

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**MODIFICACIÓN SUPERFICIAL DEL POLÍMERO
QUIRÚRGICO POLIPROPILENO MEDIANTE PLASMA DE
DESCARGA LUMINISCENTES DE CORRIENTE CONTINUA
DE ARGÓN Y RECUBIERTO CON QUITOSANO PARA
SUTURAS ANTIMICROBIANAS**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniera Biomédica

AUTORA:

Alexsandra Juneth Cordero Donaire

ASESOR:

Dr. Rolf Grieseler

Lima, 2026

Informe de Similitud

Yo, Prof. Dr.-Ing. Rolf Grieseler, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulado

Modificación superficial del polímero quirúrgico polipropileno mediante plasma de descarga luminiscentes de corriente continua de argón y recubierto con quitosano para suturas antimicrobianas.

Tesis del autor:

Alexandra Juneth Cordero Donaire,

El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 11%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 04/02/2026.

- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 04/02/26

Apellidos y nombres del asesor <u>Grieseler, Rolf</u>	
CE: 001660902	Firma <i>R. Grieseler</i>
ORCID: 0000-0001-5307-7755	



DEDICATORIA



(A mi abuela Bacilia, quien está conmigo en cada instante, a mis padres, mi hermano y mi familia querida.)

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la culminación de este proyecto de tesis, acompañándome con su apoyo, guía y confianza a lo largo de esta etapa académica y personal.

A mi asesor, PhD. Rolf Grieseler, el cual también es mi mentor y fue el primer profesor que me guio en el camino de la investigación. Le agradezco profundamente por su orientación, por sus consejos y por confiar en mis capacidades desde el inicio. Sus lecciones han sido fundamental en mi crecimiento profesional y como investigadora.

A PhD. Zully Calderón, por abrirme las puertas al mundo del plasma. Gracias por compartir tus conocimientos, por explicarme con claridad conceptos complejos, y por ayudarme a entender los fundamentos necesarios para aplicarlos correctamente en mi tesis.

A MSc. Aranzelly Quiroz, por brindarme su apoyo en la parte experimental del análisis de mis muestras y por sus recomendaciones durante todo el proceso. Al Licenciado Guillermo Zarate, por su ayuda en la modificación de mis muestras.

A los miembros del laboratorio de Ciencias de los Materiales de la Sección Física de la PUCP, por su colaboración y disposición durante mis ensayos finales.

Al laboratorio ICOBA, principalmente a la Dr. Erika Calla y al Dr. Alfredo Ibañez, por permitirme el uso de los equipos para desarrollar mis muestras y continuar con la experimentación necesaria.

Al laboratorio LAVI donde tuve el apoyo del MSc. Lizardo y el Dr. Denis Castillo, al facilitarme el espacio y los recursos para la realización de los ensayos bacterianos que sustentan esta investigación.

Finalmente a mi madre y padre, ya que son las personas que estuviera detrás de mí en cada instante, a mi hermano, por su soporte en cada momento, a mi familia, que en cada oportunidad de distintas maneras estuvo apoyándome, al igual que mis amigos más cercanos, los cuales con sus palabras y cariño, me permitieron seguir a pesar de todo (Joe y Karen), también los amigos que hice en este camino, los cuales compartieron conmigo, me cuidaron y estuvieron pendientes de que pudiera realizar cada meta que me proponía (Iris, Cristina, Karen, Gianella, Sergio, Rosaura, Katherine, Andrea y Angie), muchas gracias de todo corazón.

RESUMEN

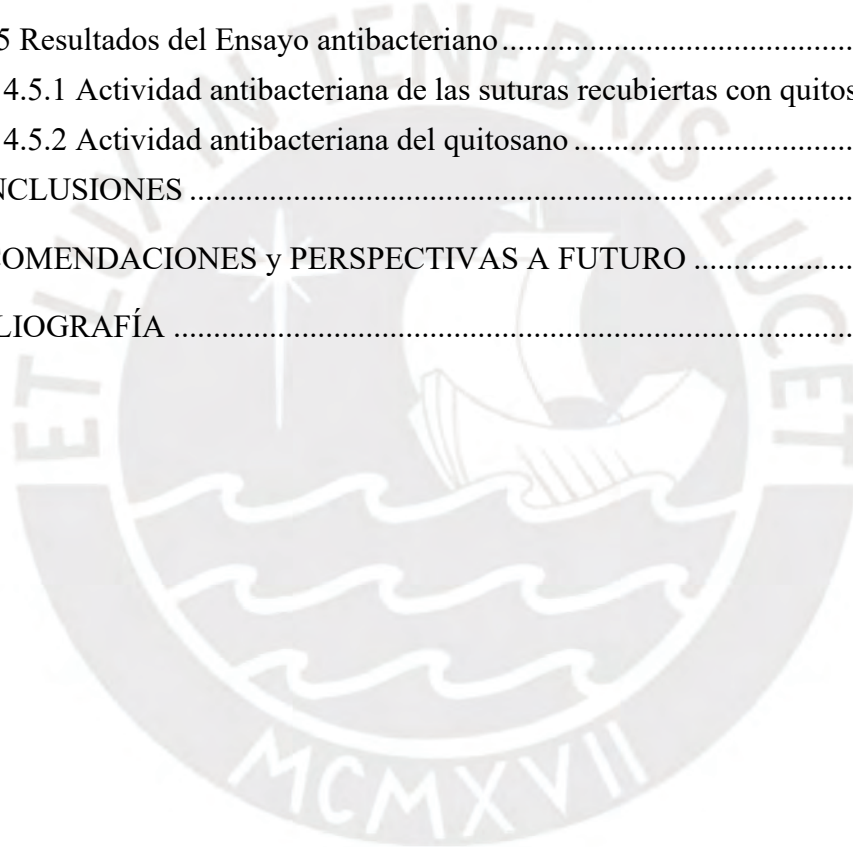
Esta tesis consiste en el desarrollo y la obtención de suturas antimicrobianas con el fin de reducir las infecciones en los sitios quirúrgicos (ISQ), las suturas pasaran por dos procesos, el primero es la modificación superficial de estas mediante la técnica de descarga luminiscente de corriente continua con gas de Argón, y la segunda es el recubrimiento de quitosano sobre las suturas tratadas mediante dos formas que son: Spin coating y Dip coating. Por lo cual, para poder obtener este tipo de suturas, se tendrán como objetivos: el análisis de las suturas antes y después de la modificación superficial por plasma con quitosano y sin quitosano, además de la modificación superficial y el recubrimiento de estas, así mismo de un análisis antibacteriano de las suturas obtenidas. Debido a todo esto se ha separado en seis capítulos la tesis con el fin de poder llegar a cumplir con los objetivos, estos capítulos son: Antecedentes, Marco teórico, Procedimiento Experimental, Resultados, Conclusiones, y Recomendaciones y perspectivas futuras.

En el primer capítulo Antecedentes se presenta, la problemática, la justificación, los objetivos y alcances del estudio con respecto a las suturas y su relación con las ISQ. Para así en el segundo capítulo centrarnos en el estado del arte donde se presentan los conceptos, tipos y clasificación de las suturas, además de los métodos para la obtención del tipo de suturas antimicrobianas que se desea obtener y estudios relacionados con la metodología presentada. Después en el tercer capítulo, se detalla el procedimiento experimental desde la preparación de la muestra, la modificación superficial, el recubrimiento con quitosano de los hilos, la caracterización con Espectroscopia de Raman, Espectroscopia de infrarrojo por transformada de Fourier y Microscopia electrónica de barrido de estos. Luego en el quinto capítulo, se muestran los resultados del análisis de los procesos de modificación superficial de las suturas y del recubrimiento con quitosano sobre las suturas obtenidos, además de las pruebas antibacterianas realizadas. En los últimos capítulos se presentan, las conclusiones, recomendaciones y perspectivas futuras que permitan mejorar la metodología presentada. Finalmente, se concluye este estudio con la bibliografía utilizada y anexos.

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	i
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	ii
ÍNDICE DE TABLAS	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	v
INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES.....	2
1.1 Problemática.....	2
1.2 Justificación.....	3
1.3 Objetivos de la investigación	5
1.3.1 Objetivo General	5
1.3.2 Objetivos Específicos.....	5
1.4 Alcances	5
MARCO TEORICO.....	7
2.1 Las infecciones del sitio quirúrgico (ISQ).....	7
2.2 Sutura	10
2.2.1 Clasificación de las suturas	10
2.2.2 Suturas usadas a nivel nacional.....	12
2.3 Sutura de polipropileno	14
2.4 Suturas antibacterianas.....	16
2.4.1 Beneficios del uso de suturas antimicrobianas.....	16
2.5 Métodos para la obtención de suturas antimicrobianas.....	17
2.5.1 Modificación superficial de suturas mediante plasma	17
2.5.2 Tipos de recubrimiento para la obtención de suturas antibacterianas.....	20
2.6 Recubrimiento de suturas mediante quitosano.....	23
METODOLOGIA	27
3.1 Modificación superficial de las suturas con plasma de argón.....	27
3.1.1 Preparación de la muestra	28
a. Generación del vacío	28
b. Generación del plasma	29
3.2. Proceso del recubrimiento con quitosano de los hilos de sutura.....	30
3.3 Ensayos de caracterización	33

3.3.1 Caracterización con Espectroscopía de Raman.....	33
3.3.2 Caracterización con Microscopio electrónico de barrido (SEM).....	33
3.3.3 Caracterización con Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)	34
3.4 Propuesta de Ensayos antibacterianos.....	34
3.4.1 Tabla de distintos métodos para el análisis antibacteriano	34
3.4.2 Normativa para suturas antibacterianas	36
RESULTADOS.....	37
4.1 Análisis del proceso de modificación superficial mediante FTIR Y RAMAN	37
4.2 Análisis del proceso de recubrimiento	59
4.4 Análisis de los resultados de SEM.....	61
4.5 Resultados del Ensayo antibacteriano.....	65
4.5.1 Actividad antibacteriana de las suturas recubiertas con quitosano	66
4.5.2 Actividad antibacteriana del quitosano	68
CONCLUSIONES	69
RECOMENDACIONES y PERSPECTIVAS A FUTURO	70
BIBLIOGRAFÍA	71



ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Tamaño de las suturas sintéticas según su denominación USP, el calibre métrico y el diámetro.	12
Tabla 2. Tipos de suturas antibacterianas con su composición.....	14
Tabla 3. Suturas usadas a nivel nacional.....	14
Tabla 4. Estudios sobre suturas antimicrobianas mediante modificación superficial por plasma.	17
Tabla 5. Estudios sobre suturas antimicrobianas mediante recubrimiento por la técnica Dip coating.....	21
Tabla 6. Estudios sobre suturas antimicrobianas con recubrimiento de quitosano....	25
Tabla 7. Parámetros obtenidos de estudios realizados sobre suturas de polipropileno modificadas superficialmente con plasma.	27
Tabla 8. Parámetros de la modificación superficial de las suturas TAGUM y SUTUMED	29
Tabla 9. Parámetros de recubrimiento con quitosano.....	31
Tabla 10. Los parámetros del equipo de espectroscopia de Raman para el análisis de las suturas recubiertas	33
Tabla 11. Los parámetros del SEM para la toma de imágenes de las suturas tratadas	34
Tabla 12. Métodos de análisis antibacterianos realizados sobre suturas tratadas.....	34
Tabla 13. Bandas de los grupos funcionales característicos de las suturas de polipropileno.	38
Tabla 14. Bandas vibracionales características de las suturas de polipropileno.....	39
Tabla 15. Bandas de los grupos funcionales característicos del quitosano.....	39
Tabla 16. Bandas vibracionales características del quitosano.	39
Tabla 17. Los parámetros de los ensayos de las suturas con quitosano.....	61
Tabla 18. Resultados de las áreas de inhibición obtenidas de las suturas tratadas con distintos parámetros ante la bacteria S. aureus.....	68

ÍNDICE DE FIGURAS

Pág.

Figura 1. Zona de inhibición de crecimiento bacteriano para suturas Vicryl y PDS sin recubrimiento y con recubrimiento de Triclosán (de izquierda a derecha), frente a: (A) Staphylococcus aureus, (B) Staphylococcus aureus, (C) Staphylococcus epidermidis y (D) Escherichia coli.....	4
Figura 2. Tasas de incidencia de IAAS en el Perú, enero a junio 2015 – 2021.....	9
Figura 3. Cantidad de infecciones del sitio operatorio según Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades entre los años 2005 al 2021. ITS: infección del torrente sanguíneo (ITS), neumonía (NEU), infección del tracto urinario (ITU), endometritis (END), Infección del sitio quirúrgico (ISQ).	9
Figura 4. Clasificación de las suturas según su origen.....	11
Figura 5. Tipos de suturas según su material en el mercado.....	13
Figura 6. Tipos de suturas antibacterianas según su material en el mercado.....	13
Figura 7. Espectro Raman de la sutura de polipropileno.	15
Figura 8. Espectro Raman de la sutura de polipropileno SUTUMED.....	15
Figura 9. Espectro Raman de la sutura de polipropileno TAGUM.....	16
Figura 10. Tipo de suturas recubiertas comerciales.	16
Figura 11. Esquema de la modificación superficial de las suturas PET mediante plasma de dióxido de carbono.	17
Figura 12. Representación esquemática del proceso de modificación superficial mediante plasma e inmovilización quitosano en suturas de polipropileno con injerto de ácido acrílico.	19
Figura 13. Tipos de recubrimiento para la obtención de suturas antimicrobianas: (A) Antibiótico, (B) Productos naturales, (C) Nanopartículas y (D) Antisépticos.....	20
Figura 14. Proceso de recubrimiento de quitosano sobre el polipropileno mediante Dip coating.....	22
Figura 15. Proceso de recubrimiento mediante la técnica Spin coating.	22
Figura 16. Estructura química del quitosano.....	23

Figura 17. Espectro de Raman del quitosano.....	23
Figura 18. Imágenes SEM de suturas: (a) sutura no recubierta, (b) sutura recubierta por tres capas de solución de 1% de quitosano, (c) sutura recubierta por dos capas de solución de quitosano al 2% y (d) sutura recubierta por una capa de solución de quitosano al 3%	24
Figura 19. Equipo de plasma de descarga luminiscente de Corriente continua y sus partes.	28
Figura 20. Esquema del agitador magnético para la elaboración de la solución de quitosano.	30
Figura 21. Metodología del recubrimiento de las suturas con quitosano de la técnica Dip coating.....	31
Figura 22. Metodología del recubrimiento de las suturas con quitosano de la técnica Spin coating.....	32
Figura 23. Metodología completa del proceso de obtención de suturas antimicrobianas.	32
Figura 24. Espectro FTIR y Raman de la sutura Sutumed.....	38
Figura 25. Espectro FTIR y Raman de la sutura Tagum.....	38
Figura 26. Espectro FTIR y Raman del quitosano elaborado.	40
Figura 27. Espectro FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 1 hora.	40
Figura 28. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H).....	41
Figura 29. Espectro FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 2 horas.....	41

Figura 30. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H).....	42
Figura 31. Espectro FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 1 hora.	44
Figura 32. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H).....	44
Figura 33. Espectro FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 2 horas.....	45
Figura 34. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H).....	45
Figura 35. Espectros FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 1 hora y con 3 capas de recubrimiento.	48
Figura 36. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 1$ H) ; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20	

min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 1 H).....	48
Figura 37. Espectros FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 2 horas y con 3 capas de recubrimiento.	49
Figura 38. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma (Tp = 10 min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 2 H) ; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma (Tp = 10 min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 2 H).	49
Figura 39. Espectros FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 1 hora y con 3 capas de recubrimiento	51
Figura 40. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma (Tp = 10 min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 1 H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma (Tp = 10 min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 1 H).	52
Figura 41. Espectros FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 2 horas y con 3 capas de recubrimiento.	52
Figura 42. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma (Tp = 10 min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 2 H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma (Tp = 10 min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento (Ts = 2 H).	52

Figura 43. Espectro FTIR de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma y recubiertos con quitosano por la técnica Spin coating.	54
Figura 44. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 1 capa de recubrimiento de quitosano; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 1 capa de recubrimiento de quitosano.	55
Figura 45. Espectro FTIR de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma y recubiertos con quitosano por 3 capas.	56
Figura 46. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano.	56
Figura 47. Espectro FTIR de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma y recubiertos con quitosano por 3 capas.	57
Figura 48. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Spin coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Spin coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano.	58
Figura 49. (A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de sumergimiento con quitosano ($T_s = 30$ min, 60 min y 120 min); (B) El ancho del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de sumergimiento con quitosano ($T_s = 30$ min, 60 min y 120 min).	59
Figura 50. (A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de modificación con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min); (B) El ancho del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de modificación con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min).	60

Figura 51. (A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintas cantidades de capas de quitosano (Layers = 1 y 3 capas); (B) El ancho del pico C=O del quitosano distintas cantidades de capas de quitosano (Layers= 1 y 3 capas).	60
Figura 52. Imágenes SEM de las suturas Sutumed por el método Dip coating (a) Control, (b) Sutumed + quitosano Ts = 1 H,T1 = 1 H T2 = 20 min, (c) Sutumed + quitosano Ts = 2 H,T1 = 2 H T2 = 20 min, (d) Sutumed + plasma + quitosano Tp = 10 min, Ts =1 H, T1 = 1 H, T2 = 20 min y (e) Tagum+ plasma+ quitosano Tp =10 min, Ts = 1 H, T1= 2 H, T2 = 20 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.....	62
Figura 53. Imágenes SEM de las suturas Tagum por el método Dip coating (a) Control, (b) Tagum + quitosano Ts = 1 H,T1 = 1 H T2 = 20 min, (c) Tagum + quitosano Ts =2 H,T1 = 2 H T2 = 20 min y (d) Tagum+ plasma+ quitosano Tp = 10 min, Ts = 1 H, T1 = 1 H, T2 = 20 min y (e) Tagum+ plasma+ quitosano Tp = 10 min, Ts = 2 H, T1 = 1 H, T2 = 20 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.	62
Figura 54. Imágenes SEM de las suturas Tagum multicapa (a) Control, (b) Tagum + plasma + quitosano por 10 min, (c) Tagum + plasma + quitosano por 20 min y (d) Tagum + plasma + quitosano por 30 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.....	63
Figura 55. Imágenes SEM de las suturas Tagum multicapa (a) Control, (b) Sutumed + plasma + quitosano por 10 min, (c) Sutumed + plasma + quitosano por 20 min y (d) Sutumed + plasma + quitosano por 30 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.	64
Figura 56. Imágenes SEM de las suturas recubiertas por el método Spin coating (a) Control, (b) Sutura + plasma + quitosano por 10 min, (c) Sutura + plasma + quitosano por 20 min y (d) Sutura + plasma + quitosano por 30 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.	65
Figura 57. Imágenes de la inhibición antibacteriana (a) quitosano al 1%, 2% y 3% y del (b) ácido acético.	66
Figura 58. Imágenes de los ensayos de la actividad antibacteriana de ambas marcas de suturas contra S.Aureus, (a) Control, (b) Sutura + quitosano, (c) Sutura + plasma y (d)	

Sutura + plasma + quitosano. Nota: Las flechas rojas indican la ubicación de las suturas en las placas Petri. 67

Figura 59. Resultados de la prueba antibacteriana del quitosano contra S.Aureus... 68



INTRODUCCIÓN

Una sutura es un dispositivo médico textil, la cual sirve para unir los tejidos que han sido cortados mediante una cirugía, por lo cual debe satisfacer varios requisitos para ser utilizada como: alta resistencia a la tracción, fácil de manipular, fácil para formar nudos seguros, además de ser inertes biológicamente y no proveer infecciones, sin embargo, con respecto a este último punto varios estudios indican que la presencia de suturas aumenta significativamente el índice de infecciones del sitio quirúrgico (ISQ), debido a que las bacterias podrían propagarse por los implementos médicos usados durante la cirugía, lo que genera alto riesgo de contaminación en la superficie de la sutura, originando la formación de una biopelícula, lo que genera una infección en el paciente [1,2,3]. Debido a esto, actualmente se están realizando estudios para obtener suturas antibacterianas, mediante distintas metodologías de las cuales una de estas es la modificación de la superficie de las suturas mediante distintos recubrimientos como, por ejemplo: recubrimiento por iones de plata, el uso de óxido de polietileno inmovilizado y el uso de un agente antibacteriano con la modificación de la superficie por medio de plasma [4,5]. Este último método permite mejorar la adherencia del revestimiento de las suturas, ya que activa la zona superficial de estas, lo que ocasiona que se generen interacciones electrostáticas, enlaces de hidrógeno y grupos funcionales de oxígeno, lo que convierte a las suturas en materiales hidrofílicos mejorando así la adsorción e interacción del recubrimiento antibacteriano [4,5]. Así mismo, dentro de los recubrimientos usados, el quitosano es uno de los más prometedores, debido a sus propiedades antibacterianas, antiinflamatorias y antioxidantes. Es por este motivo que esta tesis está conformada por dos partes, la primera que es la modificación superficial de los hilos de suturas, mediante plasma de Argón y la segunda parte es el recubrimiento con quitosano que se realizará mediante las técnicas de Dip coating (recubrimiento por inmersión) y Spin coating (recubrimiento por rotación). Finalmente, las muestras obtenidas serán caracterizadas mediante distintas técnicas de espectroscopia óptica como Espectroscopia de Raman para la caracterización estructural y química de los hilos e Infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR), para la obtención de los grupos funcionales presentes, también se realizará el análisis mediante el uso de microscopía electrónica de barrido para analizar la homogeneidad de la superficie de estas.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

En el presente capítulo se expone la problemática que abordara la tesis, además de presentar la justificación de esta, por lo que se presenta el contexto de las ISQ en el Perú, su incidencia y consecuencias, además del efecto del uso de suturas antimicrobianas sobre la disminución de la prevalencia de las ISQ y los métodos para su obtención. Finalmente se presentan los objetivos de la investigación y el alcance de la tesis.

1.1 Problemática

La infección del sitio quirúrgico (ISQ) es la infección de la incisión, órgano o espacio tras la cirugía, la cual es debida a la contaminación de la herida quirúrgica o de los dispositivos médicos implantados con microorganismos adquiridos en el hospital, por lo que puede afectar la piel o provocar resultados que afecten los tejidos debajo de la piel, órganos o el material implantado [6,7]. Su incidencia puede variar según el tipo de cirugía, en los países desarrollados, esta oscila entre 1.2 a 5.2% [10]. Además, que según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en los países de ingresos bajos y medianos un 11% de los pacientes operados sufren infecciones [13]. A nivel nacional se encontró que un 7% de los pacientes que fueron colecistectomizados con un 11.3 % de los procedimientos de laparoscopia desarrollaron ISQ. Y esto se debe a que las ISQ son de origen multifactorial y se caracterizan por la diversidad de localizaciones y variedad de microorganismos que la generan, por lo que constituye una de las complicaciones de los procedimientos quirúrgicos más comunes en los centros hospitalarios, ocupando así el segundo lugar de las infecciones nosocomiales [7].

Así mismo, se estima que en EE. UU aproximadamente 157000 pacientes al año adquieren ISQ, lo que provoca costos adicionales de 3.3 mil millones de dólares [6, 8]. Por lo que se puede apreciar una clara consecuencia de las ISQ con respecto a la generación de costos adicionales tanto para el paciente como para los servicios de salud, debido a la prolongada estancia hospitalaria que conlleva, no obstante, también produce malestar físico y psicológicos a los pacientes [6,8,9,10,11]. Sin embargo, aunque no se han cuantificado los factores que permiten prevenir o identificar tempranamente que paciente podría desarrollar ISQ [7]. Si se han encontrado los factores que aumentan la tasa de las ISQ dentro de las cuales incluyen, la presencia de

un implante o drenaje, la categoría de la herida (limpia o sucia), la duración de la cirugía, la estancia preoperatoria, la presencia de patógenos como *Staphylococcus aureus*, estafilococos coagulasa negativos y enterobacterias, la obesidad, las enfermedades crónicas subyacentes, la medicación y las suturas. De estas la última ha demostrado que contribuye al 66% de las ISQ, debido a que la presencia de materiales extraños en una herida aumenta la susceptibilidad de los tejidos circundantes a una infección [12,14].

1.2 Justificación

La presente tesis está dirigida al análisis y caracterización de las suturas de las marcas TAGUM y SUTUMED, las cuales están elaboradas del polímero polipropileno, estas serán modificadas superficialmente por plasma de argón y recubiertas con quitosano para obtener suturas con propiedades antimicrobianas, que contribuyan a reducir la prevalencia de las ISQ en los centros de salud. De esta manera, se busca disminuir, las complicaciones generadas por las ISQ, en los ámbitos hospitalario y económico, además de las elevadas tasas de morbilidad y mortalidad asociadas a las intervenciones quirúrgicas adicionales requeridas para su tratamiento [10,14]. Debido a todo esto se han desarrollado técnicas quirúrgicas meticulosas, procesos de limpieza y desinfección del equipo quirúrgico y consumibles, como las suturas, estas últimas pueden aumentar la frecuencia de las ISQ, ya que en su superficie se pueden desarrollar patógenos bacterianos o biopelículas que son altamente resistentes a tratamientos con antibióticos [3,10]. Según esto, Organización Mundial de la Salud (OMS), publicó en el 2016, las directrices globales para el uso de las suturas recubiertas de antimicrobianos [15].

Por lo cual, se han desarrollado suturas con actividad antibacteriana de las cuales las más conocidas y utilizadas son las suturas recubiertas con triclosán, el cual es un antiséptico capaz de proporcionar altas concentraciones antibacterianas alrededor de la sutura, evitando la generación de biopelículas e infecciones. En la Figura 1, se presenta la actividad antimicrobiana de suturas recubiertas con triclosán, mediante zonas de inhibición contra distintas cepas bacterianas [10,14,16,17].

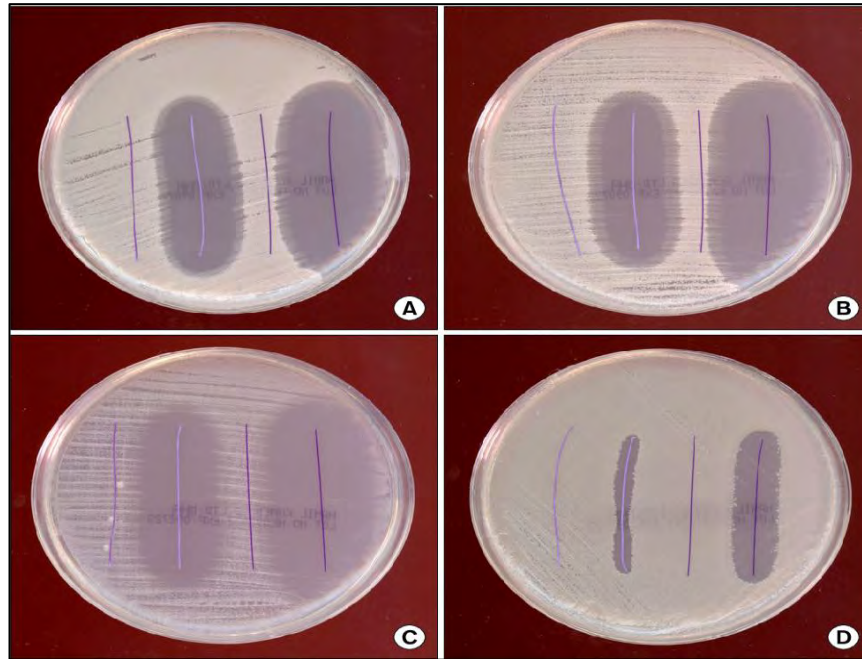


Figura 1. Zona de inhibición de crecimiento bacteriano para suturas Vicryl y PDS sin recubrimiento y con recubrimiento de Triclosán (de izquierda a derecha), frente a: (A) *Staphylococcus aureus*, (B) *Staphylococcus aureus*, (C) *Staphylococcus epidermidis* y (D) *Escherichia coli* [17].

Gracias a este avance se han desarrollado una gran variedad de suturas antimicrobianas basadas en el uso de antisépticos, nanopartículas, antibióticos, productos biotecnológicos y naturales como el quitosano y extractos de semillas de pomelo, utilizando distintas técnicas como recubrimiento por inmersión, modificación superficial, mezcla y combinación para mejorar el efecto antibacteriano y mejorar las propiedades curativas de las suturas [10,18]. No obstante, de todos estos métodos nos basaremos en la modificación superficial de la sutura por medio de plasma en combinación con un recubrimiento natural de quitosano, debido a que es poco probable que las características mecánicas de las suturas se vean afectadas por la baja intensidad de la energía del plasma. También este enfoque reduce el consumo y la toxicidad de los reactivos. Esta forma de funcionalidad deseada en la superficie permite la creación de sitios activos, los cuales pueden ser utilizados para la inmovilización de geles o moléculas bioactivas en la superficie a través de interacciones iónicas, lo cual permitirá el desarrollo de la sutura antimicrobiana, al hacer posible la interacción de la superficie con una superficie orgánica como el quitosano [1,19]. Se eligió el quitosano para el recubrimiento, ya que es un polisacárido seminatural y económico con actividad antimicrobiana intrínseca contra hongos, bacterias Gram positivas y Gram negativas,

poseen baja toxicidad, además de ser biocompatible, presenta bioadhesividad y es biodegradable [10,18,20]. Así mismo, los microorganismos no son capaces de desarrollar resistencia contra este biopolímero, lo cual es una gran ventaja si se compara con otros agentes antibacterianos. También presenta grupos funcionales accesibles en su cadena, como el grupo amino primario en la posición C2 y los grupos hidroxilo primario y secundario en las posiciones C3 y C6, respectivamente, los cuales pueden reaccionar fácilmente para formar nuevos grupos funcionales y mejorar las propiedades antimicrobianas ya existentes [18]. Finalmente, se ha encontrado evidencia de que las suturas quirúrgicas recubiertas de quitosano exhiben una buena actividad antimicrobiana y previenen la adherencia bacteriana [1].

1.3 Objetivos de la investigación

1.3.1 Objetivo General

Realizar un estudio de la modificación superficial de las suturas de las marcas TAGUM y SUTUMED, las cuales están elaboradas del polímero polipropileno que serán recubiertas con quitosano para su uso como material para la obtención de suturas antimicrobianas.

1.3.2 Objetivos Específicos

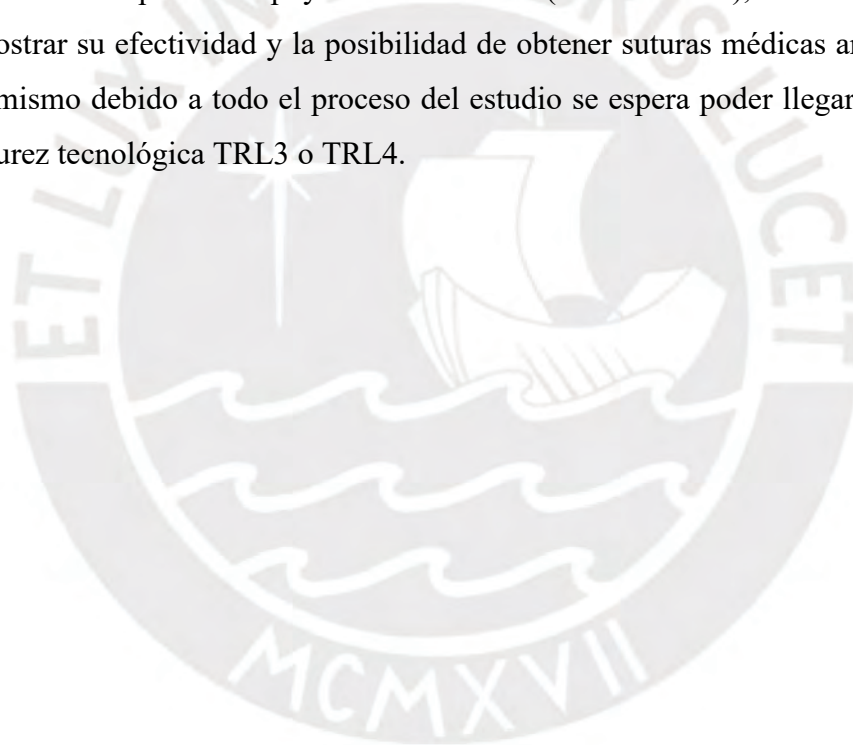
- Modificar superficialmente los hilos de las suturas TAGUM y SUTUMED mediante plasma de argón.
- Recubrir los hilos de las suturas TAGUM y SUTUMED con quitosano mediante las técnicas Dip coating y Spin coating.
- Analizar los hilos de las suturas TAGUM y SUTUMED antes y después de la modificación superficial por plasma con quitosano y sin quitosano.
- Realizar un análisis antibacteriano de las suturas obtenidas luego del proceso de la modificación superficial y su recubrimiento con quitosano.

1.4 Alcances

La obtención de la información sobre los efectos del tratamiento superficial del plasma de argón sobre las suturas TAGUM y SUTUMED, debido a que se realizarán distintas pruebas donde se variará la potencia, presión y tiempo para poder obtener los parámetros adecuados para mejorar sus características de biocompatibilidad y convertirlos en materiales hidrofílicos, lo que activará la superficie de estos para poder realizar la segunda parte del estudio que es el recubrimiento con quitosano, la cual se

realizará de dos formas la primera por la técnica de recubrimiento por giro (Spin coating) y la segunda por la técnica de inmersión (Dip coating). Ambos métodos también serán estudiados y comparados para obtener el mejor recubrimiento, en la primera técnica se variará la velocidad de rotación, el volumen de quitosano aplicado, la temperatura de secado y el tiempo de giro, y en la segunda técnica tendremos como parámetros, la cantidad de tiempo de sumergimiento, el tiempo de secado, el tiempo de curado y la cantidad de capas de recubrimiento.

Finalmente, una vez obtenido todos los resultados de las dos fases del estudio se elegirán los parámetros óptimos para poder tener un polímero con propiedades antimicrobianas, el cual pasara por la tercera fase que es el ensayo antibacteriano, en el cual se evaluara la actividad antibacteriana de la sutura recubierta con quitosano mediante la cepa de Staphylococcus aureus (ATCC-25923), con el fin de poder demostrar su efectividad y la posibilidad de obtener suturas médicas antibacterianas. Así mismo debido a todo el proceso del estudio se espera poder llegar a un nivel de madurez tecnológica TRL3 o TRL4.



CAPÍTULO 2

MARCO TEORICO

En el presente capítulo se presentan los conceptos de suturas, las infecciones del sitio quirúrgico, los métodos para el desarrollo de suturas antimicrobianas, además del impacto de la tesis y la metodología presentada para la parte experimental.

