



Facultad de Ciencias de la Salud

Posgrado de Periodoncia e Implantología Quirúrgica

Tema:

Evaluación in vitro de la tensión y degradación de dos tipos de membranas de colágeno:

Geistlich Bio-Gide y Sus-Mem de Tisum

Trabajo de Titulación para la obtención del Título de

Especialista en Periodoncia e Implantología Quirúrgica

Presentada por:

Elizabeth del Rocío Barreno Samaniego

Tutor:

Dra. Alicia Martínez

Quito, agosto de 2026

Declaración de Aceptación de Norma Ética y Derechos

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

Elizabeth del Rocío Barreno Samaniego

C.I. 1715618748

Dedicatoria

"A Dios, por darme la fuerza y la salud para llegar hasta aquí, a mi familia, cuyo apoyo incondicional fue el pilar fundamental para culminar mi formación profesional. A mis mentores y colegas, por compartir su conocimiento y guiarme en el riguroso camino de la investigación científica. Gracias por creer en mi visión y por su paciencia en cada etapa de este proyecto."

Índice

Introducción	12
Marco Referencial.....	14
Fundamentos de la regeneración tisular guiada (RTG) y regeneración ósea guiada (ROG)	14
Membranas de colágeno como biomateriales en regeneración ósea	18
Propiedades de las membranas	20
Clasificación de las membranas de colágeno según su procesamiento	21
Comparación de membranas Bio-Gide y Sus-Mem en regeneración ósea guiada	22
Investigación	22
Análisis de la morfología superficial	23
Evaluación de las propiedades mecánicas	23
Análisis de la propiedad hidrofílica	25
Análisis de la degradación	27
Resultados	31
Pruebas de morfología de la superficie	31
Bio-Gide.....	31
Tissum	33

Análisis de la composición química (EDS)	35
Bio-Gide.....	35
Pruebas de hidrofiliidad	43
Ensayos de tracción en membrana.....	46
Pruebas de degradación.....	52
Discusión.....	57
Conclusiones	59
Referencias.....	61

Índice de Tablas

Tabla 1 Muestras estudiadas.....	29
Tabla 2 Fuente de colágeno.....	30
Tabla 3 Composición elemental de la membrana Bio-Gide obtenida mediante análisis EDS.....	35
Tabla 4 Composición elemental de la membrana Tissum obtenida mediante análisis EDS	39
Tabla 5 Ángulo de contacto de las membranas Bio-Gide y Tissum en superficies lisa y rugosa	43
Tabla 6 Análisis estadístico del ángulo de contacto	44
Tabla 7 Resistencia a la tracción	46
Tabla 8 Análisis estadístico de la resistencia a la tracción	47
Tabla 9 Deformación.....	48
Tabla 10 Análisis estadístico de la deformación	49
Tabla 11 Peso inicial y final de las membranas Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum a los 7, 14 y 21 días	52
Tabla 12 Análisis estadístico de la degradación.....	53

Índice de Figuras

Figura 1 Máquina Universal de Ensayos	24
Figura 2 Preparación de muestras para la evaluación de la propiedad hidrofílica de membranas de colágeno	26
Figura 3 Medición del ángulo de contacto mediante equipo óptico para determinar la hidrofílicidad de las membranas.	26
Figura 4 Preparación de muestras y colocación en saliva artificial y solución de colágeno.	27
Figura 5 Balanza analítica utilizada en el ensayo de degradación.....	28
Figura 6 Proceso de incubación de las muestras durante el ensayo de degradación	28
Figura 7 Micrografías de la superficie de la membrana Bio-Gide en distintos aumentos.....	31
Figura 8 Micrografías de la superficie rugosa de la membrana Bio-Gide en distintos aumentos	32
Figura 9 Micrografías de la superficie de la membrana Tisum en distintos aumento.....	33
Figura 10 Micrografías de la superficie rugosa de la membrana Tisum en distintos aumentos	34
Figura 11 Espectro de energía dispersiva (EDS) de la membrana Bio-Gide.....	35
Figura 12 Mapa elemental de la membrana Bio-Gide obtenido mediante análisis EDS.....	36

Figura 13 Micrografía de la membrana Bio-Gide obtenida en modo de electrones

retrodispersados (BSE) 37

Figura 14 Distribución de carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), junto con imagen en modo

electrones secundarios (SE) 38

Figura 15 Espectro de energía dispersiva (EDS) de la membrana Tissum 39

Figura 16 Mapa elemental de la membrana Sus-Mem de Tissum obtenido mediante análisis EDS

..... 40

Figura 17 Micrografía de la membrana Sus-Mem de Tissum obtenida en modo de electrones

retrodispersados (BSE). 41

Figura 18 Distribución de carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), junto con imagen en modo

de electrones secundarios (SE) 42

Figura 19 Medición del ángulo de contacto en la membrana Bio-Gide en sus superficies lisa y

rugosa. 45

Figura 20 Medición del ángulo de contacto en la membrana Sus-Mem de Tissum en sus

superficies lisa y rugosa 45

Figura 21 Membrana Bio-Gide antes y durante el ensayo de tracción en la máquina universal. 50

Figura 22 Membrana Tissum antes y durante el ensayo de tracción en la máquina universal 51

Figura 23 Muestras de membranas Bio-Gide y Tissum tras 7 días de incubación en el ensayo de

degradación 54

Figura 24 Estado de las membranas Bio-Gide y Tissum tras 21 días de incubación en saliva artificial y solución de colágeno	55
---	----

Título de tesis: Evaluación in vitro de la tensión y degradación de dos tipos de membranas de colágeno: Geistlich Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum

Autor: Elizabeth del Rocío Barreno Samaniego

Correo electrónico: ely.barreno@hotmail.com

Resumen

Una vez realizada la extracción de un diente ocurre la reabsorción y remodelación del hueso lo cual es habitual en el ámbito de la rehabilitación con implantes óseo integrados, por esta razón, la regeneración ósea guiada (ROG) se ha convertido en una alternativa terapéutica relevante en la Odontología actual. En este procedimiento, las membranas de colágeno actúan como barreras biológicas que facilitan la formación de tejido óseo y evitan la invasión de tejidos blandos hacia el defecto óseo. El objetivo de este estudio fue comparar in vitro la resistencia a la tensión y la degradación de las membranas de colágeno Geistlich Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum. La metodología de la investigación fue experimental, comparativa, preclínica e in vitro. La población y muestra se conformaron por 68 muestras respectivamente distribuidas para el análisis de morfología superficial, propiedades mecánicas, hidrofiliidad y degradación. La composición química y la morfología fueron analizadas por medio de microscopía electrónica de barrido y análisis EDS; se determinó la hidrofiliidad a través de mediciones del ángulo de contacto; las propiedades mecánicas se examinaron mediante tests de tracción uniaxial en condiciones húmedas y secas; y, finalmente, la degradación fue investigada en una solución de colágeno y en saliva artificial durante 7, 14 y 21 días. Los descubrimientos pusieron de manifiesto las diferencias que existían entre ambas membranas, tanto a nivel funcional como estructural. Bio-Gide mostró una hidrofiliidad mucho más alta ($p < 0.001$) y tuvo una

morfología bicapa definida. Sus-Mem mostró, además de una firmeza a la tracción mucho más alta ($p < 0.001$), una estructura fibrilar y densa.

Palabras clave: regeneración ósea guiada, membranas de colágeno, Bio-Gide, Sus-Mem de Tissum, degradación, tracción.

Abstract

Following tooth extraction, bone resorption and remodeling occur, which is common in the context of rehabilitation with osseointegrated implants. For this reason, guided bone regeneration (GBR) has become a relevant therapeutic alternative in modern dentistry. In this procedure, collagen membranes act as biological barriers that facilitate bone tissue formation and prevent soft tissue invasion of the bone defect. The objective of this study was to compare in vitro the tensile strength and degradation of Geistlich Bio-Gide and Tissum Sus-Mem collagen membranes. The research methodology was experimental, comparative, preclinical, and in vitro. The population and sample consisted of 68 samples, respectively, distributed for analysis of surface morphology, mechanical properties, hydrophilicity, and degradation. Chemical composition and morphology were analyzed using scanning electron microscopy and EDS analysis; hydrophilicity was determined through contact angle measurements; Mechanical properties were examined using uniaxial tensile tests under wet and dry conditions; and finally, degradation was investigated in a collagen solution and in artificial saliva for 7, 14, and 21 days. The findings revealed the differences between the two membranes, both functionally and structurally. Bio-Gide showed significantly higher hydrophilicity ($p < 0.001$) and a defined

bilayer morphology. Sus-Mem, in addition to significantly higher tensile strength ($p < 0.001$), exhibited a dense, fibrillar structure.

Keywords: guided bone regeneration, collagen membranes, Bio-Gide, Tissum's Sus-Mem, degradation, tensile strength.

Introducción

Después de una exodoncia, ocurren procesos de reabsorción y remodelación ósea, en los que se alteran tanto la dimensión como la forma de la cresta alveolar, lo que supone un desafío para la rehabilitación de la región; la regeneración ósea guiada (ROG) en los últimos años se ha convertido en una modalidad estándar como medida de tratamiento frente a esta clase de defectos (Salata et al., 2001). Debido a que las membranas de barrera cumplen un papel imprescindible en este procedimiento, ya que previenen la invasión de tejidos blandos que salen de la mucosa y abren un camino subyacente para promover el crecimiento óseo (Sasaki et al., 2021a).

La regeneración ósea guiada se ha convertido en la alternativa terapéutica para el tratamiento del edentulismo, donde las membranas de barrera cumplen un papel importante al prevenir la invasión de tejidos blandos desde la mucosa y crean un espacio subyacente para el crecimiento óseo (Ren et al., 2022). Durante la ROG, el periostio desempeña un papel importante en el desarrollo y la regeneración ósea, y está intrínsecamente ligado a la vascularización del hueso y los músculos esqueléticos (Papavasileiou et al., 2025).

Es importante distinguir entre las membranas reabsorbibles y no reabsorbibles. Por un lado, las membranas no reabsorbibles, tienen la capacidad de crear espacio y mantener la estabilidad del volumen, sobre todo en defectos óseos grandes y aumentos verticales (Ren et al.,

2022). Su macroporosidad externa favorece el riego sanguíneo del injerto y permite la dispersión de componentes extracelulares, facilitando la proliferación de tejidos blandos, mientras que su estructura interna oclusiva previene la migración epitelial. A pesar de estas ventajas, las membranas no reabsorbibles requieren un segundo procedimiento para su extracción y se asocian a mayores tasas de dehiscencia e infección. Además, su macroporosidad externa favorece la irrigación sanguínea del injerto, con lo que permite que se dispersen los componentes extracelulares, lo que facilita la proliferación de los tejidos blandos. No obstante, las membranas no reabsorbibles necesitan de un segundo procedimiento y están asociadas a tasas más altas de infección (Antonacci et al., 2025).

En este proyecto se buscó determinar comparativamente el rendimiento de las membranas Geistlich Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum bajo condiciones in vitro. Por un lado, la membrana de colágeno Geistlich Bio-Gide® es una membrana bicapa derivada de colágeno porcino tipo I y III, libre de la reticulación artificial. Cuenta con dos caras, la cara lisa de la membrana inhibe el crecimiento de células de tejido blando en el defecto, y su cara rugosa permite el crecimiento de vasos sanguíneos y células óseas. Bio-Gide se recomienda en la preservación de la cresta alveolar posterior a extracciones dentales, en aumentos óseos y elevaciones del seno maxilar (Schröger et al., 2026). Por otro lado, la membrana colágena Sus-Mem de Tissum es una membrana de última generación que, de forma similar, posee la capacidad de estimular la regeneración ósea y la cicatrización de tejidos blandos (Odobez et al., 2022). Sin embargo, la evidencia publicada en revistas científicas sobre la membrana Sus-Mem de Tissum es limitada, con lo que se refuerza la necesidad de compararla con una membrana más analizada como Bio-Gide.

Marco Referencial

Fundamentos de la regeneración tisular guiada (RTG) y regeneración ósea guiada (ROG).

La rehabilitación del edentulismo mediante implantes osteointegrados ha representado un procedimiento revolucionario dentro de la odontología y ha permitido mejorar la calidad de vida y autoestima de los pacientes (Elgali et al., 2017). No obstante, la pérdida dental como resultado de enfermedades periodontales, traumatismos y tumores continúa siendo un reto dentro de la osteointegración (Elgali et al., 2017). En este sentido, también se ha encontrado, que posterior a una extracción dental, la cresta alveolar sufre reabsorción y remodelación ósea. Como consecuencia, el 50% del volumen inicial del alvéolo de extracción se reabsorbe en 12 meses (Fan et al., 2025). Este hecho puede ser perjudicial para las zonas estéticas debido a la composición predominante de hueso fascicular, lo que provoca una absorción mayor en comparación con la pared ósea lingual/palatina (Fan et al., 2025; Liñares et al., 2023).

La regeneración tisular guiada (RTG) se basa en el concepto de que las células epiteliales migran diez veces más rápido que otros tipos de células periodontales, por lo tanto, se excluyen del espacio de la herida por el tiempo suficiente para que se establezcan otros tipos celulares con un alto potencial regenerativo con lo cual se estimula la regeneración. Como consecuencia, se crea un entorno de curación ideal que excluye las células en proliferación lo cual interfiere en los tejidos dentales (Vale Braña et al., 2025).

