos a base de dextrinas como es el caso de Silveti y col. (Jazayeri, 2017) que en el 2000 preparó una composición de un hidrolizado de almidón en forma de polvo con trazas de cobre, zinc u otro metal al cual le añadió una pequeña cantidad de agua y glicerina, cuyo objetivo principal era acelerar la revascularización y el tejido de granulación. Otro es el trabajo realizado por Cueto y col. (Cueto, 2008) quien reportó en el 2012 la preparación de un adhesivo biológico a base de dextrina, que contenía un agente modificador de adhesividad y un antibiótico útil para hacer más eficiente el proceso de cicatrización de los tejidos en el paciente exhibiendo un efecto anti-inflamatorio. También Cueto y col. en el 2015 (Cueto, 2008) elaboraron un adhesivo para el tratamiento de heridas complicadas, este fue preparado a base de maltodextrina y ZnO, considerado como un dispositivo médico tipo III que en su evaluación inicial demostró tener resultados favorables para la cicatrización de las lesiones ulcerosas.

### 2.3.3 Agarosa

La agarosa es un polisacárido compuesto por unidades repetitivas de D-galactosa y 3,6 anhídrido-L-galactosa que se extrae de los géneros *Gellidium* y *Gracilaria*. La agarosa (Figura 3) es no tóxica es utilizada en técnicas de biología molecular, bioquímica y biología celular. Se disuelve en agua a una temperatura arriba de los 90 °C y al enfriarse forma un gel semisólido. Sus propiedades gelificantes son su característica y la base de sus múltiples usos.



*Figura 3. Estructura de la agarosa.*

## 2.4 Nanopartículas

Se considera como nanopartículas a toda aquella partícula la cual presenta sus dimensiones en nanómetros no mayor a 100 nm, y que posea una relación superficie-volumen en los efectos cuánticos y las cuales presentan características diferentes en la disposición de sus átomos (Honciuc, 2024). En la actualidad las nanopartículas se pueden utilizar en diferentes áreas entre las que están la electrónica, las ciencias ambientales (Mitchell, 2021) y la medicina específicamente en la liberación de fármacos (Honciuc, 2024) y en la actividad antimicrobiana (Varier, 2019), como es el caso de las NPs de ZnO y Ag.

Estas nanopartículas también llaman la atención debido a la relativa facilidad de su síntesis, rentabilidad en relación con su costo de producción y beneficio, además de sus capacidades de funcionalización con otros compuestos (Lansdown, 2007). Por este motivo se han estado buscando diferentes alternativas para lograr un mejoramiento en la calidad de vida en los pacientes con pie diabético incorporando agentes microbicidas o nanopartículas metálicas y/o óxidos metálicos como la Ag, Au, Cu, CuO y ZnO que impidan la proliferación bacteriana la cual resulta ser dañina principalmente para los pacientes con este padecimiento afectando así el proceso de cicatrización. Aunque los mecanismos funcionales de las nanopartículas a base de metal, dentro de un sistema biológico complejo, apenas están en proceso de su entendimiento y el mecanismo de acción de las nanopartículas metálicas aún no está bien definido, el empleo de estos materiales en el área médica es un campo que se encuentra en pleno crecimiento (Egger, 2009).

Por otro lado, las nanopartículas metálicas y/o óxidos metálicos como el ZnO, Cu y Ag han sido reconocidas por su gran potencial como materiales antimicrobianos contra un amplio espectro de bacterias, virus y hongos, y por su baja frecuencia a desarrollar resistencia ante ellos; Las propiedades antimicrobianas dependen del tamaño, forma, composición, cristalinidad y morfología de las nanopartículas. El uso más amplio y mejor conocido de algunas nanopartículas ha sido como agente antimicrobiano para el tratamiento de quemaduras y vendas usadas sobre la superficie de la piel o en heridas expuestas, causadas por algún trauma o en pacientes diabéticos (Varier, 2019).

## **2.5 Nanocompuestos poliméricos a base de PVA y su potencial biomédico**

En el curso de la historia el PVA ha sido utilizado de diversas maneras para su aplicación biomédica, como hidrogeles, membranas e incluso como nanocompósitos, esto debido a sus capacidades de biocompatibilidad, su citotoxicidad baja y su biodegradabilidad, además de su resistencia mecánica lo que lo convierte en el compuesto ideal, para la elaboración de nanocompósitos que funcionen como vendajes, con la diferencia que el PVA se degrada gradualmente durante el crecimiento de tejido nuevo (Asano, 2024) (Bianchi, 2023).

Así mismo la combinación de PVA con nanopartículas ya se estudió y se ha utilizado, sin embargo, las nanopartículas más estudiadas son las de plata y dichos estudios han demostrado que el uso de estas nanopartículas sí influyen de manera positiva a la aceleración de la cicatrización de las heridas, así mismo estas nanopartículas también han demostrado resultados positivos como un agente antimicrobiano (Varier, 2019). Así también en investigaciones más recientes se ha demostrado que estas nanopartículas de ZnO al ser cargadas en hidrogeles también poseen capacidades antimicrobianas (Varier, 2019), por lo que se esperarían tasa de respuestas iguales o similares al utilizar una síntesis diferente, como en este caso lo es nanocompósitos en lugar de hidrogeles.

Recientemente ha habido un incremento en el uso de PVA como una alternativa a estas técnicas de control y curación de heridas, esto debido a su alta biocompatibilidad con otros compuestos, así como el resto de sus características como lo son su no toxicidad, su facilidad de procesamiento y manufactura, su resistencia química y su alta resistencia mecánica lo que lo ha hecho que capte la atención en relación con su uso como un polímero biocompatible idóneo para aplicaciones biomédicas, entre las cuales se pueden encontrar el uso de este compuesto para la fabricación Hidrogeles con base de PVA como compuesto principal, así como variantes con presencia de alginato de sodio (SA), estos hidrogeles utilizados principalmente para la curación de heridas o como apósitos para heridas, se utilizan debido a que el conjunto de estos compuestos son capaces de generar ambientes húmedos para acelerar la cicatrización y proporcionar un ambiente libre de infecciones in vivo. Además, estos compuestos también son utilizados para la fabricación de andamios (Scaffolds) como un medio de soporte para el crecimiento de células nuevas, además de apremiar al crecimiento de estas, esto debido a su estructura porosa (Bahadoran, 2020) (Li, 2026).

Recientemente se ha utilizado una variante de estos apósitos de hidrogel con una formulación realizada por PVA y Salecan, un  $\beta$  - glucano el cual es soluble en agua, y el cual es extraído de una bacteria conocida como *Agrobacterium ZX09*, con la finalidad de beneficiar a la resistencia mecánica ya aportada por el PVA y, además, conferir capacidades antibacterianas para el beneficio de la cicatrización en heridas infectadas (Li, 2026). Estas cualidades de investigación y de biocompatibilidad han sido las cuales han conferido esta importancia de investigación en el PVA debido a sus diferentes formas de formulación.

En la búsqueda por encontrar maneras diferentes de conferir capacidades y cualidades benéficas al PVA se empezó a considerar la adición de nano rellenos, los cuales al combinarse con el PVA hacían posible la creación de nuevos materiales con diferentes características las cuales eran de beneficio para el uso del material en aplicaciones biomédicas, y aunadas a la necesidad de un material viscoelástico, con alto índice de resistencia como lo es el PVA, pero además tuviera capacidades de incrementar el crecimiento de las células además de conferir cualidades antimicrobianas, es que se comienza a considerar el uso de nanopartículas metálicas como lo son las nanopartículas de plata, cobre y oro (Aldakheel, 2023).

En las investigaciones más recientes se ha hecho uso de estas nanopartículas con la finalidad de conferir estas capacidades antimicrobianas, las cuales han tenido resultados muy favorables para el avance científico, ya que en estas investigaciones se ha llegado a conclusiones de que en específico las nanopartículas de plata (Ag) han demostrado una excelente actividad antimicrobiana contra microorganismos como *E.Coli* y *S.aureus*, además evidenciar capacidades inhibitorias que aportan en el crecimiento de las células, estos experimentos llevándose acabo tanto in vitro como in vivo (Catanzano, 2023).