2.1 Las infecciones del sitio quirúrgico (ISQ)

Las ISQ se definen como infecciones que ocurren dentro de los 30 días posteriores a una operación quirúrgica (o dentro de un año si se deja un implante después del procedimiento) y que afectan la incisión o el tejido profundo en el sitio de la operación. Estas se clasifican en infecciones del sitio quirúrgico incisional y de órgano/espacio [11,12]. Existen, ciertos factores de riesgos que pueden desencadenar una infección en el sitio quirúrgico como: las condiciones de contaminación de la herida, la calidad de esta, es decir su relación con los cuidados pre y postoperatorios, también los procedimientos quirúrgicos, la duración de las estancias hospitalarias y el estado clínico del paciente [10]. Sin embargo, uno de los factores que más influyen en las ISQ son la aparición de microorganismos resistentes como *Staphylococcus*, *Enterococcus*, *E. coli*, *S. aureus* y las *S. epidermidis*. Los cuales se introducen fácilmente en las incisiones y forman biopelículas que protegen a los microorganismos de los mecanismos de defensa del huésped y por lo tanto plantean el riesgo de complicaciones posquirúrgicas [12]. Este factor se puede observar en las suturas médicas, ya que por más que promuevan la curación de la herida, su superficie rugosa, de estas puede albergar bacterias y provocar infecciones e inflamación, debido en parte a la fricción causada por el contacto de la sutura con el tejido. Lo que aumenta el tiempo de recuperación, el dolor en el paciente y daños en el tejido [21]. Por lo cual, dentro del ámbito quirúrgico, se utilizan estrategias intraoperatorias innovadoras como la infusión continua de insulina, la hiperoxia y la infusión continua de antibióticos, para mitigar el riesgo de morbilidad infecciosa y mejoran los resultados de los pacientes [22].

2.1.1 Incidencia de infecciones del sitio quirúrgico

2.1.1.1 A nivel internacional

La tasa de ISQ es del 2 al 5%, con la cual se puede predecir que ocurrirán aproximadamente entre 300.000 y 500.000 ISQ anualmente [23]. Así mismo se cree que estas infecciones aumentan el riesgo de morir entre 2 y 11 veces más, y que el 77% de estas muertes se atribuyen directamente a las infecciones del sitio quirúrgico [24]. En Europa se sugiere una incidencia de ISQ del 20% el cual depende del procedimiento, los criterios de vigilancia utilizados y la calidad de la recopilación de datos [24]. Mientras que, en los Países Bajos y medianos ingresos, se ven afectados desproporcionalmente por tasas más altas de ISQ que en comparación con los países de ingresos altos [25]. Un ejemplo de esto es en Colombia, la ISQ es la segunda infección nosocomial más frecuentemente reportada y causa 15-18% de todas las infecciones nosocomiales en los pacientes hospitalizados, así como 38% de infecciones nosocomiales en los pacientes quirúrgicos [26].

2.1.1.2 A nivel nacional en el Perú

Las infecciones asociadas a la atención de salud (IAAS) son un problema de salud pública importante debido a la frecuencia con que se producen, la morbilidad y mortalidad que provocan y la carga que imponen a los pacientes, al personal sanitario y a los sistemas de salud. Por lo que son un indicador que mide la calidad de los servicios prestados [27]. Así mismo su tasa está asociada con la incidencia de infecciones que aparecen dentro del ámbito hospitalario o asistencial, en el caso de las ISQ, según el Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades, en el primer trimestre del año 2021, se registró la tasa de incidencia de las infecciones del sitio quirúrgico según el servicio y el tipo de ISQ, siendo estas: las infecciones del sitio quirúrgico poscolecistectomía (0.32), infecciones de sitio quirúrgico poshemioplastía (0.40) ambas en el área de cirugía y en el caso de infecciones de sitio quirúrgico posparto cesárea (0.04) en el área de gineco- obstetricia. Estas incidencias se calcularon por cada 100 procedimientos vigilados [28]. En la, Figura 2, se presenta las tasas de incidencia de IAAS en el Perú, enero a junio 2015 - 2021.

Servicio Clínico	Tipo de IAAS y factor de riesgo asociado	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	Tendencia	% Variación de tasa 2019- 2021*
Neonatología	Infección del torrente sanguíneo asociada a catéter venoso central*	7.20	5.60	7.28	4.76	4.42	3.98	4.76		20%
	Infección del torrente sanguíneo asociada a catéter venoso periférico*	1.65	1.43	1.09	0.90	0.82	1.05	0.87		-17%
	Neumonía asociada a ventilador mecánico*	3.52	2.90	3.01	3.07	3.24	2.19	1.84		-16%
Unidad de Cuidados Intensivos adultos	Infección del torrente sanguíneo asociada a catéter venoso central*	2.08	2.16	1.68	1.36	1.40	1.74	3.34		91%
	Infección del tracto urinario asociado a catéter urinario permanente*	3.52	2.86	2.51	2.58	2.25	1.97	2.92		49%
	Neumonía asociada a ventilador mecánico*	12.17	10.01	8.86	7.45	8.44	6.31	13.60		116%
Unidad de Cuidados Intensivos pediátricos - Pediatría	Infección del torrente sanguíneo asociada a catéter venoso central*	3.61	3.00	2.45	3.41	3.35	2.61	2.50		-4%
	Infección del tracto urinario asociado a catéter urinario permanente*	1.99	2.49	3.97	3.18	4.13	3.24	5.23		62%
	Neumonía asociada a ventilador mecánico*	5.39	3.29	2.31	1.96	3.22	2.82	4.30		53%
Medicina	Infección del tracto urinario asociado a catéter urinario permanente*	3.35	2.84	2.48	2.20	1.99	1.70	1.90		-12%
Cirugía	Infección del tracto urinario asociado a catéter urinario permanente*	2.51	1.87	1.89	1.45	1.36	1.10	0.71		-35%
	Infección de sitio quirúrgico poscolecistectomía**	0.29	0.23	0.29	0.27	0.18	0.34	0.32		-5%
	Infección de sitio quirúrgico poshemioplastia**	0.37	0.24	0.38	0.26	0.52	0.46	0.40		-14%
Gineco-Obstetricia	Infección de sitio quirúrgico posparto cesárea**	0.16	0.14	0.15	0.12	0.13	0.17	0.04		-77%
	Endometritis posparto vaginal**	0.41	0.33	0.28	0.26	0.30	0.21	0.10		-58%
	Endometritis posparto cesárea**	1.25	1.23	1.38	1.21	1.17	0.67	0.69		3%

Figura 2. Tasas de incidencia de IAAS en el Perú, enero a junio 2015 – 2021 [28].

Por otra parte, también se presenta el número de casos de infecciones del sitio quirúrgico o infección del sitio operatorio (ISO), como se puede demostrar en la Figura 3, la cual representa el número de casos de ISO, entre los años 2005 a 2021 a nivel nacional [28].

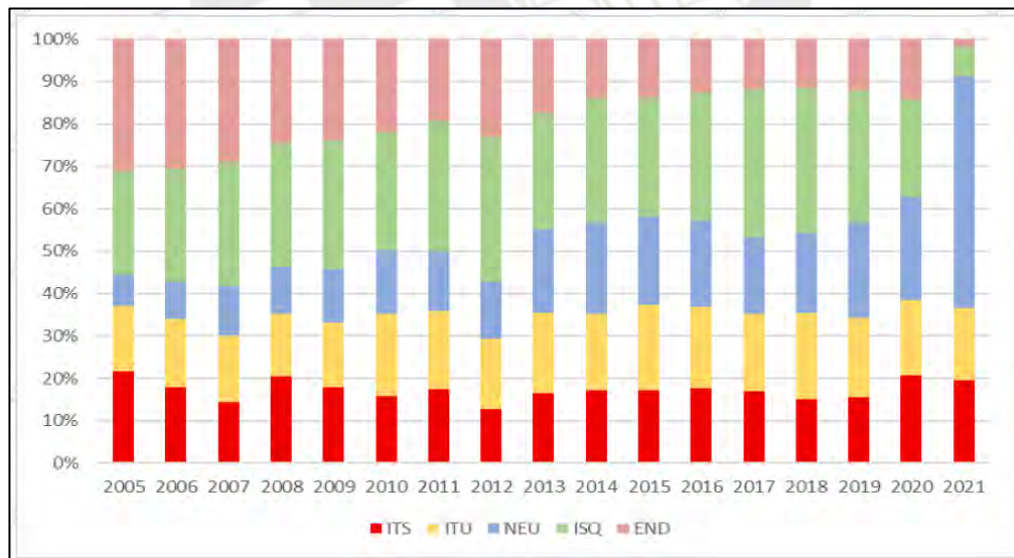


Figura 3. Cantidad de infecciones del sitio operatorio según Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades entre los años 2005 al 2021. ITS: infección del torrente sanguíneo (ITS), neumonía (NEU), infección del tracto urinario (ITU), endometritis (END), Infección del sitio quirúrgico (ISQ) [28].

Todo esto se puede corroborar con los estudios presentados en los hospitales Hospital Regional Docente Clínico Quirúrgico Daniel Alcides Carrión Huancayo y Hospital Militar “Dr. Carlos Arvelo” donde en el primero se establece que estas infecciones quirúrgicas se encuentran en el tercer lugar de las infecciones hospitalarias a nivel nacional y que son la complicación más común en operaciones abdominales, con una tasa de hasta el 18% [29]. Por lo que la cifra que presenta el segundo estudio confirma este postulado, ya que se presenta que las infecciones del sitio operatorio son el 40.95% de las IAAS entre el 2011 al 2015 en el hospital militar “Dr. Carlos Arvelo” [30].

2.1.2 Infecciones del sitio quirúrgico relacionadas con las suturas

Las suturas son un factor que contribuye a la infección, debido a que puede crear un entorno en el que un número reducido de bacterias proliferan mientras están secuestradas en las defensas del huésped. Por lo cual, varias bacterias pueden contaminar no solo el tejido de la herida quirúrgica, sino también el propio material de la sutura, lo que hace que los mecanismos locales de descontaminación de la herida se vuelven ineficaces [3,31]. Debido a esto se realizaron estudios para determinar la adherencia de las bacterias a diversas suturas de distintos materiales, los cuales dieron como resultado que cualquier producto de sutura de composición natural o sintética y de construcción mono o multifilamento es susceptible a la adhesión y colonización bacteriana [32,33]. Finalmente, una solución para este problema fue la creación de suturas impregnadas con antiséptico como una estrategia para prevenir la ISQ siendo la primera sutura antimicrobiana comercial, la sutura Polyglactin 910 recubierta con triclosán, Vicryl Plus, la cual fue aprobada para uso clínico por la Administración de Medicamentos y Alimentos de los EE. UU. (FDA) desde 2002 [34].

2.2 Sutura

Las suturas son los implantes quirúrgicos que se utilizan para mantener unidos los tejidos y lograr el cierre de heridas [35]. Por lo que deben tener características favorables como poseer la mayor resistencia a la tracción, buenas propiedades de manejo y nudos seguros [36].

2.2.1 Clasificación de las suturas

- Según reabsorbilidad: Tenemos hilos reabsorbibles e hilos no reabsorbibles, de los cuales el primero generalmente se fabrica a partir de colágeno de

mamíferos, que en última instancia es digerido por enzimas corporales, o de polímeros sintéticos que se someten a hidrólisis. Y el segundo debido a que no es degradable los fibroblastos encapsulan la sutura mediante la formación de una cápsula fibrosa [36].

- Según origen: Se clasifican tanto en naturales, orgánicas, sintéticas o artificiales. En la Figura 4, se puede apreciar un mapa conceptual de los tipos de suturas y sus ejemplos con respecto a su origen.

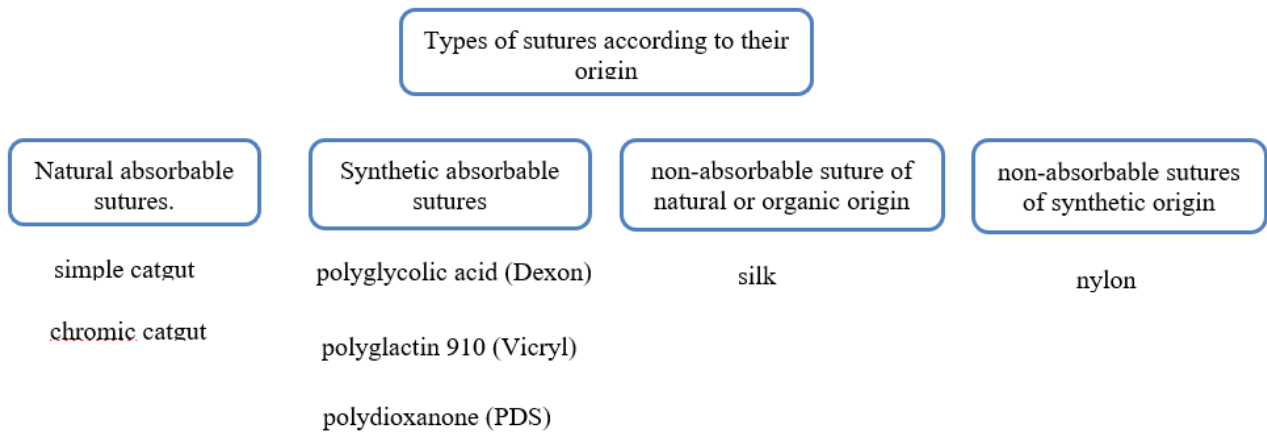


Figura 4. Clasificación de las suturas según su origen.

- Según el número de filamentos:
Pueden ser monofilamento y multifilamento.
 - a. Los monofilamentos: Son aquellas que tienen solo un hilo, poseen menor resistencia al paso del tejido, son menos adaptativos a los organismos y se ajustan más fácilmente [36].
 - b. Los multifilamentos: Son aquellos formados por varios hilos, también conocidos como hilos trenzados. Ofrecen mayor resistencia a la tracción, flexibilidad y maleabilidad. Estos hilos han disminuido el potencial de infección, lo que la hace la mejor opción para cirugías intestinales [36].
- Según su tamaño: Los tamaños de las suturas se indican comúnmente utilizando el sistema USP (United States Pharmacopeia). Este sistema se centra en la sutura "0". Los tamaños de las suturas aumentan del tamaño USP 0 ("cero") al tamaño 1, comúnmente llamado "número 1", al tamaño USP 2 ("número 2") y hacia arriba. En la Tabla 1, se muestran los diferentes tamaños

de suturas sintéticas según su denominación USP, el calibre métrico y el diámetro [36].

Tabla 1. Tamaño de las suturas sintéticas según su denominación USP, el calibre métrico y el diámetro [36].

USP size	Reference	Metric gauge	Diameter (mm)
3	Three (3)	6	0.600-0.699
2	Two (2)	5	0.500-0.599
1	One (1)	4	0.400-0.499
0	Zero (0)	3.5	0.350-0.399
2-0	Two zero (00)	3	0.300-0.339
3-0	Three zero (000)	2	0.200-0.249
4-0	Four zero (0000)	1.5	0.150-0.199
5-0	Five zero (00000)	1	0.100-0.149
6-0	Six zero (000000)	0.7	0.070-0.099
7-0	Seven zero (0000000)	0.5	0.050-0.069
8-0	Eight zero (00000000)	0.4	0.040-0.049
9-0	Nine zero (000000000)	0.3	0.030-0.039

2.2.2 Suturas usadas a nivel nacional

Las dos principales empresas exportadoras de suturas quirúrgicas son UNILENE S.A.C. y TAGUMEDICA S.A., entre estas dos compañías, se maneja más del 95% de las exportaciones peruanas [38]. Estas ofrecen las siguientes suturas, que se pueden apreciar en la Figura 5:



Figura 5. Tipos de suturas según su material en el mercado.

Por otra parte, con respecto a las suturas antimicrobianas, una fábrica que las produce es la empresa Ethicon. Inc, la cual ofrece los siguientes productos que se encuentran en la Figura 5 [38].

- Vicryl Plus (poliglactina 910 con triclosan)
- Monocryl Plus (Poliglecaptoprona 25 con Triclosán)
- PDS Plus (Polidioxanona con Triclosán)

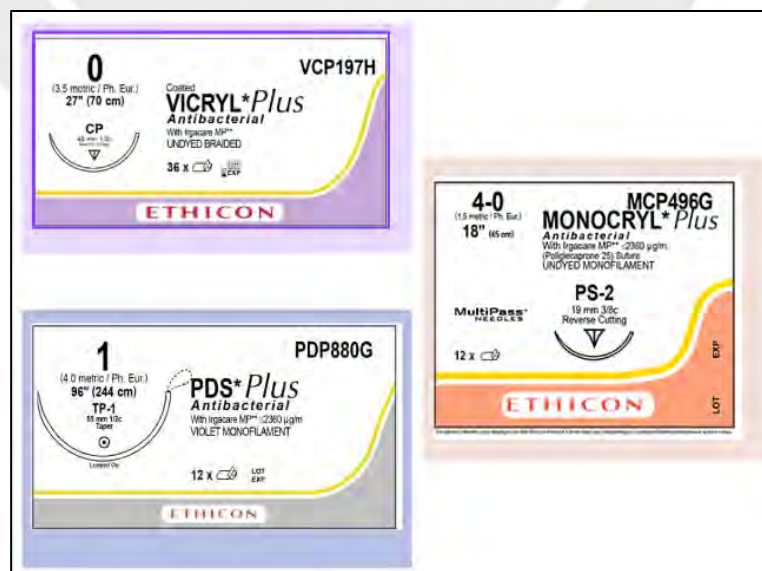


Figura 6. Tipos de suturas antibacterianas según su material en el mercado.

En la Tabla 2, se presenta la composición de las suturas antimicrobianas de la Figura 6.

Tabla 2. Tipos de suturas antibacterianas con su composición.

Sutura	Composición del material
Vicryl Plus	Es una sutura antibacteriana quirúrgica estéril absorbible sintética compuesta de un copolímero hecho de 90% de glicolida y 10% de L-lactida[39].
Monocryl Plus	Es una sutura antibacteriana quirúrgica absorbible sintética de monofilamento preparada a partir de un copolímero de glicolida y épsilon-caprolactona [40].
PDS Plus	Es una sutura antibacteriana absorbible preparada a partir del poliéster, poli(p-dioxanona) [41].

Así mismo, de todas estas suturas las que se utilizan comercialmente por el ministerio de salud y algunos hospitales a nivel nacional, se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3. Suturas usadas a nivel nacional.

CENTROS DE SALUD	TIPOS DE SUTURAS
INSTITUTO NACIONAL DE SALUD DEL NIÑO-SAN BORJA [42]	<ul style="list-style-type: none"> • Sutura de polipropileno azul monofilamento. • Sutura nailon negro monofilamento. • Sutura catgut crómico. • Sutura nailon negro monofilamento. • Sutura de acero inoxidable monofilamento.
HOSPITAL DE EMERGENCIAS "JOSÉ CASIMIRO ULLOA" [43]	<ul style="list-style-type: none"> • Sutura seda negra. • Sutura nylon azul monofilamento. • Sutura catgut crómico.
MINSA Resolución Ministerial: N.º 931-2016-MINSA [44].	<ul style="list-style-type: none"> • Sutura Ácido Poliglicólico. • Sutura de Polipropileno.

2.3 Sutura de polipropileno

La sutura de polipropileno es de tipo monofilamento no absorbible, la cual está formada por la polimerización catalítica del propileno. Este polímero confiere a la sutura una resistencia a la tracción, además de una superficie lisa y elevada fuerza tensil. Por lo cual, es muy utilizada en cirugía general, así como en procedimientos de cirugía vascular y cardíaca [45].

2.3.1 Espectro de Raman de sutura de polipropileno

En la Figura 7, se observa el espectro de Raman de la sutura de polipropileno con sus respectivos picos representativos [46].

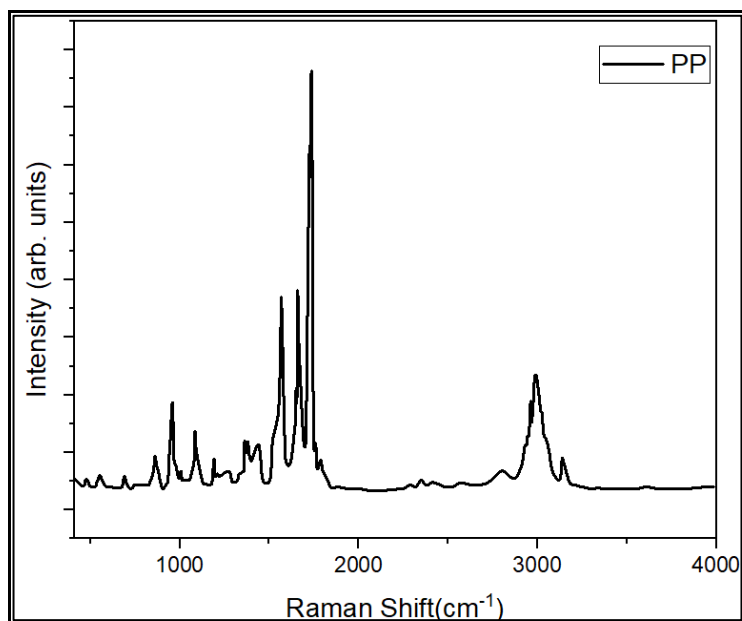


Figura 7. Espectro Raman de la sutura de polipropileno [46].

El espectro de la sutura de polipropileno (línea negra) revela la presencia de dos bandas ubicadas en $2770-2830\text{ cm}^{-1}$ y $1405-1455\text{ cm}^{-1}$, que se puede atribuir a los modos de vibración $-\text{CH}_2$ [46]. También, en las Figura 8 y Figura 9, se presentan las gráficas obtenidas de las muestras de los hilos de sutura de las marcas SUTUMED y TAGUM sin tratar.

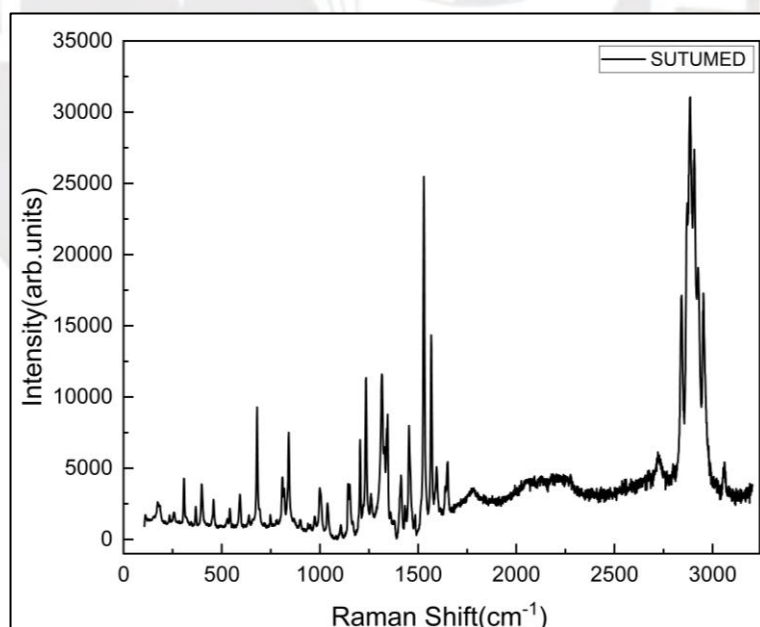


Figura 8. Espectro Raman de la sutura de polipropileno SUTUMED.

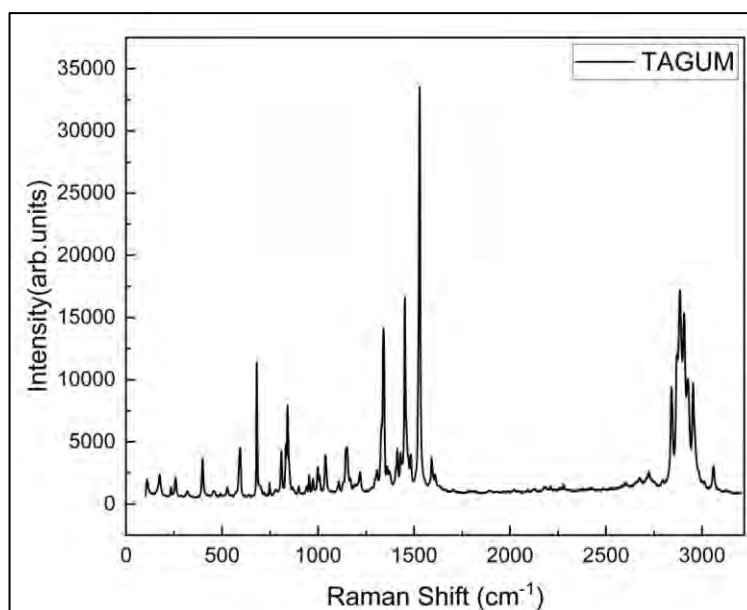


Figura 9. Espectro Raman de la sutura de polipropileno TAGUM.

2.4 Suturas antibacterianas

Son aquellas suturas que se recubren o se tratan con agentes antibacterianos para promover la curación y prevenir la infección posquirúrgica. Dentro de estos recubrimientos tenemos sustancias antibacterianas como el triclosán o clorhexidina.

Con respecto a los materiales de las suturas antibacterianas estos son absorbibles como poliglactina 910, poliglecaprona 25, polidioxanona [47]. En la Figura 10, se presentan algunos ejemplos de suturas recubiertas comerciales.

Types	Antimicrobial coating	Suture structure	Ref.
Polyglactin 910 suture	Triclosan	Braided multifilament	[9]
Poliglecaprone suture	Triclosan	Monofilament	[99]
Poliglecaprone 25 suture	Triclosan	Monofilament	[100]
Poliglecaprone suture	Chlorhexidine diacetate	Monofilament	[101]
Poly(glycolide-co-caprolactone) suture	Chlorhexidine diacetate	Monofilament	[101]
Polyglycolic acid suture	Chlorhexidine diacetate	Braided multifilament	[42]

Figura 10. Tipo de suturas recubiertas comerciales [48].

2.4.1 Beneficios del uso de suturas antimicrobianas

Existen distintos beneficiarios con el uso de las suturas antimicrobianas siendo estos:

- **Beneficio por parte del Hospital:** Cuando se utiliza para cirugías con un mayor riesgo de infección, por ejemplo, las suturas recubiertas de triclosán previnieron un mayor número de ISQ y, en consecuencia, se evitan los costos relacionados con las ISQ y posibles reintervenciones quirúrgicas [49].

- **Beneficio por parte del usuario o un tercero:** Los terceros pagadores (el paciente o familiares) ahorraron costos hospitalarios provenientes de las ISQ como la atención médica, la estancia prolongada, entre otros. Estos ahorros dependen de la eficacia de las suturas, siendo un ahorro de \$4,133 por un 5% de eficacia hasta un ahorro de \$14,297 por el 50% de eficacia [49]. Por otra parte, también se reduce el riesgo de contraer una infección del sitio quirúrgico [50].

2.5 Métodos para la obtención de suturas antimicrobianas

Este apartado se presentaron los métodos para la obtención de suturas antimicrobianas mediante plasma y recubrimiento por quitosano.

2.5.1 Modificación superficial de suturas mediante plasma

Para la obtención de suturas antimicrobianas algunos estudios utilizaron plasma, debido a que es un compuesto de gas ionizado con especies reactivas de oxígeno y nitrógenos, radicales libres y neutros, que ha demostrado su eficacia para la prevención de infecciones del sitio quirúrgico, debido a las nuevas interacciones que crea en la superficie de la sutura lo que permite la introducción de un grupo funcional, lo que facilita la inmovilización de un agente bioactivo, medicamento o nanogel para mejorar la respuesta antimicrobiana de la sutura [51]. Un ejemplo de esto se puede ver en la Figura 11, donde se puede ver un esquema de una modificación superficial de una sutura PET con plasma de dióxido de carbono con nanopartículas y Alovera [19]. En la Tabla 4, se presentan algunos estudios donde se utilizó plasma para la modificación superficial de las suturas.

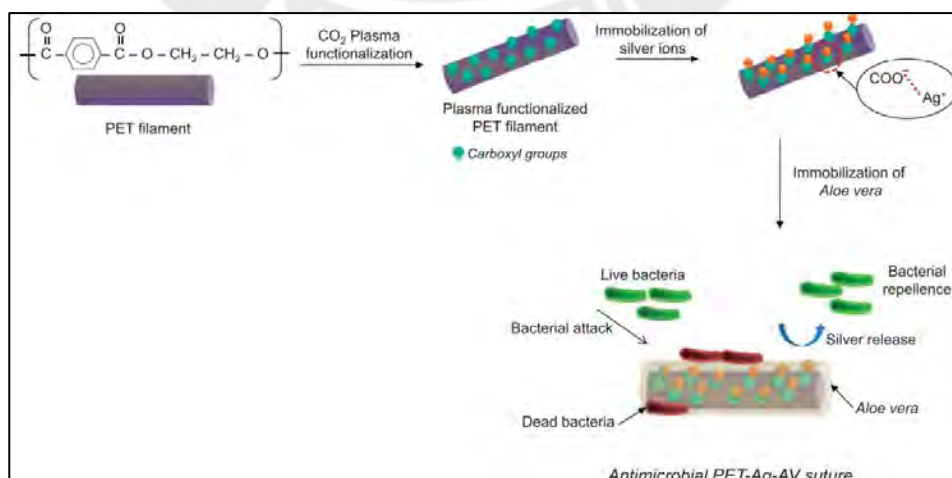


Figura 11. Esquema de la modificación superficial de las suturas PET mediante plasma de dióxido de carbono [19].

Tabla 4. Estudios sobre suturas antimicrobianas mediante modificación superficial por plasma.

	TIPO DE SUTURA	TIPO DE PLASMA	METODOLOGÍA	CONCLUSIÓN
[52]	Suturas de monofilamentos no absorbibles de polipropileno (PP) y tereftalato de etileno (PET). Sutura de monofilamento absorbible de polidioxanona (PDO).	Plasma de oxígeno.	El tratamiento con plasma se realizó a una presión de oxígeno de 0,1 mbar y una potencia de 80 W con distintos tiempos entre el rango de 0 a 20 minutos.	Se pudo demostrar la fuerte correlación entre la geometría de la nanotopografía de las suturas tratadas con la respuesta bacteriana. Ya que debido al mayor contenido de enlaces C-O en las suturas PP y PET, se produjeron topografías con laminillas más gruesas separadas por huecos largos de 1 a 2 μm de ancho. Las cuales fueron incubados con E. coli, lo que demostró la disminución casi lineal con el tiempo de tratamiento con plasma de la adhesión bacteriana.
[53]	Suturas de vicryl.	Plasma de argón.	El estudio consistió en depositar grupos hidrófilos en la superficie de la sutura mediante un tratamiento con plasma a baja temperatura para disminuir la adhesión bacteriana. La presión se mantuvo en 0,5 torr durante todo el período de descarga luminiscente con una potencia de 10 watts y 5 min.	El tratamiento con plasma provocó caídas significativas en la adhesión bacteriana en la mayoría de las muestras. Además de originar superficies hidrofílicas en las suturas.
[54]	Suturas de polipropileno (PP) injertada con ácido acrílico y recubierta con quitosano.	Plasma de oxígeno.	Las suturas fueron expuestas a plasma de oxígeno a una presión de 10-4 Torr usando un reactor de radiofrecuencia a 13.6 MHz, luego fue injertado el ácido acrílico, para después agregar el medicamento clorhidrato de tetraciclina, para así recubrir con quitosano.	Se produjeron cambios tanto químicos como morfológicos durante el proceso de fabricación de la sutura. Con respecto al análisis antibacteriano se obtuvo una zona de inhibición grande frente a Gram positivas bacterias (S. Aureus) y Gram negativas (E. coli) en las suturas tratadas con medicamento, ya que el número viable de S. aureus disminuyó un 91%. Finalmente, la adhesión del quitosano

				produce la ausencia de inflamación y un depósito de matriz extracelular.
[51]	Suturas contaminadas de poli (ácido glicólico colactico), ácido poliglicólico, polidioxanona y poli (ácido glicólico-co-caprolactona).	Plasmas atmosférico no térmico.	Las suturas se trataron con plasma atmosférico no térmico, mediante una fuente de alimentación a 32kV voltaje pico a pico con una frecuencia de 2.5 kHz y una duración de 10 μ s.	Los resultados demostraron que el tratamiento con plasma atmosférico no térmico erradica las bacterias contaminantes de las suturas sin alterar las propiedades mecánicas de estas. Así mismo se concluye que la hidrofiliidad de las suturas obtenidas, podría ser el mecanismo principal para la prevención de la colonización de bacterias.
[55]	Sutura de poli (tereftalato de etileno) PET.	Plasma de dióxido de carbono.	Las suturas de PET quedaron expuestas a plasma de dióxido de carbono durante 60 s utilizando un reactor de radiofrecuencia de 13.6 MHz con una presión de 105 kPa. Luego las muestras fueron sumergidas en nanogel y clorhexidina.	Se obtuvieron suturas con una excelente actividad antimicrobiana para Escherichia coli y Staphylococcus aureus. Además, que debido al nanogel se produjo un efecto antiinflamatorio en la curación de la herida tratada.
[19]	Sutura de poli (tereftalato de etileno) PET.	Plasma de dióxido de carbono.	Las suturas de PET quedaron expuestas a plasma de dióxido de carbono en forma de zigzag a distintos tiempos desde exposición (0 -180 s) a una presión de 100 m Torr y una potencia de descarga de 40W. Después se inmovilizaron agentes bioactivos de plata con aloe vera en las muestras.	Se produjeron grupos carboxilo en la superficie de las suturas PET por el plasma, estos se unen al agente bioactivo lo que produce la respuesta antimicrobiana. Por lo que se obtuvieron suturas con buenas propiedades bacteriostáticas contra Escherichia coli y Staphylococcus aureus.

En la Figura 12, se presenta un esquema de uno de los estudios presentados en la Tabla 4, donde se puede apreciar el proceso de la modificación superficial de suturas de polipropileno mediante un tipo plasma en este caso de oxígeno y los enlaces formados a nivel de la superficie después de la modificación superficial.

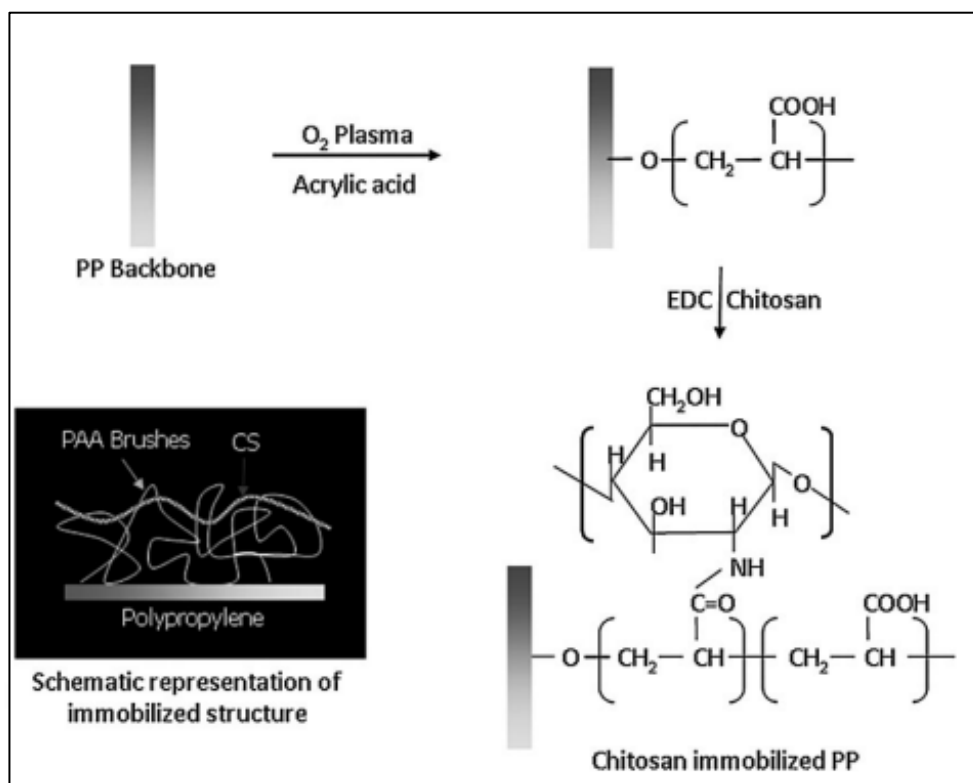


Figura 12. Representación esquemática del proceso de modificación superficial mediante plasma e inmovilización quitosano en suturas de polipropileno con injerto de ácido acrílico [54].