La regeneración ósea guiada (ROG) se ha convertido en la alternativa terapéutica para el tratamiento del edentulismo, donde las membranas de barrera cumplen un papel importante al prevenir la invasión de tejidos blandos desde la mucosa y crean un espacio subyacente para el

crecimiento óseo(Ren et al., 2022). Durante la ROG, el periostio desempeña un papel importante en el desarrollo y la regeneración ósea, y está intrínsecamente ligado a la vascularización del hueso y los músculos esqueléticos (Papavasileiou et al., 2025).

Además, la ROG ha permitido promover el crecimiento óseo en aquellas áreas con volumen insuficiente, ya que crea una base estable que permite la colocación de implantes con el uso de membranas de barrera que obstaculizan el ingreso a los tejidos blandos e inducen la actividad osteogénica. De tal forma, no solo se permite la regeneración de hueso en las zonas afectadas, sino que da mayor estabilidad al implante, con lo cual permite la obtención de mejores resultados clínicos y mayor permanencia (Elgali et al., 2017; Taghizadeh et al., 2024). De igual manera, la ROG facilita la formación de una estructura ósea vascularizada y funcional que puede soportar la carga de los implantes dentales (Taghizadeh et al., 2024). No obstante, pese a todos sus resultados exitosos, pueden aparecer complicaciones importantes como periimplantitis que puede comprometer los resultados del procedimiento y la integridad del periodonto(Taghizadeh et al., 2024).

El periostio consta de dos capas: una externa fibrosa que le brinda estabilidad estructural y una interna celular con potencial osteogénico. Esta capa interna, también conocida como cambium, está conformada por células madre mesenquimales, células osteoprogenitoras, osteoblastos, fibroblastos y células endoteliales. Se ha observado que las células del periostio impulsan el crecimiento endotelial vascular, que facilita la revascularización, un paso previo para la regeneración ósea(Papavasileiou et al., 2025).

La regeneración ósea guiada es un proceso biológico estructurado que se desarrolla por etapas. Durante las primeras 24 horas tras la intervención, la membrana facilita la captación de

iones de calcio, permitiendo que los osteoblastos inicien la síntesis de la matriz ósea y den comienzo al fenómeno de la osteogénesis. Después de esto, aparece la fase temprana que es de 1 a 4 semanas, donde la mineralización acelerada provoca la formación de apatita. Para finalizar, aparece la fase de remodelación (≥ 8 semanas), donde se produce la regeneración completa del defecto mediante el desarrollo de una arquitectura ósea laminar organizada, con lo cual se consigue una restauración funcional del tejido óseo (Chen et al., 2025). Por ello, es importante identificar que las membranas cumplen un papel importante, ya que crean un espacio entre el tejido blando y el área del defecto, para evitar la infiltración de los fibroblastos y células epiteliales, y permitiendo exclusivamente el ingreso de los osteoblastos (Chen et al., 2025).

El proceso de curación tanto en la ROG como en la RTG consiste en la formación de un coágulo inicial y las fases inflamatorias proliferativas de maduración y remodelación del tejido óseo, con este proceso se conduce el reemplazo del tejido dañado con un tipo inespecífico, conocido como reparación que da lugar a la formación de cicatrices (Duarte et al., 2025).

En 1982, Nyman et al, consiguieron formar una nueva inserción al diente utilizando una membrana de barrera para dirigir la regeneración del tejido periodontal (Sasaki et al., 2021b). Además, en el mismo año realizaron un estudio en animales donde demostraron el efecto de los diferentes tejidos periodontales dentro del proceso de curación, donde encontraron que las células del ligamento del tejido periodontal fueron las únicas capaces de formar una nueva inserción (Gómez-Menchero et al., 2025). De manera correlativa, Buser ha documentado la evolución de la ROG, considerándose la técnica quirúrgica mejor observadas para el aumento óseo previo a la colocación de implantes dentales (Buser et al., 1992). De igual manera, se ha reconocido el rol de las membranas de colágeno, en particular, en aumentos horizontales, cuando

se trata de defectos verticales, se prefiere el uso de membranas reforzadas como las de PTFE (Buser et al., 2023).

Una pieza clave para el éxito regenerativo es el soporte mecánico de la barrera, por lo cual se introdujeron las mallas de titanio, para mejorar el mantenimiento del espacio y la estabilidad del injerto en los procedimientos (Wurtz et al., 2026). El titanio, a causa de su estructura y propiedades mecánicas, resiste la compresión de los tejidos blandos y preserva el volumen regenerativo previsto durante la cicatrización (De Angelis et al., 2023). Además, el titanio posee biocompatibilidad y resistencia a la corrosión, mientras que su morfología porosa contribuye a la osteoconducción y vascularización (Abu-Mostafa et al., 2023; Wurtz et al., 2026).

Este procedimiento ha logrado ser exitoso, ya que, las membranas de barrera implantadas sobre el área del defecto tisular no permiten la invasión celular del epitelio gingival y tejido conectivo (Sasaki et al., 2021b). En este sentido, se ha observado que la función protectora debe durar un rango de 4 a 6 semanas para la regeneración del tejido periodontal y de 16 a 24 semanas para conseguir el aumento óseo, por ello, es importante que las membranas de barrera se mantengan entre la encía y hueso alveolar por periodos más largos que los mencionados (Sasaki et al., 2021b). En ese contexto, Urban realizó un análisis de las indicaciones y de la planificación del proceso para lograr la eficacia de las técnicas de aumento vertical del reborde alveolar. Argumenta que los procedimientos, pese a ser altamente exigentes, pueden ofrecer resultados satisfactorios y predecibles cuando se aplican con planificación detallada, técnicas mínimamente invasivas y membranas bien fijadas. Estas técnicas se usan con el fin de preservar el espacio submembranoso (Urban, Montero, Amerio, Palombo, & Monje, 2023).

Membranas de colágeno como biomateriales en regeneración ósea

Los métodos para la obtención de membranas de colágeno se dividen en extracción de tejidos animales, como hueso porcino y piel bovina, y producción recombinante por medio de células huésped, donde se incluyen bacterias, células de insectos y levaduras (Guo et al., 2023). La obtención por medio de mamíferos, especialmente cerdos y vacas, son las principales fuentes de colágeno en el campo biomédico, ya que demuestra baja inmunogenicidad debido a la homología con la matriz extracelular humana (Jiang et al., 2025).

El protocolo de aislamiento del colágeno consiste en 3 etapas: pretratamiento del tejido, extracción del colágeno y purificación. El protocolo de extracción incluye soluciones salinas neutras, hidrólisis ácida y digestión enzimática de las proteasas (Jiang et al., 2025; Matinong et al., 2022). Las membranas compuestas de colágeno tipo I y III, por medio de la purificación, atraviesan un proceso de limpieza de varias capas que elimina las células y componentes no colagenosos mientras que mantiene su naturaleza original y porosidad de la estructura tridimensional del colágeno, además de que conservan el efecto hemostático inherente del colágeno, con lo que se obtiene la estabilidad de la herida y la cicatrización natural, lo cual convierte a estas membranas en el estándar de oro (Marques et al., 2023).

Las membranas de colágeno participan de forma bioactiva en la regeneración ósea, ya que las actividades celulares y moleculares están ligadas a la cascada de regeneración ósea. De tal forma, cabe resaltar que la respuesta tisular depende en la totalidad de las propiedades fisicoquímicas específicas del material (Kapogianni et al., 2021; Lindner et al., 2022). Los factores como la textura superficial de los biomateriales intervienen en los procesos de migración de fagocitos como los macrófagos, pero también de las células gigantes multinucleadas (Lindner et al., 2022).

Diversas investigaciones indican que la integración de las membranas de colágeno en técnicas de Regeneración Ósea Guiada (GBR) depende de factores intrínsecos del material. Entre estos destacan la procedencia del tejido, los métodos de manufactura y los procesos de procesamiento, especialmente el grado de reticulación (cross-linking). De igual manera, la interacción de un biomaterial reabsorbible con las células del sistema inmunitario no solo produce células fagocíticas sino también como actores clave de la cascada de reacción tisular mediante la expresión de un amplio espectro de moléculas de señalización, lo cual es crucial para el destino del biomaterial y su idoneidad clínica (Lindner et al., 2022; Omar et al., 2019). Además, el colágeno actúa como sustrato biológico activo que favorece la migración y adhesión de fibroblastos, promoviendo la proliferación celular necesaria para la óptima cicatrización (Lindner et al., 2022)

Idealmente, las membranas de barrera deben poseer una buena biocompatibilidad, con lo que generen respuestas adecuadas del huésped después de ser implantadas y, de esa forma, contribuir exitosamente a la reparación tisular (Chen et al., 2025). De igual manera, deben contar con resistencia mecánica que facilite el mantenimiento del espacio osteogénico con la estabilidad espacial y temporal necesaria para garantizar su integridad mecánica de 16 a 24 semanas. Además, deben ser biodegradables, de tal forma que posean una degradación gradual y puedan ser absorbidas sin riesgo posterior a la reconstrucción (Chen et al., 2025; Wang et al., 2022). Asimismo, deben facilitar una adecuada manipulación operatoria y ejercer una función oclusal, que no permita la invasión celular desde la mucosa hacia el área del defecto. Sin embargo, lo más importante es presentar bioactividad para potenciar la cicatrización de los tejidos mediante mecanismos como la inducción osteogénica (Chen et al., 2025).

Propiedades de las membranas.

Las propiedades biológicas y mecánicas de las membranas deben ser las siguientes:

- a. Biocompatibilidad, para lograr la integración de la barrera con los tejidos del huésped sin provocar la inflamación.
- b. Una adecuada degradación que pueda formar tejido nuevo.
- c. Propiedades mecánicas y físicas que permitan su colocación in vivo.
- d. Una óptima resistencia sostenida para prevenir el colapso de la membrana y que funcione como barrera.
- e. Oclusión celular por la capacidad de excluir células indeseables dentro del espacio aislado y asegurar la correcta cicatrización (Kim et al., 2025).

Las membranas de colágeno son cruciales dentro de la práctica odontológica, por lo tanto, deben presentar una buena biocompatibilidad, evitar efectos secundarios y permitir el metabolismo celular. De igual manera, es indispensable que cuenten con propiedades mecánicas que soporten diversas tensiones, una superficie propicia para la maleabilidad. De igual manera, el colágeno representa el 30% de las proteínas presentes en los vertebrados y es la proteína de matriz extracelular más abundante, el cual contiene propiedades biológicas como biocompatibilidad, afinidad tisular, adhesión celular, migración y extensión y la resistencia a la tracción para poder soportar las fuerzas de sutura y presión durante implantes. (Matinong et al., 2022).

La cinética de la degradación de las membranas de colágeno se refiere al tiempo en el cual las membranas pierden su integridad en el entorno biológico. Se ha evidenciado que una membrana debe degradarse al mismo tiempo que el crecimiento óseo para asegurar el proceso de regeneración. La degradación de las membranas de colágeno ocurre por acción enzimática,

mediada por macrófagos y leucocitos polimorfonucleares, y este proceso puede iniciarse desde los 4 días hasta 6 semanas posteriores a la colocación (Vallecillo-Rivas et al., 2021). Sin embargo, una de las principales limitaciones de las membranas es la variabilidad en su tiempo de reabsorción, por ello es indispensable que la membrana mantenga su integridad estructural el tiempo suficiente para permitir la proliferación y maduración celular necesarias para la osteogénesis (Toledano et al., 2020; Vallecillo-Rivas et al., 2021).

Clasificación de las membranas de colágeno según su procesamiento

Es esencial que la función de barrera se mantenga por lo menos 6 meses para permitir la osteointegración avanzada del biomaterial. De tal forma, el tipo de membrana puede aumentar el porcentaje de hueso al limitar el crecimiento de fibroblastos, por lo cual se han propuesto técnicas de doble capa o de colágeno reticulado. Como consecuencia, se encontró que la membrana reticulada, como la Bio-Gide que depende de la estructura del colágeno, funciona mejor si no se expone debido a su menor biocompatibilidad (Antonacci et al., 2025). Ya que, el colágeno, durante el proceso de cicatrización, sufre degradación enzimática mediada por metaloproteasas de matriz (MMP), que son liberadas por neutrófilos, monocitos/macrófagos, eosinófilos y fibroblastos reclutados y, por lo tanto, no proporciona la estabilidad deseada necesaria para una membrana de barrera en aplicaciones de ROG o RTG (Ghanaati, 2012).

Los métodos de reticulación de membranas incluyen aldehídos, exposición ultravioleta, diisocianato de hexametileno y azida de difenilfosforil. La biocompatibilidad reducida puede afectar la neoangiogénesis y la quimiotaxis de fibroblastos/osteoblastos. Por otro lado, la dehiscencia o infección puede poner en peligro la osificación coronal del alvéolo, reduciendo la calidad de regeneración seis veces (Antonacci et al., 2025).

La combinación de estos dos tipos de membrana da resultado membranas bicapa o multicapa que cuentan con una biodegradación regulada, dicho de otra forma, estas membranas se integran en el lecho de la implantación (Ghanaati, 2012).

Comparación de membranas Bio-Gide y Sus-Mem en regeneración ósea guiada

La membrana de colágeno Geistlich Bio-Gide® es una membrana bicapa derivada de colágeno porcino tipo I y III, libre de la reticulación artificial. Cuenta con dos caras, la cara lisa de la membrana inhibe el crecimiento de células de tejido blando en el defecto, y su cara rugosa permite el crecimiento de vasos sanguíneos y células óseas. Bio-Gide se recomienda en la preservación de la cresta alveolar posterior a extracciones dentales, en aumentos óseos y elevaciones del seno maxilar (Schröger et al., 2026).