A pesar del uso de diversos tratamientos médicos para curar las heridas de la piel, una gran proporción de los casos terminan con la amputación de las extremidades o incluso la muerte debido a la presencia de infecciones difíciles de controlar, así como a las inestabilidades en su sistema metabólico (Javaloyas, 2004). Motivo por el cual se pretende incorporar nanopartículas de ZnO en la matriz de PVA/Maltodextrina/agarosa, ya que no solo mejoraría la apariencia de la película sino también las propiedades antimicrobianas y cicatrizantes. El ZnO es un material con propiedades biocidas a bacterias, hongos y algas, que actúa a través de la liberación de los iones  $Zn^{+2}$  favoreciendo el proceso de cicatrización de las heridas. Cabe destacar que una de sus funciones es como cofactor en los factores de transcripción y

sistemas enzimáticos, como, por ejemplo, en la matriz de las metaloproteinasas que favorecen el auto desbridamiento y la migración de los queratinocitos durante la cicatrización. El zinc confiere resistencia durante la apoptosis epitelial brindando cito protección contra las especies reactivas de oxígeno y toxinas bacterianas a través de la actividad antioxidante de la metaloproteinasa (Lansdown, 2007). La relación entre la liberación de iones es una función directa de la superficie, las nanopartículas pequeñas tienen una mayor actividad biocida por unidad de masa equivalente que sus contrapartes como resultado de su mayor superficie en relación con el volumen (Xie, 2011). Además, el Zn es un elemento esencial para la salud humana, proporciona biocompatibilidad con células humanas haciéndolo muy adecuado para aplicaciones biológicas, más específicamente como agente antimicrobiano (Padmavathy, 2008). De aquí el interés por preparar bioadhesivos con la incorporación de nanopartículas metálicas y/o óxidos metálicos modificados superficialmente. Los bioadhesivos por su actividad biológica tienen la capacidad de poder incrementar la compatibilidad entre las partículas metálicas y el polímero, como la maltodextrina cuenta con la presencia de grupos OH en su molécula forma puentes de hidrógeno que causan cierta insolubilidad, lo que proporciona buenas propiedades que permitan formar películas bioadhesivas.

Diversos estudios se han analizado para validar el uso de PVA, MDX y nanopartículas de ZnO en el tratamiento de heridas (Catanzano, 2023). Como es el caso de Santhiyaseelan et al. Demostraron que un nanocompuesto de quitosano/PVA cargado con nanopartículas de FeO presenta propiedades antibacterianas y promueve la proliferación de células HEK293 (Aldakheel, 2023). De manera similar, Movahedi et al. Encontraron que las nanofibras de policaprolactona-MDX cargadas con aspirina pueden utilizarse para la regeneración de tejido cutáneo, mientras que Cleetus et al. Destacaron que un hidrogel de alginato que contiene nanopartículas de ZnO presenta actividad antibacteriana contra *S. epidermidis* y favorece la viabilidad de fibroblastos STO (Nguyen, 2021). También, Zuo et al. Desarrollaron un apósito en el que se incorporaron PVA, MDX y ácido tánico, el cual presentó actividad antibacteriana y características no tóxicas (Nguyen, 2021). Sin embargo, pocos estudios han explorado el uso de estos componentes para su aplicación en apósitos para favorecer el proceso de cicatrización en heridas.

Como se ha demostrado las nanopartículas de Ag, Au y Cu tienden a ser altamente biocompatibles con el PVA y conferirle capacidades de regeneración tisular, por lo que en este proyecto se evaluará que si existen capacidades fisicoquímicas como la resistencia a la tensión o una sinergia química que las nanopartículas de ZnO puedan otorgar al PVA al ser combinadas con este para la fabricación de nanocompuestos. Y se revisara las cualidades que también se le pueden conferir a estos, al agregar polisacáridos como fuentes de carbono enriquecidas para el crecimiento celular.

### **3. Materiales y métodos**

Para la síntesis de las NPs de ZnO se utilizó acetato de zinc dihidratado ( $\text{Zn}(\text{O}_2\text{CCH}_3)_2(\text{H}_2\text{O})_2$  al 99%, Sigma-Aldrich), etanol ( $\text{C}_2\text{H}_6\text{O}$  al 99%. JT Baker) e Hidróxido de sodio (NaOH, al 98%, Sigma-Aldrich). Por otro lado, para la preparación de las películas se utilizó alcohol polivinílico (PVA, 98%, Sigma-Aldrich), maltodextrina comercial, agarosa (AGA, Sigma-Aldrich) y agua destilada.

#### **3.1 Síntesis de las NPs de ZnO**

La síntesis de las NPs de ZnO, se llevó a cabo mediante el método de hidrólisis química. En un matraz bola provisto de tres bocas se colocaron 13.7 g de  $\text{Zn}(\text{O}_2\text{CCH}_3)_2(\text{H}_2\text{O})_2$  y 600 mL de EtOH. Esta solución se mantuvo en agitación a 75 °C en reflujo durante 2 h. Después se adicionó una solución acuosa 0.22 M de NaOH y 100 mL de  $\text{H}_2\text{O}$  para completar la mezcla de reacción. Se continuó con agitación durante 24 h. Posteriormente, el contenido del matraz se centrifugó a 12 000 rpm por 5 min. El precipitado fue lavado 2 veces con etanol y secado en una estufa a 80 °C por 24 h para obtener las NPs. Finalmente, el material seco se trituró en un mortero de ágata para obtener un polvo fino almacenado a temperatura ambiente para su posterior caracterización.

La modificación superficial de las NPs de ZnO con diferente morfología fue llevada a cabo usando una relación molar 1:1 de MDX:NPs de ZnO. se utilizó etanol como agente de dispersión. La reacción se llevó a cabo a 65 °C con agitación constante y reflujo por 6 h. En seguida el sistema fue enfriado. Las NPs de ZnO modificadas fueron decantadas y secadas por 12 h a 80 °C para su posterior caracterización.

### **3.1.1 Difracción de rayos X de ángulo amplio (XRD)**

El análisis de difracción de rayos X se utilizó para identificar la fase cristalina de las NPs de ZnO. Se llevó a cabo en un difractómetro SIEMENS D-500 utilizando radiación  $\text{CuK}\alpha$  (25 mA, 35 kV) en un intervalo de barrido de 10 a  $80^\circ$  en la escala de  $2\theta$ , con una velocidad de 0.02 grados/s. Esta técnica se utilizó para identificar la fase cristalina de las NPs de ZnO sin modificar, así como también para observar si las nanopartículas cambiaron su estructura cristalina al momento de realizar la modificación superficial.

### **3.1.2 Espectroscopía de Infrarrojo por transformada (FT-IR)**

Los análisis de espectroscopía de infrarrojo FT-IR de las  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  se realizaron empleando un espectrofotómetro marca Thermo Fisher modelo Shimadzu FTIR-8400 en un intervalo de 4000 a  $500\text{ cm}^{-1}$ . El análisis de las muestras se llevó a cabo mediante la mezcla de las NPs con KBr lo cual resultó en la fabricación de pastillas, para de esta manera identificar los grupos funcionales presentes en la superficie de las NPs sin modificar y modificadas superficialmente.

### **3.1.3 Microscopía Electrónica de Transmisión (HRTEM)**

La morfología de las NPs se determinó en un microscopio electrónico de transmisión de alta resolución TITAN HRTEM (300 kV) de FEI para observar el tamaño y morfología de las NPs de ZnO. La muestra se preparó tomando una pequeña cantidad de las NPs las cuales se dispersaron en etanol, para posteriormente tomar unas gotas de la solución y depositarlas en una rejilla de cobre recubierta de carbón. La rejilla se dejó secar para su posterior análisis de TEM. A partir de la imagen de microscopía fue posible elaborar un análisis de distribución de tamaños de partícula utilizando un analizador de imágenes WCIF ImageJ en el que se midieron alrededor de 400 partículas.