2.5.1.1 Modificación superficial mediante plasma de descarga luminiscente de CC

La descarga luminiscente de corriente continua (CC) es una técnica fundamental en la generación de plasmas de baja temperatura. En esta configuración, un cátodo negativo y un ánodo positivo están separados por un espacio lleno de gas, típicamente contenido en un cilindro de vidrio. Al aplicar una tensión entre los electrodos, se inicia y mantiene la descarga. La corriente de descarga varía desde microamperios (μA) hasta miliamperios (mA), operando a presiones de entre 0.5 y 300 Pa [109].

El plasma generado exhibe una estructura distintiva con varias regiones claramente definidas. Así mismo la emisión de electrones secundarios desde el cátodo es crucial para mantener la descarga. Estos electrones son acelerados hacia el ánodo, ionizando átomos de gas en su camino, lo que genera más iones que a su vez bombardean el

cátodo, perpetuando el ciclo. Este mecanismo hace que la descarga luminiscente de CC sea autosostenida una vez que se ha iniciado [109].

2.5.2 Tipos de recubrimiento para la obtención de suturas antibacterianas

Para la obtención de las suturas antibacterianas, se han recubierto estas con una variedad de compuestos antibacterianos, antisépticos, productos naturales, antibióticos y nanopartículas, mediante distintas técnicas como: recubrimiento por ensamblaje capa por capa, recubrimiento por pulverización, reticulación y recubrimiento por inmersión (Dip coating), de las cuales esta última es la más utilizada por ejemplo, se sumerge la sutura en una solución que contiene el agente antibacteriano y el agente de recubrimiento polimérico como: ácido poli(láctico-co-glicólico), acetato de polivinilo o ácido poli-L-láctico, durante un período de tiempo para así poder implementar la propiedad antimicrobiana en las suturas. Así mismo con respecto a la evaluación del efecto antibacteriano se utilizan ensayos de zona de inhibición contra bacterias Gram positivas y Gram negativas, en los cuales se confirma la actividad antimicrobiana alrededor de la sutura en placas de agar recubiertas con los organismos ya mencionados. Si aparece una zona clara que rodea la sutura en la placa de agar esto indica la inhibición del crecimiento antibacteriano [58].

En la Figura 13, se presenta los distintos tipos de recubrimiento para la obtención de suturas antimicrobianas.

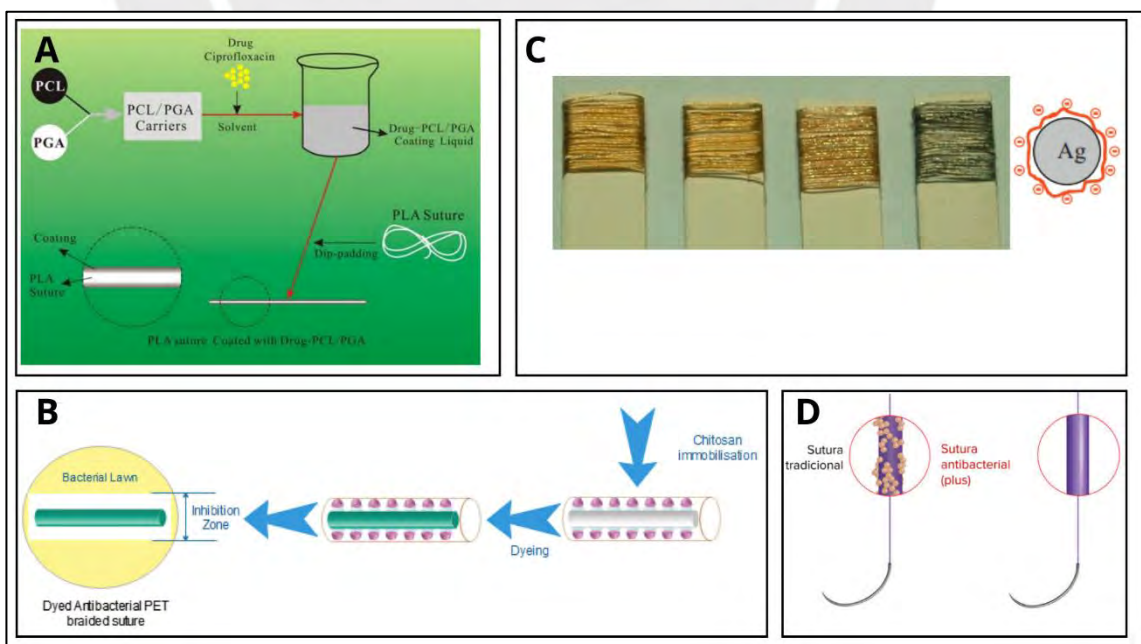


Figura 13. Tipos de recubrimiento para la obtención de suturas antimicrobianas: (A) Antibiótico, (B) Productos naturales, (C) Nanopartículas y (D) Antisépticos [59,1,60 y 61].

2.5.2.1 Técnicas de recubrimiento

a) Dip coating

El recubrimiento por inmersión es un método simple, de bajo costo y reproducible, el cual consiste en sumergir un sustrato en un líquido de manera controlada, para poder crear un recubrimiento superficial con características específicas, por lo que se retira verticalmente el sustrato del depósito de la solución a una velocidad constante. Después se produce el secado a temperatura ambiente, donde los disolventes volátiles se eliminan y se producen posibles reacciones químicas, que da como resultado la fina película en la superficie [62,63]. En la Tabla 5, se presentan estudios donde se recubrió las suturas mediante la técnica de Dip coating, con el fin de hacerlas antimicrobianas.

Tabla 5. Estudios sobre suturas antimicrobianas mediante recubrimiento por la técnica Dip coating.

	TIPO DE SUTURA	MATERIAL DEPOSITADO	METODOLOGIA	CONCLUSION
[64]	Sutura de seda trenzada.	Quitosano	Se aplicó quitosano a las suturas en tres diferentes concentraciones 1%, 2% y 3% (W/V) donde fue preparado con 2% (V/V) de ácido acético agitado durante 1h a 60°C. Para después lavar las suturas con NaOH a 0.1 M y con agua desionizada. Finalmente se curó las suturas a 100°C durante 10 min.	La microscopía reveló la deposición uniforme de quitosano en la superficie de la sutura. La sutura con mayor concentración de quitosano exhibe una excelente actividad antimicrobiana contra <i>Escherichia coli</i> y <i>Staphylococcus</i> .
[65]	Suturas negras trenzadas de seda.	Gel de aloe vera y Alcohol polivinílico	Primero se desarrolló el recubrimiento de las suturas, para el cual se disolvió 1g de PVA en 40 ml de Dimetil Formamida, al cual se le añadió diferentes cantidades de gel de aloe (5%, 10%, 15% y 20%). Luego se agita constantemente para verterse en placas Petri la mezcla, para finalmente colocar las placas en un horno a 37°C durante 20 h. Después de inmersa las suturas por 1h, para dejarlas secar por 24 h a temperatura ambiente.	Las imágenes SEM mostraron los agregados de Aloe vera en las superficies de las suturas, ya que contribuyeron rugosidad a estas. Las suturas demostraron actividad antimicrobiana debido a la liberación de Aloe vera, contra <i>E. coli</i> , <i>P.aeruginosa</i> y <i>Aspergillus flavus</i> .

En la Figura 4, se presenta el proceso de recubrimiento de quitosano sobre el material polipropileno mediante Dip coating.

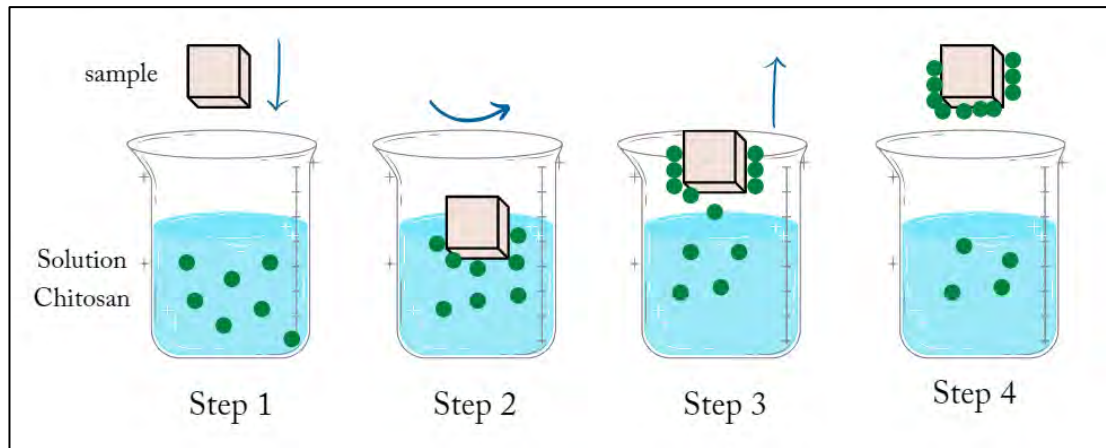


Figura 14. Proceso de recubrimiento de quitosano sobre el polipropileno mediante Dip coating.

b) Spin coating

El recubrimiento por rotación es un método simple para cambiar la modificación de la superficie y mejorar las propiedades de la superficie del material, ya que permite la creación de una película sobre la superficie del sustrato, con esta técnica se recubren varias capas finas sobre este, para las cuales se comienza primero con la disolución del material que se va a depositar en un disolvente, luego se aplica de forma directa sobre la superficie la mezcla mediante el sustrato gira a alta velocidad. El espesor de la película creada está determinado por la velocidad de giro, la tensión superficial y la viscosidad de la solución. Finalmente, el disolvente se elimina por el centrifugado y el secado mediante el uso de un horno o estufa [66,67]. En la Figura 15, se puede apreciar el proceso de recubrimiento de esta técnica.

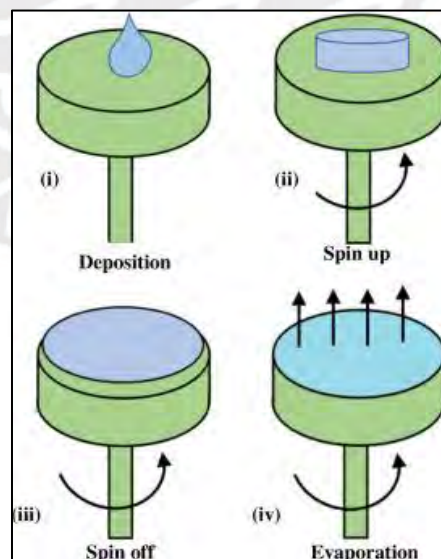


Figura 15. Proceso de recubrimiento mediante la técnica Spin coating [68].

Actualmente no se encontraron estudios donde se utilizó esta técnica para recubrir suturas con fines antibacterianos.

2.6 Recubrimiento de suturas mediante quitosano

El quitosano es un agente antimicrobiano natural que es biodegradable, biocompatible y de baja toxicidad, por lo que altera la morfología y la división celular de los ácidos teicoicos bacterianos al unirse a ellos. Por tal motivo, es utilizado como recubrimiento natural sobre suturas quirúrgicas con el de poder obtener una buena actividad antimicrobiana y prevenir la adherencia bacteriana [58].

En las Figura 16 y Figura 17, se presentan la estructura química del quitosano y su espectro de Raman.

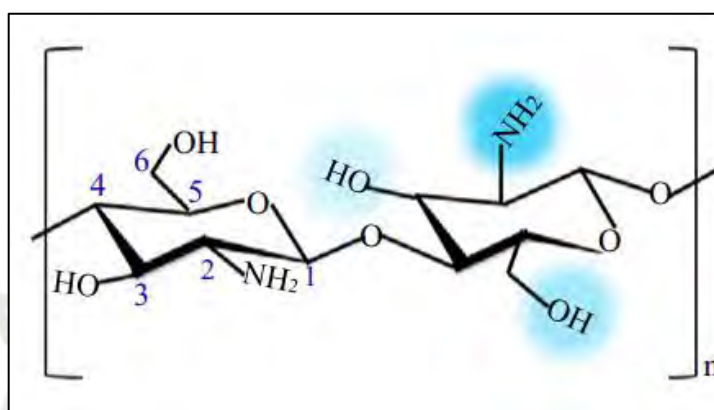


Figura 16. Estructura química del quitosano [69].

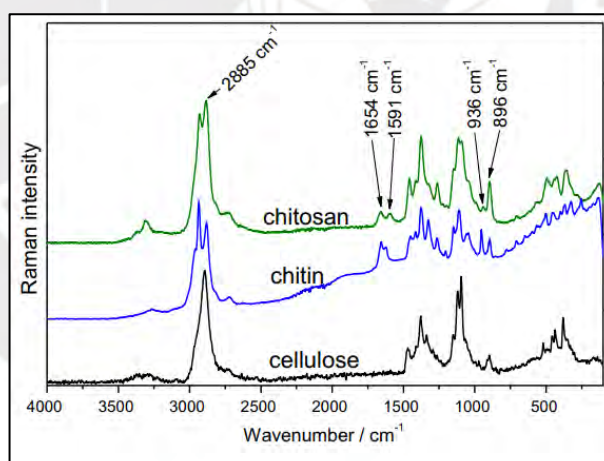


Figura 17. Espectro de Raman del quitosano [70].

El espectro de Raman del quitosano revela la presencia de bandas características en 965 cm⁻¹ (C-N), 1050-1200 cm⁻¹ (C-C), 1290-1350 cm⁻¹ (C-N-H) y 1430 cm⁻¹ (amida-III) [71]. Con respecto a la caracterización superficial del quitosano sobre suturas se han obtenido imágenes mediante microscopio electrónico de barrido las cuales se presentan en la Figura 18.

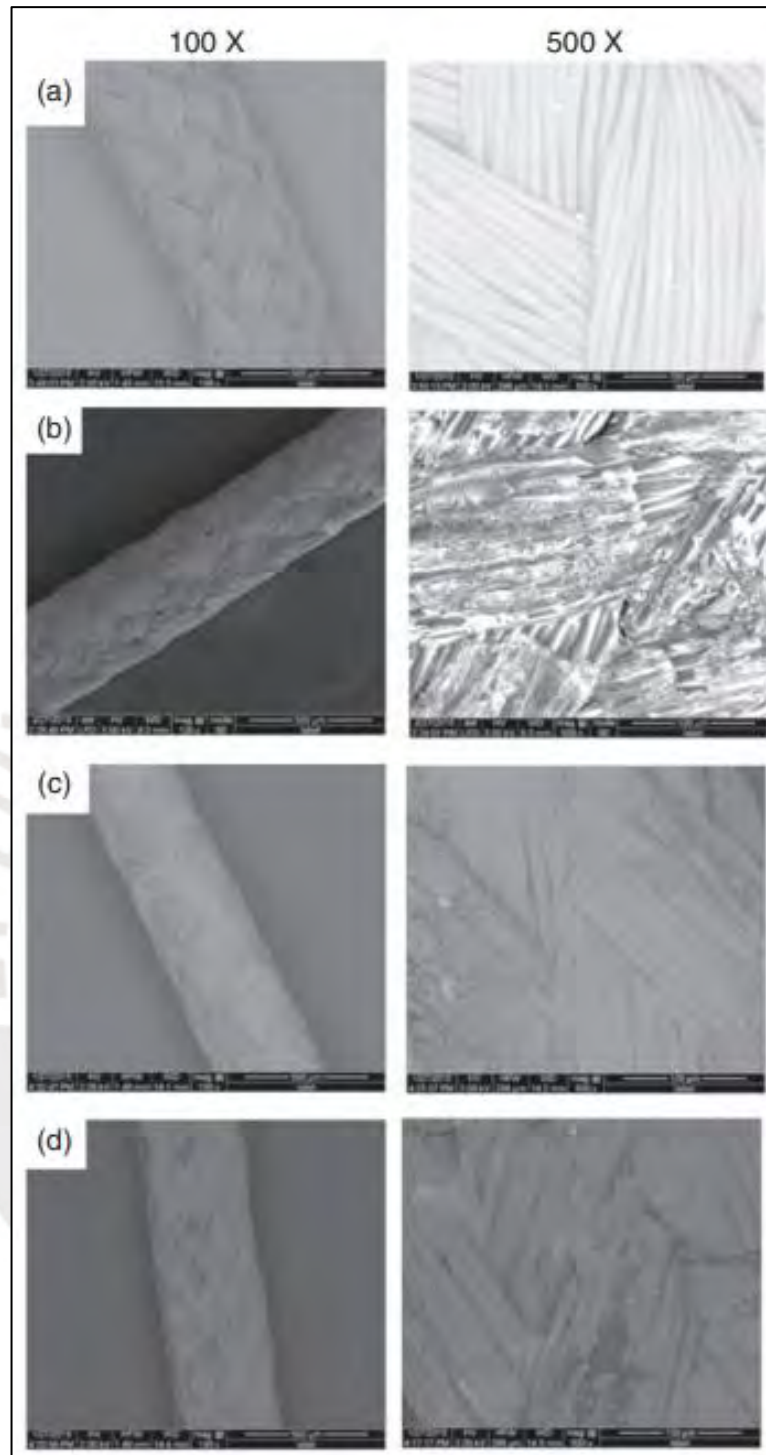


Figura 18. Imágenes SEM de suturas: (a) sutura no recubierta, (b) sutura recubierta por tres capas de solución de 1% de quitosano, (c) sutura recubierta por dos capas de solución de quitosano al 2% y (d) sutura recubierta por una capa de solución de quitosano al 3% [72].

En la Figura 18, se puede apreciar que la sutura sin recubrir es uniforme y suave y que la sutura recubierta presenta entidades dispersas en la superficie además de ser más áspera mientras aumenta la concentración de quitosano [72]. Con esto último se puede apreciar que la presencia del quitosano sobre las suturas puede variar, según su concentración como se demuestra en las imágenes SEM obtenidas en el estudio “Development and characterization of antibacterial braided polyamide suture coated with chitosan-citric acid biopolymer, por lo que para poder presentar una metodología de su preparación se analizaron distintos estudios, que se presentan en la Tabla 6, los cuales tienen distintas metodologías de obtención de la solución de quitosano, para recubrir suturas quirúrgicas y sus resultados con respecto a la reducción de infecciones en el sitio quirúrgico y la disminución de la adherencia bacteriana.

Tabla 6. Estudios sobre suturas antimicrobianas con recubrimiento de quitosano.

	METODOLOGÍA	PREPARACIÓN DEL QUITOSANO	CONCLUSIÓN
[73]	Se utilizaron quitosano hidrolizado, cúrcuma en polvo y aceite de clavo en diferentes proporciones para formular un recubrimiento antimicrobiano para los hilos de tereftalato de polietileno (PET) y poliamida (Nylon 6).	El quitosano hidrolizado se preparó disolviendo polvo de quitosano seco (15,0 g/l) en una solución de ácido acético al 1 % en agua desmineralizada. La solución se agitó durante 2 horas hasta que se obtuvo una solución viscosa transparente.	Los resultados indican que la aplicación de recubrimientos naturales sobre suturas no absorbibles puede ser útil para reducir las incisiones y las infecciones en el sitio de la herida.
[74]	Para lograr una mejor eficacia terapéutica, el triclosán se formuló en geles de quitosano. Y se evaluó su efecto antibacteriano contra la <i>Staphylococcus aureus</i> .	Se prepararon tres formulaciones diferentes de gel de quitosano. Se disolvió quitosano al 1% (p/v) en una solución de ácido acético al 1% (v/v) hasta que se formó un gel transparente obtenido después de agitar durante la noche. Luego, se dispersó triclosán al 1% (p/v) en este gel.	Este estudio reveló que los injertos recubiertos con triclosán-quitosano fueron eficaces contra la reducción de la adherencia bacteriana a los injertos de polipropileno y una mayor infección del injerto.
[75]	Se realizó la comparación del quitosano extraído de los caparazones del cangrejo y el quitosano comercial para su aplicación en suturas en contra de la <i>Staphylococcus epidermidis</i> y <i>Candida albicans</i> .	Tanto para EC como para CC, se preparó 1 mg/ml de solución madre disolviéndose en ácido acético al 1% (v/v).	Los resultados mostraron que el quitosano de caparazones de cangrejo podría usarse como una alternativa para combatir las biopelículas resistentes a los medicamentos que son la causa principal de las ISQ.

CAPÍTULO 3

En el presente capítulo se plantea la metodología para el desarrollo de las suturas antimicrobianas de las marcas SUTUMED y TAGUM. La cual está dividida en dos partes, la primera la modificación superficial de las suturas mediante plasma de argón y la segunda que es el recubrimiento de estos hilos quirúrgicos mediante quitosano por medio de dos técnicas: Spin coating y Dip coating. Además, se presentarán los ensayos de caracterización de las muestras con espectroscopía de Raman, espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) y microscopía electrónica de barrido, para su comparación e interpretación. Finalmente, se estudian los distintos ensayos antibacterianos desarrollados sobre suturas y la normativa respectiva, para poder elegir el más óptimo.

METODOLOGIA

Se presenta la metodología que permitirá el desarrollo y la obtención de suturas antimicrobianas, a continuación:

3.1 Modificación superficial de las suturas con plasma de argón

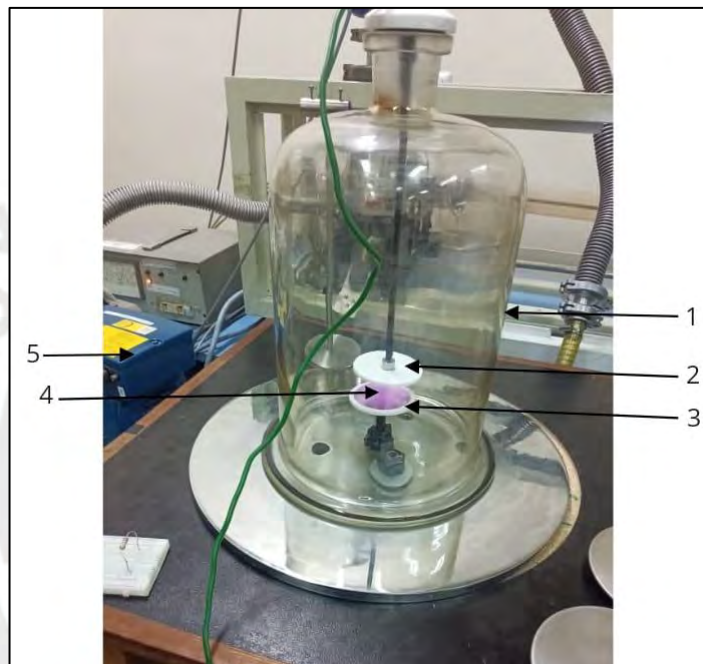
En esta etapa se modificaron los parámetros de presión, tiempo y potencia basados en experiencia previa de tratamientos superficiales sobre polímeros y de estudios relacionados con suturas [54,79]. En la Tabla 7. Se muestran los valores de referencia de los parámetros de estos estudios realizados en suturas de polipropileno (PP), estos valores se tomarán en cuenta para poder realizar la modificación superficial, las cual se describe a continuación en los siguientes incisos.

Tabla 7. Parámetros obtenidos de estudios realizados sobre suturas de polipropileno modificadas superficialmente con plasma.

ESTUDIO	MATERIAL	PARÁMETROS
[54]	PP	Presión: 10^{-4} Torr Reactor de radiofrecuencia a 13.6 MHz Tipo de Gas: Oxígeno
[79]	PP	Tiempo: 60 s. Potencia: 60 W Presión: 10^{-5} Torr Reactor de radiofrecuencia a 13.6 MHz Tipo de gas: Oxígeno

3.1.1 Preparación de la muestra

Para empezar el proceso de modificación superficial de ambos materiales de sutura (TAGUM y SUTUMED) estos serán cortados en longitudes de 2 cm en condiciones asépticas, para así poder ser colocados en el portamuestra circular que será ubicada al interior de la cámara del equipo de plasma de descarga luminiscente de corriente continua. En la Figura 19, se presenta las partes del equipo y la ubicación de las suturas en el portamuestra dentro de la cámara.



(1) Campana de vacío; (2) Cátodo; (3) Ánodo; (4) Suturas sobre la porta muestra y (5) Bomba de vacío.
Figura 19. Equipo de plasma de descarga luminiscente de Corriente continua y sus partes.

Luego, para iniciar el proceso de modificación con el equipo se seguirán los siguientes pasos:

a. Generación del vacío

Una vez introducidas las muestras, se ajustó la campana a la base, para poder empezar a generar el vacío mediante una bomba mecánica. Después de un tiempo se encenderá la bomba turbo molecular para que la presión llegue a 1×10^{-5} mbar, que es la presión base con la que se empezará el proceso, este valor fue tomado del estudio “Plasma induced graft polymerization of acrylic acid onto polypropylene monofilament. Journal of Applied Polymer Science” [79].

b. Generación del plasma

Después, para la generación del plasma se alcanzó la presión 1×10^{-2} mbar que es la presión de trabajo, luego se llenó la campana de vacío con el gas de argón a un flujo constante para así cuando se aplique una corriente continua de una fuente de alimentación de corriente continua (CC) entre los dos electrodos paralelos del sistema a un gas de baja presión se generará el plasma [81]. Así mismo, el proceso de modificación se realizó con distintos rangos de potencia (5 W y 13 W) y tiempos de descarga (10 min, 20 min y 30 min), ya que se desea analizar el efecto de variación de estos parámetros en la modificación superficial de las suturas, estos rangos fueron planteados a partir de estudios previos y ensayos propios sobre polímeros [54,79]. Finalmente, una vez terminado el proceso se apaga la fuente, se cierra el gas de argón. Luego se apaga la bomba turbo molecular y la bomba mecánica, para así introducir nitrógeno y poder retirar las muestras. Se muestra en la Tabla 8, los parámetros que se utilizaran en el proceso de modificación con plasma, los cuales fueron obtenidos de los estudios [54,79,81].

Tabla 8. Parámetros de la modificación superficial de las suturas TAGUM y SUTUMED [54,79].

Parámetros	
Presión de trabajo	1.00×10^{-2} mbar
Presión base	1.00×10^{-5} mbar
Potencia	5 W y 13W
Tiempo	10 min, 20 min y 30 min
Hilo de sutura	TAGUM y SUTUMED

3.2 Recubrimiento con quitosano mediante las técnicas Spin coating y Dip coating

En esta etapa seguirá un proceso similar del estudio [54,80], por lo que se tendrá cinco etapas que son:

- Sumergido inicial
- Secado
- Tratamiento alcalino con Hidróxido de Sodio
- Lavado con agua ultrapura
- Curado

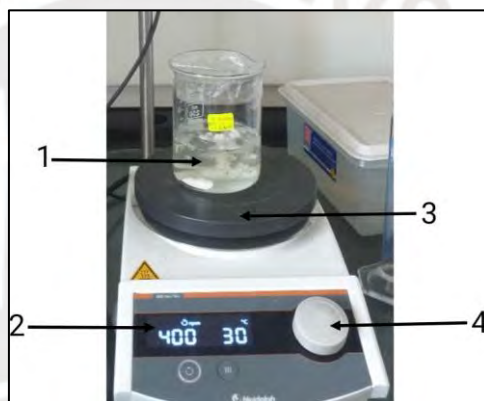
Esta metodología se aplicó en ambas suturas de las marcas Tagum y Sutumed. La cual se presenta en la Figura 1, la metodología del recubrimiento de las suturas con quitosano.

3.2. Proceso del recubrimiento con quitosano de los hilos de sutura

Las muestras modificadas superficialmente fueron recubiertas con quitosano a una concentración de 1% (w/v), el cual será disuelto en ácido acético al 1% (v/v) [78]. La preparación de esta solución se presenta a continuación con sus parámetros.

a. Generación de la solución de quitosano

Se preparo la solución agitando la dispersión durante 3 horas a 30°C en agitación constante a 400 RPM [54,80,78]. En la Figura 20, se presenta la generación de la solución de quitosano.



(1) Solución; (2) Regulador de temperatura; (3) Placa metálica; (4) Regulador de rotación.
Figura 20. Esquema del agitador magnético para la elaboración de la solución de quitosano.

b. Recubrimiento de las suturas modificadas

Después se tomaron los hilos y se recubrieron con la solución, para empezar con la primera capa de recubrimiento que puede fabricarse mediante sumergimiento de la muestra o por recubrimiento rotacional, en la cual se aplica la solución cuando la muestra gira a una velocidad constante, esta última técnica (Spin coating) sus parámetros, fueron elegidos mediante distintos ensayos, ya que no hay estudios de su aplicación en la obtención de suturas antimicrobianas a diferencia de la primera técnica (Dip coating). Luego, se secaron las suturas en una estufa a una temperatura de 50°C, para así después poder lavar los hilos quirúrgicos con hidróxido de sodio a 0.1M y con agua ultrapura, para poder quitar los restos del ácido acético [1,54,80]. Con los hilos lavados, estos son secados en una estufa, para así ser colocados en una placa

Petri, para poder ser recubiertos con quitosano mediante el uso de un gotero de forma más precisa. Finalmente, se curaron las muestras a una temperatura de 50° C. Este proceso se repitió de la misma forma para la creación de las demás capas de recubrimiento faltantes. En la Tabla 9, se presentan los parámetros del proceso de recubrimiento con quitosano obtenido de los estudios [1,54,78,80].

Tabla 9. Parámetros de recubrimiento con quitosano [54,78,80].

Parámetros	
Concentración de quitosano	1% (w/v)
Ácido acético (disolvente)	1% v/v
Hidróxido de sodio (NaOH)	0.1 M
Tiempo de sumergido	(30 min,1 h y 2 h)
Tiempo de secado	(30 min,1 h y 2 h)
Tiempo de curado	10 y 20 min
Velocidad de giro	(250 – 1500) RPM
Tiempo de giro	(5 s,10 s y 30 s)

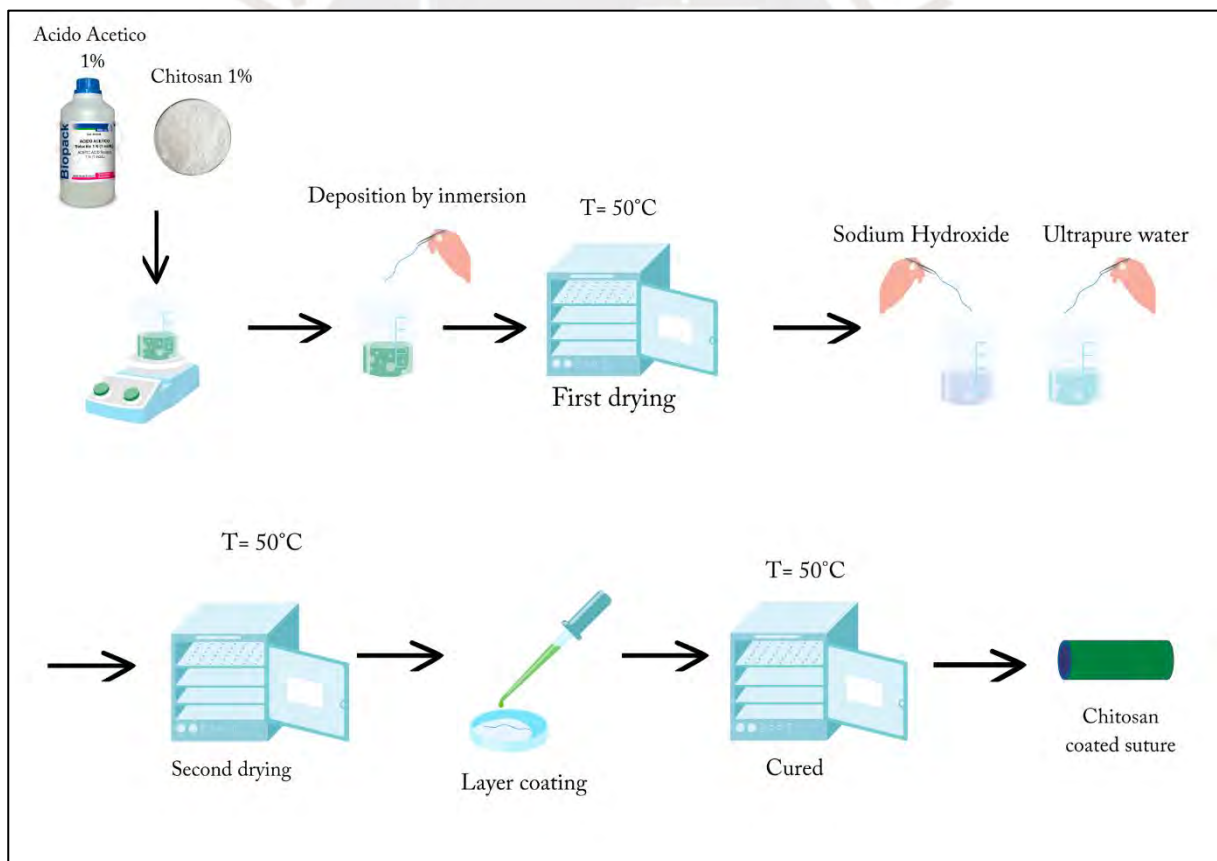


Figura 21. Metodología del recubrimiento de las suturas con quitosano de la técnica Dip coating.

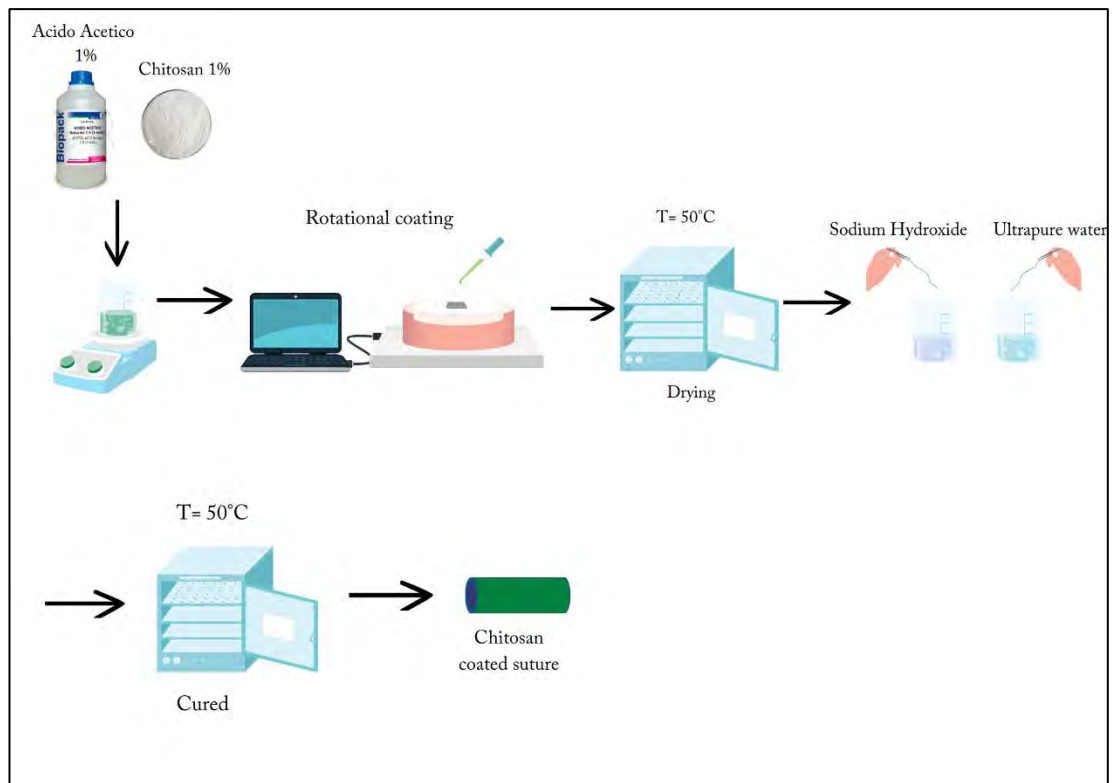


Figura 22. Metodología del recubrimiento de las suturas con quitosano de la técnica Spin coating. Finalmente, en la Figura 23, se presenta la metodología completa de esta tesis con ambas etapas descritas previamente.