Por otro lado, la membrana colágena Sus-Mem de Tisum es una membrana de última generación que, de forma similar, posee la capacidad de estimular la regeneración ósea y la cicatrización de tejidos blandos (Odobez et al., 2022). Sin embargo, la evidencia publicada en revistas científicas sobre la membrana Sus-Mem de Tisum es limitada, con lo que se refuerza la necesidad de compararla con una membrana más analizada como Bio-Gide.

Investigación

Este estudio fue de tipo experimental, preclínico, comparativo e in vitro. Para seleccionar las membranas de colágeno se siguieron tres criterios rigurosos que fueron: su eficacia biológica previamente reportada, su uso clínico y su origen porcino. Con base en estos criterios de inclusión para la muestra se incluyeron las membranas Geistlich Bio-Gide, derivada de dermis

porcina, y la membrana Sus-Mem de Tisum, obtenida de pericardio porcino, con el propósito de comparar su comportamiento estructural, mecánico e hidrofílico.

Análisis de la morfología superficial

Para analizar la morfología superficial, las membranas fueron recortadas en fragmentos de 1 x 1 mm. Cada muestra fue fijada sobre el con un soporte por medio de adhesivo conductor y posteriormente sometida a recubrimiento metálico de oro al vacío, para mejorar la conductividad de la superficie y permitir una observación más nítida con el microscopio electrónico de barrido. La evaluación se realizó mediante el Microscopio Electrónico de Barrido, Marca Tescan, Modelo Rina 3, emisión de campo 1,2 μm , procedencia Republica Checa, el mismo que fue facilitado por la Universidad de las Fuerzas Armadas bajo supervisión del Dr. Debut A. Patrice.

Se realizó un registro fotográfico del proceso de preparación de las muestras y del equipo utilizado, con el fin de documentar el procedimiento experimental y garantizar su reproducibilidad.

Evaluación de las propiedades mecánicas

Para evaluar las propiedades mecánicas, las membranas se cortaron en un tamaño de 20 x 3 mm y el análisis se realizó en la Máquina Universal de Ensayos, marca Instron, modelo 34TM-5-SA, perteneciente al Laboratorio de Mecánica de Materiales de la ESPE, bajo la supervisión del Ing. Francisco Navas. Para analizarlas, las muestras se colocaron entre las mordazas del equipo y se sometieron a una carga de tracción uniaxial continua hasta conseguir su fractura, para comprender el comportamiento de las membranas frente al esfuerzo mecánico.

Figura 1
Máquina Universal de Ensayos



Fuente: Elaboración propia

A partir de este ensayo se determinó la resistencia a la tracción, la cual ha sido entendida como la carga máxima soportada por la membrana antes de romperse en relación con su área transversal, así como el porcentaje de alargamiento, que expresa la capacidad del material para deformarse previo a la fractura.

Para ser analizadas, las muestras se distribuyeron en dos grupos: seco y húmedo. Las muestras del grupo seco fueron evaluadas directamente en su estado original. En el grupo húmedo, las membranas fueron previamente sumergidas en saliva artificial por 2 minutos, para simular el contacto de la membrana con el medio oral. Luego de esta inmersión, las muestras fueron retiradas y se realizó el ensayo inmediatamente en la máquina universal. Esta comparación permitió valorar si la humedad inicial modificaba la resistencia mecánica y la

capacidad de elongación de cada membrana. Para este estudio, se utilizaron dos membranas de tamaño 13 x 5 mm en cada grupo, colocadas en tubos de centrifuga de 15 ml, con solución de colágeno tipo I y saliva artificial (Saliv).

Análisis de la propiedad hidrofílica

Para el análisis de la propiedad hidrofílica, se utilizaron muestras de 5 x 5 mm, con cinco repeticiones en cada membrana. Los cuales fueron colocados en el Medidor Óptico de Ángulos de Contacto, proporcionado por la Facultad de Ciencias de la universidad Politécnica, bajo la supervisión del Dr. Cristian Santacruz. Sobre la superficie de cada membrana se depositó una gota de agua destilada, y a partir de su interacción con el material se hizo un registro del ángulo de contacto.

Este procedimiento permitió valorar la afinidad superficial de las membranas por el agua, donde un menor ángulo de contacto se interpretó como mayor hidrofília y un mayor ángulo indicó una superficie más hidrofóbica. Con esta prueba se buscó establecer diferencias en la humectabilidad de ambas membranas de colágeno, ya que esta propiedad influye en la interacción inicial con fluidos biológicos presentes en la boca y en el comportamiento superficial del material.

Figura 2

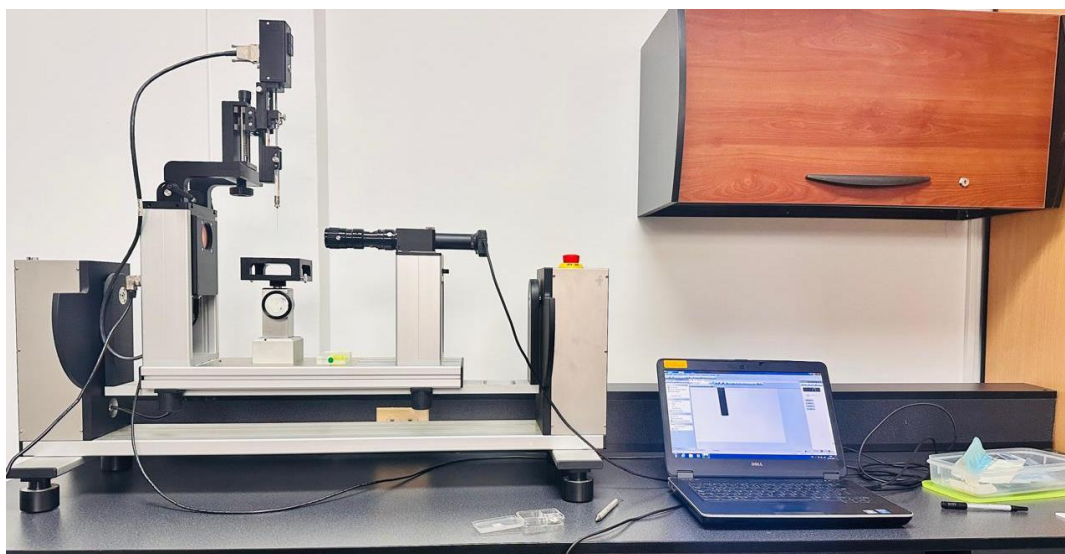
Preparación de muestras para la evaluación de la propiedad hidrofílica de membranas de colágeno



Fuente: Elaboración propia

Figura 3

Medición del ángulo de contacto mediante equipo óptico para determinar la hidrofiliicidad de las membranas



Fuente: Elaboración propia

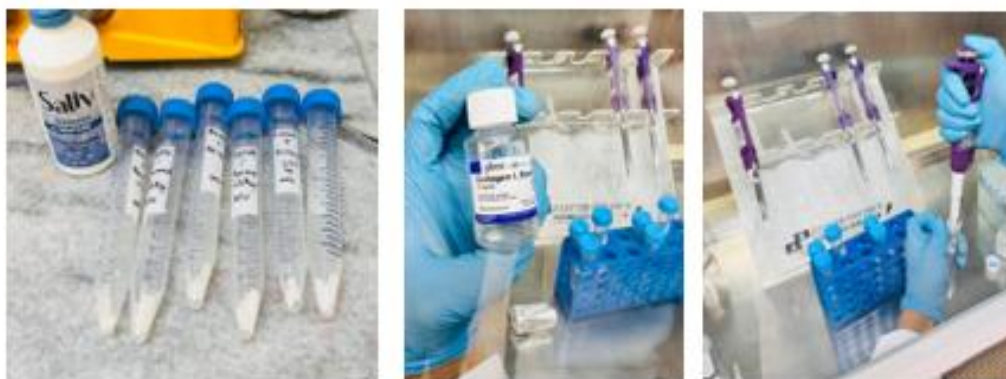
Análisis de la degradación

Para evaluar la degradación, se utilizaron membranas de 13 x 5 mm, las cuales fueron colocadas en tubos de centrifuga de 15 ml, conteniendo dos tipos de medios:

- Saliva artificial (Saliv)
- Solución de colágeno tipo I

Figura 4

Preparación de muestras y colocación en saliva artificial y solución de colágeno.



Fuente: Elaboración propia

Las muestras se almacenaron por diferentes periodos de tiempo que fueron 7, 14 y 21 días, para simular las condiciones fisiológicas y evaluar la degradación progresiva de las membranas. Posterior a la incubación, se retiraron las muestras que fueron procesadas mediante liofilización y pesadas con una balanza analítica para determinar la variación de peso entre el estado inicial y final.

Figura 5

Balanza analítica utilizada en el ensayo de degradación



Fuente: Elaboración propia

Nota. La balanza analítica permitió registrar el peso inicial y final de las muestras.

Figura 6

Proceso de incubación de las muestras durante el ensayo de degradación



Fuente: Elaboración propia

Nota. Las muestras se incubaron en condiciones controladas por distintos periodos de tiempo para evaluar la degradación progresiva de las membranas.

Tabla 1
Muestras estudiadas

Análisis	# de muestra
Metodología de la superficie	4
Propiedades mecánicas	8
Propiedad hidrofílica	20
Ensayo de relación de degradación	36
Total de muestras	68

Fuente: Elaboración propia

El número de muestras utilizado en el estudio se determinó en función de la naturaleza experimental y comparativa del trabajo. Se establecieron 68 muestras, las cuales se distribuyeron según el tipo de análisis a realizar: 4 muestras para el análisis de la morfología de la superficie, 8 muestras para analizar las propiedades mecánicas, 20 muestras para el análisis de la propiedad hidrofílica y 36 muestras para el análisis del ensayo de degradación. Distribuir las muestras de esta forma permitió diferenciar los datos representativos para cada una de las pruebas, con lo cual se logró garantizar la comparación de las membranas estudiadas bajo las mismas situaciones.

Tabla 2
Fuente de colágeno

Fuente de colágeno	Marca	Fabricante	Lote	Contribuyente
Dermis porcino	Geistlich	Geistlich Pharma AG,	82300892	Colágeno
	Bio-Gide	Wolhusen LU, Suiza		Heterólogo
Pericardio porcino	Sus-	InBiomed	02140325	Colágeno
	Mem de			Heterólogo
	Tissum			

Fuente: Elaboración propia

Resultados

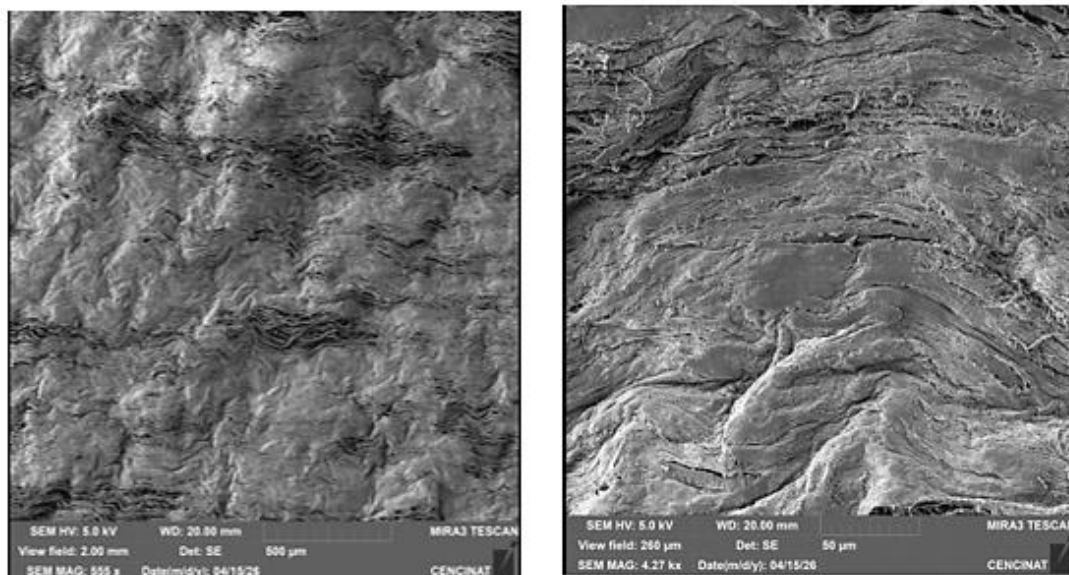
Pruebas de morfología de la superficie.