## **3.2 Preparación de las películas**

Se prepararon películas a partir de las mezclas PVA, PVA-MDX, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX. Primeramente, se prepararon películas que solamente llevaban PVA con un espesor de 0.1 mm, para esta preparación se adicionó en un matraz Erlenmeyer 1 g de alcohol polivinílico con 100 mL en agua, manteniéndose en agitación durante 24 h a temperatura

ambiente. Posteriormente, la solución se calentó a 100 °C durante 1 h con agitación continua para asegurar la disolución completa. Después, la mezcla se vertió en moldes de teflón y se dejó secar a 40 °C durante 48 h

Por otra parte, se prepararon películas bioadhesivas de PVA incorporando los polisacáridos AGA y MDX (PVA-MDX, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX), siguiendo el mismo procedimiento utilizado para la elaboración de las películas que solo llevaban PVA, con ciertos ajustes en función de los componentes añadidos.

Para la preparación de las películas de PVA con MDX (PVA-MDX), se mezclaron 1 g de PVA en 100 mL de agua destilada. Una vez transcurridas las 24 h. La solución se calentó a 100 °C y se mantuvo en agitación constante hasta su completa disolución. Después se redujo la temperatura de disolución a 50 °C antes de incorporar 0.25 g de MDX, esto debido a su baja resistencia al calor. Después, la mezcla se vertió en moldes de teflón y se dejó secar a 40 °C durante 48 h, para su posterior caracterización.

En el caso de las películas de PVA con AGA (PVA-AGA), tras alcanzar los 100 °C, se mantuvo la temperatura durante 30 minutos adicionales para asegurar la completa disolución y homogeneización del polisacárido. Después, la mezcla se vertió en moldes de teflón y se dejó secar a 40 °C durante 48 h, para su posterior caracterización.

También se prepararon películas de PVA-MDX, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX con la incorporación de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ , siguiendo el mismo procedimiento. Las  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  se adicionaron para obtener una concentración teórica de  $400 \mu\text{g mL}^{-1} \text{ cm}^{-2}$  en cada película Después de alcanzar la disolución completa de cada uno de los componentes. Las soluciones poliméricas se sometieron a ultrasonido por 40 min para dispersar las  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ . Se tomaron 90 mL de la solución y se vaciaron en un molde de teflón de 9x9 previamente desinfectado con etanol, una vez vaciadas las soluciones en el molde se metieron a secar a 40 °C de 24 a 48 h, hasta obtener una película uniforme. Luego se retiraron del molde para su caracterización (Figura 4).

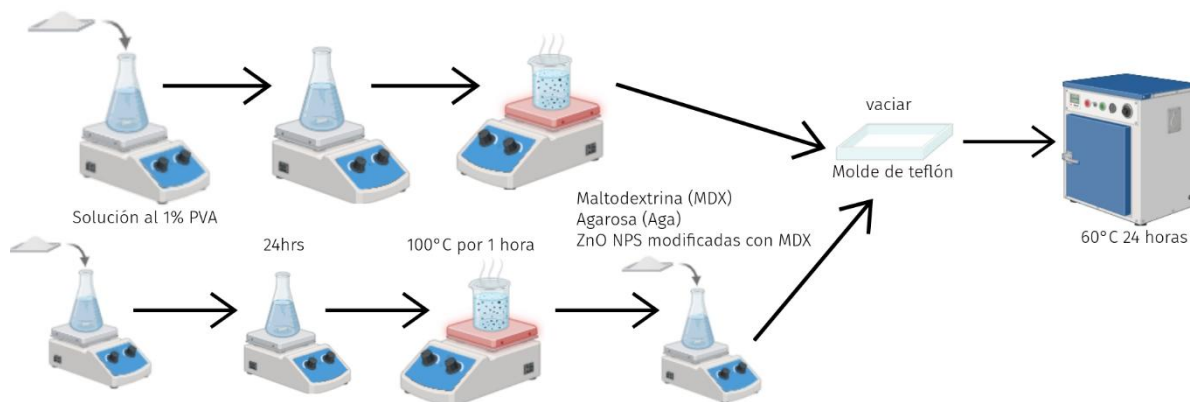


Figura. 4. Preparación de las películas de PVA, PVA-MDX, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX con NPs de ZnO.

### 3.2.1 FTIR

Las propiedades químicas de las películas se estudiaron por FTIR con el método de ATR, colocando directamente la muestra sobre el cristal de diamante. Los espectros se colectaron en un rango de 4000 a 400  $\text{cm}^{-1}$  con resolución de 4  $\text{cm}^{-1}$  y 100 barridos

### 3.2.2 Ensayos mecánicos

Los ensayos a tensión se realizaron de acuerdo con la norma ASTM D 882 usando probetas de 11 cm x 2 cm. Se utilizó una celda de carga de 5 kN, una rapidez de 50 mm/min y 50 mm de distancia entre mordazas. De las curvas esfuerzo vs deformación se obtuvo la resistencia mecánica a tensión ( $\sigma_T$ ) y módulo de tensión (ET).

### 3.2.3 Actividad antibacterial

La actividad antibacterial de las películas se llevó a cabo por contacto directo con la cepa *S. epidermidis*, de acuerdo con la norma japonesa JIS Z 2801.

La cepa bacteriana se propagó en caldo de soya tripticasa por 24 h a 37°C. Posteriormente, la biomasa se recuperó y se lavó sucesivamente tres veces con solución fisiológica (0.85% NaCl). La concentración celular se determinó por diluciones seriadas en placa con agar soya tripticasa. El inóculo se ajustó a una concentración de 50000 UFC/mL empleando caldo de soya tripticasa diluido 1/500.

Las muestras se cortaron en piezas de 5x5 cm y se colocaron en cajas Petri. Cada muestra se inoculó con 200 µL de la suspensión bacteriana y se cubrió con un cubreobjetos estéril. Las cajas Petri se incubaron a 37°C con 90% de humedad relativa durante 24 h.

Después del tiempo de incubación, las bacterias se recuperaron de cada muestra y se realizó la cuantificación por el método de dilución seriada y conteo en placa. El valor de la actividad antimicrobiana se determinó de acuerdo con la ecuación 1.

$$R = \log \left( \frac{Blanco_{T24}}{Muestra_{T24}} \right) \quad (\text{Ecuacion 1})$$

Donde R = Actividad antimicrobiana

Blanco (T24) = Conteo de bacterias en la muestra control después de 24 h de incubación

Muestra (T24) = Conteo de bacterias de la muestra evaluada después de 24 h de incubación

## 4. Resultados y discusiones

### 4.1 Análisis de las nZnO<sub>MDX</sub> por XRD

En la Figura 5 se observa el patrón de difracción de rayos X de las NPs de ZnO obtenidas mediante el método de precipitación química así como también el patrón obtenido de la base de datos del equipo (JCPDS). En la Figura se muestran los picos del patrón de difracción que corresponden a una estructura cristalina hexagonal tipo wurzita. Las señales aparecen a 32.02°, 33.02°, 36.94°, 47.73°, 56.57°, 59.05°, y 67.85° de 2θ correspondientes a los planos (101), (102), (110), (103), y (112). (Chen, 2010) La detección de estas señales confirma la presencia de óxido de zinc en el precipitado. También se muestra el patrón de difracción de las NPs de ZnO modificadas con la maltodextrina en el que se observa que la estructura cristalina de las NPs no se ve afectada por el proceso de modificación superficial.