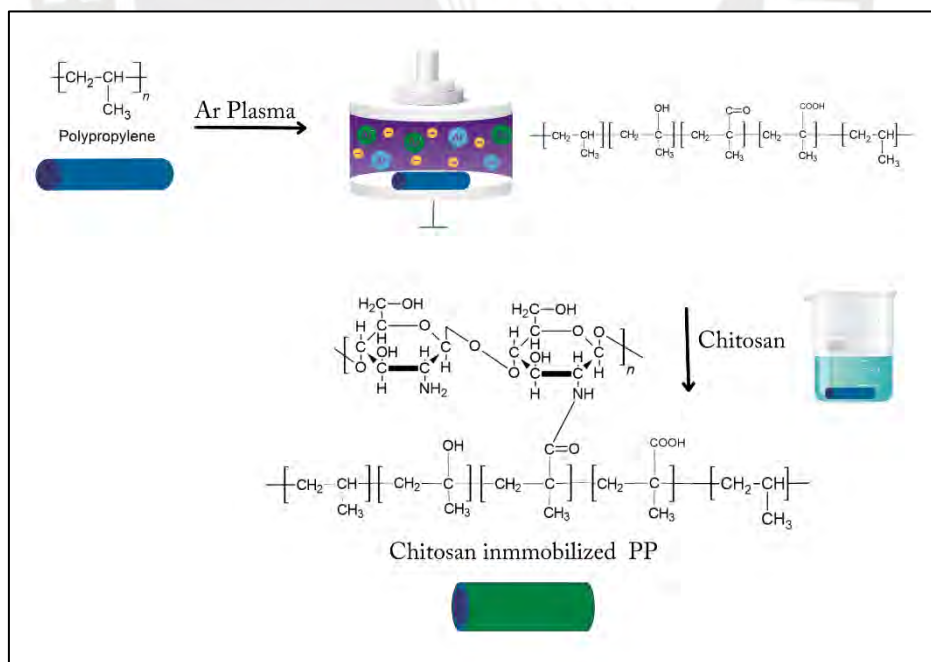


Figura 23. Metodología completa del proceso de obtención de suturas antimicrobianas.

3.3 Ensayos de caracterización

3.3.1 Caracterización con Espectroscopía de Raman

Los espectros de Raman fueron obtenidos mediante un microscopio confocal Raman inVia™ InSpect de la marca Renishaw. El cual trabaja con cinco tipos de láseres que son: Laser UV 325 nm, laser 633 nm, laser 488-532 nm y laser 785 nm. Además, cuenta con 4 tipos diferentes de rejillas que son: 1200 l/mm, 1800 l/mm, 2400 l/mm y 3600 l/mm, las cuales trabajan con sus respectivos láseres. Por último, posee distintos aumentos de objetivo (5x, 20x, 50x y 100x) [82]. Para la medición de los espectros de Raman se utilizó el láser de 785 nm, con un objetivo de aumento de 50X y 100X, con un tiempo de medición de 10 segundos a una intensidad de 5% y 10 % de laser con una acumulación, entre los rangos de 100 a 3200 cm^{-1} . Estos parámetros fueron obtenidos experimentalmente y basados en el estudio “The Characterization of Chitosan Nanoparticles by Raman Spectroscopy”, ya que se buscaba obtener el espectro de Raman del quitosano de las suturas recubiertas y no recubiertas [81]. En la Tabla 10, se presentan los parámetros de Raman para las suturas.

Tabla 10. Los parámetros del equipo de espectroscopia de Raman para el análisis de las suturas recubiertas [81].

Parámetros de Raman	
Laser	785 nm
Numero de acumulaciones	1
Rango	100 a 3200 cm^{-1}
Tiempo de exposición	10 s
Objetivo	50x y 100x

3.3.2 Caracterización con Microscopio electrónico de barrido (SEM)

Se analizó las suturas sin modificar y modificadas mediante el microscopio electrónico de barrido de la marca (FEI Quanta 650 FEG), para poder conocer la morfología de la superficie de los hilos, por lo que estos se ubicaron encima de portamuestras que contienen cinta de carbón, luego se colocaron dentro de la cabina del equipo, para empezar la toma de imágenes con el equipo. Al cual se le modificaron los siguientes parámetros: distancia de trabajo (WD, working distance por sus siglas en inglés) a un valor de 10 mm, un spot de 3.0 nm con un voltaje de aceleración 20 kV, un diámetro de haz de electrones 42,8 nm con una presión de 119.99 Pa a bajo vacío [83]. Las magnificaciones que se trabajaron están en un rango de 250 a 50000 veces, para ambas

suturas TAGUM y SUTUMED. En la Tabla 11, se presentan los parámetros del SEM para la toma de imágenes de las suturas tratadas.

Tabla 11. Los parámetros del SEM para la toma de imágenes de las suturas tratadas [83].

Parámetros del SEM	
Diámetro del haz	~40 nm
Voltaje	20 kV
Presión	0.90 Torr
Magnificación	250 a 50000

3.3.3 Caracterización con Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)

Las suturas sin modificar y las recubiertas fueron analizadas mediante el espectrómetro modelo TENSOR 27 de la marca BRUKER OPTIK GMBH, con el cual se buscó identificar los grupos funcionales presentes del recubrimiento con quitosano y de la modificación superficial con plasma de argón. Por lo cual se utilizó los siguientes parámetros: el rango espectral de 4000 a 400 cm^{-1} con un promedio de 12 barridos por muestra [84]. Para esto las suturas se colocaron sobre una celda de análisis, asegurando su correcta alineación y contacto con el detector, para obtener señales representativas. Los espectros obtenidos permitieron identificar enlaces característicos como C–H, C=O, N–H y C–N, asociados tanto al polímero base (polipropileno) como al recubrimiento, lo cual se detalla en el capítulo de resultados.

3.4 Propuesta de Ensayos antibacterianos

En este apartado se presentan estudios donde se realizaron distintos métodos de análisis antibacterianos para analizar su metodología, resultados y elegir el método óptimo que se utilizara para el presente estudio.

3.4.1 Tabla de distintos métodos para el análisis antibacteriano

Tabla 12. Métodos de análisis antibacterianos realizados sobre suturas tratadas.

	Tipo de sutura	Tipo de bacteria	Métodos de análisis antibacterianos	Resultado de análisis antibacterianos
[85]	Sutura trenzada absorbible de Vicryl.	Staphylococcus epidermidis (Grampositivo) Cándida albicans (Gramnegativo)	Las propiedades antimicrobianas de las suturas se evaluaron mediante el método de difusión en disco de agar. Se colocaron suturas impregnadas en placas Petri con hisopos con cultivo de S. epidermidis y C.	Se mostró una zona clara de inhibición para ambas cepas de prueba, de ambos tipos de sutura recubierta con los dos tipos de quitosano.

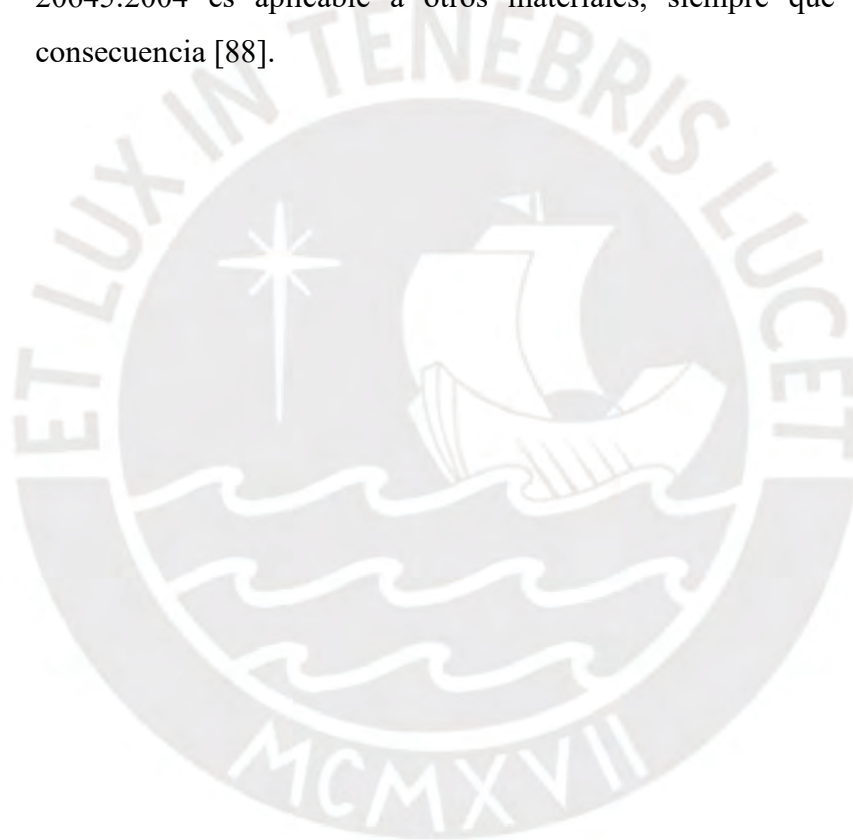
			albicans y se incubaron a 37°C durante 24h.	
[86]	Sutura con monofilamentos de nailon.	Escherichia coli (gramnegativa) Staphylococcus aureus (grampositiva)	La actividad antimicrobiana del monofilamento de nailon recubierto se evaluó mediante el método del matraz agitado.	Se mostro una actividad antibacteriana significativa contra E. coli que puede estar relacionada con la propiedad antibacteriana intrínseca del quitosano. Esto es porque quitosano tiene fuerte actividad antibacteriana contra las bacterias gramnegativas.
[18]	Sutura Ethicon 0 VICRYL.	Staphylococcus áureas (ATCC 6538) y Staphylococcus resistente a la meticilina aureus (MRSA) (N315)	Se utilizo un procedimiento experimental con las dos cepas las que se cultivaron en caldo Luria (LB) a 37°C hasta una turbidez de McFarland. Posteriormente, se inocularon 100 uL de cada caldo a 27 placas separadas de agar al 1,5%.	Los resultados mostraron zonas de inhibición en todas las réplicas de la alícuota con los diferentes tiempos de secado.
[87]	Suturas de tereftalato de polietileno (PET) (trenzado, blanco, no absorbible), poliamida (nylon) (retorcido, blanco, no absorbible).	Staphylococcus epidermidis (ATCC 51625), Pseudomonas aeruginosa (ATCC 9027), Klebsiella pneumoniae (ATCC BAA-2524), Streptococcus pneumoniae (ATCC BAA-660), Escherichia coli (ATCC 25922) y Staphylococcus aureus (ATCC 6538).	Se utilizo el método de difusión en disco para detectar la actividad antibacteriana de las suturas. La suspensión investigada con un volumen de 1.5 a2ml a una concentración de 1.5 x10 ⁸ UFC/ml se inocula con agar Müller-Hinton. Para la siembra se utilizaron hisopos de algodón estériles. Los cuales se sumergieron en suspensión de microorganismo, luego se presionaron ligeramente contra las paredes de los tubos de ensayo y se untaron en tres direcciones, luego se colocaron las suturas en las placas inoculadas y se incubaron a 37°C durante 18 a 24 h.	Los resultados se registraron midiendo el diámetro de inhibición del crecimiento del cultivo alrededor de la sutura. Las muestras mostraron una zona de inhibición de la tensión después de 24 h de incubación contra cepas de Staphylococcus epidermidis, Streptococcus pneumoniae y Klebsiella pneumoniae.

Debido a los estudios presentados, se decidió elegir la metodología del estudio “Chitosan-Coated Surgical Sutures Prevent Adherence and Biofilms of Mixed Microbial Communities Current Microbiology”, la cual es mediante el método de difusión en disco de agar para los cultivos de bacterias Staphylococcus epidermidis y

Candida albicans. Porque sus resultados demostraron una clara inhibición para ambas cepas de prueba, en las suturas recubiertas con quitosano.

3.4.2 Normativa para suturas antibacterianas

- **ISO 20645:2004**: especifica un método para la determinación del efecto de los tratamientos antibacterianos aplicados a tejidos, tejidos de punto y otros textiles planos. Así mismo es aplicable a los ensayos de acabados higiénicos de materiales hidrofílicos, permeables al aire o productos antibacterianos incorporados en la fibra. En este procedimiento es necesaria una mínima difusión del tratamiento antibacteriano en el agar de prueba. La norma ISO 20645:2004 es aplicable a otros materiales, siempre que se adapte en consecuencia [88].



CAPÍTULO 4

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de la metodología aplicada a ambas marcas, para la obtención de las suturas antibacterianas. Se analizarán los espectros obtenidos mediante espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) y espectroscopía Raman, con respecto a los grupos funcionales y picos característicos obtenidos por medio de la modificación superficial y tratamiento con plasma, además se comparan las técnicas de recubrimiento de Spin coating y Dip coating, tanto en mono capa como multicapa, mediante sus parámetros: tiempo de recubrimiento del quitosano, tiempos de tratamiento con plasma y cantidad de capas. Asimismo, se muestran las imágenes obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), las cuales permiten observar la morfología de las capas de recubrimiento. Finalmente, se evalúan los datos del ensayo antibacteriano, sobre la efectividad del tratamiento en la inhibición del crecimiento bacteriano.

RESULTADOS

Se presenta el análisis de los resultados de los ensayos aplicados sobre las suturas antibacterianas, a continuación:

4.1 Análisis del proceso de modificación superficial mediante FTIR Y RAMAN

El análisis de la modificación superficial se caracterizó mediante la técnica de Infrarrojo Transformado de Fourier (FTIR), en las cuales se realizaron las mediciones de las suturas sin modificar de ambas marcas, para compararlas con las suturas modificadas superficialmente con plasma de argón, para así poder analizar la estructura de las suturas modificadas, mediante sus grupos funcionales. Por lo que para poder observar si se inmovilizó el quitosano en las suturas, se presentará el espectro de FTIR del quitosano con sus grupos funcionales. Asimismo, se analizará el espectro de Raman para poder analizar la intensidad de las bandas representativas de las suturas modificadas y recubiertas con quitosano. En las Figuras 24, 25 y 26, se presentan los espectros FTIR y Raman de las suturas Sutumed y Tagum, además del quitosano.

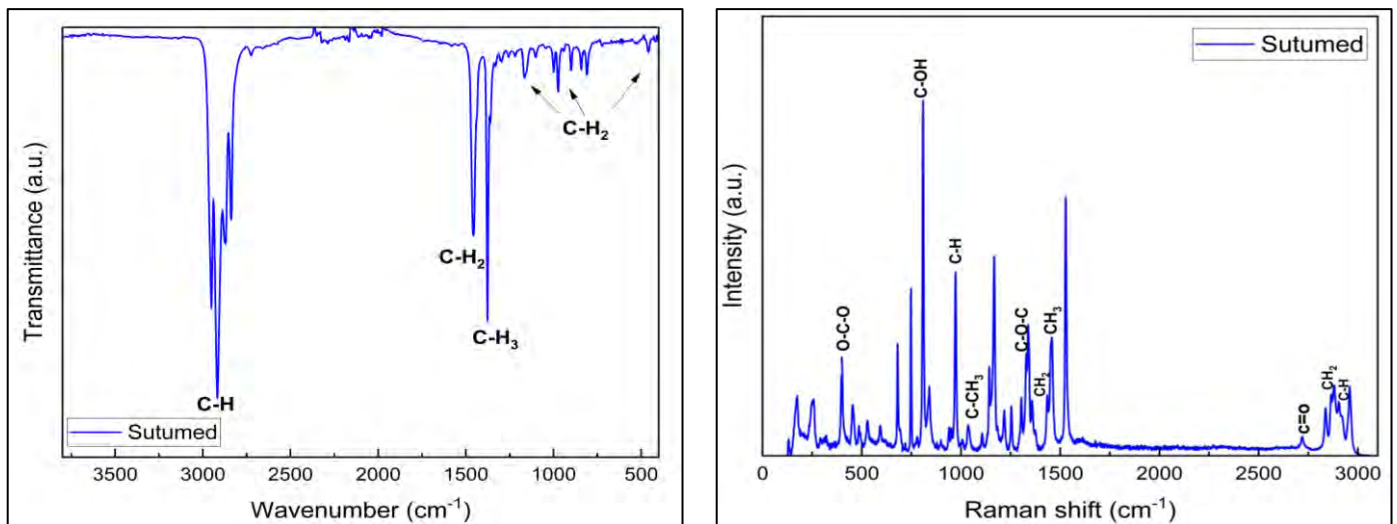


Figura 24. Espectro FTIR y Raman de la sutura Sutumed.

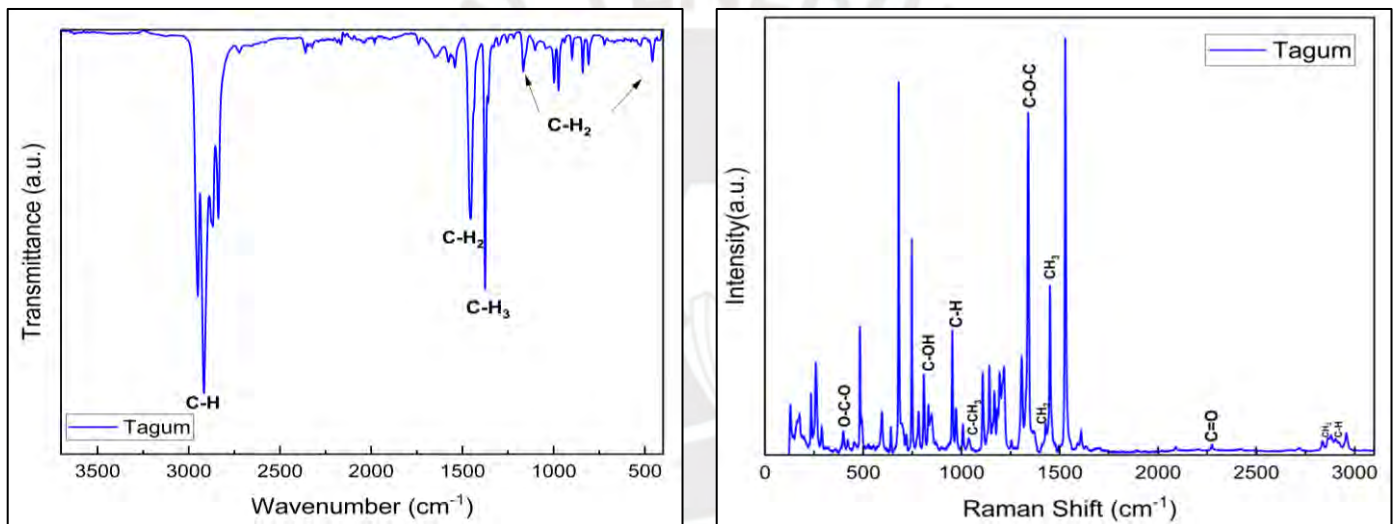


Figura 25. Espectro FTIR y Raman de la sutura Tagum.

Mediante el análisis de estudios previos de los grupos funcionales y los modos vibracionales representativos del polipropileno en FTIR y Raman, se presentan los grupos funcionales característicos de las suturas en la Tabla 13 y las bandas vibracionales en la Tabla 14 [89,90,92]. Como se puede observar en las Figuras 24 y 25, no existen diferencias en los espectros de ambas marcas de sutura.

Tabla 13. Bandas de los grupos funcionales característicos de las suturas de polipropileno.

Número de Onda (cm^{-1})	Asignación
2836, 2918 y 2950	Estiramiento de C-H
841, 999, 1167 y 1455	CH ₂ insaturado
1376	CH ₃ deformación (simétrica)

Tabla 14. Bandas vibracionales características de las suturas de polipropileno.

Número de Onda (cm ⁻¹)	Asignación
398	Banda O-C-O
839	Anillo (C-OH)
940	Doblado C-H
1036	Estiramiento de C-CH ₃
1329	Estiramiento COC
1435	Deformación C-H ₃ , deformación C-H ₂
2885	Estiramiento simétrico CH ₂
2907	vibración CH

En la Tabla 15, se presentan las bandas de los grupos funcionales característicos del quitosano [92] y en la Tabla 16, las bandas vibracionales del espectro representativo de Raman [93,94,95].

Tabla 15. Bandas de los grupos funcionales característicos del quitosano.

Número de Onda (cm ⁻¹)	Asignación
3250-3600	O-H y N-H estiramiento
2842	C-H estiramiento
1650-1550	Estiramiento C=O y N-H
1645	C=O presente del grupo amino(I)
1432	C-H deformación (simétrica)
1367	C-H grupo metil
1020-1070	C-O-C estiramiento

Tabla 16. Bandas vibracionales características del quitosano.

Número de Onda (cm ⁻¹)	Asignación
897	C-H fuera de plano
1040	C-O (estiramiento)
1115	C-O-C Eter
1377	C-N (estiramiento)
1460	C-H(simétrico)
1598	N-H (Amida I)
1667	C=O (Amida I) vibración de estiramiento.
2885	-CH vibración de tensión

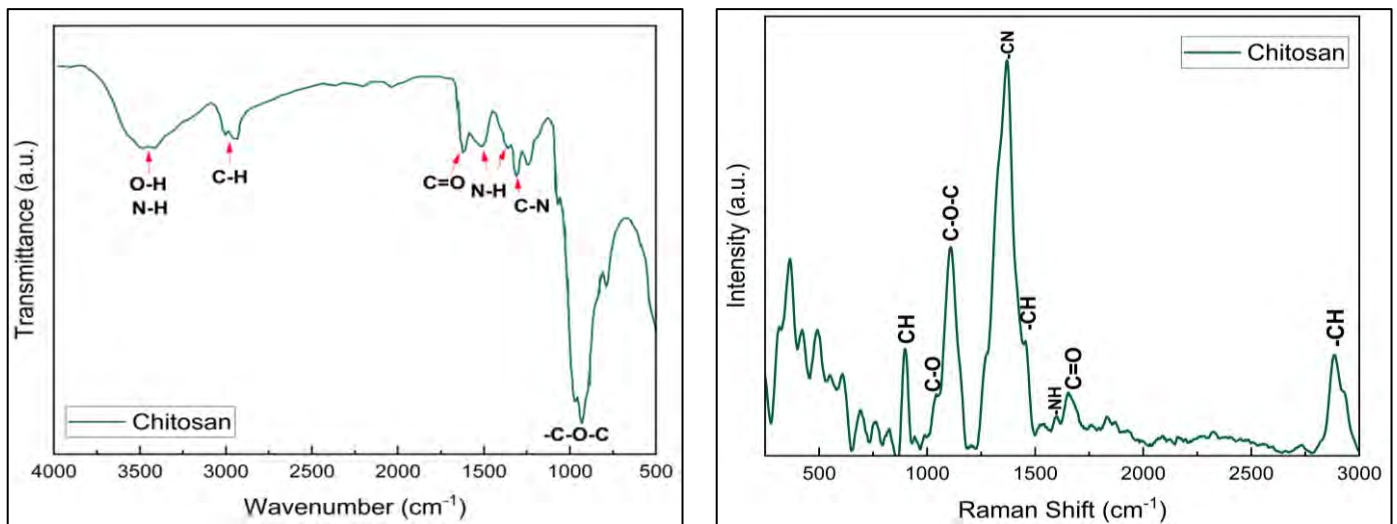


Figura 26. Espectro FTIR y Raman del quitosano elaborado.

4.1.1 Dip Coating Monocapa

En este ensayo se usaron distintos tiempos de modificación superficial de plasma de Argón (T_p) que fueron 10 min, 20 min y 30 min. Además, se usaron dos tiempos de sumergimiento con quitosano (T_s) que fueron 1 H y 2 H, para así mantener los parámetros de Tiempo de secado ($T_1 = 1$ H), Tiempo de Lavado ($T_L = 3$ min) y Tiempo de curado ($T_2 = 20$ min). En las Figuras 27, 29, 31 y 33 se presentan los espectros de FTIR y Raman con esos parámetros.

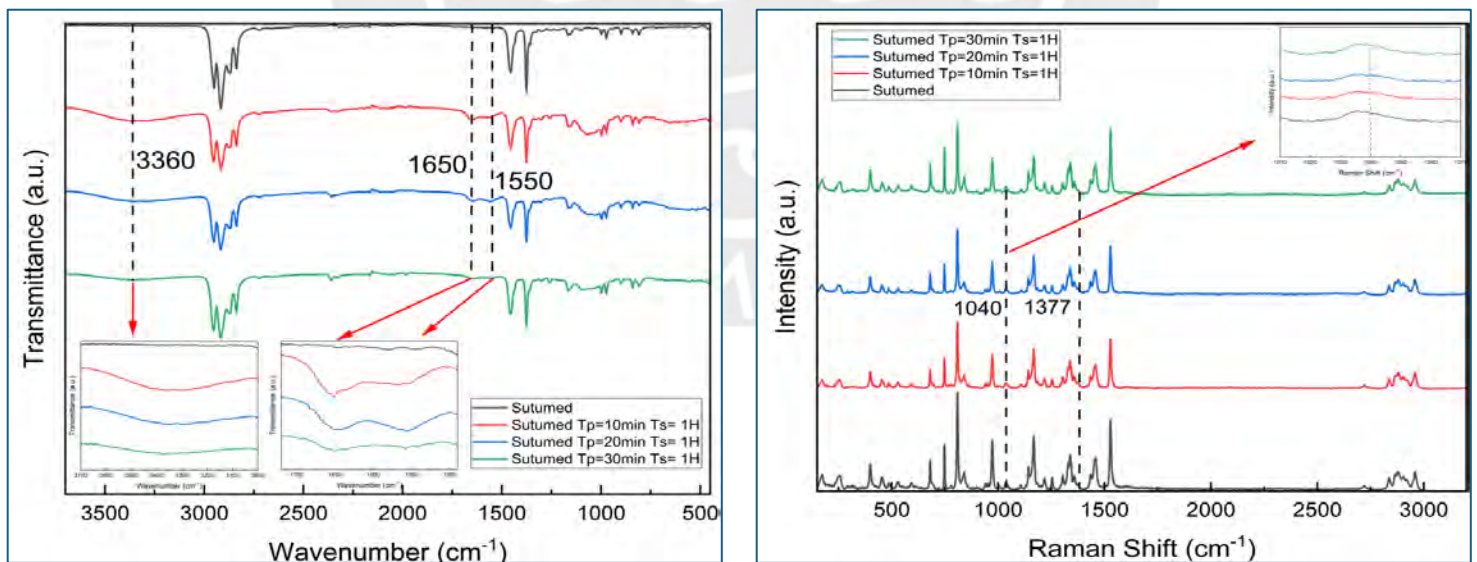


Figura 27. Espectro FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 1 hora.

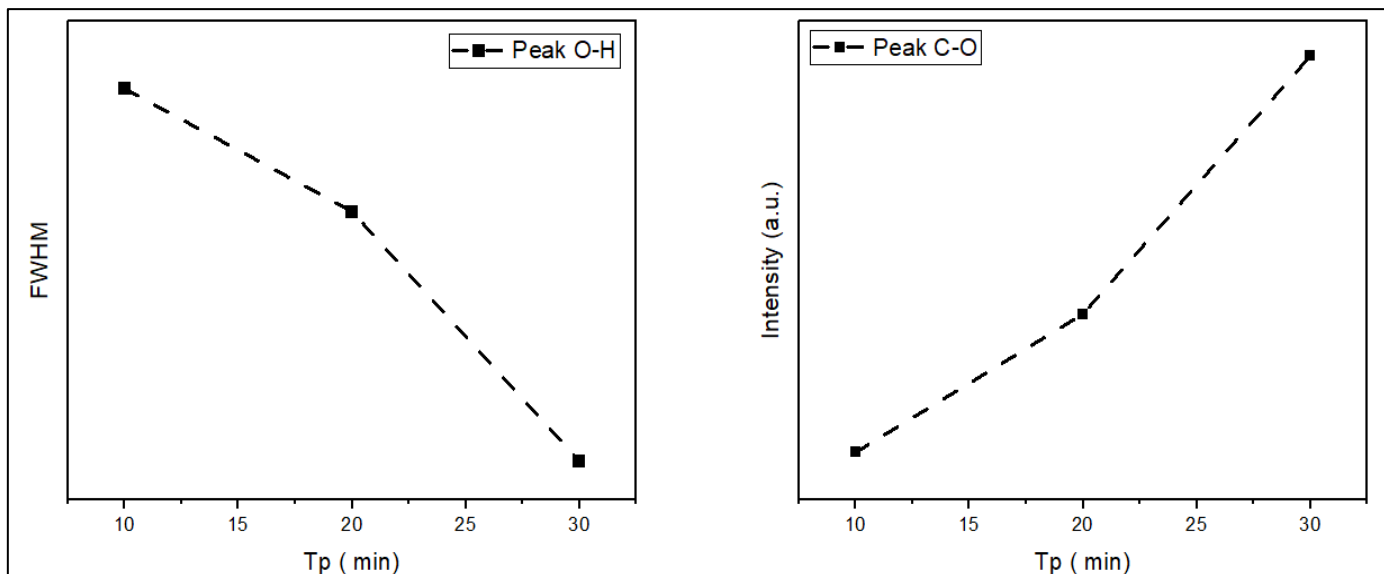


Figura 28. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H).

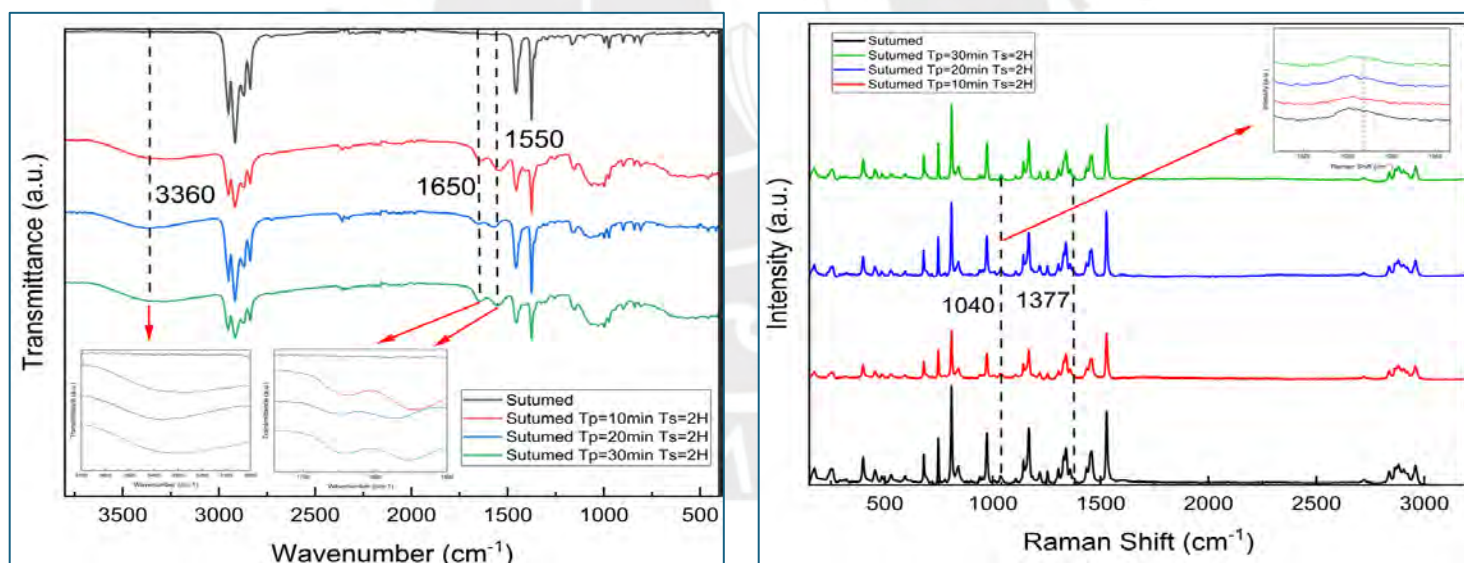


Figura 29. Espectro FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 2 horas.

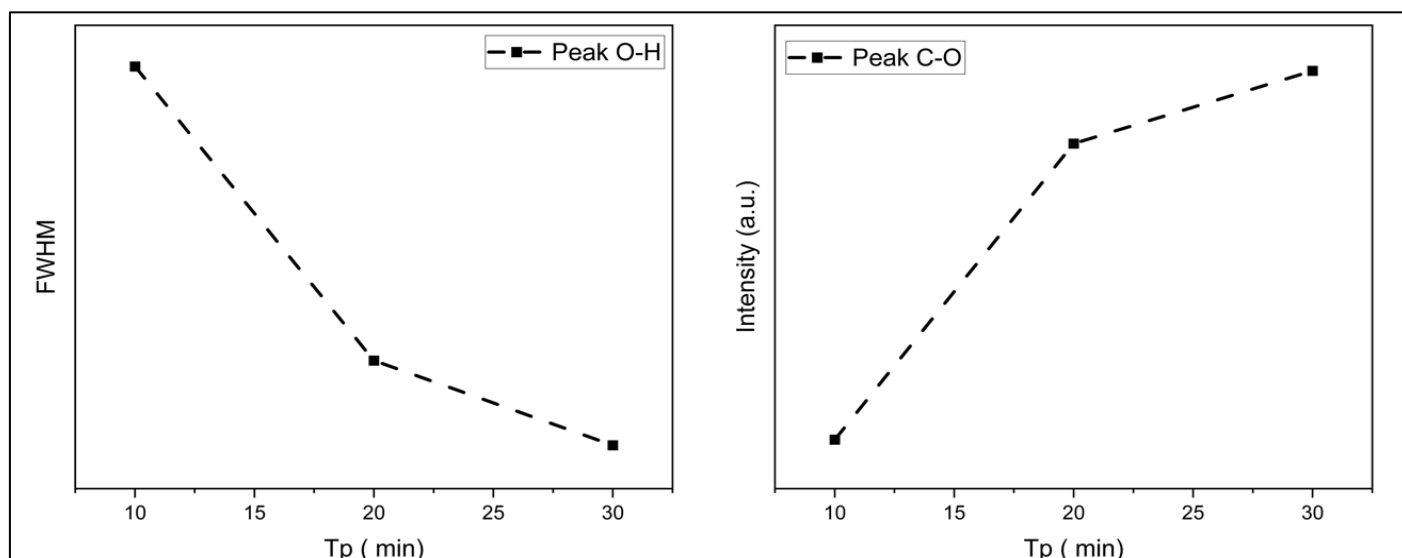


Figura 30. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H).