Bio-Gide

Figura 7

Micrografías de la superficie de la membrana Bio-Gide en distintos aumentos

Cara Lisa



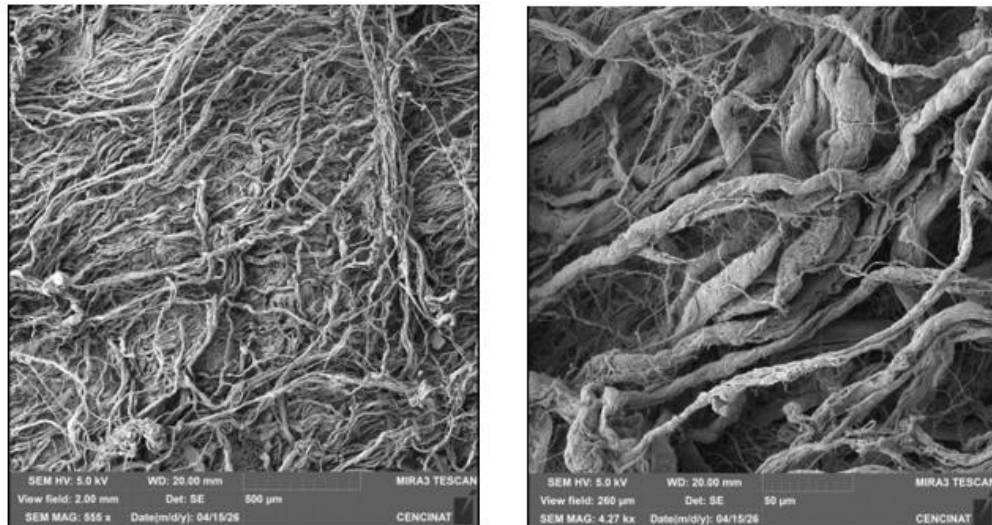
Fuente: Elaboración propia

Se exponen micrografías de la membrana Bio-Gide obtenidas mediante microscopía electrónica de barrido en diferentes aumentos. Se puede apreciar una capa compacta y densa de colágeno con fibras finas.

Figura 8

Micrografías de la superficie rugosa de la membrana Bio-Gide en distintos aumentos

Cara Rugosa



Fuente: Elaboración propia

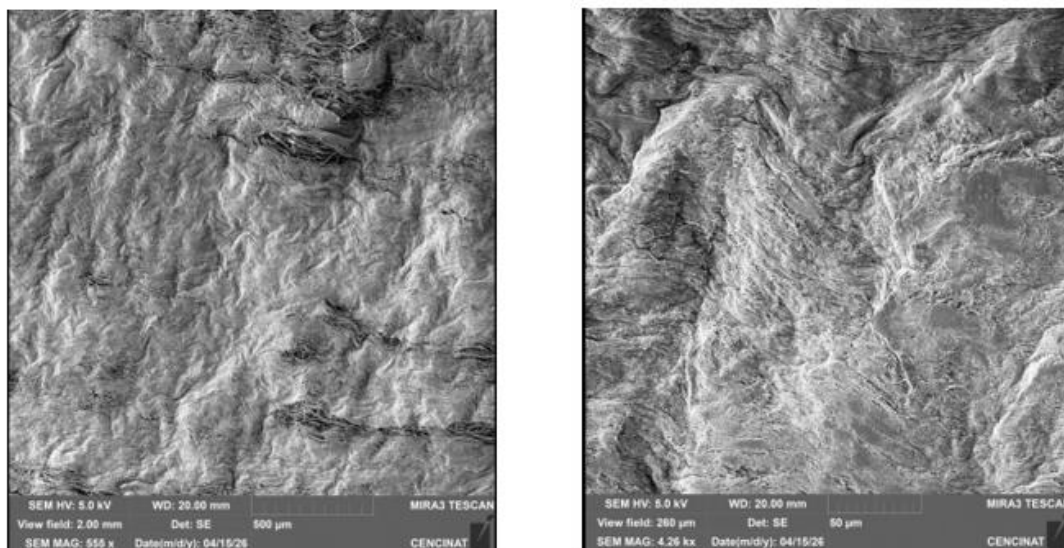
Es una estructura porosa y reticulada. Está diseñada para mirar hacia el defecto óseo, permitiendo la colonización celular de osteoblastos, la estabilización de coágulos sanguíneos y la vascularización rápida

Tissum

Figura 9

Micrografías de la superficie de la membrana Tissum en distintos aumento

Cara Lisa



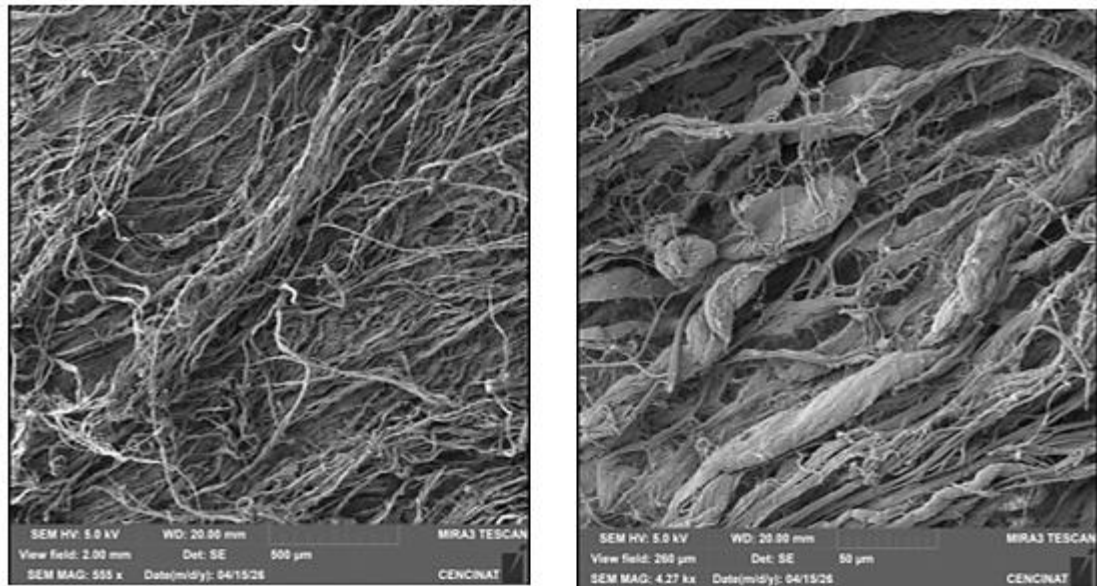
Fuente: Elaboración propia

Se analizan micrografías de la membrana Tissum las cuales se obtuvieron mediante microscopía electrónica de barrido en diferentes aumentos. Muestra una estructura más densa y compacta. Presenta haces de colágeno orientados en múltiples direcciones.

Figura 10

Micrografías de la superficie rugosa de la membrana Tissum en distintos aumentos

Cara Rugosa



Fuente: Elaboración propia

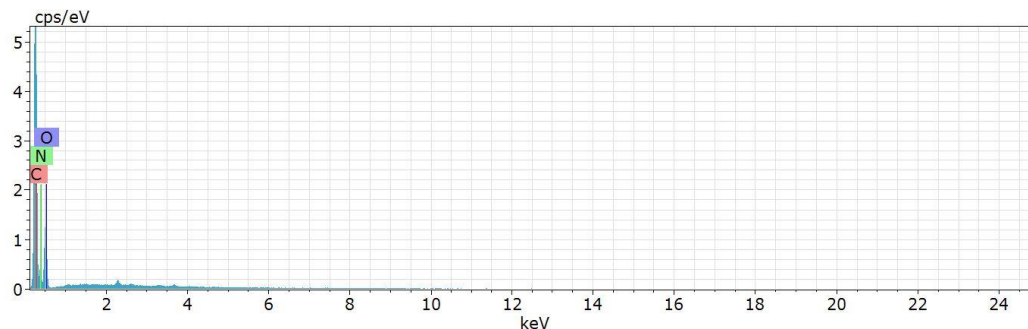
Esta superficie tiende a presentar fibras de colágeno más finas; el entrecruzamiento de fibras que permite la neovascularización y permeabilidad a nutrientes.

Análisis de la composición química (EDS)

Bio-Gide

Figura 11

Espectro de energía dispersiva (EDS) de la membrana Bio-Gide



Fuente: Elaboración propia

En la figura se observa el espectro EDS de la membrana Bio-Gide donde se presentaron picos correspondientes a carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), concentrados en el rango de baja energía. Por su parte, el carbono presentó el pico de mayor intensidad, seguido por el oxígeno y el nitrógeno. No se evidenciaron picos correspondientes a otros elementos en el rango.

Tabla 3

Composición elemental de la membrana Bio-Gide obtenida mediante análisis EDS.

Element	AN	series	[wt.%]	[norm. wt.%]	[norm. at.%]	Error in wt.% (1 Sigma)
Carbon	6	K-series	52,06928	52,5371	58,58354	6,563393
Nitrogen	7	K-series	14,01886	14,14482	13,5254	2,964675
Oxygen	8	K-series	33,0214	33,31808	27,89106	4,877951
Sum:			99,10954	100	100	

Fuente: Elaboración propia

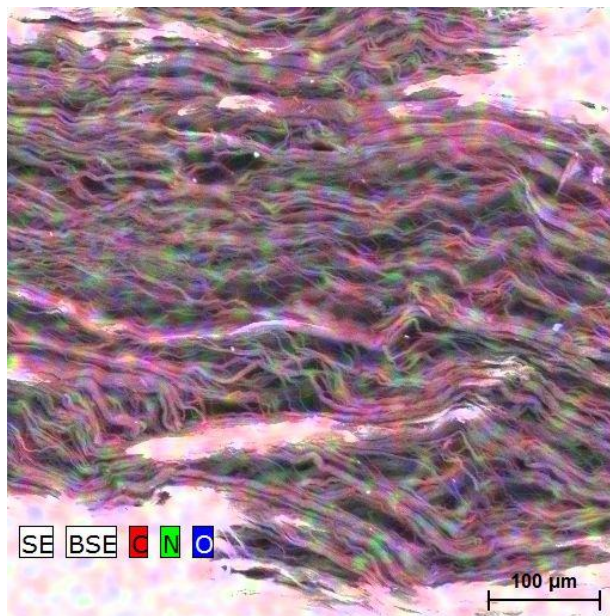
Nota. Valores expresados en porcentaje en peso (wt.%).

En el estudio se encontró que la composición de la membrana Bio-Gide mostró la presencia de carbono, nitrógeno y oxígeno como los elementos principales. El carbono representó la mayoría con el 52%, el oxígeno tuvo el 33,02% y el nitrógeno apenas un 14,02%. En lo que respecta a porcentaje normalizado en peso, se encontraron valores de 52.53% para carbono, 33.31% para oxígeno y 14.14% para nitrógeno.

Respecto al porcentaje atómico normalizado, el carbono también presentó el valor más alto con 58.58%, seguido del oxígeno con 27.89% y el nitrógeno con 13.52%. Asimismo, el análisis encontró errores en porcentaje en peso de 6.56 para carbono, 4.88 para oxígeno y 2.96 para nitrógeno.

Figura 12

Mapa elemental de la membrana Bio-Gide obtenido mediante análisis EDS



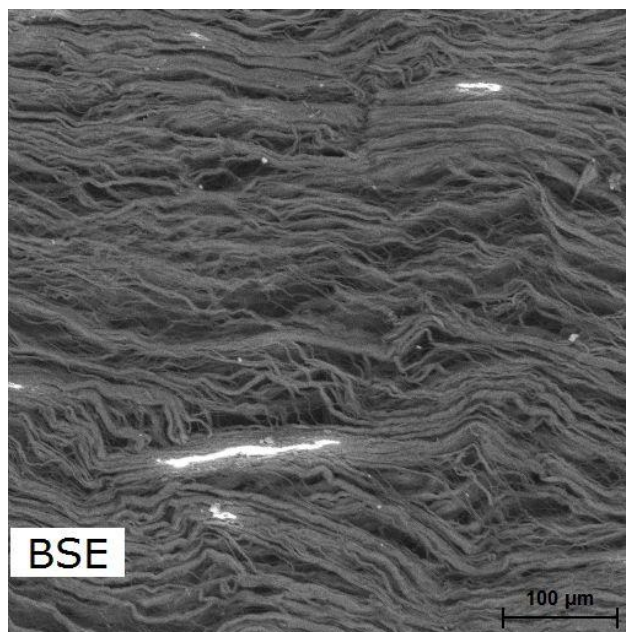
Fuente: Elaboración propia

La imagen reveló un mapa elemental de la membrana Bio-Gide donde se aprecia la distribución de los elementos carbono, nitrógeno y oxígeno a lo largo de la membrana. Los

elementos se encontraron en toda el área evaluada, sin evidenciarse concentraciones localizadas marcadas.