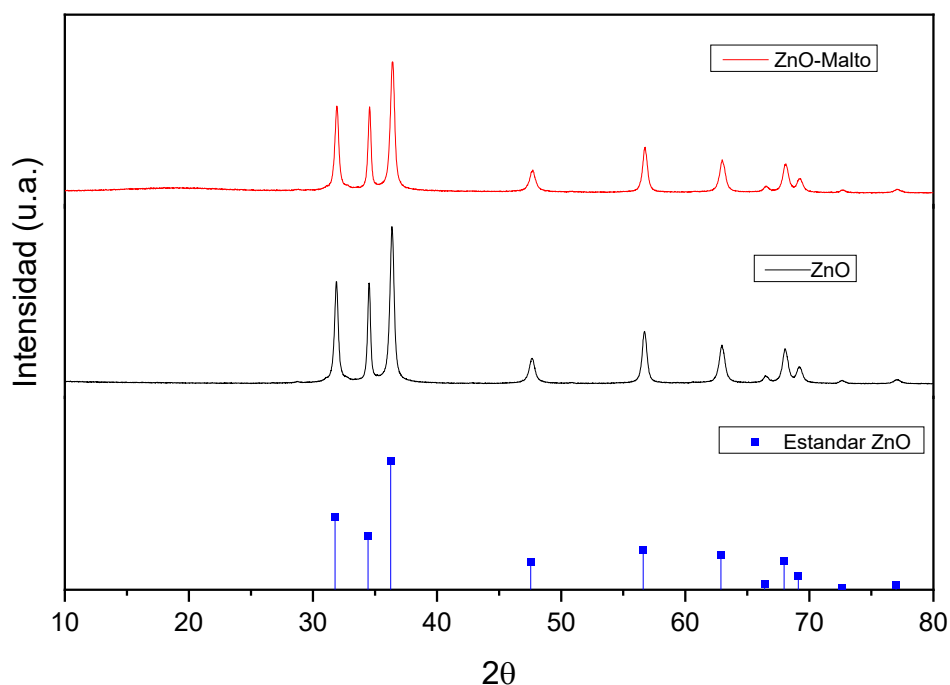


Figura 5. Patrón de difracción de rayos-X de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  sin modificar y modificadas superficialmente con maltodextrina.

#### 4.1.1 Análisis estructural y químico por FTIR de $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$

En la Figura 6 se muestra el espectro de FTIR de las NPs de ZnO obtenidas a partir de la reacción de hidrólisis química, así como el espectro de la maltodextrina y de las Nps de ZnO modificadas. Mediante este espectro se pudo observar la presencia de una banda ancha a  $3339\text{ cm}^{-1}$  correspondiente al estiramiento O-H perteneciente a los grupos hidroxilos que se encuentran presentes en la muestra, así como también se logra distinguir una banda muy pequeña en  $2927\text{ cm}^{-1}$  correspondiente al enlace C-H. En  $1614$  y  $1420\text{ cm}^{-1}$  aparecen las bandas atribuidas a la presencia de enlaces C-OH también una banda intensa aparece en  $1018\text{ cm}^{-1}$  que se relaciona a los enlaces glucosídicos C-O-C de la MDX y a  $409\text{ cm}^{-1}$  se puede apreciar la banda del estiramiento del enlace Zn-O correspondiente al ZnO. Con estos resultados corroboramos que las NPs de ZnO fueron modificadas superficialmente con la MDX.

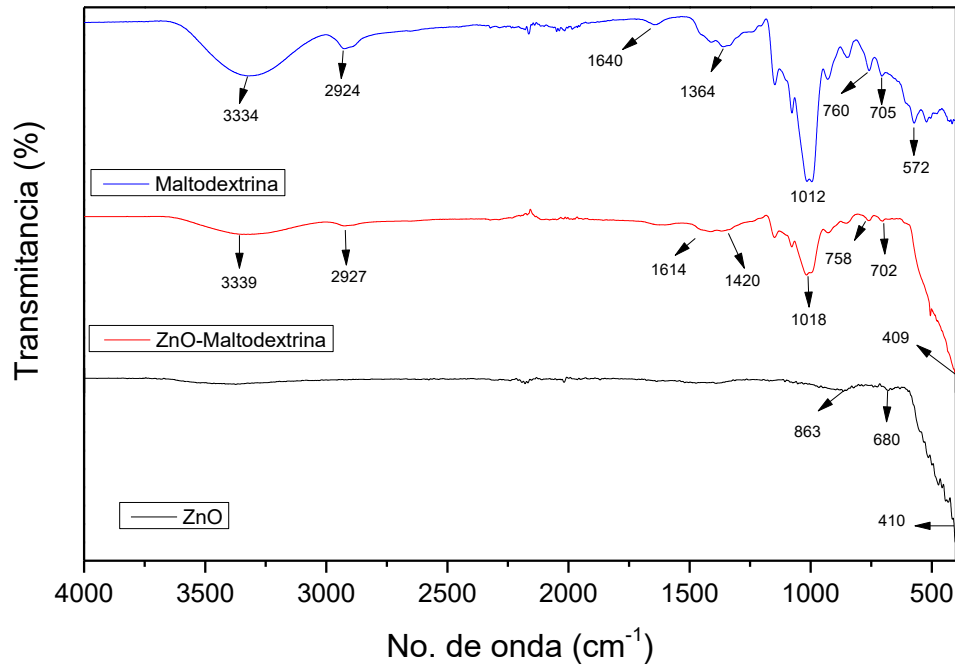


Figura 6. Espectro de FTIR de las  $nZnO$  y  $nZnO_{MDX}$ .

#### 4.1.2 Microscopía electrónica de transmisión (TEM) de $nZnO$

La Figura 7 muestra la imagen obtenidas mediante TEM de las NPs de ZnO, en la que se logra apreciar que las partículas presentaron una morfología semiesférica con un tamaño aproximado entre 5 y 47 nm y un diámetro promedio de partícula de 26 nm.

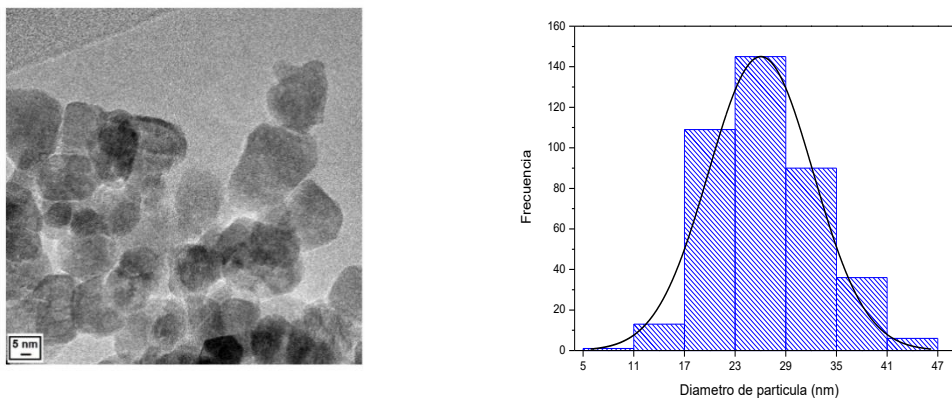


Figura 7. Micrografía de HRTEM y gráfica de distribución de tamaño de partícula de las NPs de ZnO.

## 4.2 Análisis estructural y químico por FTIR de películas Bioadhesivas

En la Figura 8 se muestran los espectros de FTIR-ATR correspondientes a las películas de PVA, PVA-MDX y PVA-MDX- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ . En el espectro se muestra una banda ancha a  $3200\text{ cm}^{-1}$ , atribuida al estiramiento del enlace O-H, indicativa de la presencia de los grupos hidroxilo presentes en la muestra atribuidos a los grupos funcionales correspondientes a la MDX y al PVA. También se identifica una banda a  $2938\text{ cm}^{-1}$ , correspondientes al estiramiento asimétrico del enlace C-H. se observa otro pico a  $1733\text{ cm}^{-1}$  que pertenece al estiramiento del grupo carbonilo C=O, derivado de los grupos éster pertenecientes a la maltodextrina. En la región de  $1250\text{ cm}^{-1}$ , se observan vibraciones de tensión asociadas al enlace C-O que corresponden a los alcoholes primarios pertenecientes al PVA y a la maltodextrina. Otra banda intensa se observa por debajo de los  $500\text{ cm}^{-1}$  que corresponde al enlace Zn-O, lo que quiere decir que existe una interacción entre los grupos funcionales del PVA y la MDX.