En la Figura 27, se observa que después del tratamiento con plasma sobre las suturas Sutumed, los espectros muestran un nuevo pico de absorción a $3100 - 3600 \text{ cm}^{-1}$ que se atribuye a la vibración de estiramiento de $-\text{OH}$, además que debido al aumento del tiempo de tratamiento de plasma sobre las suturas, este estiramiento aumenta su intensidad, ya que se produce el aumento de contenido de grupos funcionales de hidroxilo en la superficie, por lo que la sutura con un tiempo de modificación superficial de $T_p = 30$ min, presenta un pico con mayor intensidad que la sutura con un $T_p = 10$ min. Por otra parte, se debe tener en cuenta que las superficies de las suturas fueron tratadas con plasma, por lo que presentan una gran cantidad de grupos funcionales que contienen oxígeno introducidos como: el grupo ceto ($\text{C}=\text{O}$), el grupo carboxilo ($-\text{COOH}$) y los grupos hidroxilo ($-\text{OH}$). Así mismo, el espectro también presenta en 1640 cm^{-1} la vibración de estiramiento $\text{C}=\text{O}$ y los picos característicos en las bandas 1655 cm^{-1} y 1550 cm^{-1} que corresponden a la amida I y la amida II, respectivamente, con todo esto se confirma la formación de la capa de quitosano en la superficie de las suturas [96,54]. Finalmente, con respecto a la cantidad de tiempo sumergido (T_s), se puede apreciar que en las Figuras 27 y 29, hay una notable

diferencia de la intensidad de las bandas representativas, esto es debido a que se inmovilizó el quitosano en mayor cantidad en la sutura.

Con respecto al análisis de Raman se puede apreciar que se presentan los picos representativos del quitosano en el espectro de Raman que son principalmente en 1040 cm^{-1} que es el estiramiento C-O, a 1115 cm^{-1} C-O-C grupo Eter y 1377 cm^{-1} estiramiento C-N. Estas bandas aumentan su intensidad debido al aumento de la formación de enlaces polares que se forman en la superficie de las suturas por el mayor tiempo de modificación superficial con plasma y tiempo de sumergimiento con quitosano. Esto se puede apreciar en los cuadros pequeños de aumento de estos picos en las Figuras 27 y 29.

En la Figura 28, se presenta el ancho del pico -OH que se obtuvo del espectro FTIR, de la sutura Sutumed, la cual fue tratada a distintos tiempos de plasma (10 min, 20 min y 30 min), pero con un tiempo de sumergimiento de quitosano de 1 H. Se puede apreciar la disminución progresiva del ancho del pico, lo que significa un aumento de la intensidad de este, lo que indica más cantidad de grupos hidroxilos. Así mismo, respecto a la intensidad del pico C-O, este aumenta con respecto al aumento del tiempo de plasma, lo que representa una mejor adhesión de quitosano en las suturas. No obstante, en la Figura 30, se presenta el ancho del pico -OH que se obtuvo del espectro FTIR, de la sutura Sutumed, la cual fue tratada a distintos tiempos de plasma (10 min, 20 min y 30 min), pero con un tiempo de sumergimiento de quitosano de 2 H. Se puede apreciar una mayor disminución progresiva del ancho del pico, lo que significa un mayor aumento de la intensidad de este, comparada con la Figura 28. También, con respecto a la intensidad del pico C-O, este aumenta con respecto al aumento del tiempo de plasma y al aumento del tiempo de sumergimiento con el quitosano, lo que mejora la adhesión de quitosano en las suturas.

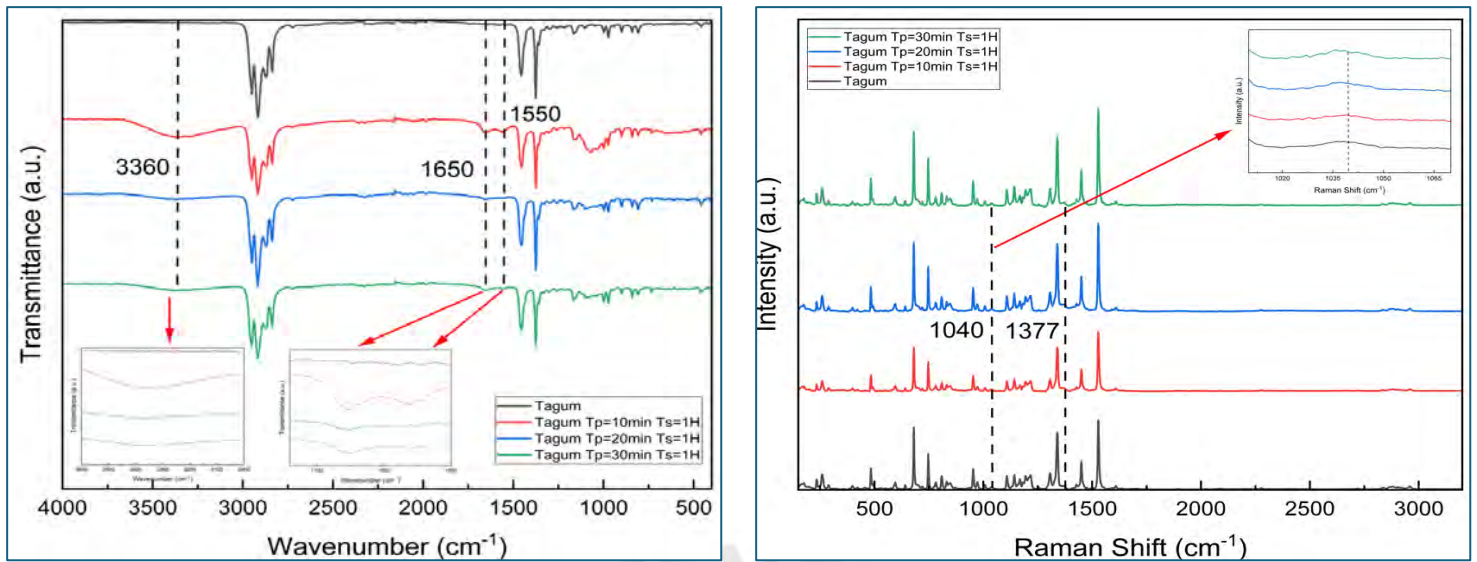


Figura 31. Espectro FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 1 hora.

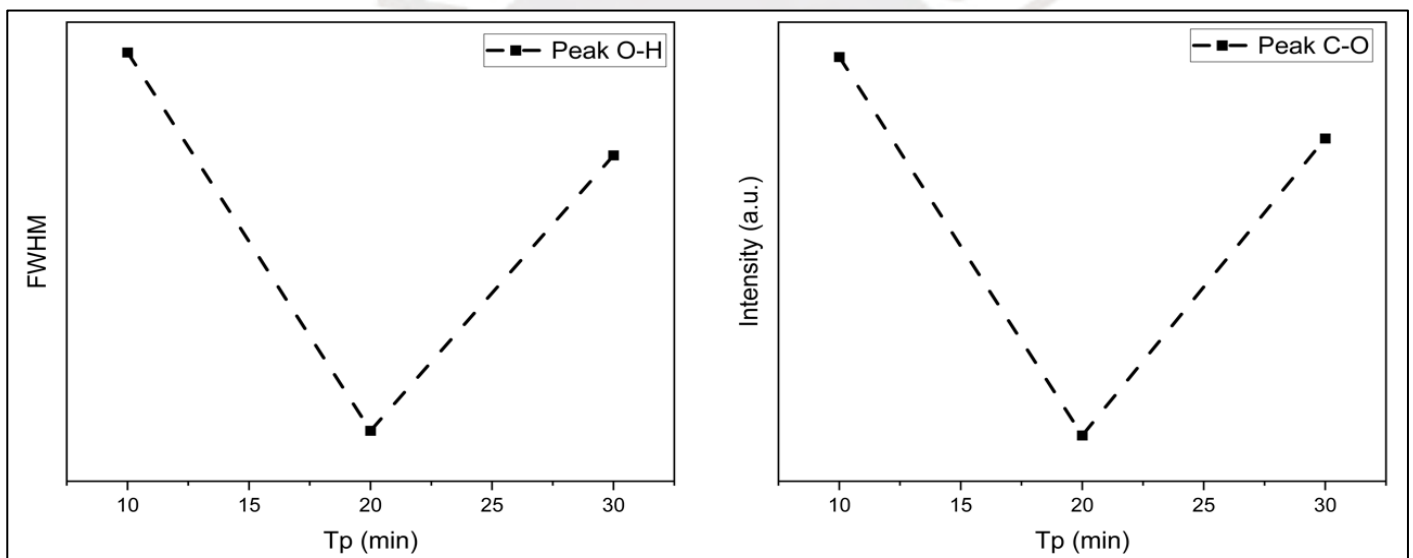


Figura 32. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 1$ H).

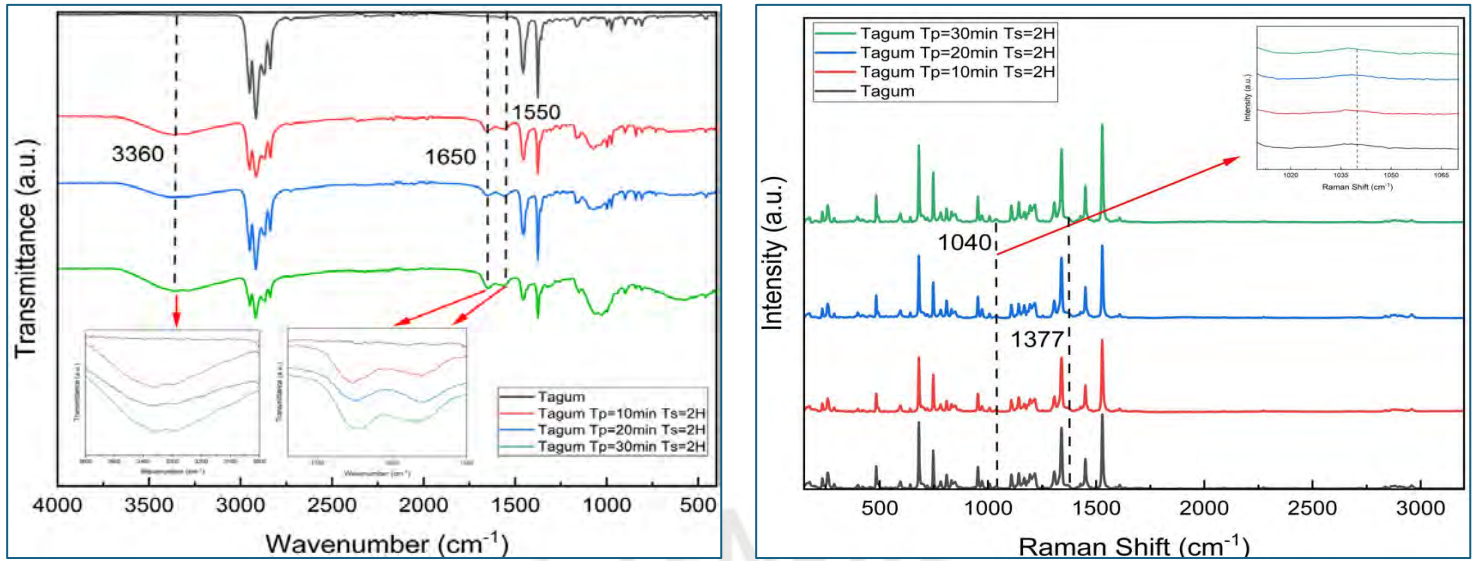


Figura 33. Espectro FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y recubiertos con quitosano por 2 horas.

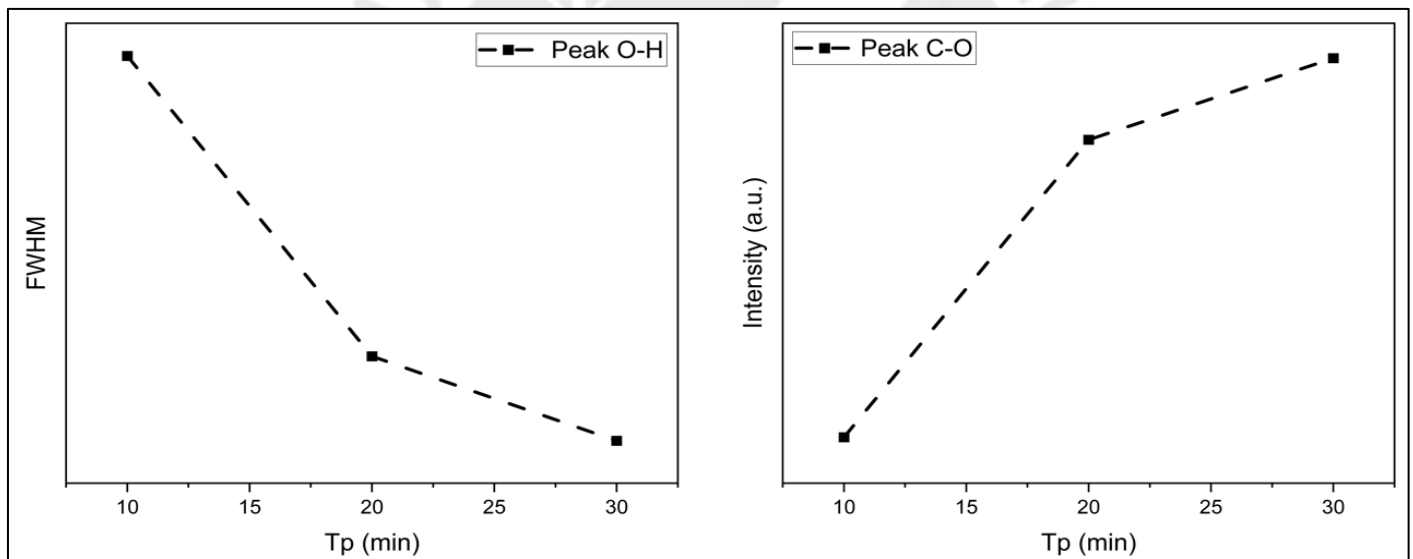


Figura 34. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con tiempo de sumergimiento constante ($T_s = 2$ H).

En la Figura 31, se observa también que después del tratamiento con plasma sobre las suturas Tagum, los espectros muestran un nuevo y amplio pico de absorción en el rango de $3100 - 3600 \text{ cm}^{-1}$ que se atribuye a la vibración de estiramiento de -OH en los grupos hidroxilo (-OH), sin embargo, aunque el tiempo de tratamiento de plasma

está relacionado con el aumento de los grupos funcionales que contienen oxígeno en la superficie lo que ocasiona un aumento en las bandas del espectro, esto no se evidencia en las suturas Tagum, ya que la diferencia de las bandas entre la sutura con un $T_p = 10$ min es casi similar a la sutura con $T_p = 30$ min y no hay un gran cambio significativo con la sutura expuesta a un $T_p = 20$ min, por lo que se concluye que el tiempo de modificación superficial con plasma de Argón necesario en este caso es mínimo para poder obtener un recubrimiento notorio de quitosano en estas suturas. Además, que el tipo de Plasma que se utilizó es por Descarga Luminosa DC, el cual según el tiempo de exposición, la potencia y el tipo de gas que se utiliza en este proceso influye en la modificación superficial del polímero (polipropileno), por lo cual al ver mayor potencia de descarga de plasma y más tiempo de exposición aumenta también la relación de oxígeno en las suturas, en este caso debido a que la potencia no fue constante en todas los tratamientos superficiales se encuentran variaciones en los distintos espectros FTIR en las suturas de la marca Tagum [97].

Por otra parte, también estos espectros, presentan en 1640 cm^{-1} la vibración de estiramiento C=O, además de la presencia de picos característicos en las bandas 1655 cm^{-1} y 1550 cm^{-1} que corresponden a la amida I y la amida II, respectivamente, por tanto, se confirma también la formación de la capa de quitosano en la superficie de estas suturas. De igual forma con respecto a la cantidad de tiempo sumergido (T_s), se puede apreciar que en las Figuras 31 y 33, una notable diferencia de la intensidad de las bandas representativas, esto es debido a que se inmovilizó quitosano en mayor cantidad en la sutura, por la presencia de mayor cantidad de grupos funcionales de este [98,99].

Con respecto al análisis de Raman se puede apreciar que se presentan los picos del quitosano en el espectro de Raman de las suturas están en 1040 cm^{-1} estiramiento C-O, 1115 cm^{-1} C-O-C grupo Eter y 1377 cm^{-1} estiramiento C-N. Estas bandas no aumentaron su intensidad debido al tratamiento con plasma a baja potencia, por lo cual no presenta cambios significativos.

En la Figura 32, se presenta el ancho del pico –OH obtenido del espectro FTIR de la sutura Tagum, la cual fue tratada con distintos tiempos de exposición al plasma (10 min, 20 min y 30 min), con un tiempo de sumergimiento de quitosano de 1 hora por la técnica Dip coating. Se observa un aumento del ancho del pico –OH, en los instantes 10 min y 30 min, lo que indica la incorporación de grupos hidroxilo en la superficie, sin embargo, esta tendencia no es constante, porque presenta una variabilidad en el instante de 20 min, y esto podría ser por la baja eficiencia del tratamiento con plasma, lo que produce una menor activación superficial, menos uniones en la superficie de grupos funcionales. En cuanto a la intensidad del pico C–O, correspondiente al espectro Raman, también se detecta un incremento en ciertos instantes de tiempo, lo que sugiere cierta adhesión del quitosano en la superficie para estos tiempos. No obstante, esta intensidad es débil, por el tiempo de sumergimiento bajo para esta muestra. Con respecto a la Figura 34, también se muestra el ancho del pico –OH del espectro FTIR correspondiente a la sutura Tagum, tratada con diferentes tiempos de plasma (10 min, 20 min y 30 min), pero utilizando un tiempo de sumergimiento de 2 horas mediante la técnica de Dip coating. En comparación con la Figura 32, se observa un decrecimiento más notorio en el ancho del pico –OH, lo que indica una mayor incorporación de grupos hidroxilo en la superficie de la sutura. Esto sugiere que, a mayor tiempo de sumergimiento, tendremos una mejor funcionalización de la superficie y mayor creación de sitios activos para la incorporación de grupos funcionales. Además, se aprecia un aumento en la intensidad del pico C–O, lo que representa una mejor adhesión del quitosano.

4.1.2 Dip Coating Multicapa

En este ensayo se presenta los resultados de las suturas modificadas de las marcas Sutumed y Tagum con distintos tiempos de sumergimientos con quitosano (T_s) que fueron 1 H y 2 H, para así mantener los parámetros de Tiempo de secado ($T_1 = 1$ H), Tiempo de Lavado ($T_L = 3$ min) y Tiempo de curado ($T_2 = 20$ min), además en este caso se realizó el procedimiento recubrimiento 3 veces para poder crear 3 capas de quitosano en las suturas modificadas con plasma de Argón. En las Figuras 35, 37, 39 y 41 se presentan los espectros de FTIR y Raman con esos parámetros.

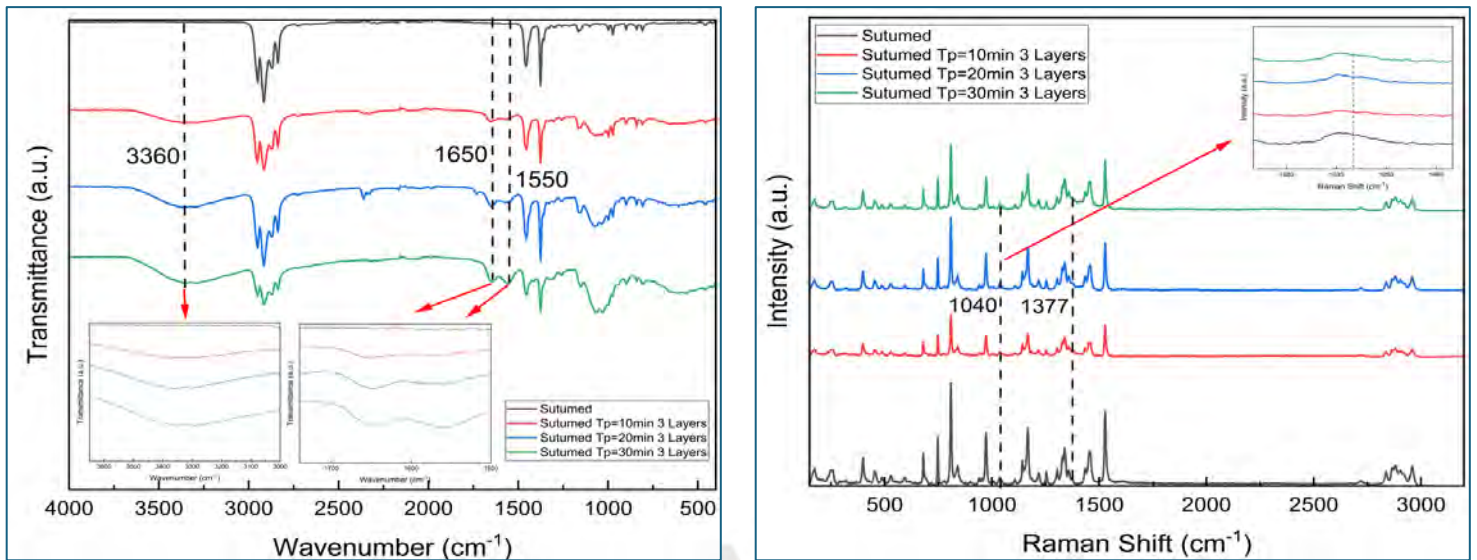


Figura 35. Espectros FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 1 hora y con 3 capas de recubrimiento.

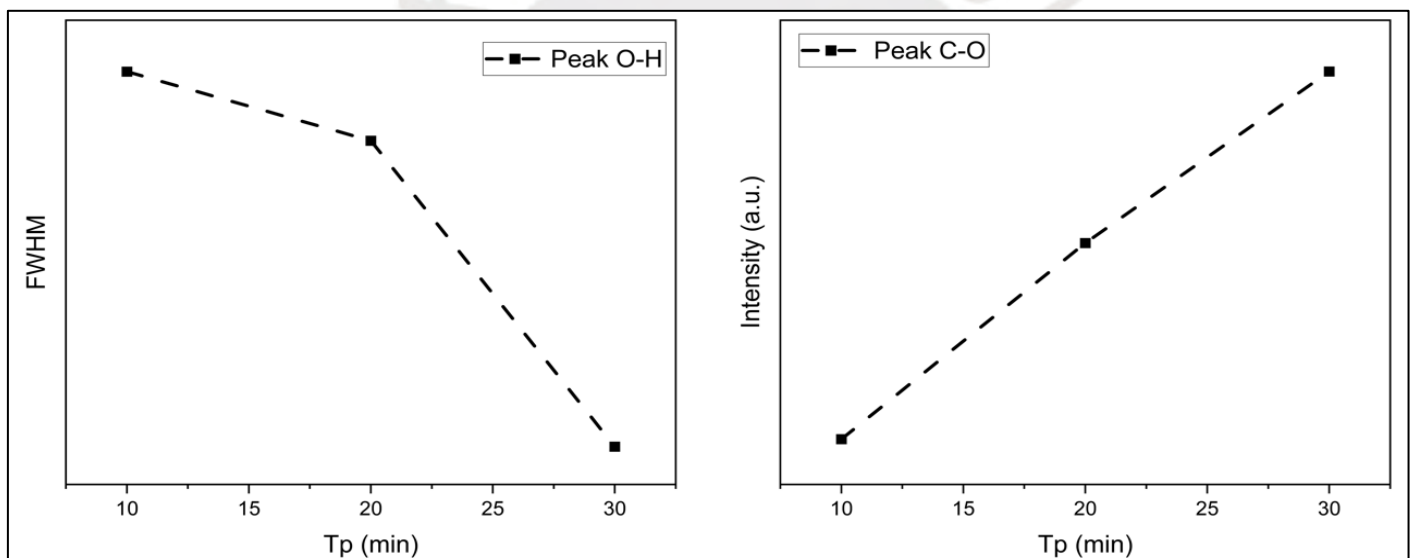


Figura 36. (A) El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 1$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 1$ H).

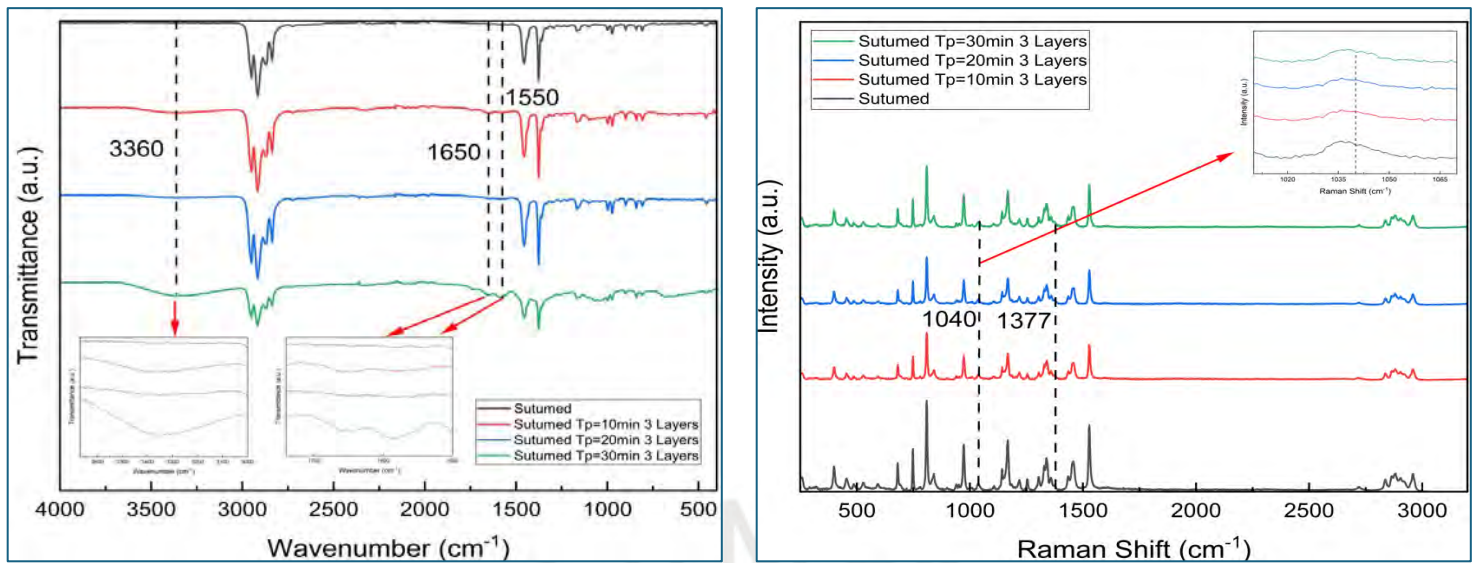


Figura 37. Espectros FTIR y Raman de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 2 horas y con 3 capas de recubrimiento.

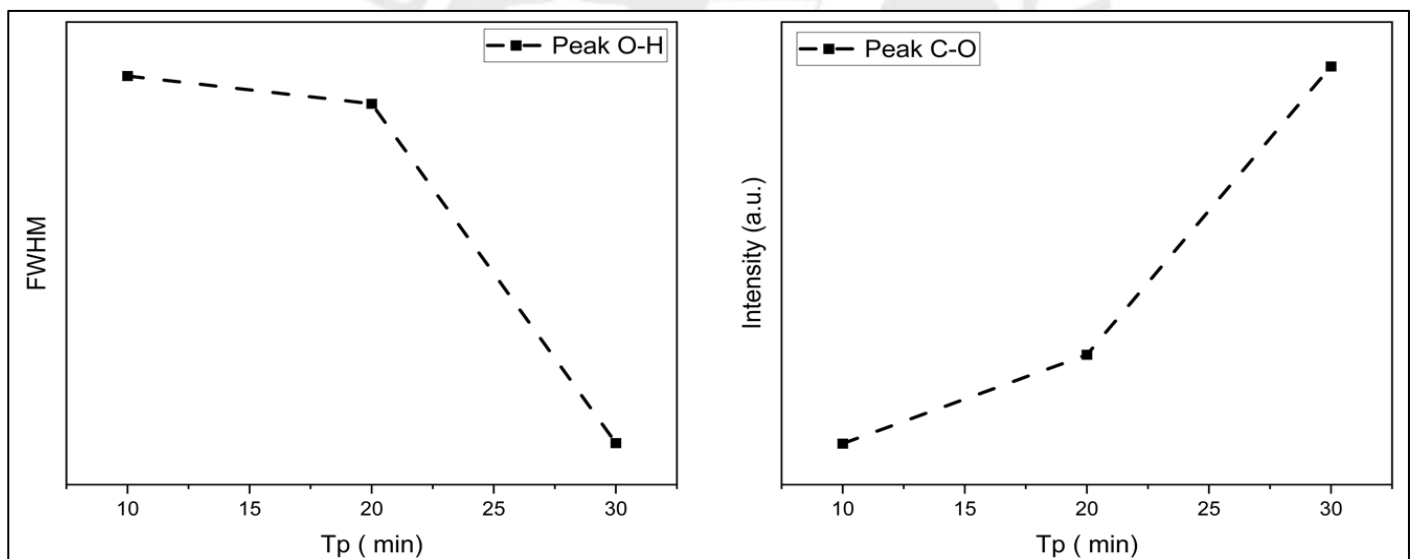


Figura 38. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 2$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 2$ H).

En la Figura 35, se observa que después del tratamiento con plasma sobre las suturas Sutumed, los espectros muestran aparte de las bandas representativas del polipropileno que son los dos picos a 1455 y 1376 cm^{-1} , que se deben a las vibraciones de flexión

asimétricas y simétricas de CH₂ insaturado e CH₃, respectivamente, también presentan la nueva banda de absorción a 3100 - 3600 cm⁻¹ que se atribuye a la vibración de estiramiento de -OH en los grupos hidroxilo (-OH) y la vibración por el estiramiento C=O en 1640 cm⁻¹, pero en esta ocasión se presenta una mayor intensidad en los espectros que los obtenidos en las Figuras 27, 29, 31 y 33 y esto es debido a que la cantidad de quitosano aumenta proporcionalmente con el número de capas de recubrimiento, lo cual corrobora el comportamiento de los espectros que se presentan en las Figuras 35 y 37, ya que son suturas recubiertas con 3 capas de quitosano [100]. Estas presentan bandas con amplitud mayor con distintos tiempos de tratamientos de plasma, sin embargo, aun así se puede ver que el tiempo de sumergimiento del quitosano (Ts= 1 H y Ts= 2 H), es importante porque también se nota la presencia de la mayor cantidad de grupos funcionales del quitosano sobre las suturas tratadas, debido a la formación de enlaces hidrogeno en la superficie por la activación de esta por el plasma, lo que permite que se puedan anclar grupos funcionales en la superficie de las suturas tratadas. Es por estos motivos que el espectro con mayor tiempo de tratamiento de plasma (Tp=30 min), mayor tiempo de sumergimiento (Ts= 2 H) y mayor cantidad de capas (3 capas), presenta bandas más amplias y picos con amplitudes mayores en las zonas de estiramiento de -OH y de los picos característicos de las bandas 1655 cm⁻¹ y 1550 cm⁻¹ que corresponden a la amida I y la amida II [54,96].

En la gráfica de Raman de las suturas Sutumed se puede apreciar que se presentan los picos representativos del quitosano que son 1040 cm⁻¹ el estiramiento C-O, 1115 cm⁻¹ C-O-C grupo Eter y 1377 cm⁻¹ estiramiento C-N. Estas bandas aumentan su intensidad debido a la formación de enlaces polares que permiten que se introduzcan en la superficie de las suturas los grupos funcionales de las 3 capas de quitosano.

En la Figura 36, se presenta el ancho del pico -OH obtenido del espectro FTIR de la sutura Sutumed, la cual fue tratada con distintos tiempos de plasma (10 min, 20 min y 30 min), utilizando un tiempo de sumergimiento en quitosano de 1 hora y recubriendo 3 capas mediante la técnica de Dip coating. Se aprecia una disminución del ancho del pico -OH, bastante significativa en el instante de 30 min, esto sugiere que el número de capas influye en la cantidad de quitosano inmovilizado, además que a mayor tiempo de plasma este incremento de grupos funcionales en la superficie será mayor por la mayor activación superficial de la sutura. Así mismo la intensidad del pico C-O, aumenta en mayor medida que las condiciones previas, y esto se debe a la mayor

cantidad de quitosano depositado en la superficie de la sutura. No obstante, en la Figura 38, también se muestra el análisis del ancho del pico $-OH$, tratada con diferentes tiempos de exposición al plasma (10 min, 20 min y 30 min), pero con un tiempo de sumergimiento en la solución de quitosano de 2 horas y recubriendo 3 capas mediante la técnica de Dip coating. Estas condiciones representan un mejor resultado, ya que presenta una disminución del ancho del pico $-OH$, lo que significa mayor intensidad de este, lo que indica una funcionalización superficial efectiva y una inmovilización del quitosano mayor, por la cantidad de capas recubiertas y por el mayor tiempo de sumergimiento de la sutura con el quitosano. Es por eso que se aprecia también una mayor intensidad del pico $C-O$, lo que sugiere mayor cantidad de quitosano en la superficie que en la Figura 36.

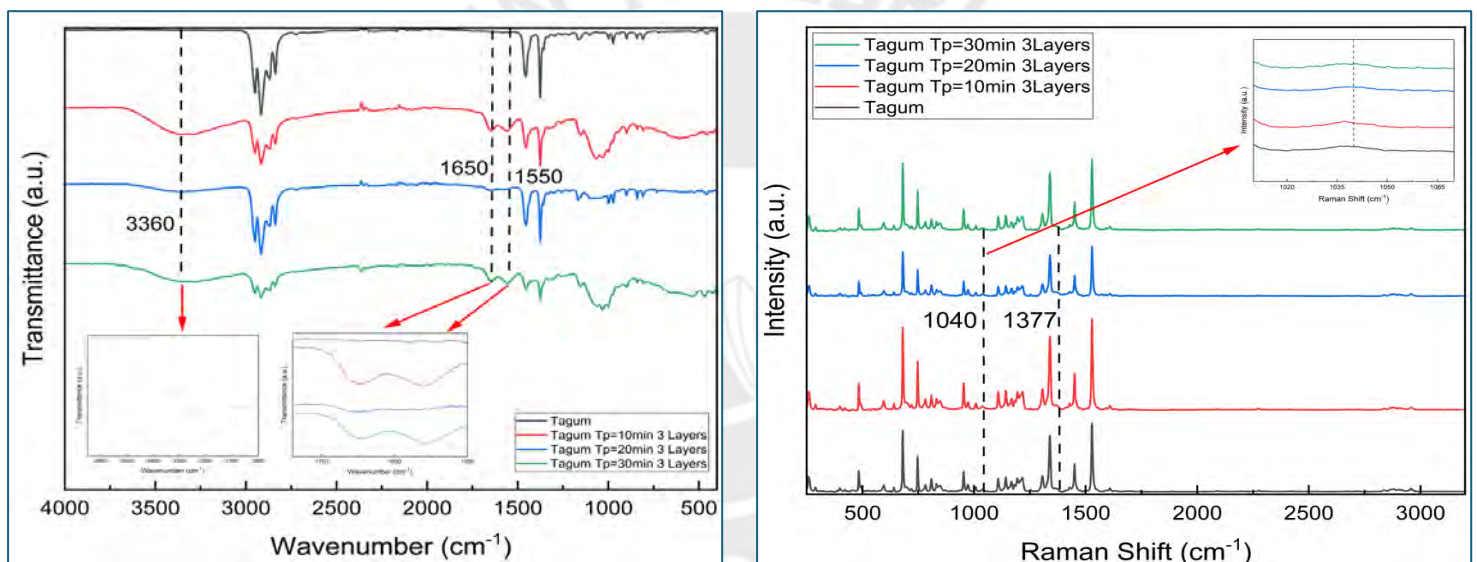


Figura 39. Espectros FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 1 hora y con 3 capas de recubrimiento.