Figura 13

Micrografía de la membrana Bio-Gide obtenida en modo de electrones retrodispersados (BSE)

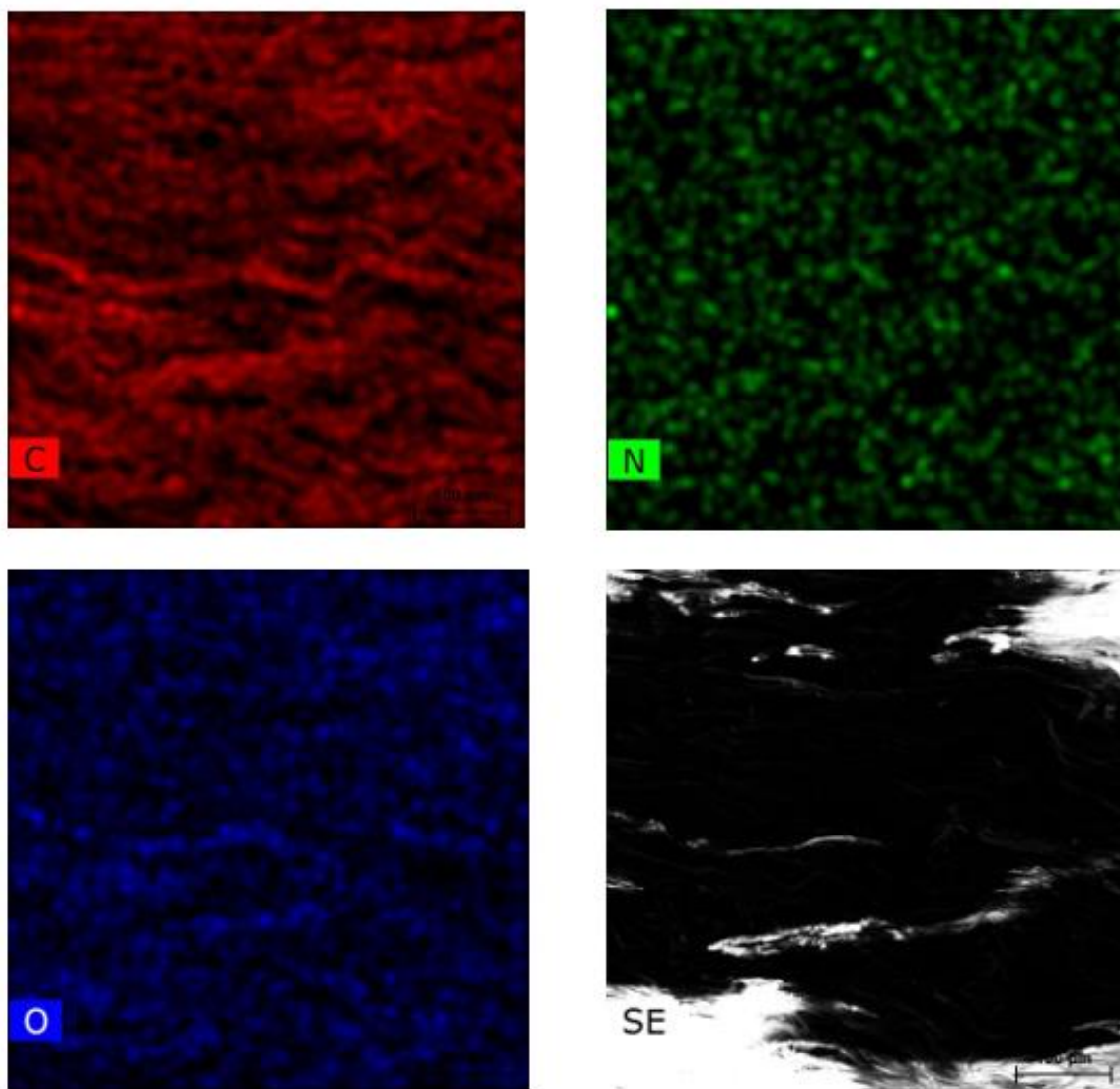


Fuente: Elaboración propia

En la imagen obtenida en modo BSE de Bio-Gide, la estructura del material presentó variaciones entre distintas zonas, encontrándose zonas más claras y más oscuras. De igual manera, se mantuvo la disposición ondulada de las fibras con una distribución continua en la estructura estudiada.

Figura 14

Distribución de carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), junto con imagen en modo electrones secundarios (SE)



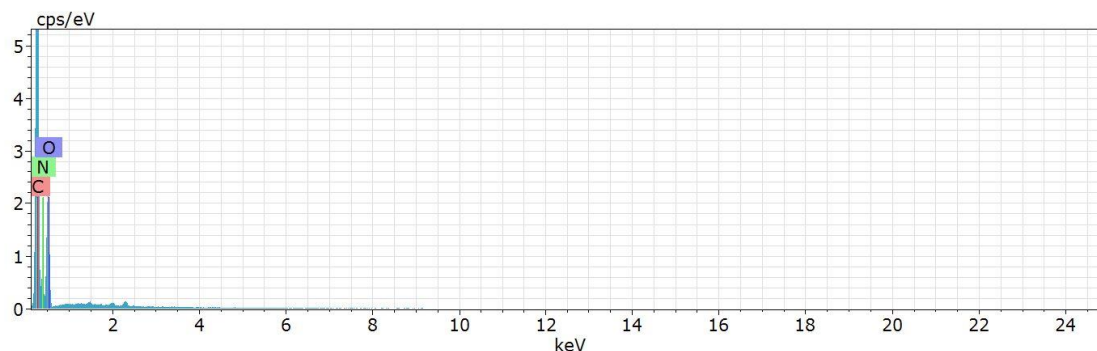
Fuente: Elaboración propia

En la imagen se presentaron mapas elementales de los elementos carbono, nitrógeno y oxígeno y una micrografía en modo de electrones secundarios de la membrana Bio-Gide, se encontró que el carbono presentó una distribución continua a lo largo de la superficie. Por otro lado, el nitrógeno y oxígeno se distribuyeron de forma homogénea en las áreas estudiadas. En la

imagen en modo SE se observó la estructura superficial de la membrana, donde se encontró una disposición ondulada de las fibras.

Figura 15

Espectro de energía dispersiva (EDS) de la membrana Tisum



Fuente: Elaboración propia

En el espectro EDS de la membrana Sus-Mem de Tisum se presentaron picos correspondientes a los elementos presentes en la membrana: carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), los cuales estuvieron concentrados principalmente en el rango de baja energía. El carbono obtuvo el pico de mayor intensidad, seguido por el oxígeno y el nitrógeno en menor cantidad. No se observaron picos de otros elementos en el rango analizado.

Tabla 4

Composición elemental de la membrana Tisum obtenida mediante análisis EDS

Element	AN	series	[wt.%]	[norm. wt.%]	[norm. at.%]	Error in wt.% (1 Sigma)
Carbon	6	K-series	53,70058	54,0584	59,81339	6,378548
Nitrogen	7	K-series	17,02985	17,14332	16,26573	2,920569
Oxygen	8	K-series	28,60766	28,79828	23,92089	3,933744
Sum:			99,33809	100	100	

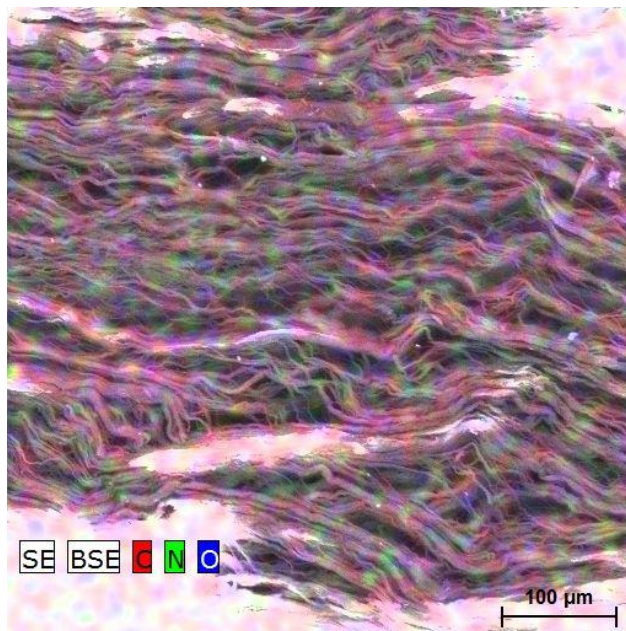
Fuente: Elaboración propia

La composición de la membrana Sus-Mem de Tissum mostró la presencia de los elementos carbono, nitrógeno y oxígeno como los principales. El carbono presentó un porcentaje en peso de 53.70%, seguido del oxígeno con 28.61% y el nitrógeno con el porcentaje más bajo 17.03%. En términos de porcentaje normalizado en peso, los valores hallados fueron de 54.06% para carbono, 28.80% para oxígeno y 17.14% para nitrógeno.

Respecto al porcentaje atómico normalizado, el carbono de igual manera presentó el valor más alto con 59.81%, seguido del oxígeno con 23.92% y el nitrógeno con 16.27%. Se encontraron errores en porcentaje en peso de 6.38 para carbono, 3.93 para oxígeno y 2.92 para nitrógeno.

Figura 16

Mapa elemental de la membrana Sus-Mem de Tissum obtenido mediante análisis EDS



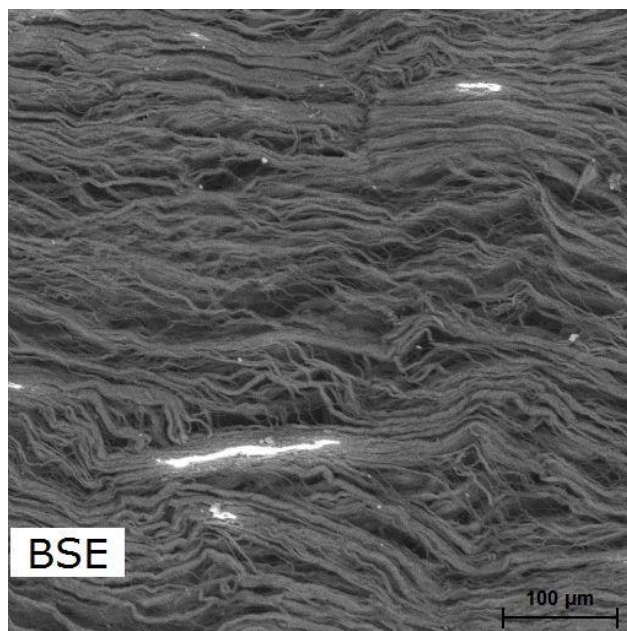
Fuente: Elaboración propia

En la imagen del mapa elemental de la membrana Sus-Mem de Tissum, se observó la distribución de los elementos que forman la membrana, los cuales fueron carbono, nitrógeno y

oxígeno. El carbono se mostró de manera continua, siguiendo la morfología fibrilar del colágeno, el nitrógeno y oxígeno mostraron una distribución homogénea en la superficie estudiada. No se encontró ninguna concentración marcada de los elementos.

Figura 17

Micrografía de la membrana Sus-Mem de Tissum obtenida en modo de electrones retrodispersados (BSE).

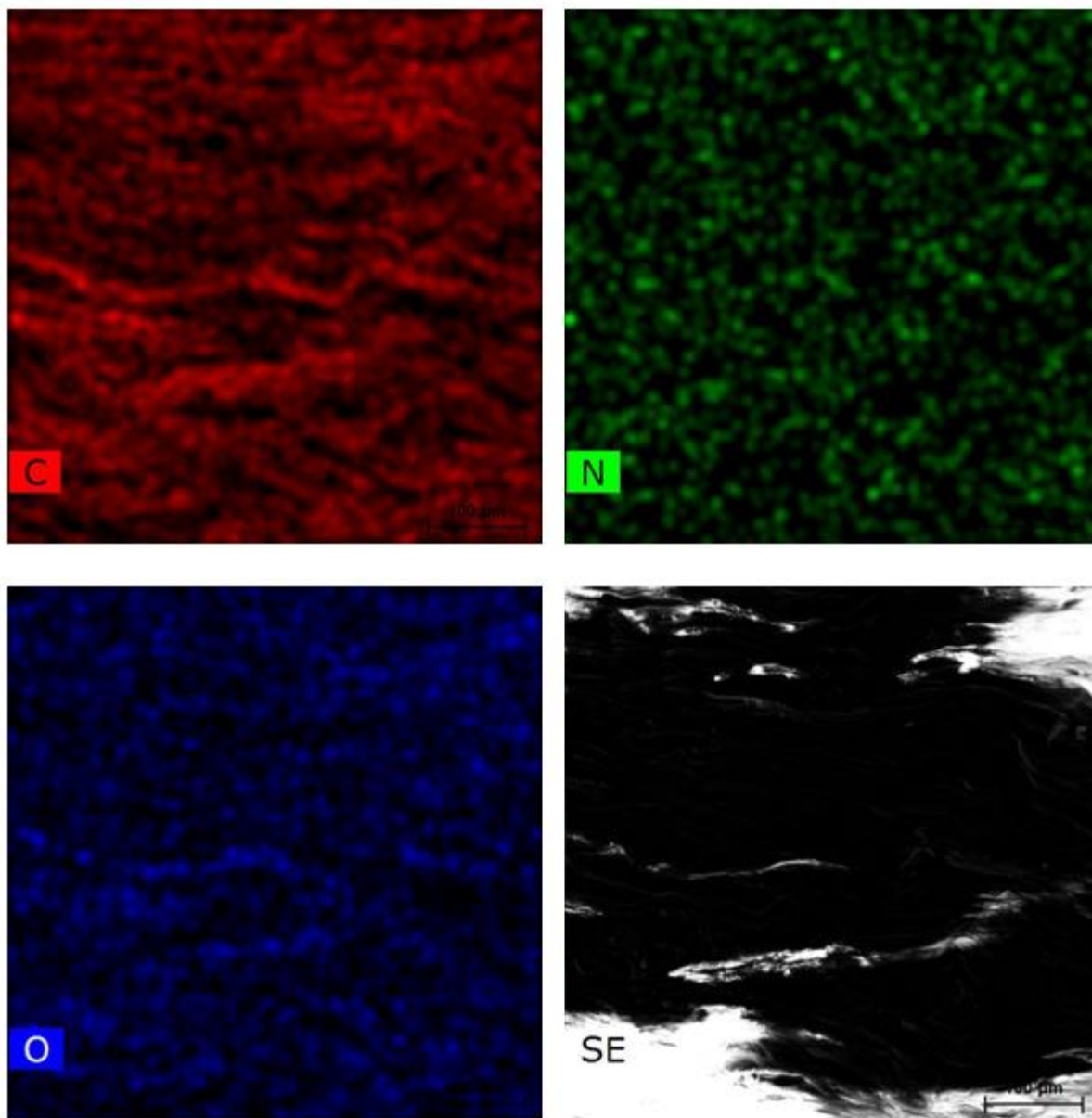


Fuente: Elaboración propia

En la micrografía obtenida en modo BSE de Sus-Mem de Tissum, se encontró que la superficie del material tuvo variaciones de contraste en distintas zonas. Se identificaron áreas más claras (de mayor intensidad) y otras más oscuras (de menor intensidad), las cuales estuvieron distribuidas a lo largo de la superficie. De igual manera, se mantuvo la organización fibrilar característica de la membrana Sus-Mem de Tissum, con una distribución ondulada y continua. No se encontraron concentraciones localizadas definidas.