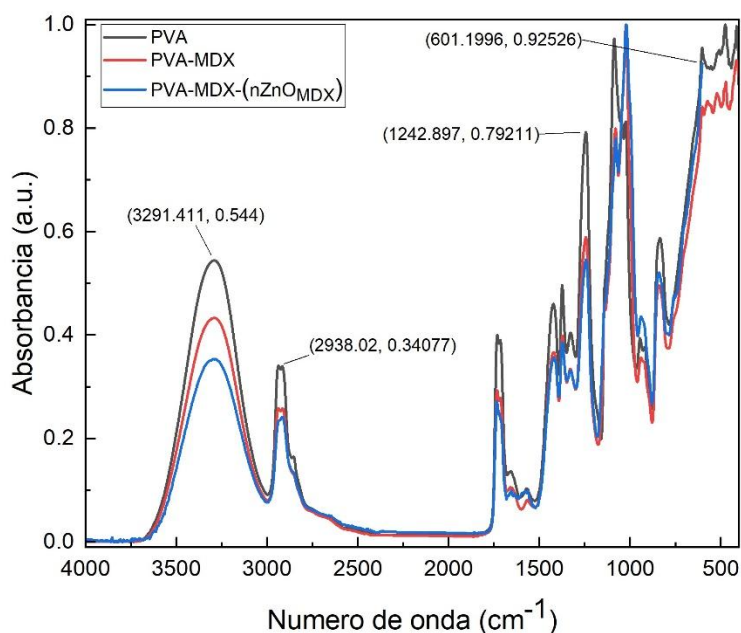


Figura 8. Espectros de FTIR de las películas de PVA, PVA-MDX y PVA-MDX- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$

En la siguiente Figura 9 se pueden presenciar los espectros de FTIR-ATR correspondientes a las películas de PVA, PVA-AGA y PVA-AGA- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ . En los espectros se observa claramente una banda ancha alrededor de los  $3250\text{ cm}^{-1}$  atribuida al estiramiento del enlace O-H, característica de los grupos hidroxilo presentes tanto en el PVA como en la AGA. Las bandas a  $2914$  y  $1241\text{ cm}^{-1}$  corresponden al estiramiento y flexión asimétricos del enlace C-H. En las películas con presencia de AGA. También se observa un incremento en la intensidad del pico a  $1731\text{ cm}^{-1}$  respecto al PVA puro, lo que se atribuye al estiramiento del enlace C-O-C del anillo de galactos presnete en la AGA, siendo esta evidencia de la presencia del polisacárido en la formulación. Adicionalmente, las vibraciones del grupo C-O-C a  $1083\text{ cm}^{-1}$  confirman la incorporación de la AGA en la matriz polimérica. Individualmente, la película PVA-AGA- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  presenta una banda por debajo de los  $500\text{ cm}^{-1}$  correspondiente al estiramiento del enlace Zn-O, la cual confirma la presencia de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  en la formulación y su adecuada integración en la red polimérica.

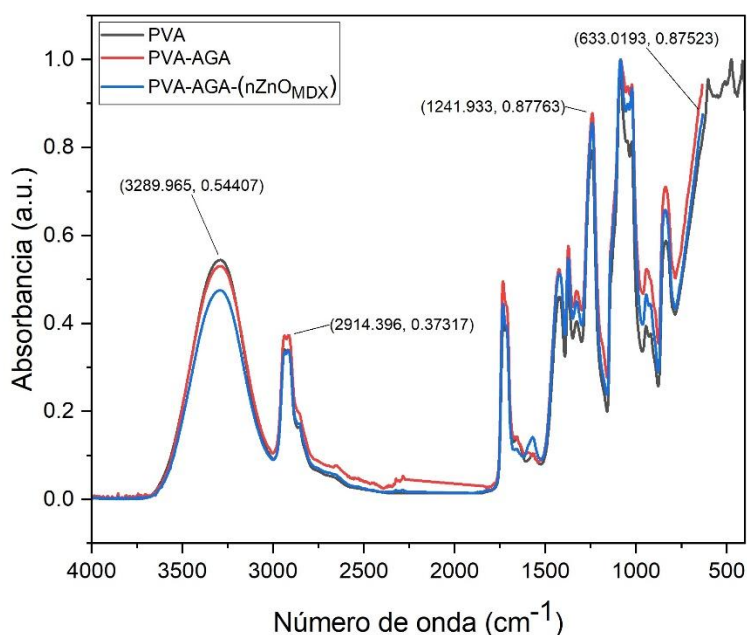


Figura 9. Espectros de FTIR de las películas de PVA, PVA-AGA y PVA-AGA- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$

En la Figura 10 se muestran los espectros de FTIR-ATR de las películas de PVA, PVA-MDX-AGA, y PVA-AGA-MDX- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ . En las gráficas se observan bandas alrededor de los  $3289$  y  $1731\text{ cm}^{-1}$  que corresponden a la flexión y vibraciones de los grupos OH. También se observan bandas de absorción en  $2937$  y  $1243\text{ cm}^{-1}$  correspondientes al estiramiento y flexión asimétricos del grupo C-H. Además, en las muestras con agarosa se observa que la intensidad del pico del estiramiento a  $1243\text{ cm}^{-1}$  aumentó significativamente en comparación con el PVA puro. Por otra parte las vibraciones del grupo C-H y del enlace C-O-C se observan a  $1087$  y  $1018\text{ cm}^{-1}$ , respectivamente indicativo de la presencia de la agarosa.

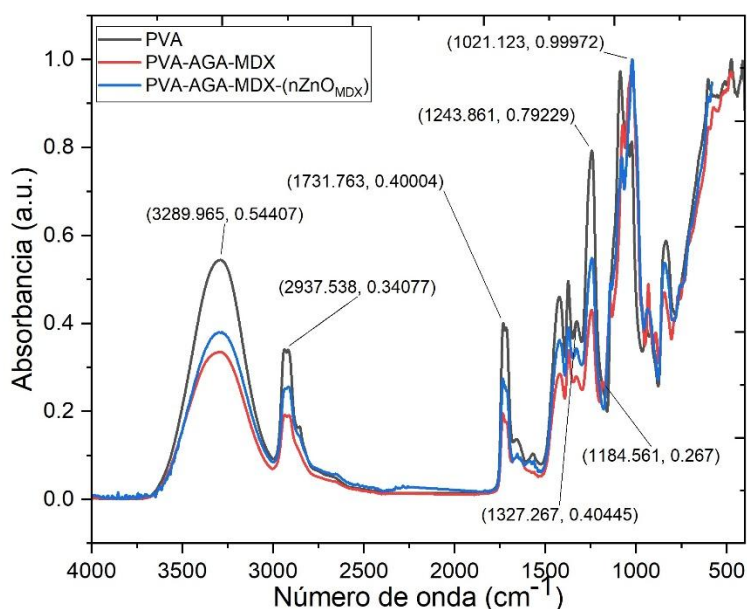


Figura 10. Espectros de FTIR de las películas de PVA, PVA-AGA-MDX y PVA-AGA-MDX- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$

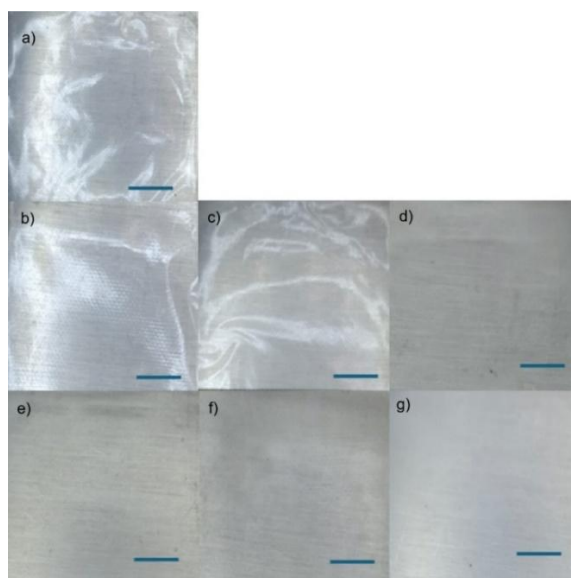
### 4.3 Análisis macroscópico de las películas

Las películas bioadhesivas obtenidas presentaron, una apariencia transparente y superficies homogéneas sin fracturas, ni burbujas. Esta morfología es característica de los sistemas poliméricos a base de PVA y ha sido reportada previamente para formulaciones similares (Abdul Jabbar, 2023) (Delavari, 2022). Las formulaciones que contienen agarosa —PVA-AGA y PVA-AGA-MDX— se mostraron más opacas o turbias a comparación de las películas

que no tenían presencia de este compuesto en su formulación como lo son PVA, PVA-MDX. Este fenómeno se atribuye a la tendencia de la agarosa a formar estructuras tipo gel con ordenamiento molecular parcial al enfriarse, lo que genera dominios con diferente índice de refracción y dispersión de luz visible. Resultados similares han sido documentados para matrices de PVA con otros biopolímeros incorporados (Sadaf, 2023).