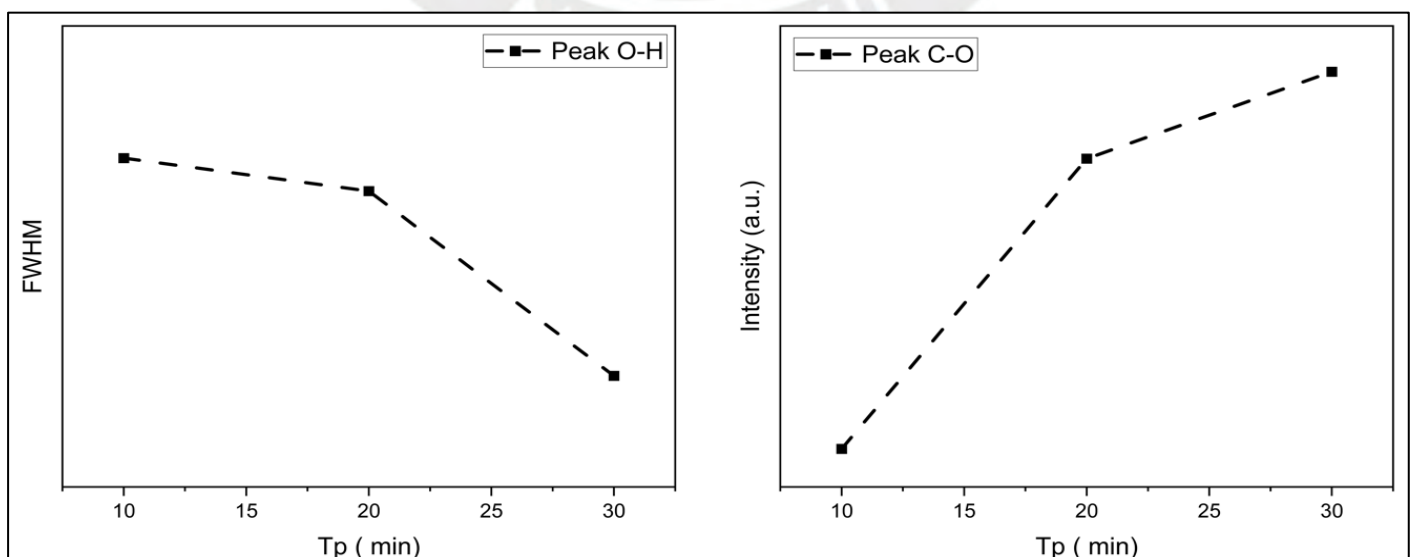


Figura 40. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 1$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 1$ H).

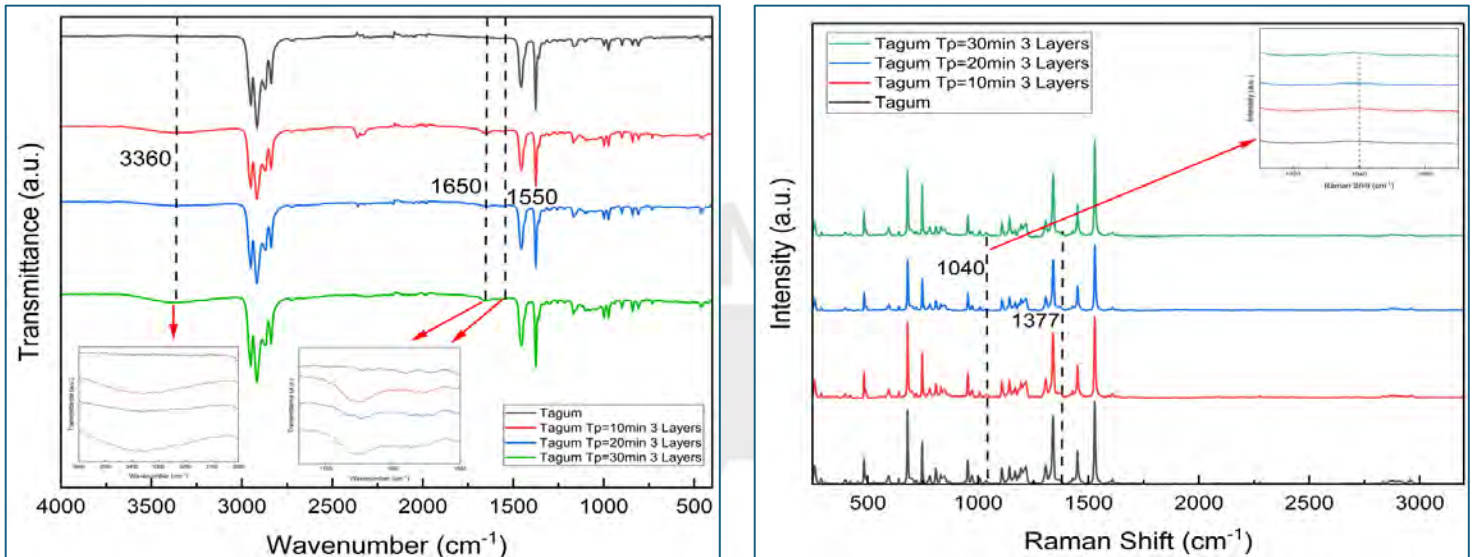


Figura 41. Espectros FTIR y Raman de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma, recubiertos con quitosano por 2 horas y con 3 capas de recubrimiento.

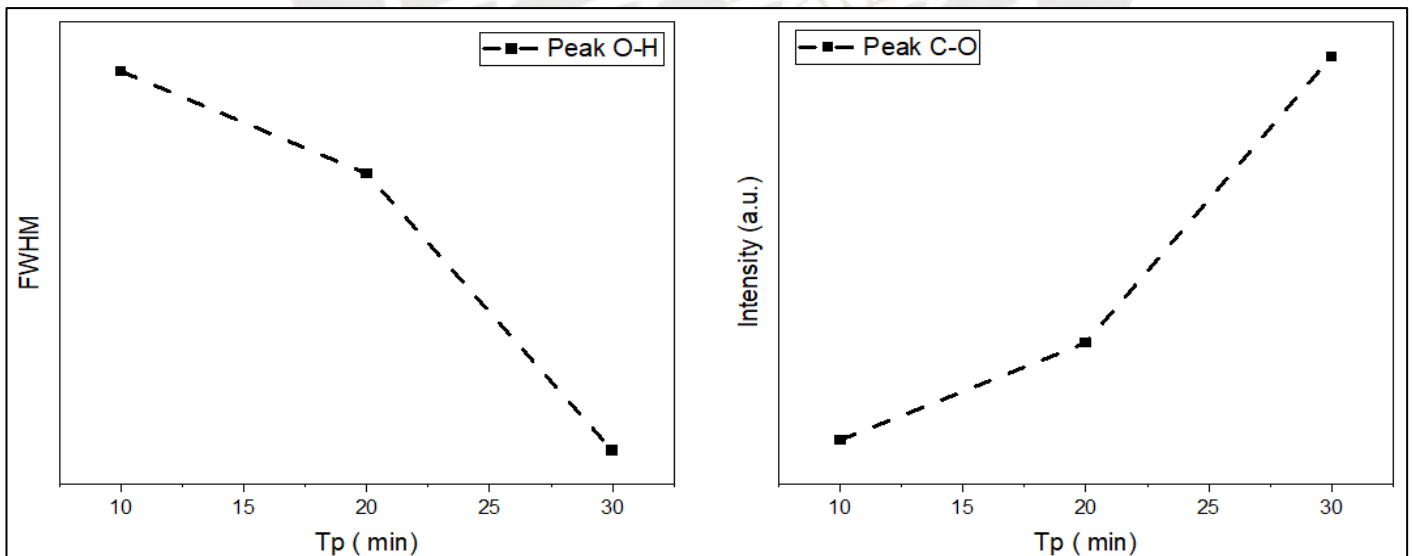


Figura 42. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 2$ H); (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Dip coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con

plasma ($T_p = 10 \text{ min}$, 20 min y 30 min), con 3 capas de recubrimiento de quitosano y tiempo de sumergimiento ($T_s = 2 \text{ H}$).

En la Figura 39, se observa que después del tratamiento con plasma sobre las suturas Tagum, los espectros muestran las bandas representativas del polipropileno que son los dos picos a 1455 y 1376 cm^{-1} , que se deben a las vibraciones de flexión asimétricas y simétricas de CH_2 insaturado e CH_3 , también presentan la nueva banda de absorción del quitosano a $3100 - 3600 \text{ cm}^{-1}$ que se atribuye a la vibración de estiramiento de $-\text{OH}$ en los grupos hidroxilo ($-\text{OH}$) y la vibración por el estiramiento $\text{C}=\text{O}$ en 1640 cm^{-1} , pero en esta ocasión se presenta una intensidad media en los espectros que los obtenidos en las Figuras 31 y 33 y esto es debido a que aunque la cantidad de quitosano aumenta proporcionalmente con el número de capas de recubrimiento [102]. Estas presentan bandas con amplitud intermedia en los distintos tiempos de tratamientos de plasma, a pesar del tiempo de sumergimiento del quitosano ($T_s = 1 \text{ H}$ y $T_s = 2 \text{ H}$), ya que la potencia fue baja en todos los tratamientos superficiales.

En la figura de Raman de las suturas Tagum se puede apreciar que se presentan los picos representativos del quitosano que son 1040 cm^{-1} el estiramiento $\text{C}-\text{O}$, 1115 cm^{-1} $\text{C}-\text{O}-\text{C}$ grupo Eter y 1377 cm^{-1} estiramiento $\text{C}-\text{N}$. Estas bandas no aumentan su intensidad debido a la baja potencia del proceso de modificación superficial de las suturas antes del recubrimiento. Esto no produce los sitios activos suficientes para la inmovilización de los grupos funcionales del quitosano.

En la Figura 40, el ancho del pico $-\text{OH}$ del espectro FTIR correspondiente a la sutura Tagum, tratada con diferentes tiempos de exposición al plasma (10 min , 20 min y 30 min), con un tiempo de inmersión de 1 hora y aplicando 3 capas por la técnica de Dip coating. Se observa una disminución del ancho del pico $-\text{OH}$, lo que representa mayor intensidad del pico $-\text{OH}$, por lo que el tratamiento con plasma es efectivo en este caso y más por la mayor cantidad de capas recubiertas en la sutura, además la intensidad del pico $\text{C}-\text{O}$, también indica este comportamiento de mejora, ya que su intensidad aumenta en mayor cantidad, por lo que sugiera mayor cantidad de quitosano adherido en la superficie de la sutura. Así mismo, en la Figura 42, se analiza el ancho del pico $-\text{OH}$ del espectro FTIR de la sutura Tagum, tratada con diferentes tiempos de plasma (10 min , 20 min y 30 min), pero con un tiempo de sumergimiento de 2 horas y recubrimiento de 3 capas mediante Dip coating. Esta condición representa el mejor

resultado obtenido para la sutura Tagum, ya que se observa una mayor disminución del ancho del pico -OH, por lo que obtenemos una mayor intensidad del pico, lo cual es más notorio en el instante de 30 min, y esto se debe a la mayor cantidad de capas de recubrimiento y al aumento del tiempo de sumergimiento de la sutura con el quitosano, lo que produce una mayor cantidad de quitosano inmovilizado en la superficie de la sutura. Además, esto también se corrobora con la mayor intensidad del pico C-O, el cual demuestra que hay mayor cantidad de quitosano en la superficie, el cual es más notorio a un mayor tiempo de tratamiento con plasma, porque hay sitios más activos donde los grupos funcionales se puede unir a la superficie.

4.1.3 Spin Coating Monocapa

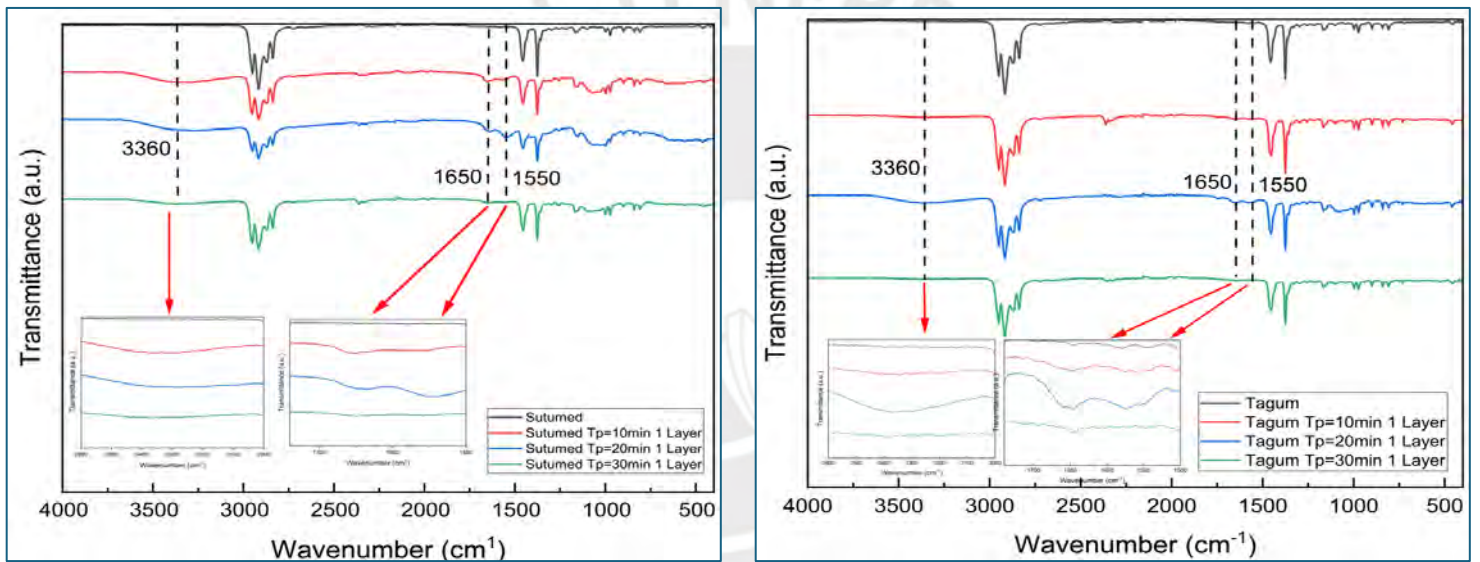


Figura 43. Espectro FTIR de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma y recubiertos con quitosano por la técnica Spin coating.

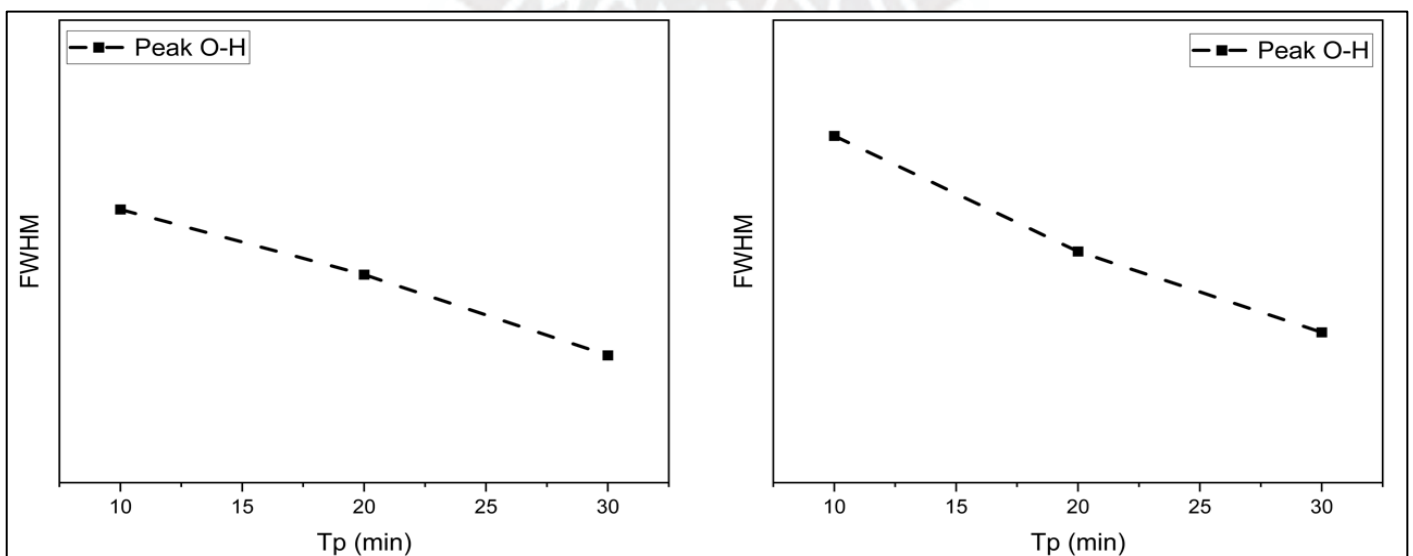


Figura 44. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 1 capa de recubrimiento de quitosano; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 1 capa de recubrimiento de quitosano.

En la Figura 43, se muestran los espectros de FTIR obtenidos del proceso de recubrimiento por la técnica Spin coating, la cual permite la producción de películas bien organizadas con una superficie plana, lisa y con un espesor controlable, por lo que durante este proceso se debe controlar la velocidad de giro, ya que a velocidades muy altas se obtienen capas muy delgadas, también que para este método se usa cantidades pequeñas de quitosano (100 μ L), por lo que este se puede depositar en el centro del sustrato o alrededor de él. Debido a todo esto se puede apreciar que, en los espectros obtenidos con una capa de recubrimiento de quitosano por esta técnica, la amplitud de las bandas es baja debido a la poca cantidad de quitosano en la superficie de las suturas, por lo que para poder tener un mejor recubrimiento se procedió a empezar con los ensayos multicapa, los cuales se presentan en la siguiente sección [101,102].

En la Figura 44, se analiza el comportamiento del ancho del pico -OH en el espectro FTIR correspondiente a la sutura Sutumed, tratada con diferentes tiempos de exposición al plasma (10 min, 20 min y 30 min), y recubierta mediante la técnica de Spin coating con una sola capa de quitosano. Se observa una disminución leve del ancho del pico -OH, lo que sugiere un aumento menor de la intensidad del pico, además de la menor cantidad de grupos hidroxilo en la superficie. Así mismo, podemos observar este mismo efecto en el ancho del pico -OH del espectro FTIR de la sutura Tagum, la cual también fue trata con diferentes tiempos de plasma (10 min, 20 min y 30 min) y recubierta con una capa de quitosano, con la técnica Spin coating, esta presenta una disminución leve del ancho del pico -OH, debido a la baja adherencia del quitosano.

4.1.3 Spin Coating Multicapa

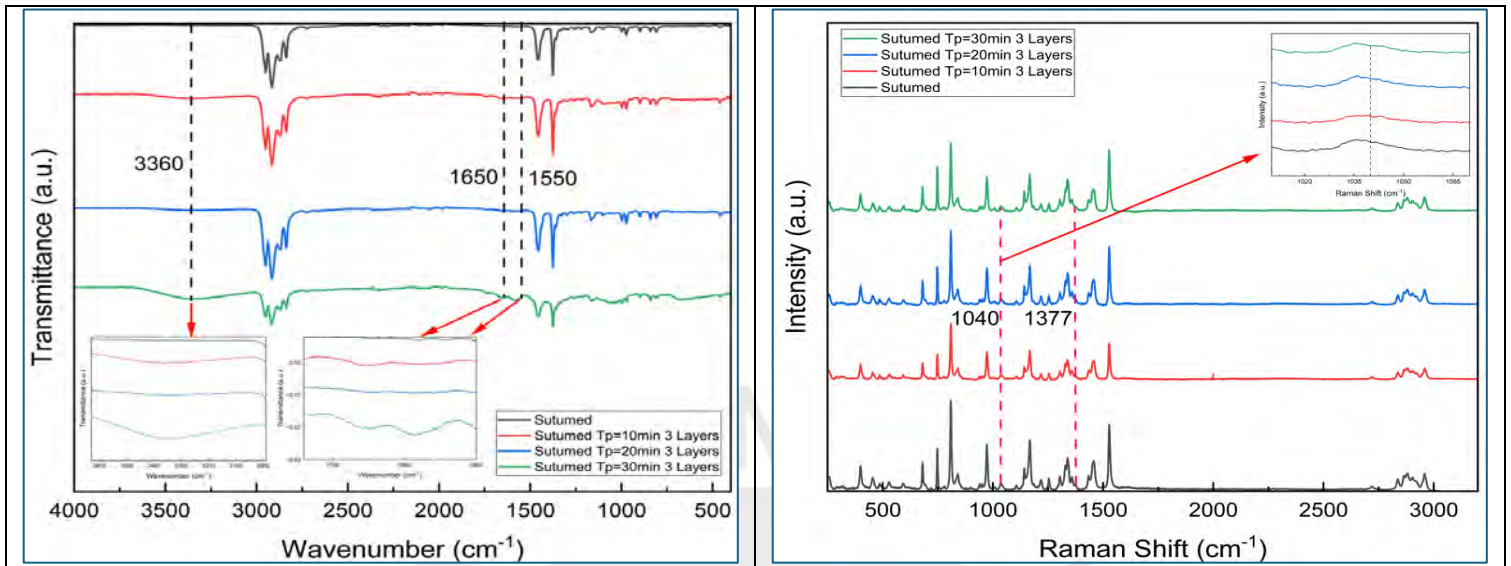


Figura 45. Espectro FTIR de las suturas Sutumed con distintos tiempos de modificaciones de plasma y recubiertos con quitosano por 3 capas.

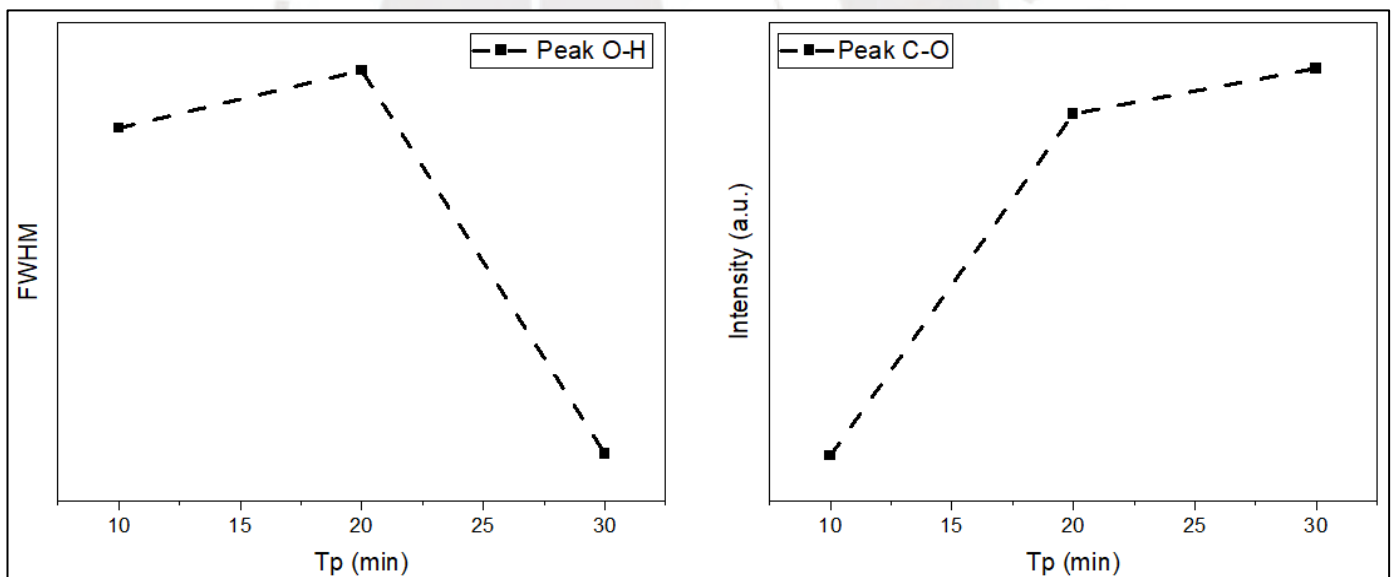


Figura 46. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Spin coating de la sutura Sutumed a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano.

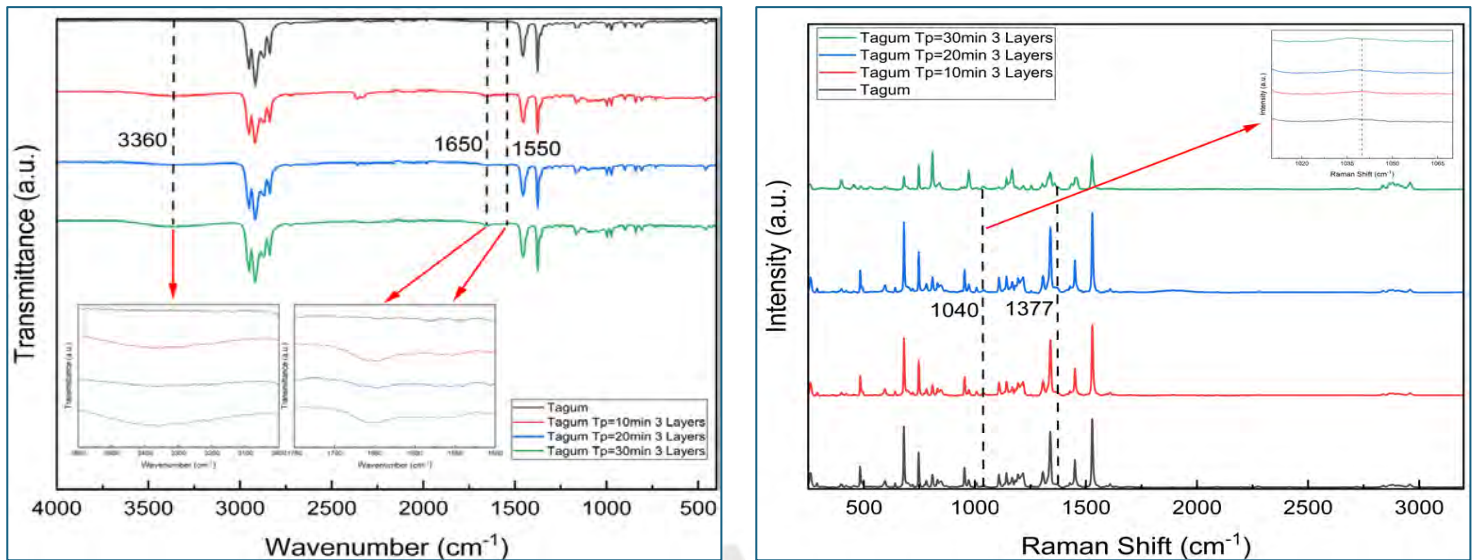


Figura 47. Espectro FTIR de las suturas Tagum con distintos tiempos de modificaciones de plasma y recubiertos con quitosano por 3 capas.

En las Figuras 45 y 47, se muestran los espectros de FTIR obtenidos del proceso de recubrimiento por la técnica Spin coating multicapa, la cual debido a las 3 capas que se produjeron encima de ambas suturas Sutumed y Tagum, se pudo obtener las bandas y picos representativos del quitosano en las suturas con amplitudes más amplias, por lo que también se presentaron la nueva banda de absorción a $3100 - 3600 \text{ cm}^{-1}$ que se atribuye a la vibración de estiramiento de $-\text{OH}$ en los grupos hidroxilo ($-\text{OH}$) y la vibración por el estiramiento $\text{C}=\text{O}$ en 1640 cm^{-1} , además de las bandas 1655 cm^{-1} y 1550 cm^{-1} que corresponden a la amida I y la amida II, todo esto demuestra que si se recubrieron con quitosano las suturas tratadas con los distintos tiempos de plasma, así mismo debido a que se obtienen capas con una superficie plana y con un espesor controlado, lo que permite ver de manera más clara la mayor cantidad de grupos funcionales del quitosano sobre las suturas tratadas, por lo que en ambas suturas el espectro con mayor tiempo de tratamiento de plasma ($T_p = 30 \text{ min}$) y mayor número de capas presenta bandas más amplias y picos con amplitudes mayores en las zonas de estiramiento de $-\text{OH}$, los picos característicos amida y el estiramiento $\text{C}=\text{O}$ [54,96].

Las gráficas de Raman de ambas suturas se pueden apreciar que si presentan los picos representativos del quitosano que son: 1040 cm^{-1} estiramiento C-O, 1115 cm^{-1} C-O-C grupo Eter y 1377 cm^{-1} estiramiento C-N. Cuyas bandas son pronunciadas debido a la formación de las multicapas en la superficie de las suturas modificadas con plasma.

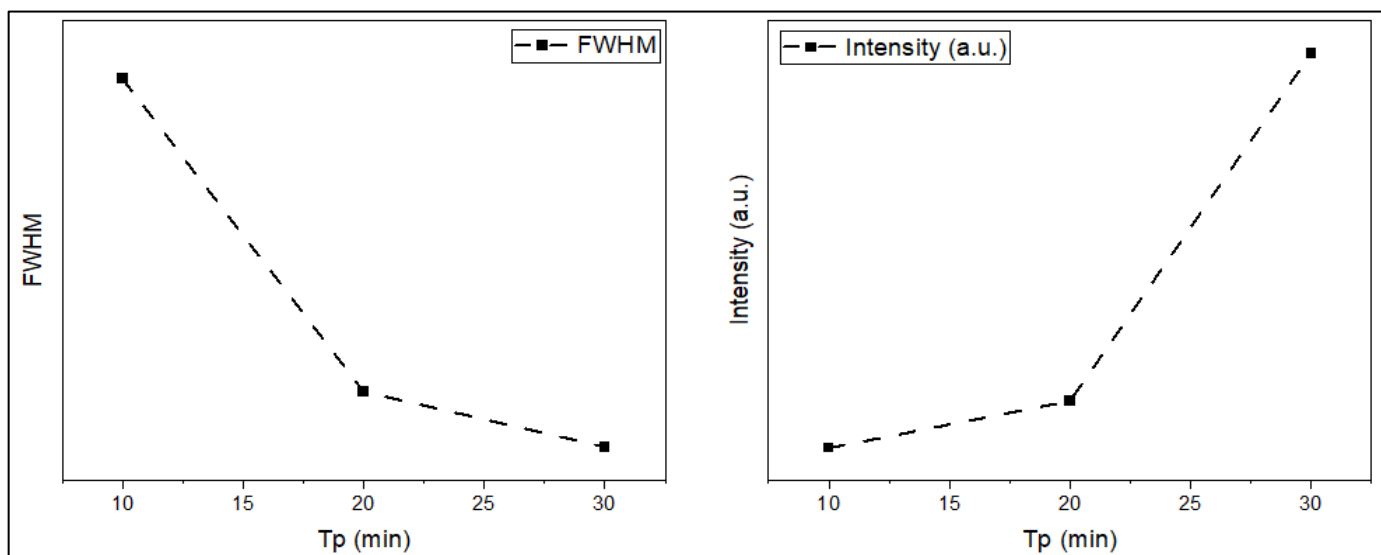


Figura 48. El ancho del pico O-H del espectro FTIR de la técnica Spin coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10\text{ min}$, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano; (B) La intensidad del pico C-O del espectro Raman de la técnica Spin coating de la sutura Tagum a distintos tiempos de tratamiento con plasma ($T_p = 10\text{ min}$, 20 min y 30 min) y con 3 capas de recubrimiento de quitosano.

En la Figura 46, se presenta el análisis del ancho del pico -OH del espectro FTIR correspondiente a la sutura Sutumed, tratada con distintos tiempos de plasma (10 min , 20 min y 30 min), empleando la técnica de Spin coating con un recubrimiento de 3 capas de quitosano. En comparación con la Figura 48, se puede observar una mejora clara, ya que presenta una mayor disminución del ancho del pico -OH , lo que implica mayor intensidad del pico -OH , por la mayor cantidad de grupos hidroxilo en la superficie funcionalizada por el plasma, y esto se puede corroborar con el aumento de la intensidad del pico C-O, por el incremento de la cantidad de quitosano adherido a la superficie, por la mayor cantidad de capas que recubren la sutura, que con el aumento del tiempo de tratamiento con plasma, se evidencia un pico con mayor intensidad en el tiempo de 30 min .

4.2 Análisis del proceso de recubrimiento

Para esta sección se presentan el análisis de los parámetros tiempo de recubrimiento del quitosano, tiempos de tratamiento con plasma y cantidad de capas, los cuales fueron evaluados para obtener más información acerca de ellos y poder determinar cuáles son los parámetros ideales para la obtención de suturas antimicrobianas.

A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de sumergimiento con quitosano.

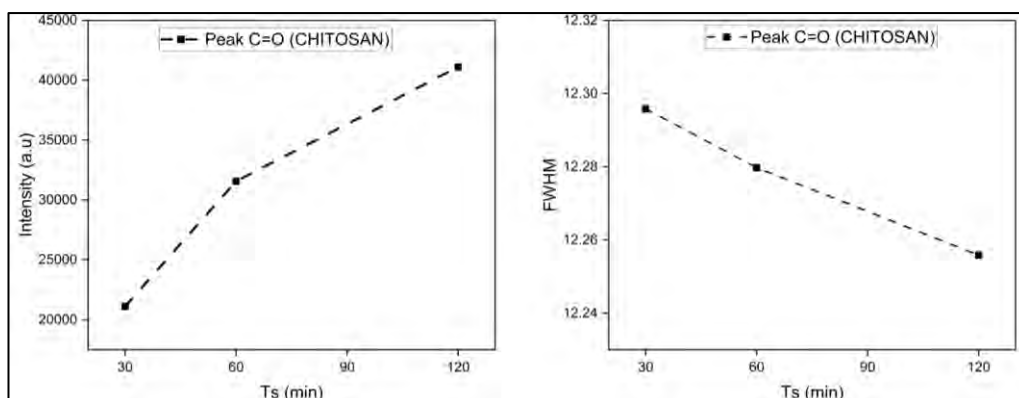


Figura 49. (A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de sumergimiento con quitosano ($T_s = 30$ min, 60 min y 120 min); (B) El ancho del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de sumergimiento con quitosano ($T_s = 30$ min, 60 min y 120 min).

En la Figura 49, se puede apreciar que, a mayor tiempo de sumergimiento con quitosano con las suturas, la amplitud de su pico C=O aumenta y esto es debido a que las suturas están expuestas a los grupos funcionales del quitosano, además que debido a que la zona superficial de las suturas se forman enlaces como: el enlace hidrogeno entre los grupos -NH₂ y -OH del quitosano. Además, se presencia el grupo funcional que contiene oxígeno que es el grupo ceto (C=O).

B) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de modificación con plasma

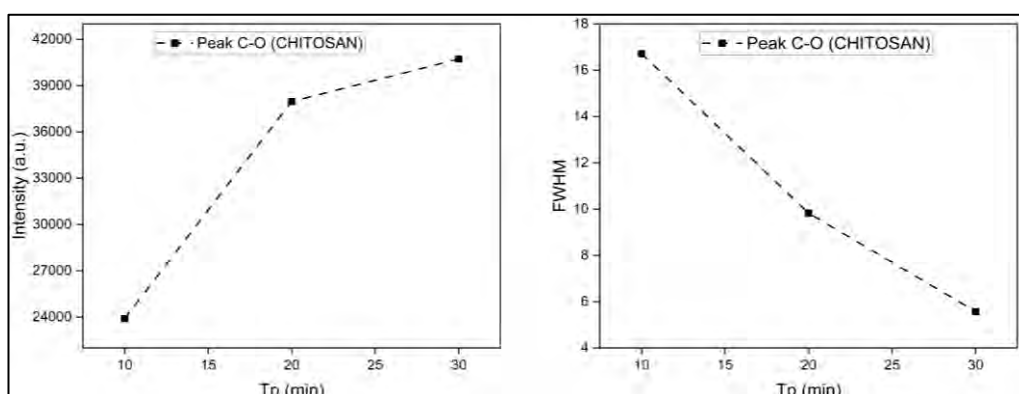


Figura 50. (A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de modificación con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min); (B) El ancho del pico C=O del quitosano a distintos tiempos de modificación con plasma ($T_p = 10$ min, 20 min y 30 min).

En la Figura 50, se puede apreciar a qué mayor tiempo de tratamiento con plasma, se inmoviliza más cantidad de quitosano en la superficie de las suturas, esto es debido a que el plasma produce sitios activos que desempeñan un papel importante en la interacción del polímero (polipropileno) con el quitosano por lo al ver más tiempo de exposición con el plasma aumenta también la relación de oxígeno en las suturas y la formación de enlaces polares [103]. Además, debido al incremento de la intensidad del pico, se reduce el ancho de este también, como se observa en la Figura 30 (b).

C) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintas cantidades de capas de quitosano en las suturas.

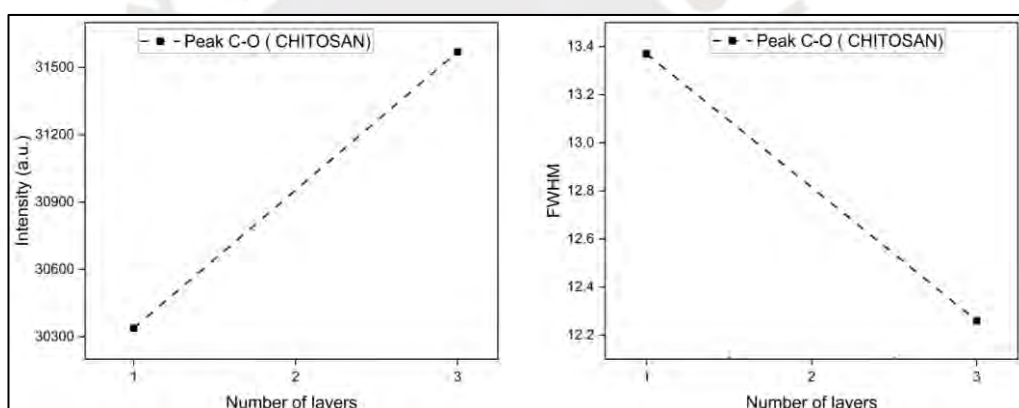


Figura 51. (A) Intensidad del pico C=O del quitosano a distintas cantidades de capas de quitosano (Layers = 1 y 3 capas); (B) El ancho del pico C=O del quitosano distintas cantidades de capas de quitosano (Layers= 1 y 3 capas).

En la Figura 51, podemos observar que a más cantidad de capas que se recubran en las suturas, produce una mayor amplitud en sus bandas características representativas del quitosano inmovilizado en su superficie, como por ejemplo en el pico del grupo C=O, el cual su intensidad aumenta y esto se debe a que la cantidad de quitosano aumenta proporcionalmente con el número de capas, por lo que aumenta la cantidad de grupos funcionales disponibles para su inclusión en la zona superficial activada de las suturas [100]. Finalmente, se presenta la Tabla 17, la cual presenta los parámetros utilizados en los ensayos para la obtención de las suturas antimicrobianas y si funcionaron o no para lograr esto.

Tabla 17. Los parámetros de los ensayos de las suturas con quitosano.

Tiempo de sumergido		Tiempo de Secado		Tiempo de lavado		Tiempo de curado		Tiempo de modificación con plasma		Sutura	
30 min	-	30 min	+	3 min	+	20 min	+	-	-	SUTUMED	
60 min	+	60 min	+	3 min	+	20 min	+	10 min	-		
								20 min	+		
								30 min	++		
120 min	++	120 min	++	3 min	+	20 min	+	10 min	-		
								20 min	+		
								30 min	++		
30 min	-	30 min	+	3 min	+	20 min	+	-	-		TAGUM
60 min	+	60 min	+	3 min	+	20 min	+	10 min	+		
								20 min	-		
								30 min	++		
120 min	++	120 min	++	3 min	+	20 min	+	10 min	+		
								20 min	+		
								30 min	++		

Notación: 0: No es suficiente tiempo, (-): Es muy poco tiempo, (+): es largo el tiempo y (++): es el tiempo ideal.

De esta tabla se puede apreciar que los mejores parámetros fueron los que poseen mayor valor para ambas suturas, sin embargo, para el caso de la sutura Sutumed esta presenta resultados relevantes desde un tiempo intermedio a comparación de la sutura Tagum que presenta mejores resultados con el máximo valor de los parámetros.

4.4 Análisis de los resultados de SEM

Se realizó un análisis SEM para evaluar la morfología de la superficie de las suturas antes y después de la inmovilización de quitosano sobre ellas, mediante las dos técnicas Dip coating y Spin coating. En las Figuras 52 y 53, se presentan las imágenes SEM obtenidas con la primera técnica.

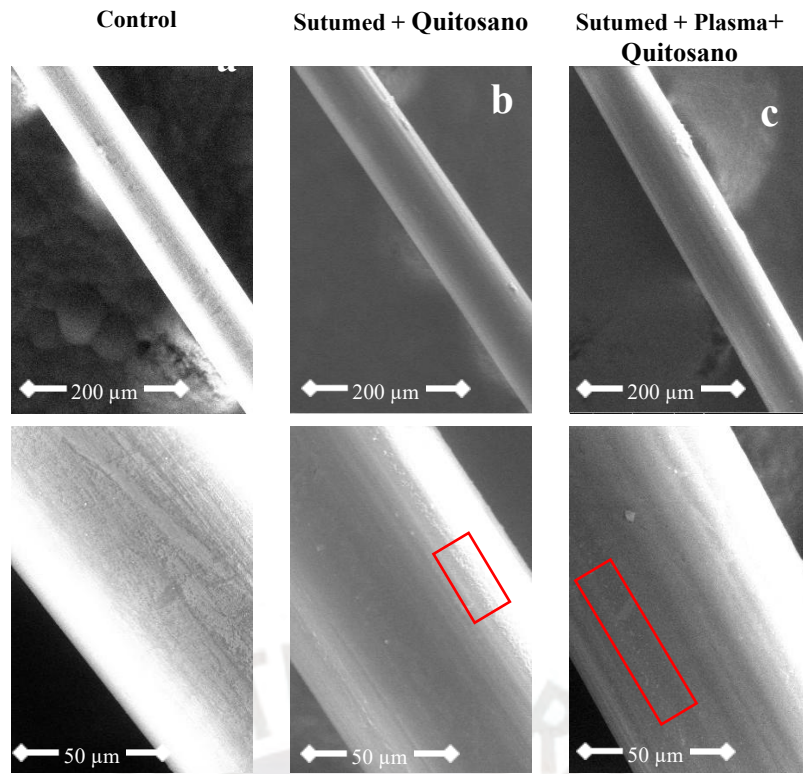


Figura 52. Imágenes SEM de las suturas Sutumed por el método Dip coating (a) Control, (b) Sutumed + quitosano $T_s = 2$ H, $T_1 = 2$ H $T_2 = 20$ min, (d) Sutumed + plasma + quitosano $T_p = 10$ min, $T_s = 1$ H, $T_1 = 1$ H, $T_2 = 20$ min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.

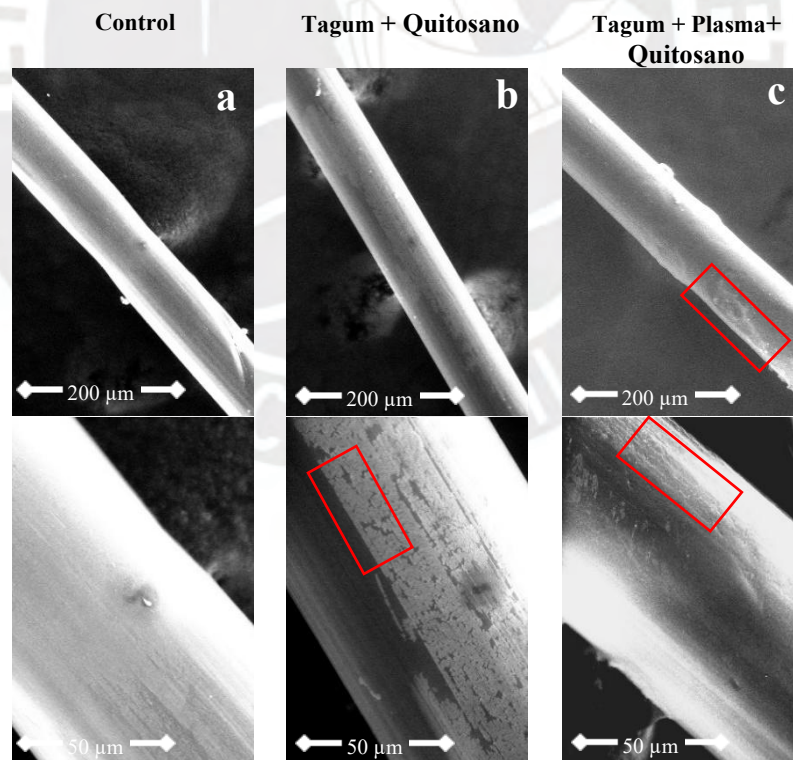


Figura 53. Imágenes SEM de las suturas Tagum por el método Dip coating (a) Control, (b) Tagum + quitosano $T_s = 1$ H, $T_1 = 1$ H $T_2 = 20$ min, (c) Tagum + quitosano $T_s = 2$ H, $T_1 = 2$ H $T_2 = 20$ min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.

En las Figuras 52 y 53, se puede observar que las suturas sin recubrir tienen una superficie limpia y lisa, como se muestran en las Figuras 52a y 53a. También que la superficie recubierta con quitosano sin tratamiento con plasma (Figura 52b y 53b) poseen pequeños pedazos de quitosano, en la superficie y esto debido a que como la sutura es del material polipropileno, el cual no tiene en la superficie sitios activos para crear enlaces con los grupos funcionales del quitosano, por lo que no se inmoviliza el quitosano en la superficie. En cambio, en las Figuras 52c y 53c, las cuales son las suturas tratadas con plasma y recubiertas con quitosano, estas presentan zonas oscuras y granulares, las cuales sugieren que las suturas fueron recubiertas por quitosano, estas zonas fueron remarcadas en cuadros rojos en las figuras SEM [20].

En las Figuras 54 y 55, se presentan las suturas con recubrimiento multicapa con distintos tiempos de modificación superficial de plasma.

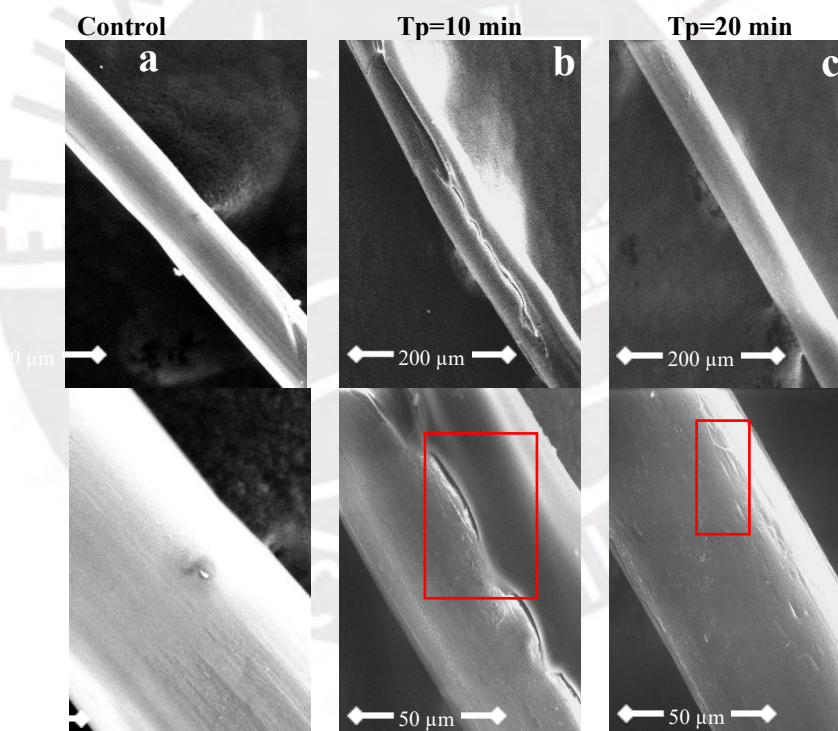


Figura 54. Imágenes SEM de las suturas Sutumed multicapa (a) Control, (b) Sutumed + plasma + quitosano por 10 min, (c) Sutumed + plasma + quitosano por 20 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.

Se puede apreciar que en la Figura 54, la sutura sin recubrir tiene una superficie limpia y lisa, como se muestra en la Figura 54a. También que en las Figuras 54b y 54c, las cuales son las suturas tratadas con plasma y recubiertas con quitosano, estas presentan

zonas oscuras y granulares, estas sugieren que las suturas fueron recubiertas por quitosano, además que se presentan capas de quitosano, porque hay zonas gruesas en la superficie e irregulares, estas zonas fueron remarcadas en cuadros rojos en las figuras SEM para poder diferenciarlas.

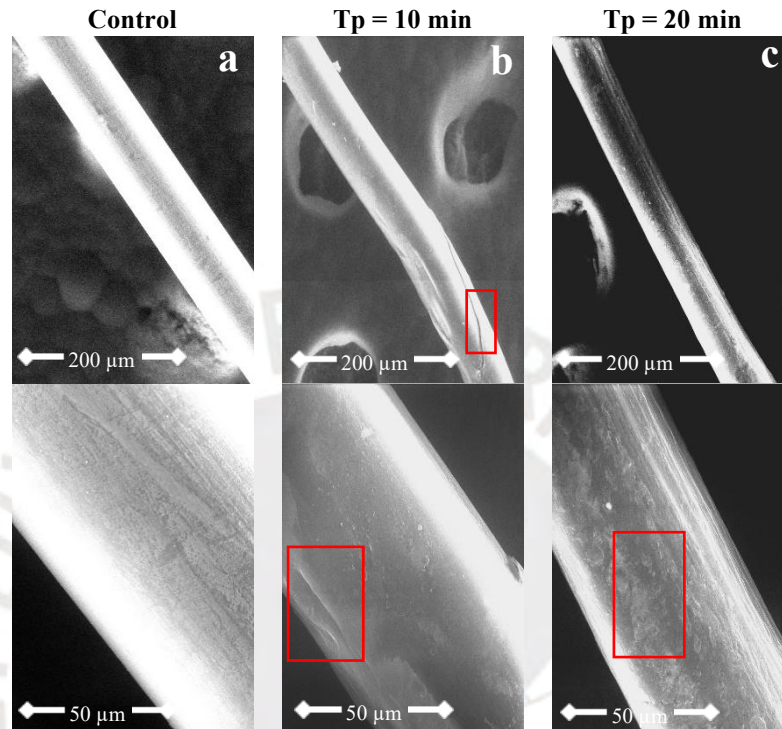


Figura 55. Imágenes SEM de las suturas Tagum multicapa (a) Control, (b) Sutumed + plasma + quitosano por 10 min, (c) Sutumed + plasma + quitosano por 20 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.

En la Figura 55, las suturas sin recubrir tienen una superficie limpia y lisa, como se muestran en las Figuras 54a y 55a. Las Figuras 54b, 54c, 55b y 55 c, cuáles en este caso son las suturas tratadas con plasma y recubiertas con quitosano, también presentan zonas oscuras y granulares, lo que sugiere que las suturas Sutumed y Tagum fueron recubiertas por quitosano, además de que este se presenta en forma de capas, porque hay zonas gruesas en la superficie e irregulares, estas zonas fueron remarcadas en cuadros rojos en las figuras SEM para poder diferenciarlas.

Finalmente, en la Figura 56, se presentan las imágenes SEM obtenidas con la segunda técnica.

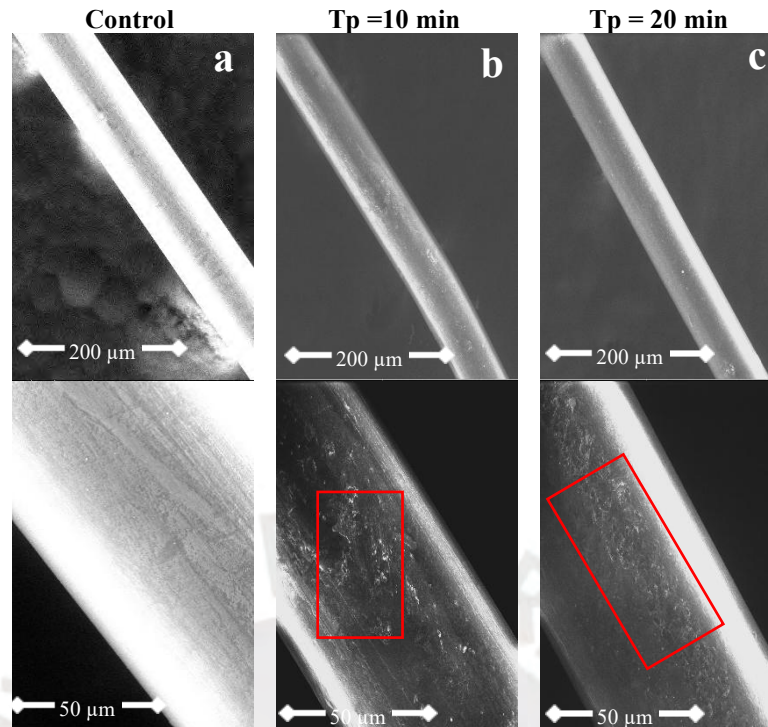


Figura 56. Imágenes SEM de las suturas recubiertas por el método Spin coating (a) Control, (b) Sutura + plasma + quitosano por 10 min, (c) Sutura + plasma + quitosano por 20 min. Nota: Las zonas que presentan recubrimiento de quitosano están remarcadas con un rectángulo rojo.

En la Figura 56, se puede observar que a medida que aumenta el tiempo de modificación con plasma en las suturas, la superficie de esta se vuelve más granulosa y rugosa, lo que demuestra el quitosano en las suturas después de la modificación superficial y el recubrimiento.

4.5 Resultados del Ensayo antibacteriano

Para evaluar la actividad antibacteriana de la sutura recubierta con quitosano se utilizó la cepa de *Staphylococcus aureus* (ATCC 25923). Por lo que se preparó distintas soluciones de quitosano en medio de cultivo con bacteria a diferentes concentraciones que van desde 10 $\mu\text{g/ml}$ hasta 500 $\mu\text{g/ml}$, las cuales se probaron contra *S. aureus* en una microplaca de 96 pocillos. También se hicieron disoluciones con el quitosano en las mismas concentraciones, para ver su efecto relacionado con la inhibición antibacteriana. Con respecto al control positivo de este ensayo se utilizó tetraciclina en cuatros concentraciones diferentes, que van desde 2 $\mu\text{g/ml}$ a 0.25 $\mu\text{g/ml}$ y el control negativo fue el ácido acético, el disolvente del quitosano, para descartar cualquier

posible efecto inhibitor de este. La microplaca se incubo a 37°C y se controló el crecimiento bacteriano.

4.5.1 Actividad antibacteriana de las suturas recubiertas con quitosano

Para este método se prepararon seis placas de agar LB para en el ensayo antibacteriano. Una placa para el control negativo (sin inoculación bacteriana), mientras otro sirvió de control positivo, inoculada con *S. aureus* a una concentración de 614×10^5 UFC/mL. Así los centros de dos placas fueron retirados para colocar muestras de ácido acético y quitosano para comprobar su efecto antibacteriano sin la sutura, esto se puede apreciar en la Figura 57.

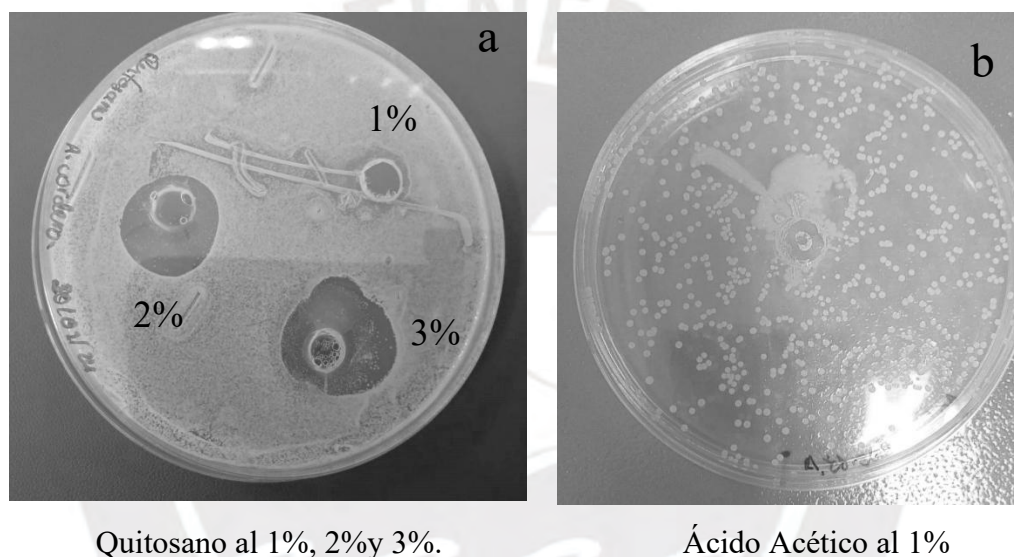


Figura 57. Imágenes de la inhibición antibacteriana (a) quitosano al 1%, 2% y 3% y del (b) ácido acético.

Las demás placas fueron incubadas a 37°C durante 18 horas, las cuales tenían encima suturas con distintos parámetros, los cuales fueron: sutura sin tratamiento, sutura modificada con plasma, sutura recubierta con quitosano, sutura modificada con plasma y recubierta con quitosano, y sutura recubierta con tetraciclina, para ambos tipos de marca de sutura, después de este tiempo se pudo observar la formación de las zonas de inhibición, las cuales se presentan en la Figura 58. Actividad antibacteriana de las suturas con distintos parámetros contra *S. Aureus*.

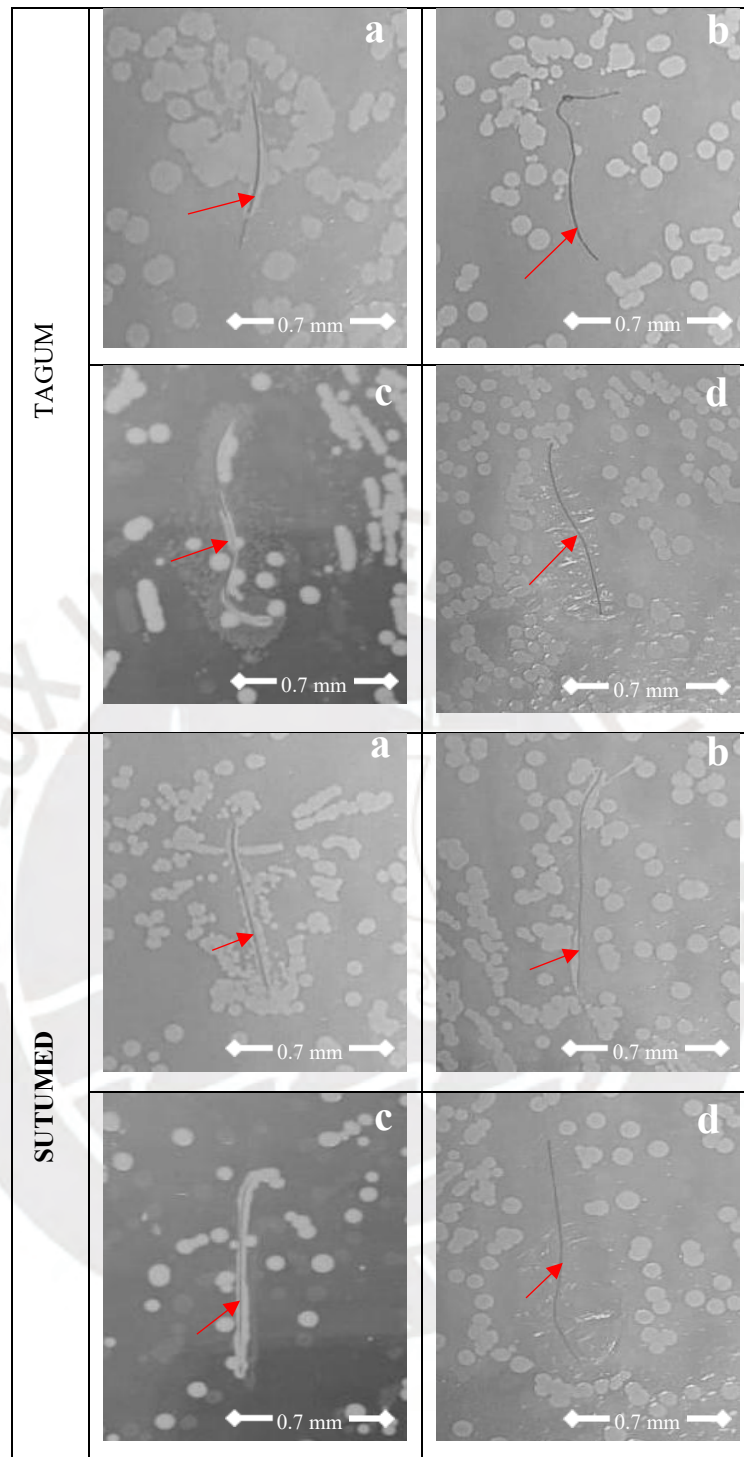


Figura 58. Imágenes de los ensayos de la actividad antibacteriana de ambas marcas de suturas contra *S.Aureus*, (a) Control, (b) Sutura + quitosano, (c) Sutura + plasma y (d) Sutura + plasma + quitosano. Nota: Las flechas rojas indican la ubicación de las suturas en las placas Petri.

Se puede apreciar que las suturas tratadas con plasma ($T_p= 30$ min) y recubiertas con quitosano ($T_s =1$ H, $T_1 = 1$ H), presentan un efecto inhibitorio contra *S. aureus* por la formación de un halo alrededor de estas suturas Sutumed y Tagum, además evitar la adhesión de esta bacteria sobre la superficie de los hilos, a comparación de los demás casos donde si se presenta un crecimiento bacteriano sobre la sutura. En la Tabla 18, se presenta estos resultados mediante de las mediciones de las áreas de inhibición obtenidas de las suturas tratadas con distintos parámetros ante la bacteria *S. aureus*.

Tabla 18. Resultados de las áreas de inhibición obtenidas de las suturas tratadas con distintos parámetros ante la bacteria *S. aureus*.

Área de inhibición (mm^2)	Sin recubrir	Con tratamiento de plasma	Con quitosano al 1%	Con tratamiento de plasma y quitosano al 1%
TAGUM	0	0	3.41 ± 0.09	10.14 ± 0.27
SUTUMED	0	0	2.10 ± 0.03	14.85 ± 0.09

4.5.2 Actividad antibacteriana del quitosano

Los resultados obtenidos del ensayo de la placa de 96 pocillos, que se pueden apreciar en la Figura 59, confirman la existencia del efecto antibacteriano del quitosano usado para el recubrimiento de estas suturas, el cual varía según su concentración. Los pocillos que contenían concentraciones bajas de quitosano ($< 150 \mu g/ml$), reflejan un crecimiento bacteriano, mientras tanto a concentraciones superiores a $150 \mu g/ml$, hubo una reducción en la absorbancia, lo que indica el inicio de la inhibición bacteriana efectiva, por lo cual la concentración inhibitoria mínima (CIM) del quitosano contra *S. aureus* se encuentra entre $150 \mu g/ml$ y $500 \mu g/ml$.

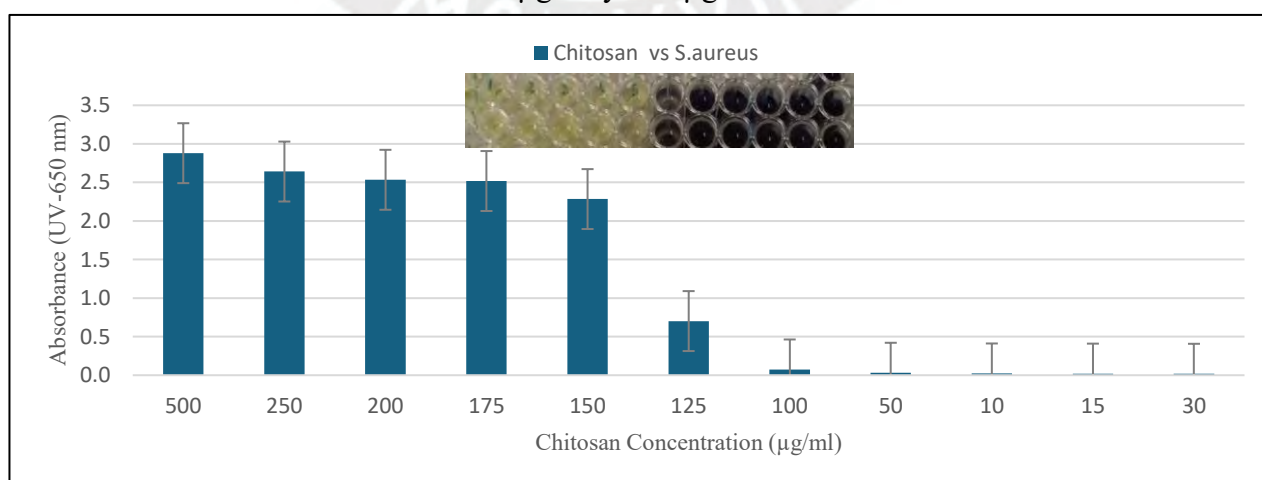


Figura 59. Resultados de la prueba antibacteriana del quitosano contra *S.Aureus*.

CAPÍTULO 5

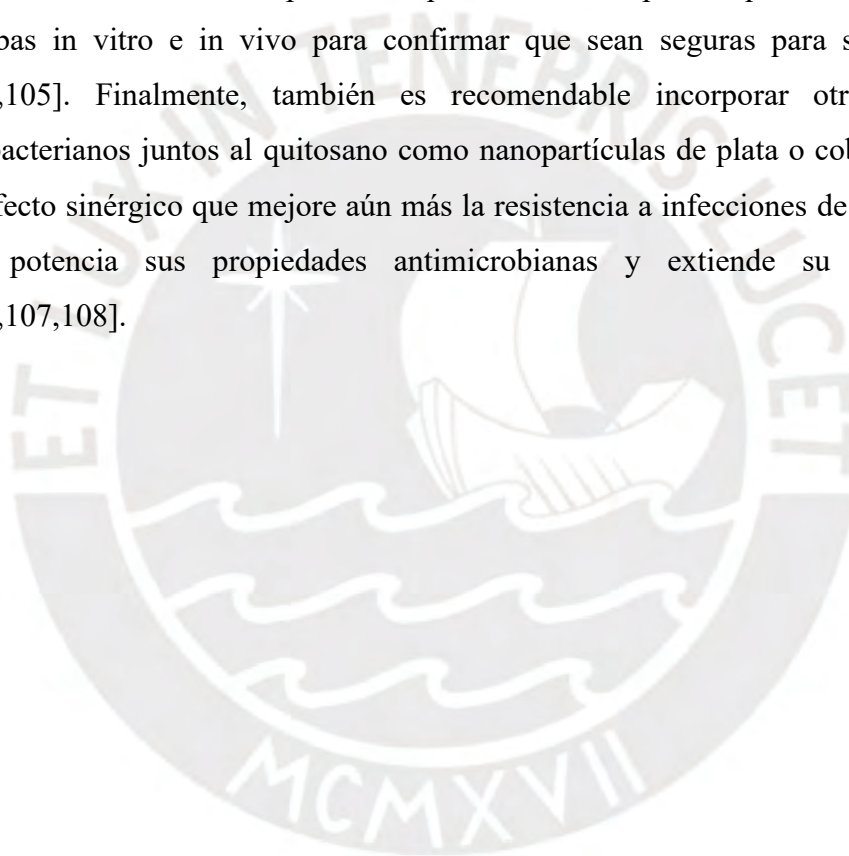
CONCLUSIONES

El desarrollo de suturas antimicrobianas representa un avance significativo para la reducción de la incidencia de las infecciones en los sitios quirúrgicos (ISQ), por lo que al obtener suturas tratadas con plasma y recubiertas con quitosano estas permiten la inhibición de la formación del limo o la colonización de bacterias formadoras de estas, por lo que se impide que las cepas como *S. epidermis* se anclen a las células del tejido huésped y a las superficies inertes como las suturas. Asimismo, al tratar con plasma de descarga luminosa, se modifica la superficie de las suturas activándola e incrementando la energía superficial de estas, lo que incrementa la formación de grupos funcionales y enlaces polares en las superficies de las suturas Sutumed y Tagum. Este cambio mejora la adhesión del quitosano a las suturas, lo que incrementa su capacidad antimicrobiana [103]. Sin embargo, en algunos estudios se ha observado también que el efecto del tratamiento con plasma no es permanente, lo cual a pesar del poco tiempo de análisis y de tratamiento que se realizaron en esta tesis que fueron $T_p = 10$ min, 20 min y 30 min, aún se mantiene la inmovilización del quitosano después de un periodo de envejecimiento [103]. Con respecto al aumento del tiempo de tratamiento con plasma, se evidenció que esto proporciona un incremento superficial de los grupos funcionales, por lo que produce la aparición de una banda amplia en los espectros FTIR de las suturas, por la presencia del grupo -OH, el cual permite que mejore la hidrofilia superficial de estos hilos quirúrgicos [104]. También que tanto en los espectros de FTIR y Raman de ambas marcas, se evidenció las bandas y picos característicos del quitosano por lo que se logró recubrir las suturas con la metodología planteada inicialmente. Por otra parte, las imágenes SEM obtenidas, permiten ver que a medida que aumenta la cantidad de quitosano en la superficie, el tiempo de tratamiento con plasma y el tiempo de sumergimiento con el quitosano, se aumenta la rugosidad de la superficie de las suturas tanto en el método de dip coating como de spin coating. Aunque debido a la generación de capas uniformes por medio de la segunda técnica este cambio es más evidente que en la primera. Finalmente, algunos resultados mostraron variaciones, debido a que los parámetros como potencia y presión, no se pudieron mantener constantes durante el proceso del tratamiento con plasma.