Figura 18

Distribución de carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), junto con imagen en modo de electrones secundarios (SE)



Fuente: Elaboración propia

En la imagen se presentaron los mapas elementales del carbono, nitrógeno y oxígeno, junto a la micrografía en modo de electrones secundarios (SE) de Sus-Mem de Tissum. Se observó al carbono distribuido de forma continua, siguiendo la disposición fibrilar del material.

Por otro lado, el nitrógeno y oxígeno se presentaron de forma homogénea sobre toda el área estudiada. No se encontraron concentraciones marcadas de los elementos evaluados. En la imagen en modo SE se observó que la membrana tiene una organización fibrilar ondulada.

Pruebas de hidrofiliidad

Tabla 5

Ángulo de contacto de las membranas Bio-Gide y Tisum en superficies lisa y rugosa

Membrana	Superficie	Mediciones (°)	Promedio (°)
Bio-Gide	Lisa	35,9; 37,1; 32,5; 30,7; 35,9	34,42
Bio-Gide	Rugosa	32,2; 34,0; 32,5; 30,7; 35,9	33,06
Sus-Mem de Tisum	Lisa	77,6; 71,9; 76,5; 78,4; 75,2	75,92
Sus-Mem de Tisum	Rugosa	75,9; 71,6; 74,2; 83,9; 70,6	75,24

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 1 se observó que, al evaluar la propiedad hidrofílica, Bio-Gide obtuvo ángulos de contacto promedio de 34,42° en su cara lisa y 33,06° en su cara rugosa. Por otro lado, Sus-Mem de Tisum presentó valores mayores de 75,92° en su cara lisa y 75,24° en su cara rugosa, con mayor dispersión en sus mediciones.

Para determinar si las diferencias observadas en el ángulo de contacto eran estadísticamente significativas, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk a los valores de cada membrana en ambas superficies, sin evidenciarse desviaciones de la normalidad ($p > 0,05$ en todos los casos), y la prueba de Levene, que no mostró diferencias significativas en la

homogeneidad de varianzas (cara lisa: $F = 0,02$, $\rho = 0,891$; cara rugosa: $F = 1,45$, $\rho = 0,263$).

En consecuencia, se aplicó la prueba t de Student para muestras independientes, la cual evidenció diferencias estadísticamente significativas entre las membranas tanto en la cara lisa ($t(8) = -25,01$; $\rho < 0,001$; diferencia de medias = $41,50^\circ$; IC 95%: $37,67^\circ$ a $45,33^\circ$; d de Cohen = 15,82) como en la cara rugosa ($t(8) = -16,75$; $p < 0,001$; diferencia de medias = $42,18^\circ$; IC 95%: $36,37^\circ$ a $47,99^\circ$; d de Cohen = 10,59). Estos resultados confirman estadísticamente que Bio-Gide presentó una mayor hidrofiliidad que Sus-Mem de Tisum en ambas superficies.

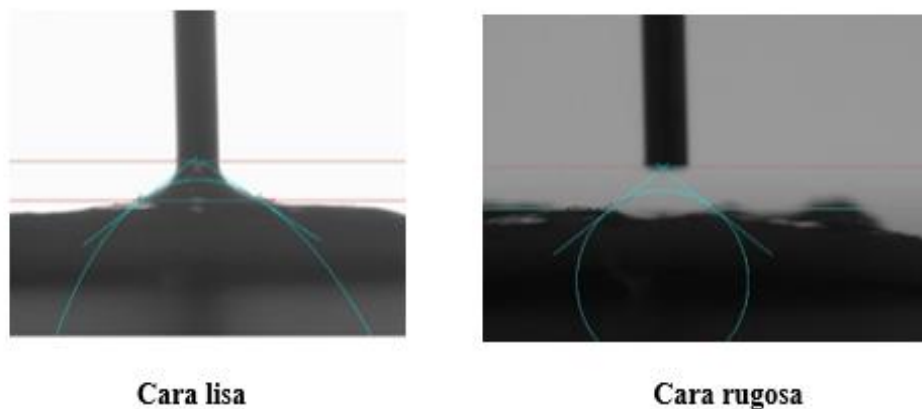
Tabla 6
Análisis estadístico del ángulo de contacto

Prueba	Estadístico	Valor ρ	Interpretación
Shapiro-Wilk Bio-Gide, cara lisa ($n=5$)	$W = 0,885$	0,334	No se rechaza normalidad
Shapiro-Wilk Tisum, cara lisa ($n=5$)	$W = 0,924$	0,554	No se rechaza normalidad
Levene, cara lisa	$F = 0,020$	0,891	Varianzas homogéneas
t de Student, cara lisa ($gl=8$)	$t = -25,01$	$< 0,001$	Diferencia significativa
Shapiro-Wilk Bio-Gide, cara rugosa ($n=5$)	$W = 0,972$	0,888	No se rechaza normalidad
Shapiro-Wilk Tisum, cara rugosa ($n=5$)	$W = 0,877$	0,294	No se rechaza normalidad
Levene, cara rugosa	$F = 1,448$	0,263	Varianzas homogéneas
t de Student, cara rugosa ($gl=8$)	$t = -16,75$	$< 0,001$	Diferencia significativa

Fuente: Elaboración propia

Figura 19

Medición del ángulo de contacto en la membrana Bio-Gide en sus superficies lisa y rugosa.

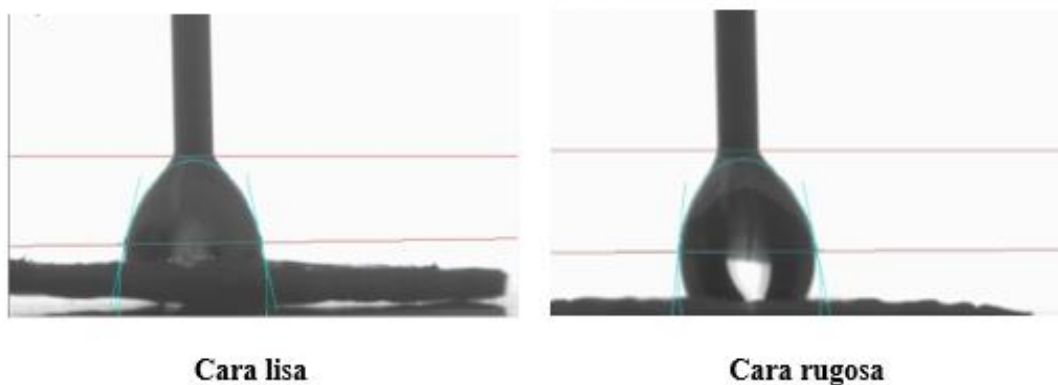


Fuente: Elaboración propia

En las imágenes se observó que la gota de agua se mantuvo relativamente extendida sobre la membrana sin diferencias marcadas en la morfología de la gota entre la cara lisa y rugosa.

Figura 20

Medición del ángulo de contacto en la membrana Sus-Mem de Tissum en sus superficies lisa y rugosa



Fuente: Elaboración propia

En las imágenes se evidenció que la gota de agua presentó una forma esférica y elevada, con menor extensión en la superficie de la membrana. De igual manera, se observa una curvatura

pronunciada en comparación con Bio-Gide. No se encontraron diferencias marcadas entre la cara lisa y rugosa.

Ensayos de tracción en membrana

Tabla 7

Resistencia a la tracción

Membrana	Condición	Área (mm ²)	F (N)	TS (Mpa)
Bio-Gide	Seco	1,05	1,84	1,75
Bio-Gide	Seco	1,05	2,33	2,22
Bio-Gide	Seco	1,05	2,53	2,41
Bio-Gide	Saliva	1,05	1,06	1,01
Bio-Gide	Saliva	1,05	1,27	1,21
Sus-Mem de Tissum	Seco	1,80	7,27	4,04
Sus-Mem de Tissum	Seco	1,80	6,90	3,83
Sus-Mem de Tissum	Seco	1,80	7,28	4,04
Sus-Mem de Tissum	Saliva	1,80	9,35	5,19
Sus-Mem de Tissum	Saliva	1,80	7,60	4,22

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 7, se observó la resistencia a la tracción se encontraron diferencias entre las membranas Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum. En condiciones secas, Sus-Mem de Tissum obtuvo valores de 3,83 Mpa y 4,04 Mpa, mientras que Bio-Gide presentó valores menores de 1,75 Mpa, 2,22 Mpa y 2,41 Mpa. Por otro lado, en saliva artificial la membrana Sus-Mem de Tissum presentó valores de 5,19 Mpa y 4,22 Mpa, mientras que Bio-Gide obtuvo 1,01 Mpa y 1,21 Mpa.

Con el fin de determinar si la diferencia observada en la resistencia a la tracción entre ambas membranas era estadísticamente significativa, se evaluó el supuesto de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk, la cual no evidenció desviaciones significativas en ninguno de los dos grupos (Bio-Gide: $W = 0,925$, $\rho = 0,561$; Sus-Mem de Tissum: $W = 0,782$, $\rho = 0,057$). La prueba de Levene tampoco mostró diferencias significativas en la homogeneidad de varianzas ($F = 0,48$; $\rho = 0,510$), por lo que se aplicó la prueba t de Student para muestras independientes con varianzas iguales. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las membranas ($t(8) = -7,01$; $\rho < 0,001$), con una diferencia de medias de $2,55 \text{ MPa}$ (IC 95%: $1,71$ a $3,39 \text{ MPa}$) y un tamaño del efecto muy grande (d de Cohen = $4,43$), lo que confirma que Sus-Mem de Tissum presentó una resistencia a la tracción significativamente mayor que Bio-Gide.

Tabla 8

Análisis estadístico de la resistencia a la tracción

Prueba	Estadístico	Valor ρ	Interpretación
Shapiro-Wilk Bio-Gide ($n=5$)	$W = 0,925$	$0,561$	No se rechaza normalidad
Shapiro-Wilk Tissum ($n=5$)	$W = 0,782$	$0,057$	No se rechaza normalidad
Levene	$F = 0,476$	$0,510$	Varianzas homogéneas
t de Student ($g1=8$)	$t = -7,01$	$<0,001$	Diferencia significativa

Fuente: Elaboración propia

Tabla 9
Deformación

Membrana	Condición	Li (mm)	Lf (mm)	% Deformación
Bio-Gide	Seco	15	6,49	43,3
Bio-Gide	Seco	15	6,99	46,6
Bio-Gide	Seco	15	7,06	47,1
Bio-Gide	Saliva	15	9,53	63,5
Bio-Gide	Saliva	15	10,72	71,5
Sus-Mem de Tissum	Seco	15	1,73	11,5
Sus-Mem de Tissum	Seco	15	2,59	17,3
Sus-Mem de Tissum	Seco	15	6,08	40,5
Sus-Mem de Tissum	Saliva	15	9,29	61,9
Sus-Mem de Tissum	Saliva	15	9,91	66,1

Fuente: Elaboración propia

Al analizar los datos obtenidos en la tabla 9, se evidenció que, en condiciones secas, la membrana Tissum presentó valores de 11,5 %, 17,3% y 40,5%, mientras que la membrana Bio-Gide reflejó valores superiores de 43,3%, 46,6 % y 47,1 %. Cuando las membranas fueron sometidas a saliva artificial, la membrana Tissum presentó valores de deformación de 61,9 % y 66,1 %, mientras que la membrana Bio-Gide tuvo valores de 63,5 % y 71,5%. En ambas membranas se mantuvo la longitud inicial constante en 15 mm.

De manera similar, se evaluó la normalidad de los valores de deformación de cada membrana mediante la prueba de Shapiro-Wilk, sin evidenciarse desviaciones significativas (Bio-Gide: $W = 0,850$, $\rho = 0,194$; Sus-Mem de Tissum: $W = 0,889$, $\rho = 0,354$), y la

homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene ($F = 2,34$; $p = 0,164$). Al aplicar la prueba t de Student para datos independientes, no aparecieron diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje de deformación entre la membrana Bio-Gide y la Sus-Mem de Tissum ($t(8) = 1,20$; $p = 0,265$), con una diferencia de medias de 14,92 puntos porcentuales (IC 95%: -13,79 a 43,63) y un tamaño del efecto moderado-grande (d de Cohen = 0,76).