Las películas con presencia de  $nZnO_{MDX}$  también presentaron superficies homogéneas, lo que indica una distribución uniforme de las nanopartículas dentro de la matriz polimérica, esto atribuido al recubrimiento de MDX el cual ayuda a la integración de estas a las soluciones y genera compatibilidad con los polisacáridos usados.

También se observó un ligero incremento en la opacidad respecto a sus contrapartes sin  $nZnO_{MDX}$ , condición la cual ya ha sido reportada en sistemas PVA/ZnO, la cual se atribuye a la absorción y dispersión de luz por las nanopartículas de ZnO (Sudhakar, 2025) (Ionita, 2019). Adicionalmente, las películas con  $nZnO_{MDX}$  mostraron una fragilidad mayor al doblar a comparación de sus contrapartes sin estas, sin embargo, mantuvieron un comportamiento a la elasticidad similar a las películas formuladas sin  $nZnO_{MDX}$ , en concordancia con lo reportado para películas de PVA con nanopartículas inorgánicas a concentraciones controladas (Vanitha, 2023).



*Figura 11. Fotografías digitales de las películas de a) PVA, b) PVA-MDX, c) PVA-MDX- $nZnO_{MDX}$ , d) PVA-AGA, e) PVA-AGA- $nZnO_{MDX}$ , f) PVA-AGA-MDX, g) PVA-AGA-MDX- $nZnO_{MDX}$*

#### 4.4 Propiedades mecánicas

En la Tabla 1 se presentan los valores de resistencia a la tensión ( $\sigma_T$ ) y módulo de elasticidad ( $E_T$ ) obtenidos para las siete formulaciones de películas bioadhesivas. De manera general, los resultados son comparables con los reportados en la literatura para sistemas poliméricos similares a base de PVA (A news thermal and Mechanical Properties of PVA, 2026), (Ahmad W. U., 2025).

La película formulada únicamente por PVA presentó una  $\sigma_T$  de  $67 \pm 5$  MPa y un  $E_T$  de  $2370 \pm 510$  MPa. Estos valores son consistentes con lo reportado en la literatura para películas de PVA, cuya resistencia a la tensión usualmente supera los 50 MPa, esto dependiendo de condiciones como el grado de hidrólisis y las condiciones de secado empleadas para la formación de la película (Aslam, 2018).

Con respecto a las formulaciones que no contenían nanopartículas, las películas con presencia de MDX en su formulación resultaron ser las de mayor valor de  $\sigma_T$  de la prueba está siendo de  $83 \pm 62$  MPa a si mismo presentaron  $E_T$  de  $3939 \pm 1937$  MPa, superando los resultados evaluados en la película PVA puro. Este comportamiento puede atribuirse a la compatibilidad química entre el PVA y la MDX, cuya interacción a través de puentes de hidrógeno entre los grupos hidroxilo de ambos componentes favorece a la red polimérica y el refuerzo de la matriz (Ahmad W. U., 2025).

Por otra parte, la adición de AGA en las películas resultó en una disminución de la  $\sigma_T$  a  $45 \pm 16$  MPa y del  $E_T$  a  $2650 \pm 951$  MPa. Este comportamiento es coherente con la naturaleza gelificante de la agarosa, que al incorporarse en la matriz de PVA puede generar dominios con diferente grado de cristalinidad, interrumpiendo parcialmente la red de PVA y reduciendo su resistencia mecánica (Aslam, 2018).

La formulación PVA-AGA-MDX mostró la menor  $\sigma_T$  de las películas sin NPs, está siendo de  $35 \pm 17$  MPa y un  $E_T$  de  $3338 \pm 1086$  MPa, lo que sugiere que la combinación simultánea de AGA y MDX en la matriz de PVA genera una mayor heterogeneidad estructural que limita la resistencia máxima de la película, aunque sin comprometer su módulo de elasticidad de manera significativa respecto a las demás formulaciones.

Por su parte en las películas en las que se utilizó  $nZnO_{MDX}$ , el resultado más relevante es que la incorporación de las nanopartículas no afectó negativamente la resistencia a la tensión de las formulaciones.

La película PVA-MDX-nZnO<sub>MDX</sub> presentó una  $\sigma_T$  de  $70 \pm 6$  MPa y un  $E_T$  de  $3402 \pm 321$  MPa, valores que resultaron comparables a los de su contraparte sin NPs (PVA-MDX:  $83 \pm 62$  MPa), siendo esta diferencia no significativa dadas las desviaciones estándar observadas. Por otro lado, la formulación PVA-AGA-nZnO<sub>MDX</sub> exhibió una  $\sigma_T$  de  $59 \pm 22$  MPa frente a  $45 \pm 16$  MPa de su contraparte sin la nanopartícula.

PVA-AGA-MDX-nZnO<sub>MDX</sub> mostró una  $\sigma_T$  de  $38 \pm 22$  MPa frente a  $35 \pm 17$  MPa de la formulación sin uso de la nanopartícula. Este comportamiento puede atribuirse a la buena compatibilidad entre el recubrimiento de MDX de las nanopartículas y las matrices poliméricas de PVA, MDX y AGA, la cual favorece una distribución uniforme de las nZnO<sub>MDX</sub> dentro de la red polimérica y minimiza la formación de imperfecciones o burbujas que actuarían como concentradores de esfuerzo.

Estos resultados contrastan con lo reportado para sistemas nanocompuestos de PVA/ZnO en los que las nanopartículas no cuentan con un agente compatibilizante superficial, donde la aglomeración de las NPs genera discontinuidades en la matriz polimérica que reducen la resistencia mecánica a cargas superiores al 2% en peso (Helmiyati, 2021).

En el presente trabajo, el recubrimiento de MDX actúa como agente estabilizante, favoreciendo la interacción entre las nanopartículas y las cadenas poliméricas mediante puentes de hidrógeno con los grupos hidroxilo del PVA y de los polisacáridos. Este mismo mecanismo ha sido reportado por Helmiyati et al. en películas de CMC/PVA con nZnO [**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**], y por Ahmad et al. (2025) (Ahmad W. U., 2025).

En conjunto, los resultados de propiedades mecánicas demuestran que las formulaciones desarrolladas presentan valores de  $\sigma_T$  y  $E_T$  adecuados para su aplicación como una alternativa en la terapia de tejidos, siendo comparables con los rangos reportados en la literatura para materiales de uso médico basados en PVA (Yıldız, 2024). La conservación de la integridad mecánica en las formulaciones con nZnO<sub>MDX</sub>, sumada a la actividad antimicrobiana reportada que estas mismas aportan, confirma que el recubrimiento de las nanopartículas con MDX representa una estrategia eficiente para lograr la integración de un agente bactericida en la matriz polimérica sin comprometer las propiedades funcionales de los materiales que la componen.