CAPÍTULO 6

RECOMENDACIONES y PERSPECTIVAS A FUTURO

Para maximizar la eficacia de las suturas antimicrobianas se recomienda la optimización de los parámetros del tratamiento con plasma, como el tiempo de exposición, la potencia de la descarga y el tipo de gas utilizado, ya que esto según estudios permiten incrementar la adherencia del quitosano sin comprometer las propiedades mecánicas de las suturas [20]. Adicionalmente, es importante realizar estudios de biocompatibilidad para asegurar que las suturas tratadas no provoquen reacciones adversas a los pacientes que las utilicen, por lo que se deberán incluir pruebas in vitro e in vivo para confirmar que sean seguras para su uso clínico [104,105]. Finalmente, también es recomendable incorporar otros materiales antibacterianos juntos al quitosano como nanopartículas de plata o cobre, para crear un efecto sinérgico que mejore aún más la resistencia a infecciones de las suturas, lo que potencia sus propiedades antimicrobianas y extiende su funcionalidad [106,107,108].



CAPITULO 7

BIBLIOGRAFÍA

- [1] N. Bhourri, F. Debbabi, A. Merghni, E. Rohleder, B. Mahltig, and S. Ben Abdessalem, "New manufacturing process to develop antibacterial dyed polyethylene terephthalate sutures using plasma functionalization and chitosan immobilization," *J. Ind. Text.*, vol. 51, no. 4_suppl, pp. 6353S-6376S, 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/15280837211050525>
- [2] S. Viju and G. Thilagavathi, "Effect of chitosan coating on the characteristics of silk-braided sutures," *Journal of Industrial Textiles*, vol. 42, no. 3, pp. 256–268, Jan. 2012. doi:10.1177/1528083711435713
- [3] F. Marco *et al.*, "Study of the efficacy of coated Vicryl plus® antibacterial suture in an animal model of orthopedic surgery," *Surgical Infections*, vol. 8, no. 3, pp. 359–366, Jun. 2007. doi:10.1089/sur.2006.013
- [4] Zhang, W., Chu, P. K., Ji, J., Zhang, Y., Fu, R. K. Y., & Yan, Q. (2006). Antibacterial properties of plasma-modified and triclosan or bronopol coated polyethylene. *Polymer*, 47(3), 931–936. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2005.12.009>
- [5] Zhang, W., Chu, P. K., Ji, J., Zhang, Y., Liu, X., Fu, R. K. Y., Ha, P. C. T., & Yan, Q. (2006). Plasma surface modification of poly vinyl chloride for improvement of antibacterial properties. *Biomaterials*, 27(1), 44–51. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.05.067>
- [6] A. Hrynshyn, M. Simões, and A. Borges, "Biofilms in Surgical Site Infections: Recent Advances and Novel Prevention and Eradication Strategies," **Antibiotics**, vol. 11, no. 1, p. 69, Jan. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/antibiotics11010069>
- [7] F. M. Montero Gago, "Prevalencia de infección de sitio quirúrgico en pacientes operados en el servicio de cirugía del Hospital de Chancay durante el año 2019," Trabajo académico para optar el título de Especialista en Cirugía General, Universidad Peruana Cayetano Heredia, 2019. [Online]. Available: https://repositorio.upch.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12866/8210/Prevalencia_MonteroGago_Freddy.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [8] S. Stanic, J. Bojanic, P. Grubor, B. Mijovic, and V. Maric, "Examination of risk factors for the development of surgical site infections," **Mater. Sociomed.**, vol. 29, no. 2, pp. 134-137, 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.5455/msm.2017.29.134-137>.
- [9] A. Watanabe, S. Kohnoe, H. Sonoda, K. Shirabe, K. Fukuzawa, S. Maekawa, H. Matsuda, M. Kitamura, H. Matsuura, T. Yamanaka, Y. Kakeji, S. Tsujitani, and Y. Maehara, "Effect of intra-abdominal absorbable sutures on surgical site infection," **Surg. Today**, vol. 42, no. 1, pp. 52-59, Jan. 2012. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s00595-011-0024-5>.
- [10] C. Camerlingo, "Surgical site infection and development of antimicrobial sutures: a review," **Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.**, vol. 26, no. 3, pp. 828-845, Feb. 2022. [Online]. Available: <https://www.europeanreview.org/article/27991>. [Accessed: Apr. 15, 2024].
- [11] J. C. R. Wormald, H. A. Claireaux, A. J. Baldwin, J. K-K. Chan, J. N. Rodrigues, J. A. Cook, D. Prieto-Alhambra, M. J. Clarke, and M. L. Costa, "Antimicrobial sutures for the prevention of surgical site infection," **Cochrane Database of Systematic Reviews Protocol - Intervention**, vol. 2022, no. 6, pp. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD014719>.
- [12] C. Mingmalairak, "Antimicrobial Sutures: New Strategy in Surgical Site Infections," January 2011. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/267942263>. [Accessed: Apr. 15, 2024].

- [13] OMS, "La OMS recomienda 29 formas de detener las infecciones quirúrgicas y evitar microorganismos multirresistentes," 3 de noviembre de 2016. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news/item/03-11-2016-who-recommends-29-ways-to-stop-surgical-infections-and-avoid-superbugs>. [Accessed: Apr. 15, 2024].
- [14] D. Leaper, P. Wilson, O. Assadian, C. Edmiston, M. Kiernan, A. Miller, G. Bond-Smith, and J. Yap, "The role of antimicrobial sutures in preventing surgical site infection," **Ann. R. Coll. Surg. Engl.**, vol. 99, no. 6, pp. 439-443, Jun. 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1308/rcsann.2017.0071>
- [15] A. van de Kuit, R. J. Krishnan, W. H. Mallee, L. M. Goedhart, B. Lambert, J. N. Doornberg, T. M. J. S. Vervest, and J. Martin, "Surgical site infection after wound closure with staples versus sutures in elective knee and hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis," *Arthroplasty*, vol. 4, no. 1, pp. 12, Mar. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1186/s42836-022-00090-7>.
- [16] M. Uchino, T. Mizuguchi, H. Ohge, S. Haji, J. Shimizu, Y. Mohri, C. Yamashita, Y. Kitagawa, K. Suzuki, M. Kobayashi, M. Kobayashi, F. Sakamoto, M. Yoshida, T. Mayumi, and K. Hirata, "The efficacy of antimicrobial-coated sutures for preventing incisional surgical site infections in digestive surgery: A systematic review and meta-analysis," *J. Gastrointest. Surg.*, vol. 22, no. 10, pp. 1832-1841, Oct. 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s11605-018-3832-8>.
- [17] J. H. Yook and H. Sung, "In Vitro Antibacterial Efficacy of Vicryl and PDS Plus Antibacterial Suture," *J. Korean Surg. Soc.*, vol. 78, no. 1, pp. 1–6, Jan. 2010, doi: 10.4174/jkss.2010.78.1.1
- [18] J. M. Adkins, R. A. Ahmar, H. D. Yu, S. T. Musick, and A. M. Alberico, "Comparison of antimicrobial activity between bacitracin-soaked sutures and triclosan coated suture," *J. Surg. Res.*, vol. 270, pp. 203-207, Feb. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jss.2021.09.010>
- [19] S. Anjum, A. Gupta, S. Kumari, and B. Gupta, "Preparation and biological characterization of plasma functionalized poly(ethylene terephthalate) antimicrobial sutures," *Int. J. Polym. Mater.*, vol. 69, no. 16, pp. 1034-1042, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/00914037.2019.1655748>.
- [20] M. M. Umair, Z. Jiang, N. Ullah, W. Safdar, Z. Xie, and X. Ren, "Development and characterisation of antibacterial suture functionalised with N-halamines," *J. Ind. Text.*, vol. 46, no. 1, pp. 59-74, 2016. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/1528083715573279>.
- [21] X. Wang, P. Liu, Q. Wu, Z. Zheng, M. Xie, G. Chen, J. Yu, X. Wang, G. Li, and D. Kaplan, "Sustainable antibacterial and anti-inflammatory silk suture with surface modification of combined-therapy drugs for surgical site infection," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 14, no. 9, pp. 11177-11191, Feb. 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1021/acsami.2c00106>.
- [22] C. E. Edmiston, G. R. Seabrook, M. P. Goheen, C. J. Krepel, C. P. Johnson, B. D. Lewis, K. R. Brown, and J. B. Towne, "Bacterial adherence to surgical sutures: Can antibacterial-coated sutures reduce the risk of microbial contamination?," *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 203, no. 4, pp. 481-489, Oct. 2006. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2006.06.026>.
- [23] T. Hranjec, B. R. Swenson, and R. G. Sawyer, "Surgical site infection prevention: How we do it," *Surg. Infect. (Larchmt)*, vol. 11, no. 3, pp. 289-294, Jun. 2010. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1089/sur.2010.021>
- [24] C. D. Owens and K. Stoessel, "Surgical site infections: epidemiology, microbiology and prevention," *J. Hosp. Infect.*, vol. 70, pp. 3-10, Nov. 2008. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1016/S0195-6701\(08\)60017-1](https://doi.org/10.1016/S0195-6701(08)60017-1)
- [25] A. O. Ademuyiwa et al., "Reducing surgical site infections in low-income and middle-income countries (FALCON): a pragmatic, multicentre, stratified, randomised controlled trial," *Lancet*, vol. 398, no. 10312, pp. 1687-1699, 2021. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(21\)01548-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(21)01548-8).

- [26] R. I. Molina, M. Bejarano, and O. García, "Infección del sitio operatorio en un hospital nivel II," *Rev. Colomb. Cir.*, vol. 20, no. 2, pp. 87-96, Sep. 2005. [Online]. Available: <https://doi.org/10.30944/issn.2011-7582>
- [27] OPS, "Vigilancia epidemiológica de las infecciones asociadas a la atención de la salud. Módulo III: información para gerentes y personal directivo," ed. J. E. Cabrera, R. Holder, P. Ramón-Pardo, and V. Stempluk, ed. técnica: M.-R. Salvatierra, Washington, DC, USA: OPS, 2012. [Online]. Available: <https://doi.org/10.30944/issn.2011-7582>
- [28] Ministerio de Salud - Perú, Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades, "Situación epidemiológica de las Infecciones Asociadas a la Atención en Salud (IAAS) Perú, I Semestre 2021," [Online]. Available: https://www.dge.gob.pe/portalnuevo/wp-content/uploads/2021/09/SDSS-IAAS_Primer-semester-2021.pdf
- [29] E. T. de Trabajo Académico Para Optar, "FACTORES ASOCIADOS A RIESGO DE INFECCION DE SITIO OPERATORIO EN EL HOSPITAL REGIONAL DOCENTE CLINICO QUIRURGICO DANIEL ALCIDES CARRION HUANCAYO, 2022," Edu.pe. [Online]. Available: <https://repositorio.uma.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12970/1583/TRABAJO%20ACADEMICO-CASTRO%20ALIAGA.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. [Accessed: 31-Aug-2023].
- [30] Vásquez, Y., Ilarraza, J., Ruíz, N., Alvarez, Y., Wong, R., Morales, C., & Moy, F. (2016). Incidencia de infección asociada a la atención de salud en el Hospital Militar "Dr. Carlos Arvelo". *Bol. venez. infectol*, 27(1), 10-14. Disponible en: [Biblioteca Virtual en Salud - LILACS](<https://lilacs.bvsalud.org/>).
- [31] Rodeheaver, G. T., Kurtz, L. D., Bellamy, W. T., Smith, S. L., Farris, H., & Edlich, R. F. (1983). Biocidal Braided Sutures. *Arch. Surg.*, 118(3), 322-327. DOI: [10.1001/archsurg.1983.01390030054008](https://doi.org/10.1001/archsurg.1983.01390030054008)
- [32] Gómez-Alonso, A., García-Criado, F. J., Parreño-Manchado, F. C., García-Sánchez, E., Parreño-Manchado, A., & Zambrano-Cuadrado, Y. (2007). Study of the efficacy of Coated VICRYL Plus® Antibacterial suture (coated Polyglactin 910 suture with Triclosan) in two animal models of general surgery. *J. Infect.*, 54(1), 82–88. DOI: [10.1016/j.jinf.2006.01.008](https://doi.org/10.1016/j.jinf.2006.01.008)
- [33] Benito Pedregosa, D., Janè-Salas, E., Estrugo-Devesa, A., Princep Arisó, C., Moreno Vicente, J., Marí Roig, A., & López-López, J. (2020). Adherencia bacteriana en los materiales de sutura de uso habitual en cirugía bucal. Revisión sistemática. *Av. Odontoestomatol.*, 36(1), 11–19. DOI: [10.4321/s0213-12852020000100002](https://doi.org/10.4321/s0213-12852020000100002)
- [34] Rozzelle, C. J., Leonardo, J., & Li, V. (2008). Antimicrobial suture wound closure for cerebrospinal fluid shunt surgery: a prospective, double-blinded, randomized controlled trial. *J. Neurosurg. Pediatr.*, 2(2), 111–117. DOI: [10.3171/PED/2008/2/8/111](https://doi.org/10.3171/PED/2008/2/8/111)
- [35] Deng, X., Qasim, M., & Ali, A. (2021). Engineering and polymeric composition of drug-eluting suture: A review. *J. Biomed. Mater. Res. A*, 109(10), 2065–2081. DOI: [10.1002/jbm.a.37194](https://doi.org/10.1002/jbm.a.37194)
- [36] Byrne, M., & Aly, A. (2019). The surgical suture. *Aesthetic Surgery Journal*, 39(Supplement_2), S67–S72. <https://doi.org/10.1093/asj/sjz036>
- [37] Byrne, M., & Aly, A. (2019). The Surgical Suture. *Aesthetic Surgery Journal, 39*(Supplement_2), S67–S72. <https://doi.org/10.1093/asj/sjz036>
- [38] Herrera Velandia, L. M., & Triana Moyano, N. (2013, November 5). Diseño del plan exportador para Latinoamérica de las suturas quirúrgicas producidas por la Fundación Cardiovascular de Colombia. [Bachelor's thesis, Universidad Pontificia Bolivariana]. Universidad Pontificia Bolivariana Repository. (<https://repositorio.upb.edu.co/handle/20.500.11912/1272>)

- [39] Ethicon. (s.f.). Sutura VICRYL® Plus Antibacteriana (poliglactina 910) Recubierta [Descripción del producto]. Recuperado de <https://www.jnjmedtech.com/es-419/product/sutura-vicryl-plus-antibacteriana-poliglactina-910-recubierta>
- [40] Ethicon. (s.f.). Sutura MONOCRYL® Plus Antibacteriana (poliglecaprone 25) [Descripción del producto]. Recuperado de <https://www.jnjmedtech.com/es-419/product/sutura-monocryl-plus-antibacteriana-poliglecaprone-25>
- [41] Ethicon. (s.f.). Sutura PDS® Plus Antibacteriana (polidioxanona) [Descripción del producto]. Recuperado de <https://www.jnjmedtech.com/es-419/product/sutura-pds-plus-antibacteriana-polidioxanona>
- [42] P. N. De, F. N. del Proveedor Cantidad Unitario, y C.-D. de La Orden Orden, “REPORTE DE ORDENES DE COMPRA - JUNIO - 2023”, Gob.pe. [En línea]. Disponible en: <https://www.insnsb.gob.pe/docs-trans/logistica/2023/Ordenes-de-Bienes-y-Servicios/Anexo%20-%205%20-%200Junio%20Comp.pdf>. [Consultado: 20-oct-2023]
- [43] Super User, “Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa - Tarifario Institucional”, Gob.pe. [En línea]. Disponible en: <https://www.hejcu.gob.pe/servicios/tarifario-institucional>. [Consultado: 20-oct-2023].
- [44] “Ministerio de Salud”, Gob.pe. [En línea]. Disponible en: <https://www.gob.pe/institucion/minsa/normas-legales/191511-931-2016-minsa>. [Consultado: 20-oct-2023]
- [45] Fonticoli, L., Diomede, F., Nanci, A., Fontana, A., Della Rocca, Y., Guadarrama Bello, D., ... Marconi, G. D. (2023). Enriched graphene oxide-polypropylene suture threads buttons modulate the inflammatory pathway induced by Escherichia coli lipopolysaccharide. *International Journal of Molecular Sciences*, 24(7), 6622. <https://doi.org/10.3390/ijms24076622>
- [46] Dhafer, C. E. B., Dhahri, M., Mezni, A., & Smiri, L. S. (2018). Surface-enhanced Raman scattering study of PP/Ag nanocomposite developed to prevent postsurgery infection. *Journal of Raman Spectroscopy*, 49(9), 1445–1451. <https://doi.org/10.1002/jrs.5412>
- [47] La Rosa, G. R. M., Scapellato, S., Cicciù, M., & Pedullà, E. (2024). Antimicrobial activity of antibacterial sutures in oral surgery: A scoping review. *International Dental Journal*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.identj.2024.01.029>
- [48] Li, H., Wang, Z., Robledo-Lara, J. A., He, J., Huang, Y., & Cheng, F. (2021). Antimicrobial surgical sutures: Fabrication and application of infection prevention and wound healing. *Fibers and Polymers*, 22(9), 2355–2367. <https://doi.org/10.1007/s12221-021-0103-5>
- [49] A. Singh, S. M. Bartsch, R. R. Muder, and B. Y. Lee, "An economic model: Value of antimicrobial-coated sutures to society, hospitals, and third-party payers in preventing abdominal surgical site infections," *Infect. Control Hosp. Epidemiol.*, vol. 35, no. 8, pp. 1013–1020, 2014. DOI: [10.1086/677163](https://doi.org/10.1086/677163)
- [50] I. Ahmed et al., "The use of triclosan-coated sutures to prevent surgical site infections: a systematic review and meta-analysis of the literature," *BMJ Open*, vol. 9, no. 9, p. e029727, 2019. DOI: [10.1136/bmjopen-2019-029727](https://doi.org/10.1136/bmjopen-2019-029727)
- [51] U. K. Ercan et al., "Prevention of bacterial colonization on non-thermal atmospheric plasma treated surgical sutures for control and prevention of surgical site infections," *PLoS One*, vol. 13, no. 9, p. e0202703, 2018. DOI: [10.1371/journal.pone.0202703](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202703)
- [52] C. Serrano et al., "Nanostructured medical sutures with antibacterial properties," *Biomaterials*, vol. 52, pp. 291–300, 2015. DOI: [10.1016/j.biomaterials.2015.02.039](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2015.02.039)

- [53] A. Yousefi Rad, H. Ayhan, E. Pişkin, "Adhesion of different bacterial strains to low-temperature plasma-treated sutures," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 41, no. 3, pp. 349-358, 1998. DOI: [10.1002/\(SICI\)1097-4636\(19980905\)41:3<349::AID-JBM2>3.0.CO;2-C](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(19980905)41:3<349::AID-JBM2>3.0.CO;2-C)
- [54] S. Saxena, A. R. Ray, A. Kapil, G. Pavon-Djavid, D. Letourneur, B. Gupta, and A. Meddahi-Pellé, "Development of a New Polypropylene-Based Suture: Plasma Grafting, Surface Treatment, Characterization, and Biocompatibility Studies," *Macromolecular Bioscience*, vol. 11, no. 2, pp. 218-226, Feb. 2011. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/mabi.201000298>
- [55] S. Anjum, A. Gupta, and B. Gupta, "Antimicrobial nature and healing behavior of plasma functionalized polyester sutures," *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*, vol. 32, no. 3, pp. 251-268, Oct. 2016. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/0883911516668665>
- [56] E. A. Pérez Caro, "Estudio de un magnetron utilizando el método de elementos finitos," Tesis de Bachiller en Ciencias con mención en Física, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú, Feb. 2021. [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/20.500.12404/18054>
- [57] A. Palmero, E. D. van Hattum, W. M. Arnoldbik, A. M. Vredenberg, and F. H. P. M. Habraken, "Characterization of the plasma in a radio-frequency magnetron sputtering system," *J. Appl. Phys.*, vol. 95, no. 12, pp. 7611–7618, Jun. 2004. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1063/1.1728295>
- [58] R. A. H. W. Chua, S. K. Lim, C. F. Chee, S. P. Chin, L. V. Kiew, K. S. Sim, and S. T. Tay, "Surgical site infection and development of antimicrobial sutures: a review," *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, vol. 26, no. 3, pp. 828-845, Feb. 2022. [Online]. Available: https://doi.org/10.26355/eurrev_202202_27991
- [59] S. Liu, J. Yu, H. Li, K. Wang, G. Wu, B. Wang, M. Liu, Y. Zhang, P. Wang, J. Zhang, J. Wu, Y. Jing, F. Li, and M. Zhang, "Controllable Drug Release Behavior of Polylactic Acid (PLA) Surgical Suture Coating with Ciprofloxacin (CPFX)—Polycaprolactone (PCL)/Polyglycolide (PGA)," *Polymers*, vol. 12, no. 2, p. 288, Feb. 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/polym12020288>
- [60] S. T. Dubas, S. Wacharanad, and P. Potiyaraj, "Tuning of the antimicrobial activity of surgical sutures coated with silver nanoparticles," *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, vol. 380, no. 1–3, pp. 25-28, May 2011. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2011.01.037>
- [61] Ethicon, "Suturas Plus Antibacterianas Ethicon," [En línea]. Disponible en: <https://www.injmedtech.com/es-ES/product/suturas-plus-antibacterianas-ethicon-old>
- [62] C. J. Brinker, "Dip Coating," in *Chemical Solution Deposition of Functional Oxide Thin Films*, SpringerLink, pp. 233-261, Oct. 2013. [Online]. Available: https://doi.org/10.1007/978-1-4614-5886-5_8
- [63] I. A. Neacşu, A. I. Nicoară, O. R. Vasile, and B. Ş. Vasile, "Inorganic micro- and nanostructured implants for tissue engineering," in *Nanobiomaterials in Hard Tissue Engineering*, Applications of Nanobiomaterials Volume 4, Elsevier, pp. 271-295, 2016. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-42862-0.00009-2>
- [64] S. Viju and G. Thilagavathi, "Effect of chitosan coating on the characteristics of silk-braided sutures," *Journal of Industrial Textiles*, Jan. 2012. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/15280837114357>
- [65] B. Ghafoor, M. N. Ali, U. Ansari, M. F. Bhatti, M. Mir, H. Akhtar, and F. Darakhshan, "New Biofunctional Loading of Natural Antimicrobial Agent in Biodegradable Polymeric Films for Biomedical Applications," *International Journal of Biomaterials*, vol. 2016, Article ID 6964938, Nov. 2016. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1155/2016/6964938>

- [66] R. Deokate, "Spin coating/doctor-blading/self-assembly of metal oxide nanostructures," in *Solution Methods for Metal Oxide Nanostructures*, Metal Oxides, Elsevier, pp. 293-318, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824353-4.00015-4>
- [67] N.-T. Nguyen, "Fabrication technologies," in **Micromixers (Second Edition): Fundamentals, Design and Fabrication**, Micro and Nano Technologies, Elsevier, pp. 113-161, 2012. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-3520-8.00004-8>
- [68] B. S. Yilbas, A. Al-Sharafi, and H. Ali, *Self-Cleaning of Surfaces and Water Droplet Mobility*, Elsevier, 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/book/9780128147764/self-cleaning-of-surfaces-and-water-droplet-mobility>
- [69] W. Wang, C. Xue, and X. Mao, "Chitosan: Structural modification, biological activity and application," **International Journal of Biological Macromolecules**, vol. 164, pp. 4532-4546, Dec. 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2020.09.042>
- [70] A. Zając, J. Hanuza, M. Wandas, and L. Dymińska, "Determination of N-acetylation degree in chitosan using Raman spectroscopy," **Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy**, vol. 134, pp. 114-120, Jan. 2015. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.saa.2014.06.071>
- [71] R. Nirmala, B. W. Il, R. Navamathavan, M. H. El-Newehy, and H. Y. Kim, "Preparation and characterizations of anisotropic chitosan nanofibers via electrospinning," **Macromolecular Research**, vol. 19, pp. 345–350, Apr. 2011. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s13233-011-0413-z>
- [72] F. Debbabi, S. Gargoubi, et al., "Development and characterization of antibacterial braided polyamide suture coated with chitosan-citric acid biopolymer," **Journal of Biomaterials Applications**, vol. 32, no. 3, Jul. 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/0885328217721868>
- [73] Masood, R., Hussain, T., Umar, M., Azeemullah, & Areeb, T., Riaz, S. (2017). In situ development and application of natural coatings on non-absorbable sutures to reduce incision site infections. **Journal of Wound Care*, 26*(3), 115–121. <https://doi.org/10.12968/jowc.2017.26.3.115>
- [74] Çakmak, A., Çirpanli, Y., Bilensoy, E., Yorganci, K., Çalış, S., Saribaş, Z., & Kaynaroğlu, V. (2009). Antibacterial activity of triclosan chitosan coated graft on hernia graft infection model. **International Journal of Pharmaceutics*, 381*(2), 214-219. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2009.05.059>
- [75] Prabha, S., Sowndarya, J., Sai Ram, P. J. V., Rubini, D., Vedha Hari, B. N., Aruni, W., & Nithyanand, P. (2021). Chitosan-Coated Surgical Sutures Prevent Adherence and Biofilms of Mixed Microbial Communities. **Current Microbiology*, 78*(2), 502–512. <https://doi.org/10.1007/s00284-020-02217-z>
- [76] Onesti, M. G., Carella, S., & Scuderi, N. (2018). Effectiveness of antimicrobial-coated sutures for the prevention of surgical site infection: A review of the literature. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 22(17), 5729–5739. https://doi.org/10.26355/eurrev_201809_15841
- [77] Kara, F., Aksoy, E. A., Yuksekdog, Z., Hasirci, N., & Aksoy, S. (2014). Synthesis and surface modification of polyurethanes with chitosan for antibacterial properties. **Carbohydrate Polymers*, 112*, 39-47. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2014.05.019>
- [78] Prabha, S., Sowndarya, J., Sai Ram, P. J. V., Rubini, D., Hari, B. N. V., Aruni, W., & Nithyanand, P. (2021). Chitosan-coated surgical sutures prevent adherence and biofilms of mixed microbial communities. **Current Microbiology*, 78*(2), 502–512. <https://doi.org/10.1007/s00284-020-02313-6>

- [79] Gupta, B., Saxena, S., & Ray, A. (2008). Plasma induced graft polymerization of acrylic acid onto polypropylene monofilament. *Journal of Applied Polymer Science*, 107(1), 324–330. <https://doi.org/10.1002/app.26745>
- [80] S. Viju and G. Thilagavathi, "Effect of chitosan coating on the characteristics of silk-braided sutures," **Journal of Industrial Textiles**, first published online: January 13, 2012. <https://doi.org/10.1177/1528083711435713>
- [81] A. A. Talab, A. Yahia, M. A. Saady, and M. Elsayed, "Characterization of a New DC-Glow Discharge Plasma Set-Up to Enhance the Electronic Circuits Performance," **Journal of Modern Physics**, vol. 11, pp. 1044-1057, 2020, doi: 10.4236/jmp.2020.117066.
- [82] Renishaw plc, "inVia™ InSpec confocal Raman microscope," Renishaw, [Online]. Available: <https://www.renishaw.com/en/invia-inspect-confocal-raman-microscope--45378>. [Accessed: May 25, 2024].
- [83] FEI Company, "The Quanta FEG User Operation Manual," 3rd ed., Jan. 30, 2007. [Online]. Available: <http://sites.science.oregonstate.edu/~tatej/TateLabWiki/lib/exe/fetch.php?media=electronmicroscopy:quantamanual.pdf>.
- [84] Bruker *TENSOR FTIR Instructions Manual*, Bruker Optik GmbH, Ettlingen, Germany. [Online]. Available: <https://acmerevival.com/wp-content/uploads/2021/09/bruker-tensor-ftir-instructions.pdf>
- [85] S. Prabha et al., "Chitosan-Coated Surgical Sutures Prevent Adherence and Biofilms of Mixed Microbial Communities," **Current Microbiology**, vol. 78, pp. 502-512, Jan. 02, 2021. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00284-020-02306-7>. [Accessed: May 25, 2024].
- [86] H. Mohammadi, F. Alihosseini, and S. A. Hosseini, "Improving physical and biological properties of nylon monofilament as suture by Chitosan/Hyaluronic acid," **International Journal of Biological Macromolecules**, vol. 164, pp. 3394-3402, Dec. 01, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2020.08.081>.
- [87] D. Rakhmatullayeva, A. Ospanova, Z. Bekissanova, A. Jumagaziyeva, B. Savdenbekova, A. Seidulayeva, and A. Sailau, "Development and characterization of antibacterial coatings on surgical sutures based on sodium carboxymethyl cellulose/chitosan/chlorhexidine," *International Journal of Biological Macromolecules*, 2023, doi: 10.1016/j.ijbiomac.2023.124024. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.124024>.
- [88] ISO, "Textile fabrics — Determination of antibacterial activity — Agar diffusion plate test," ISO 20645:2004, Edition 1, 2004. [Online]. Available: <https://www.iso.org/standard/35499.html>.
- [89] I. Prabowo, J. N. Pratama, y M. Chalid, "The effect of modified ijuk fibers to crystallinity of polypropylene composite," *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 223, no. 1, p. 012020, 2017, doi: 10.1088/1757-899X/223/1/012020.
- [90] A. Fontana-Escartín, K. El Hauadi, S. Lanzalaco, M. M. Pérez-Madrigal, E. Armelin, P. Turon, y C. Alemán, "Smart Design of Sensor-Coated Surgical Sutures for Bacterial Infection Monitoring," *Macromolecular Bioscience*, 29 de abril de 2023. doi: 10.1002/mabi.202300024.
- [91] N. Michailidis, M. Petousis, A. Moutsopoulou, A. Argyros, I. Ntintakis, y V. Papadakis, "Engineering response of biomedical grade isotactic polypropylene reinforced with titanium nitride nanoparticles for material extrusion three-dimensional printing," *European Journal of Materials*, vol. 4, no. 1, Art. no. 2340944, 26 de abril de 2024. doi: 10.1080/26889277.2024.2340944.
- [92] "Síntesis y propiedades de filmes basados en quitosano/lactosuero," *Polímeros*, vol. 25, no. 1, Jan.-Feb. 2015. doi: 10.1590/0104-1428.1558

- [93] K. Zhang, D. Peschel, J. Helm, T. Groth, y S. Fischer, "FT Raman investigation of novel chitosan sulfates exhibiting osteogenic capacity," *Carbohydrate Polymers*, vol. 83, no. 1, pp. 60-65, 1 de enero de 2011. doi: [10.1016/j.carbpol.2010.07.021](https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2010.07.021).
- [94] J. Jayanudin, R. S. D. Lestari, I. Kustiningsih, D. Irawanto, R. Rozak, R. L. A. Wardana, y F. Muhammad, "Sustainable material for urea delivery based on chitosan cross-linked by glutaraldehyde saturated toluene: Characterization and determination of the release rate mathematical model," *Karbala International Journal of Modern Science*, vol. 8, no. 4, 2022. doi: [10.33640/2405-609X.3266](https://doi.org/10.33640/2405-609X.3266).
- [95] D. Biniś, W. Biniś, y J. Janicki, "Application of Raman Spectroscopy for Evaluation of Chemical Changes in Dibutylchitin Fibres," *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, vol. 24, no. 4, pp. 36-41, 1 de julio de 2016. doi: [10.5604/12303666.1207842](https://doi.org/10.5604/12303666.1207842).
- [96] D. Nikitin, I. Lipatova, I. Naumova, N. Sirotkin, P. Pleskunov, I. Krakovský, I. Khalakhan, A. Choukourov, V. Titov, y A. Agafonov, "Immobilization of Chitosan Onto Polypropylene Foil via Air/Solution Atmospheric Pressure Plasma Afterglow Treatment," *Plasma Chemistry and Plasma Processing*, vol. 40, pp. 207-220, 13 de septiembre de 2019. doi: [10.1007/s11090-019-10000-2](https://doi.org/10.1007/s11090-019-10000-2).
- [97] S. Bhowmik, P. Jana, T. K. Chaki, y S. Ray, "Surface modification of PP under different electrodes of DC glow discharge and its physicochemical characteristics," *Surface and Coatings Technology*, vol. 185, no. 1, pp. 81-91, 1 de julio de 2004. doi: [10.1016/j.surfcoat.2003.12.013](https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2003.12.013).
- [98] S. Yu, W. Shi, S. Houshyar, X. Wang, y P. Ma, "Preparation and performances of coated polypropylene hernia mesh with natural biomaterials," *Colloid and Interface Science Communications*, vol. 45, p. 100535, noviembre de 2021. doi: [10.1016/j.colcom.2021.100535](https://doi.org/10.1016/j.colcom.2021.100535).
- [99] D. S. Morais, B. Ávila, C. Lopes, M. A. Rodrigues, F. Vaz, A. V. Machado, M. H. Fernandes, R. M. Guedes, y M. A. Lopes, "Surface functionalization of polypropylene (PP) by chitosan immobilization to enhance human fibroblasts viability," *Polymer Testing*, vol. 86, p. 106507, junio de 2020. doi: [10.1016/j.polymertesting.2020.106507](https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2020.106507).
- [100] D. Komoto, R. Ikeda, T. Furuike, y H. Tamura, "Preparation of Chitosan-Coated Poly(L-Lactic Acid) Fibers for Suture Threads," *Fibers*, vol. 6, no. 4, p. 84, 25 de octubre de 2018. doi: [10.3390/fib6040084](https://doi.org/10.3390/fib6040084).
- [101] J. Moreira, A. C. Vale, y N. M. Alves, "Spin-coated freestanding films for biomedical applications," *Journal of Materials Chemistry B*, vol. 9, no. 18, pp. 3778-3799, 14 de abril de 2021. doi: [10.1039/D1TB00233C](https://doi.org/10.1039/D1TB00233C).
- [102] N. Vakili y A. Asefnejad, "Titanium coating: introducing an antibacterial and bioactive chitosan-alginate film on titanium by spin coating," *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 24 de abril de 2020. doi: [10.1515/bmt-2018-0108](https://doi.org/10.1515/bmt-2018-0108).
- [103] K. N. Pandiyaraj, V. Selvarajan, R. R. Deshmukh, y C. Gao, "Modification of surface properties of polypropylene (PP) film using DC glow discharge air plasma," *Applied Surface Science*, vol. 255, no. 7, pp. 3965-3971, 15 de enero de 2009. doi: [10.1016/j.apsusc.2008.10.090](https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2008.10.090).
- [104] A. Vesel, "Deposition of Chitosan on Plasma-Treated Polymers—A Review," *Polymers*, vol. 15, no. 5, p. 1109, 23 de febrero de 2023. doi: [10.3390/polym15051109](https://doi.org/10.3390/polym15051109).
- [105] S. Bratskaya, O. Avramenko, E. Schwarz, and A. Khokhlov, "Chitosan-based polycomplexes with natural and synthetic polyanions: A comparative study," *Carbohydrate Polymers*, vol. 56, no. 4, pp. 487-495, Dec. 2004.
- [106] Umair, M., Tabassum, S., Rehman, M., & Siddique, M. (2023). "Development and characterization of antibacterial sutures coated with chitosan," *Polymers*, 15(11), 1109.

[107] Pandiyaraj, K. N., Selvarajan, V., & Deshmukh, R. R. (2009). "Surface modification of polypropylene films by DC glow discharge plasma for improved adhesion and hydrophilicity," *Applied Surface Science*, 255(10), 3965-3971.

[108] Pandiyaraj, K. N., et al. (2009). "Surface energy analysis of plasma-treated polypropylene films for enhanced adhesion," *Applied Surface Science*, 255(10), 3965-3971.

[109] J. T. Gudmundsson y A. Hecimovic, "Foundations of DC plasma sources," *Plasma Sources Science and Technology*, vol. 26, no. 12, p. 123001, 8 de noviembre de 2017. doi: [10.1088/1361-6595/aa940d](https://doi.org/10.1088/1361-6595/aa940d).