Tabla 10

Análisis estadístico de la deformación

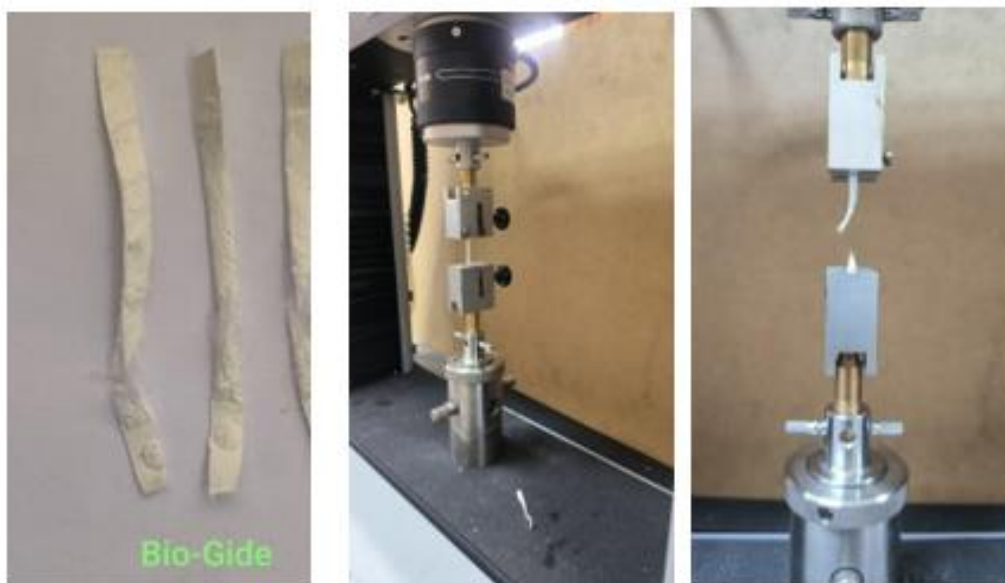
Prueba	Estadístico	Valor p	Interpretación
Shapiro-Wilk Bio-Gide ($n=5$)	$W = 0,850$	0,194	No se rechaza normalidad
Shapiro-Wilk Tissum ($n=5$)	$W = 0,889$	0,354	No se rechaza normalidad
Levene	$F = 2,344$	0,164	Varianzas homogéneas
t de Student ($gl=8$)	$t = 1,20$	0,265	Sin diferencia significativa

Fuente: Elaboración propia

Según la tabla 10, respecto a la deformación, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las membranas. Las pruebas de Shapiro-Wilk y Levene confirmaron que se cumplieron los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianzas.

Figura 21

Membrana Bio-Gide antes y durante el ensayo de tracción en la máquina universal

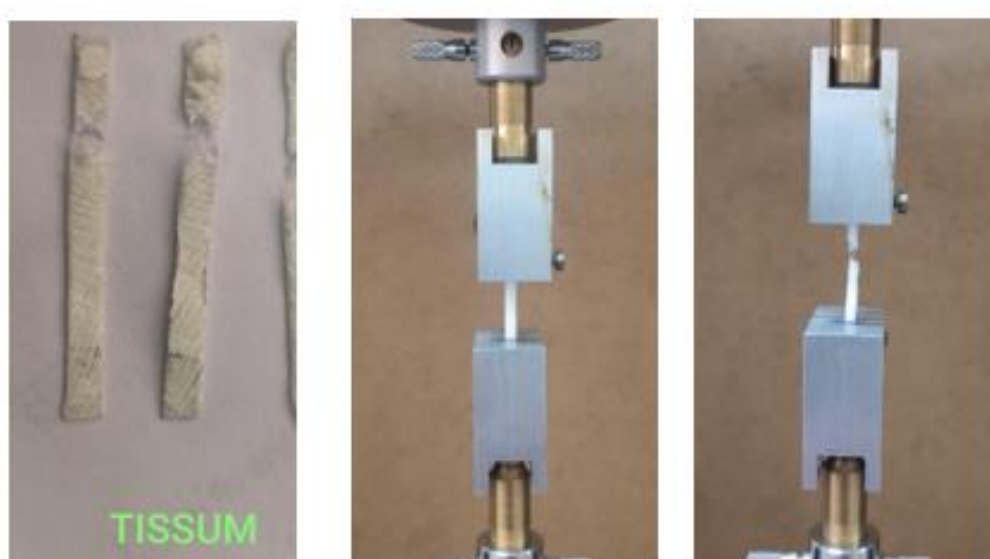


Fuente: Elaboración propia

En la imagen se observó la membrana Bio-Gide previo al ensayo de tracción, de igual manera se mostró su disposición en la máquina universal de ensayos durante la aplicación de la carga. La muestra presentó una forma alargada previo a la prueba, posterior a la tracción, presentó una elongación progresiva hasta fracturarse. Asimismo, se observó la fijación de la membrana en las mordazas del equipo donde mantuvo una alineación axial durante el ensayo.

Figura 22

Membrana Tissum antes y durante el ensayo de tracción en la máquina universal



Fuente: Elaboración propia

En la imagen se evidenció el estado de la membrana Tissum previo al ensayo de tracción. De igual manera, se observó la muestra durante la aplicación de la carga, donde se aprecia la elongación progresiva del material en dirección axial hasta el punto de ruptura. En los gráficos se observa la deformación de la membrana, con un adelgazamiento en la zona central previo a romperse, manteniendo una orientación lineal durante el proceso de tracción.

Pruebas de degradación

Tabla 11

Peso inicial y final de las membranas Bio-Gide y Sus-Mem de Tisum a los 7, 14 y 21 días

Día	Membrana	Medio	Peso inicial (mg)	Peso final (mg)
7	Bio-Gide	Saliva artificial	22,7	20,9
7	Bio-Gide	Solución de colágeno	19,6	19,2
7	Sus-Mem de Tisum	Saliva artificial	65,6	62,7
7	Sus-Mem de Tisum	Solución de colágeno	51,1	47,5
14	Bio-Gide	Saliva artificial	19,5	14,1
14	Bio-Gide	Solución de colágeno	21,9	17,8
14	Sus-Mem de Tisum	Saliva artificial	60,5	52,0
14	Sus-Mem de Tisum	Solución de colágeno	53,6	44,9
21	Bio-Gide	Saliva artificial	31,2	27,9
21	Bio-Gide	Solución de colágeno	21,6	17,3
21	Sus-Mem de Tisum	Saliva artificial	48,8	47,5
21	Sus-Mem de Tisum	Solución de colágeno	63,2	58,7

Fuente: Elaboración propia

Al analizar la Tabla 11 se observó que, a los 7 días, Bio-Gide presentó pesos finales de 20,9 mg en saliva artificial y 19,2 mg en solución de colágeno, mientras que Sus-Mem de Tisum presentó 62,7 mg y 47,5 mg. Al transcurrir los 14 días, Bio-Gide registró pesos finales de 14,1 mg y 17,8 mg, mientras que Sus-Mem de Tisum presentó 52,0 mg y 44,9 mg. Posteriormente, a

los 21 días, Bio-Gide presentó pesos finales de 27,9 mg y 17,3 mg, mientras que Sus-Mem de Tissum registró 47,5 mg y 58,7 mg en saliva artificial y solución de colágeno.

Dado que cada combinación de medio de incubación y tiempo de evaluación aportó un único valor por membrana, las observaciones se organizaron en pares correspondientes entre Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum para cada combinación de día y medio, y se aplicó la prueba t de Student para muestras pareadas. La prueba de Shapiro-Wilk sobre las diferencias pareadas no evidenció desviaciones de la normalidad ($W = 0,94$; $\rho = 0,669$). El resultado de la prueba t pareada no mostró diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje de pérdida de peso entre las membranas ($t(5) = -2,05$; $\rho = 0,096$; diferencia de medias = $-5,89$ puntos porcentuales; $IC\ 95\%$: $-13,28$ a $1,50$), lo cual fue corroborado por la prueba no paramétrica de Wilcoxon ($\rho = 0,156$). En este análisis, a pesar de que Bio-Gide mostró una pérdida porcentual de peso promedio más alta (14,48%) que Sus-Mem de Tissum (8,59%), esta diferencia no llegó a ser estadísticamente significativa en el umbral convencional de 0,05; sin embargo, se acercó al valor p a este límite.

Tabla 12

Análisis estadístico de la degradación

Prueba	Estadístico	Valor p	Interpretación
Shapiro-Wilk de las diferencias pareadas ($n=6$)	$W = 0,941$	0,669	No se rechaza normalidad
t de Student pareada ($gl=5$)	$t = -2,05$	0,096	Sin diferencia significativa ($\alpha=0,05$)
Wilcoxon (verificación no paramétrica)	—	0,156	Confirma ausencia de diferencia

Fuente: Elaboración propia

Al observar la tabla 12 se observó que no se encontró ninguna diferencia estadísticamente significativa en la degradación entre ambas membranas. Además, prueba de Wilcoxon confirmó este resultado, mientras que la prueba de Shapiro-Wilk demostró que las diferencias pareadas cumplieron la normalidad.

Figura 23

Muestras de membranas Bio-Gide y Tisum tras 7 días de incubación en el ensayo de degradación



Fuente: Elaboración propia

En la figura se observaron las muestras de las membranas Bio-Gide y Tisum 7 días posteriores a la incubación. Estas muestras estuvieron contenidas en tubos de ensayo, donde se identificaron según el nombre de la membrana y el medio utilizado. En la imagen, se observa la presencia del material en el fondo de los tubos, donde mantuvieron su morfología en fragmentos visibles.

Figura 24

Estado de las membranas Bio-Gide y Tissum tras 21 días de incubación en saliva artificial y solución de colágeno



Bio-Gide Saliva 21 días



Bio-Gide Colageno 21 días



Tissum Saliva 21 días



Tissum Colageno 21 días

Fuente: Elaboración propia

En la imagen se observaron los estados de las membranas Bio-Gide y Sus-Mem de Tissum tras 21 días de incubación en colágeno y saliva artificial. Según lo observado en las imágenes, en ambas membranas se evidenciaron cambios en la integridad del material, con fragmentaciones y alteraciones en su estructura inicial. Las cuatro imágenes muestran la presencia del material en los tubos.

En las imágenes de las muestras incubadas en saliva artificial, ambas membranas presentaron cambios visibles dentro del tubo, con una disposición más definida del material. En el caso de Bio-Gide, se encontraron fragmentos de mayor tamaño y forma más conservada,

mientras que en Sus-Mem de Tisum se evidenció una mayor dispersión del material en el medio.

En las imágenes de las muestras incubadas en solución de colágeno, se observó una apariencia más homogénea dentro de los tubos. Se encontraron semejanzas en ambas membranas, donde el material presentó una mayor dispersión y menor definición de los fragmentos en comparación con las muestras de saliva. De igual manera, resaltó una mayor opacidad del medio, con una significativa menor distinción de las estructuras individuales de la membrana.

Discusión

Los resultados de este estudio coincidieron con lo encontrado por Shi et al, quienes describieron diferencias significativas en la resistencia mecánica y elongación entre membranas de colágeno de orígenes distintos (Shi et al., 2023). Dentro de su estudio, las membranas con mayor resistencia a la tracción tuvieron una menor elongación, mientras que las membranas más flexibles tuvieron una mayor capacidad de deformación. Este hallazgo es consistente con lo hallado en este estudio, donde Sus-Mem de Tissum tuvo los mayores valores de resistencia a la tracción, mientras que Bio-Gide tuvo los mayores porcentajes de deformación en condiciones húmedas.

De igual manera, Peng et al. realizaron una evaluación en la morfología superficial y en la composición química de las membranas de colágeno con microscopía electrónica de barrido y análisis EDS en la membrana que diseñaron de colágeno mineralizado bicapa: MC/Col. Peng et al. encontraron que la membrana MC/Col tuvo una superficie más rugosa y granular en comparación con una membrana de colágeno convencional, además de que encontró los elementos carbono, nitrógeno y oxígeno distribuidos de forma homogénea (Peng et al., 2023). En este estudio, tanto Bio-Gide como Sus-Mem tuvieron una distribución homogénea de carbono, nitrógeno y oxígeno, sin alteraciones.

Respecto a la hidrofiliidad, Shi et al. encontraron diferencias en los ángulos de contacto entre las superficies lisas y rugosas de las membranas que estudiaron, donde describieron menores ángulos en las membranas con mayor afinidad al agua (Shi et al., 2023). En este sentido, Peng et al encontraron que su membrana MC/Col tuvo un ángulo de contacto menor que la membrana de colágeno convencional, con lo cual se evidenció una mayor humectabilidad y una mayor afinidad con el agua(Peng et al., 2023). En este estudio, Bio-Gide tuvo ángulos de

contacto menores que Sus-Mem, lo que refleja una mayor hidrofiliidad y una mejor interacción con fluidos biológicos y con las células osteogénicas.

Respecto a la degradación, Shi et al. describieron que las membranas derivadas de la dermis tuvieron una degradación acelerada en contacto con medios que cuentan con colagenasa (Shi et al., 2023). Paralelamente, Bio-Gide tuvo una mayor observación estructural junto a una menor dispersión del material en comparación a Sus-Mem en la saliva artificial.

Por otro lado, Vallecillo et al. también evaluaron el comportamiento degradativo de varias membranas de colágeno, sometiéndolas a PBS y colagenasa de *C. histolyticum*, donde realizaron un análisis de la pérdida de espesor y peso en diferentes tipos de almacenamiento. En este estudio encontraron diferencias en las membranas, donde algunas presentaron una degradación completa antes de los 7 días y otras a los 21 días (Vallecillo et al., 2024). De manera similar, en el presente estudio ambas membranas experimentaron algunas alteraciones estructurales a lo largo del tiempo, aunque Bio-Gide logró una mayor conservación de su integridad estructural y una menor dispersión del material en comparación con Sus-Mem de Tissum en saliva artificial.