**Tabla 1.** Valores de resistencia a la tensión ( $\sigma_T$ ) y módulo de elasticidad ( $E_T$ ) de las películas bioadhesivas

Material	$\sigma_T$	$E_T$
PVA	67±5	2370±510
PVA-MDX	83±62	3939±1937
PVA-AGA	45±16	2650±951
PVA-AGA-MDX	35±17	3338±1086
PVA-MDX-nZnO <sub>MDX</sub>	70±6	3402±321
PVA-AGA-nZnO <sub>MDX</sub>	59±22	2905±604
PVA-AGA-MDX-nZnO <sub>MDX</sub>	38±22	1993±987

#### 4.5 Actividad Antimicrobiana

En la Tabla 2 se presentan los resultados de la actividad antimicrobiana (R) y el porcentaje de inhibición de las películas frente a la bacteria grampositiva *S. epidermidis*. El inoculo bacteriano fue de  $5 \times 10^4$  UFC/mL. Tras un periodo de incubación de 24 h, el experimento control (sin película) mostro un incremento en la población celular, alcanzando  $5 \times 10^4$  UFC/mL.

Las películas PVA, PVA-AGA y PVA-AGA-MDX presentaron valores de R menores a 2, lo que indica un leve efecto antimicrobiano, es decir, bacteriostático. Se debe notar que la película PVA-MDX exhibió una importante actividad antimicrobiana lo que sugiere el potencial antimicrobiano de la MDX.

Como se esperaba, la adición de nZnO<sub>MDX</sub> potenció de forma sinérgica la capacidad bactericida de las películas con porcentajes de inhibición cercanos al 100%. Como se observó en las fotografías (Fig 11), las películas tienen una apariencia homogénea, indicando buena dispersión de las nZnO<sub>MDX</sub> en las matrices poliméricas. Esto contribuiría a mejorar el contacto directo con una mayor cantidad de bacterias, logrando este nivel de actividad antimicrobiana.

El comportamiento más sobresaliente fue de parte de la película PVA-AGA-MDX-nZnO<sub>MDX</sub> lo que demuestra que la combinación simultánea del PVA con los polisacáridos AGA y MDX favorece la dispersión de las nanopartículas, maximizando el contacto con las bacterias. (Nguyen, 2021) (Abdul Jabbar, 2023)

**Tabla 2.** Actividad antimicrobiana de las películas de PVA frente a *S. epidermidis*

Material	Densidad bacteriana (CFU/mL a las 24 h)	Actividad antimicrobiana (R)	Porcentaje de inhibición (%)
Control	$2.00 \times 10^5$	-	-
PVA	$2.37 \times 10^3$	1.93	95.26
PVA-MDX	$5.00 \times 10^1$	4.60	99.9
PVA-AGA	$1.45 \times 10^4$	1.14	71.0
PVA-AGA-MDX	$5.23 \times 10^3$	1.58	89.5
PVA-MDX-nZnO <sub>MDX</sub>	$1.67 \times 10^2$	3.08	99.6
PVA-AGA-nZnO <sub>MDX</sub>	$4.66 \times 10^1$	3.63	99.9
PVA-AGA-MDX-nZnO <sub>MDX</sub>	0	5.48	100

## 5. Conclusiones

En este trabajo se desarrollaron películas bioadhesivas homogéneas a partir de alcohol polivinílico (PVA), incorporando maltodextrina (MDX) y agarosa (AGA) como agentes bioactivos. Así mismo, se sintetizaron nanopartículas de zinc que fueron recubiertas con maltodextrina ( $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$ ) garantizando la integración uniforme en la matrix polimérica.

Los ensayos mecánicos demostraron que el recubrimiento de MDX en las nanopartículas actúa como un agente compatibilizante que previene la aglomeración y preserva la integridad de las películas. Por ello, la incorporación de las  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  no afectó negativamente la resistencia a la tensión ni el módulo elástico de las películas. Finalmente, las pruebas biológicas demostraron que la adición de  $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  potenció la capacidad antimicrobiana de las películas frente a la bacteria *Staphylococcus epidermidis*. Mientras que las matrices poliméricas sin nanopartículas mostraron un efecto bacteriostático, el nanocopuesto PVA-AGA-MDX- $n\text{ZnO}_{\text{MDX}}$  exhibió el comportamiento más sobresaliente, alcanzando una inhibición bacteriana completa. Estos resultados sugieren que las películas de PVA con polisacáridos y nanopartículas antimicrobianas son una alternativa prometedora para el desarrollo de apósitos enfocados en el tratamiento de heridas o úlceras crónicas en la piel.

## 6. Referencias Bibliográficas

1. Ahmad, W., Aquil, Z., & Alam, S. S. (2020). Historical background of wound care. *Hamdan Medical Journal*, 13(4), 189–195. doi:10.4103/HMJ.HMJ\_37\_20
2. Ahmad, W., Ullah, S., Khan, A., & Naz, S. (2025). Enhanced xylan/PVA composite films via nano-ZnO reinforcement for sustainable food packaging. *PMC*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC12030509/>
3. Abdul Jabbar, G. A. H., Saeed, A. A., & AL-Kadhemy, M. F. H. (2023). Optical characteristics and bacterial-resistance ability of PVA/ZnO nanocomposites. *Kuwait Journal of Science*, 50(2), 209–215. <https://doi.org/10.1016/j.kjs.2023.03.004>
4. Aldakheel, F. M., Mohsen, D., El Sayed, M. M., Alawam, K. A., Binshaya, A. S., & Alduraywish, S. A. (2023). Silver Nanoparticles Loaded on Chitosan-g-PVA Hydrogel for the Wound-Healing Applications. *Molecules*, 28(7), 3241. <https://doi.org/10.3390/molecules28073241>
5. Asano, S. (2024). Polyvinyl alcohol: A comprehensive overview. *Advances in Applied Science Research*, 7(5), 199–200. doi:10.37532/aaasmr.2024.7(5).199-200
6. Aslam, M., Kalyar, M. A., & Raza, Z. A. (2018). A review on mechanical and water absorption properties of polyvinyl alcohol based composites/films. *Journal of Materials and Biomaterials*, 7(1), 1–20. <https://doi.org/10.1515/jmbm-2017-0027>
7. Bahadoran, M., Shamloo, A., & Nokoorani, Y. D. (2020). Development of a polyvinyl alcohol/sodium alginate hydrogel-based scaffold incorporating bFGF-encapsulated microspheres for accelerated wound healing. *Scientific Reports*, 10(1), 7342. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-64480-9>
8. Benedum, J. (2000). Aus der Geschichte der Wundbehandlung [From the history of wound care]. *Zentralblatt für Chirurgie*, 125(Suppl. 1), 84–86.
9. Bianchi, M., Pegoretti, A., & Fredi, G. (2023). An overview of poly(vinyl alcohol) and poly(vinyl pyrrolidone) in pharmaceutical additive manufacturing. *Journal of Vinyl and Additive Technology*, 29(2), 223–239. doi:10.1002/vnl.21982
10. British Plastics Federation. (s.f.). Polyvinyl alcohol (PVOH). *Plastipedia*. Recuperado el 4 de mayo de 2026, de <https://www.bpf.co.uk/plastipedia/polymers/polyvinyl-alcohol-pvoh.aspx>

11. Catanzano, O., & Boateng, J. (2023). Biomedical applications of polyvinyl alcohol-based bionanocomposites. En P. M. Visakh & O. B. Nazarenko (Eds.), *Polyvinyl alcohol-based biocomposites and bionanocomposites* (cap. 7). Wiley. doi:10.1002/9781119593218.ch7
12. Chen, L., Zheng, L., Lv, Y., Liu, H., Wang, G., Ren, N., Liu, D., Wang, J., & Boughton, R. (2010). Chemical assembly of silver nanoparticles on stainless steel for antimicrobial applications. *Surface and Coatings Technology*, 204(23), 3871–3875. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2010.05.003>
13. Cuajungco, M. P., Ramirez, M. S., & Tolmasky, M. E. (2021). Zinc: Multidimensional Effects on Living Organisms. *Biomedicines*, 9(2), 208. <https://doi.org/10.3390/biomedicines9020208>
14. Cueto, et al. (2008). Adhesivo biológico biodegradable no tóxico (Patente N.º WO2008026905A2). Organización Mundial de la Propiedad Intelectual (OMPI/WIPO). <https://patents.google.com/patent/WO2008026905A2/es>
15. Delavari, M. M., & Stiharu, I. (2022). Preparation and characterization of eco-friendly transparent antibacterial starch/polyvinyl alcohol materials for use as wound-dressing. *Micromachines*, 13(6), 960. <https://doi.org/10.3390/mi13060960>
16. Egger, S., Lehmann, R. P., Height, M. J., Loessner, M. J., & Schuppler, M. (2009). Antimicrobial properties of a novel silver-silica nanocomposite material. *Applied and Environmental Microbiology*, 75(9), 2973–2976. doi:10.1128/AEM.01658-08
17. Helmiyati, H., Abbas, B., Wahyono, E., & Fitriani, N. (2021). Antimicrobial packaging of ZnO–NPs infused into CMC–PVA nanocomposite films effectively enhances the physicochemical properties. *Carbohydrate Polymers*, 275, 118744. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2021.118744>
18. Honciuc, M., & Honciuc, A. (2024). Morphological Design and Synthesis of Nanoparticles. *Nanomaterials*, 14(4), 360. <https://doi.org/10.3390/nano14040360>
19. Ionita, M., Vasile, E., Crica, L. E., Voicu, S. I., & Pandele, A. M. (2019). Polymeric nanocomposites membranes with high permittivity based on PVA-ZnO nanoparticles for potential applications in flexible electronics. *Materials*, 12(4), 596. <https://doi.org/10.3390/ma12040596>

20. Javaloyas, M. (2004). Infección del pie diabético. *JANO: Medicina y Humanidades*, 26.
21. Jazayeri, H. E., Tahriri, M., Razavi, M., Khoshroo, K., Fahimipour, F., Dashtimoghadam, E., Almeida, L., & Tayebi, L. (2017). A current overview of materials and strategies for potential use in maxillofacial tissue regeneration. *Materials Science and Engineering: C*, 70(1), 913–929. doi:10.1016/j.msec.2016.08.055
22. Lansdown, A. B. G., Mirastschijski, U., Stubbs, N., Scanlon, E., & Ågren, M. S. (2007). Zinc in wound healing: Theoretical, experimental, and clinical aspects. *Wound Repair and Regeneration*, 15(1), 2–16. doi:10.1111/j.1524-475X.2006.00179.x
23. Li, J., Li, C., Zhang, Q., Rao, Z., Meng, Q., Li, M., Dai, J., Deng, K., & Chen, P. (2026). A Novel Polyvinyl Alcohol/Salecan Composite Hydrogel Dressing with Tough, Biocompatible, and Antibacterial Properties for Infected Wound Healing. *Gels*, 12(1), 60. <https://doi.org/10.3390/gels12010060>
24. Mamun, A. A., Shao, C., Geng, P., Wang, S., & Xiao, J. (2024). Recent advances in molecular mechanisms of skin wound healing and its treatments. *Frontiers in Immunology*, 15, 1395479. doi:10.3389/fimmu.2024.1395479
25. Mitchell, M. J., Billingsley, M. M., Haley, R. M., Wechsler, M. E., Peppas, N. A., & Langer, R. (2021). Engineering precision nanoparticles for drug delivery. *Nature Reviews Drug Discovery*, 20(2), 101–124.
26. Nguyen, T. T., Nguyen, T.-T. H., Pham, B.-T. T., Tran, T. V., Bach, L. G., Bui Thi, P. Q., & Ha Thuc, C. N. (2021). Development of poly(vinyl alcohol)/agar/maltodextrin coating containing silver nanoparticles for banana (*Musa acuminata*) preservation. *Food Packaging and Shelf Life*, 29, 100740. <https://doi.org/10.1016/j.fpsl.2021.100740>
27. Padmavathy, N., & Vijayaraghavan, R. (2008). Enhanced bioactivity of ZnO nanoparticles: An antimicrobial study. *Science and Technology of Advanced Materials*, 9(3), 035004. doi:10.1088/1468-6996/9/3/035004
28. Pais, M., & Rao, P. (2020). Maltodextrin for corrosion mitigation of zinc in sulfamic acid: Electrochemical, surface and spectroscopic studies. *International Journal of Biological Macromolecules*, 145, 575–585.

29. Qiu, C., Qin, Y., Jiang, S., Liu, C., Xiong, L., & Sun, Q. (2017). Preparation of active polysaccharide loaded maltodextrin nanoparticles and their stability as a function of ionic strength and pH. *LWT - Food Science and Technology*, 76, 164–171.
30. Rodriguez, A. P., Romero, A. G., Kozusko, S. N., Comotti, L., Nagano, K., Felice, C. J., & Katase, N. (2025). Skin wound healing part I: ancestral and modern medicines for the development of new technologies. *Frontiers in Soft Matter*, 5, 1683717. doi:10.3389/frsfm.2025.1683717
31. Sadaf, S., Khan, M. A., Khan, M. I., Iqbal, S., & Shah, M. (2023). Optical characteristics and bacterial-resistance ability of PVA/ZnO nanocomposites. *Results in Physics*, 47, 106328. <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2023.106328>
32. Saini, R., Kumar, A., Singh, P., Sharma, N., & Kumar, V. (2025). Eco-friendly PVA/CMTKP@ZnO nanocomposite film for sustainable packaging with enhanced UV protection. *ChemistrySelect*, 10(27), e202501457. <https://doi.org/10.1002/slct.202501457>
33. Silva, D. A., Paula, R. C. M., & Feitosa, J. P. A. (2013). PVA/polysaccharides blended films: Mechanical properties. *Journal of Materials*, 2013, 413578. <https://doi.org/10.1155/2013/413578>
34. Sudhakar, M. P., Nived, S. A., & Dharani, G. (2025). Fabrication and characterization of agar- and seaweed-derived biomembrane films for biomedical and other applications. *Biopolymers*, 116, e23643. <https://doi.org/10.1002/bip.23643>
35. Thermal and Mechanical Properties of PVA Films Polyva PVA Film. (2025). Thermal and mechanical properties of PVA films. Recuperado de <https://www.polyva-pvafilm.com/a-news-thermal-and-mechanical-properties-of-pva-films.html>
36. Vanitha, S., Kumar, R. M., Suresh, S., & Arivanandhan, M. (2023). Structural and optical properties of polyvinyl alcohol/zinc oxide nanocomposites. *Physica Status Solidi A*, 220(17), 2300052. <https://doi.org/10.1002/pssa.202300052>
37. Varier, K. M., Gudeppu, M., Chinnasamy, A., Thangarajan, S., Balasubramanian, J., Li, Y., & Gajendran, B. (2019). Nanoparticles: antimicrobial applications and its prospects. In *Advanced Nanostructured Materials for Environmental Remediation* (pp. 321–355). Springer.

38. Vecin, N. M., & Kirsner, R. S. (2023). Skin substitutes as treatment for chronic wounds: current and future directions. *Frontiers in Medicine*, 10, 1154567. doi:10.3389/fmed.2023.1154567
39. Xie, Y., He, Y., Irwin, P. L., Jin, T., & Shi, X. (2011). Antibacterial activity and mechanism of action of zinc oxide nanoparticles against *Campylobacter jejuni*. *Applied and Environmental Microbiology*, 77(7), 2325–2331. doi:10.1128/AEM.02149-10
40. Yıldız, B., & Güner, F. S. (2024). Cationic lignin and cellulose fiber incorporated polyvinyl alcohol film. *Journal of Applied Polymer Science*, 142(3), e56555. <https://doi.org/10.1002/app.56555>
41. Yu, J. Y., Roh, S. H., & Park, H. J. (2021). Characterization of ferulic acid encapsulation complexes with maltodextrin and hydroxypropyl methylcellulose. *Food Hydrocolloids*, 111, 106390.
42. Zhong, Y., Lin, Q., Yu, H., Shao, L., Cui, X., Pang, Q., Zhu, Y., & Hou, R. (2024). Construction methods and biomedical applications of PVA-based hydrogels. *Frontiers in Chemistry*, 12, 1376799. doi:10.3389/fchem.2024.1376799