Respecto a las propiedades mecánicas, Peng et al. observaron en su membrana bicapa colágena MC/Col que tuvo una resistencia a la tracción significativa tanto en condiciones secas como húmedas al ser comparada con la membrana de colágeno convencional y que en condiciones húmedas disminuyó la resistencia de la membrana pese a que aumentó su flexibilidad (Peng et al., 2023). Raz et al. encontraron que las membranas húmedas tuvieron una mayor capacidad de extensión antes de romperse, lo que demostró un aumento de la flexibilidad posterior a la hidratación (Raz et al., 2019). En este estudio, Sus-Mem tuvo los mayores valores

de resistencia a la tracción en comparación con Bio-Gide, mientras que Bio-Gide tuvo los mayores porcentajes de deformación con saliva artificial.

Entre las limitaciones del estudio se encontró su naturaleza *in vitro*, la cual no permitió reproducir completamente las condiciones biológicas presentes en la cavidad oral (Quirino et al., 2023). De igual manera, el estudio se realizó en condiciones controladas de laboratorio, con una observación por periodos específicos.

En cuanto a las conclusiones, la membrana Bio-Gide mostró una morfología bicapa con una marcada diferencia entre la superficie lisa y compacta junto con una cara rugosa y porosa. Por otro lado, la membrana Sus-Mem de Tisum presentó una estructura más densa y con una disposición fibrilar (Surdiacourt et al., 2025). Comprender estas diferencias estructurales y como pueden influir en el comportamiento de cada membrana durante los procesos de regeneración ósea guiada fue esencial en el estudio (Ramos et al., 2024).

Conclusiones

Al hacer un análisis conjunto de las propiedades analizadas, se concluye que ambas membranas presentaron características favorables para su aplicación en ROG; no obstante, cabe recalcar que la membrana Bio-Gide destacó por su mayor hidrofiliidad ($p < 0,001$), mientras que Sus-Mem de Tisum se distinguió por su mayor resistencia mecánica a la tracción ($p < 0,001$ (Souza et al., 2024). En cuanto al porcentaje de deformación y al comportamiento degradativo, las diferencias observadas entre ambas membranas no alcanzaron significancia estadística (Shanbhag et al., 2024).

No obstante, al contrastar estadísticamente el porcentaje de pérdida de peso entre Bio-Gide y Sus-Mem de Tisum mediante una prueba t pareada, la diferencia entre ambas membranas no alcanzó significancia estadística al nivel convencional de 0,05 ($t(5) = -2,05$; $\rho = 0,096$), aunque el valor de p se aproximó a dicho umbral (Wróbel et al., 2025).

Este estudio no recibió financiamiento específico de ninguna entidad publicada, privada o sin fines de lucro. Los materiales y reactivos empleados en este estudio fueron adquiridos con recursos propios, los equipos utilizados para el desarrollo de esta investigación fueron proporcionados por las instituciones previamente mencionadas y su manejo y gestión fue realizado por la investigadora.

Referencias

- Abu-Mostafa, N. A., Alotaibi, Y. N., Alkahtani, R. N., Almutairi, F. K., Alfaiifi, A. A., & Alshahrani, O. D. (2023). The Outcomes of Vertical Alveolar Bone Augmentation by Guided Bone Regeneration with Titanium Mesh: A Systematic Review. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 23(12), 1280–1288.
<https://doi.org/10.5005/JP-JOURNALS-10024-3444>
- Antonacci, D., Padula, R., Gaudelli, F., Catalano, I., & Mastrangelo, F. (2025). In Vitro Evaluation and Comparative Analysis of Resorbable Membranes for Guided Bone Regeneration. *Medicina* 2025, Vol. 61, Page 1720, 61(9), 1720.
<https://doi.org/10.3390/medicina61091720>
- Buser, D., Brägger, U., Lang, N. P., & Nyman, S. (1992). Regeneración y aumento de reborde maxilar utilizando la técnica de regeneración tisular guiada. *Periodoncia: Sociedad Española de Periodoncia*, ISSN 1131-8821, Vol. 2, Nº. 1 (Enero-Abril), 1992, Págs. 52-63, 2(1), 52–63.
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=8936438&info=resumen&idioma=ENG>
- Buser, D., Urban, I., Monje, A., Kunrath, M. F., & Dahlin, C. (2023). Guided bone regeneration in implant dentistry: Basic principle, progress over 35 years, and recent research activities. In *Periodontology 2000* (Vol. 93, Number 1, pp. 9–25). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/prd.12539>
- Chen, K., Li, P., Guan, Q., Gu, X., Zhao, L., Huang, L., Huang, C., Qin, Y., Yu, C., Zhang, T., Li, H., Huang, Y., & Zheng, Y. (2025). Biodegradable Zinc-Based Alloys for

Guided Bone Regeneration Membranes: Feasibility, Current Status, and Future Prospects. *Advanced Science (Weinheim, Baden-Wurttemberg, Germany)*, 12(40).
<https://doi.org/10.1002/advs.202506513>

De Angelis, N., Kassim, Z. H., Mohd Yusof, E., Yumang, C., & Menini, M. (2023). Bone Augmentation Techniques with Customized Titanium Meshes: A Systematic Review of Randomized Clinical Trials. *The Open Dentistry Journal*, 17(1).
<https://doi.org/10.2174/18742106-V17-230228-2022-172>

Duarte, N. D., Frigério, P. B., Chica, G. E. A., Okamoto, R., Buchaim, R. L., Buchaim, D. V., Messoria, M. R., & Issa, J. P. M. (2025). Biomaterials for Guided Tissue Regeneration and Guided Bone Regeneration: A Review. *Dentistry Journal* 2025, Vol. 13, Page 179, 13(4), 179. <https://doi.org/10.3390/DJ13040179>

Elgali, I., Omar, O., Dahlin, C., & Thomsen, P. (2017). Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *European Journal of Oral Sciences*, 125(5), 315. <https://doi.org/10.1111/eos.12364>

Fan, L., Zhao, R., Zheng, X., Yuan, Z., Xu, X., & Gong, J. (2025). Comparative efficacy of immediate implant placement and alveolar ridge preservation after tooth extraction: A comprehensive systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Medicine*, 104(52), e46832. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000046832>

Ghanaati, S. (2012). Non-cross-linked porcine-based collagen I–III membranes do not require high vascularization rates for their integration within the implantation bed: A paradigm shift. *Acta Biomaterialia*, 8(8), 3061–3072.
<https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2012.04.041>

- Gómez-Mencheró, A., Royón-Gálvez, M., Andrés-García, R., Herrero-Climent, M., Ríos-Carrasco, B., Fernandez-Palacín, F., & Jaramillo-Santos, R. (2025). A Comparison of the Treatment of Periodontal Infraosseous Defects with or Without Biomaterials by a Minimally Invasive Surgical Approach. *Journal of Clinical Medicine* 2025, Vol. 14, Page 1111, 14(4), 1111. <https://doi.org/10.3390/JCM14041111>
- Guo, X., Ma, Y., Wang, H., Yin, H., Shi, X., Chen, Y., Gao, G., Sun, L., Wang, J., Wang, Y., & Fan, D. (2023). Status and developmental trends in recombinant collagen preparation technology. *Regenerative Biomaterials*, 11. <https://doi.org/10.1093/RB/RBAD106>
- Jiang, B., Zhou, Z., Yu, C., Li, H., Li, S., Hua, C., Huang, R., Xia, Z., Kong, B., & Chen, J. (2025). Fabrication of collagen-based biomaterials for sports medicine application. *Regenerative Biomaterials*, 12, rbaf116. <https://doi.org/10.1093/RB/RBAF116>
- Kapogianni, E., Alkildani, S., Radenkovic, M., Xiong, X., Krastev, R., Stöwe, I., Bielenstein, J., Jung, O., Najman, S., Barbeck, M., & Rothamel, D. (2021). The Early Fragmentation of a Bovine Dermis-Derived Collagen Barrier Membrane Contributes to Transmembraneous Vascularization—A Possible Paradigm Shift for Guided Bone Regeneration. *Membranes* 2021, Vol. 11, Page 185, 11(3), 185. <https://doi.org/10.3390/MEMBRANES11030185>
- Kim, S. A., Go, E. J., Bae, B. S., Jung, J. W., Cho, M. La, Shetty, A. A., & Kim, S. J. (2025). In vivo evaluation of biocompatibility and biodegradation of porcine collagen membranes. *Regenerative Therapy*, 29, 292. <https://doi.org/10.1016/J.RETH.2025.03.015>

- Liñares, A., Dopico, J., Magrin, G., & Blanco, J. (2023). Critical review on bone grafting during immediate implant placement. *Periodontology 2000*, 93(1), 309–326.
<https://doi.org/10.1111/prd.12516>
- Lindner, C., Alkildani, S., Stojanovic, S., Najman, S., Jung, O., & Barbeck, M. (2022). In Vivo Biocompatibility Analysis of a Novel Barrier Membrane Based on Bovine Dermis-Derived Collagen for Guided Bone Regeneration (GBR). *Membranes* 2022, Vol. 12, Page 378, 12(4), 378. <https://doi.org/10.3390/MEMBRANES12040378>
- Marques, D., Teixeira, L. N., Elias, C. N., Lemos, A. B., & Martinez, E. F. (2023). Surface topography of resorbable porcine collagen membranes, and their effect on early osteogenesis: An in vitro study. *Journal of Stomatology Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(6), 101607. <https://doi.org/10.1016/J.JORMAS.2023.101607>
- Matinong, A. M. E., Chisti, Y., Pickering, K. L., & Haverkamp, R. G. (2022). Collagen Extraction from Animal Skin. *Biology*, 11(6).
<https://doi.org/10.3390/BIOLOGY11060905>
- Odobez, A. ;, Riobos González, M. ;, & Gómez, E. (2022). *REVISTA BIOCIENCIAS PRINCIPIOS DE LA REGENERACIÓN TISULAR GUIADA* (Vol. 17).
- Omar, O., Elgali, I., Dahlin, C., & Thomsen, P. (2019). Barrier membranes: More than the barrier effect? *Journal of Clinical Periodontology*, 46(S21), 103–123.
<https://doi.org/10.1111/JCPE.13068>
- Papavasileiou, D. A., Leventis, M., Agogiannis, G., & Kalyvas, D. (2025). Effect of Isolating the Periosteum With a Resorbable Barrier Membrane on Neoangiogenesis

in Guided Bone Regeneration: An Experimental Study. *Cureus*, 17(3), e81069.

<https://doi.org/10.7759/cureus.81069>

Peng, F., Zhang, X., Wang, Y., Zhao, R., Cao, Z., Chen, S., Ruan, Y., Wu, J., Song, T., Qiu, Z., Yang, X., Zeng, Y., Zhu, X., Pan, J., & Zhang, X. (2023). Guided bone regeneration in long-bone defect with a bilayer mineralized collagen membrane. *Collagen and Leather* 2023 5:1, 5(1), 36-. <https://doi.org/10.1186/S42825-023-00144-4>

Quirino, L. C., de Azambuja Carvalho, P. H., Neto, R. T. A., Comachio, C. A., Monteiro, N. G., Ervolino-Silva, A. C., Okamoto, R., & Pereira-Filho, V. A. (2023). Polydioxanone Membrane Compared with Collagen Membrane for Bone Regeneration. *Polymers* 2023, Vol. 15, Page 868, 15(4), 868. <https://doi.org/10.3390/POLYM15040868>

Ramos, E. U., Leandro, M. N. C., Criaes, J. O. C., Buitron, M. R. O., Verástegui, E. S., Carbajal, W. M., Adrianzén, R. C. S., Grijalva, A. E. E., Baylon, A. A. B., & Bassi, A. P. F. (2024). Evaluation of Porcine Collagen Membranes Used with Guided Bone Regeneration for Critical Defects: A Histological, Histomorphometric, Immunohistochemical, and Inflammatory Profile Analysis. *European Journal of Dentistry*, 18(3), 898–906. <https://doi.org/10.1055/S-0043-1777045>

Raz, P., Brosh, T., Ronen, G., & Tal, H. (2019). Tensile Properties of Three Selected Collagen Membranes. *BioMed Research International*, 2019(1), 5163603. <https://doi.org/10.1155/2019/5163603>

- Ren, Y., Fan, L., Alkildani, S., Liu, L., Emmert, S., Najman, S., Rimashevskiy, D., Schnettler, R., Jung, O., Xiong, X., & Barbeck, M. (2022). Barrier Membranes for Guided Bone Regeneration (GBR): A Focus on Recent Advances in Collagen Membranes. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(23), 14987. <https://doi.org/10.3390/ijms232314987>
- Salata, L. A., Hatton, P. V., Jane Devlin, A., Craig, G. T., & Brook, I. M. (2001). In vitro and in vivo evaluation of e-PTFE and alkali-cellulose membranes for guided bone regeneration. *Clinical Oral Implants Research*, 12(1), 62–68. <https://doi.org/10.1034/J.1600-0501.2001.012001062.X>;SUBPAGE:STRING:ABSTRACT;WEBSITE:WEBSITE:PERICLES;JOURNAL:JOURNAL:16000501;WGROU:STRING:PUBLICATION
- Sasaki, J. I., Abe, G. L., Li, A., Thongthai, P., Tsuboi, R., Kohno, T., & Imazato, S. (2021a). Barrier membranes for tissue regeneration in dentistry. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1), 54. <https://doi.org/10.1080/26415275.2021.1925556>
- Sasaki, J. I., Abe, G. L., Li, A., Thongthai, P., Tsuboi, R., Kohno, T., & Imazato, S. (2021b). Barrier membranes for tissue regeneration in dentistry. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1), 54. <https://doi.org/10.1080/26415275.2021.1925556>
- Schröger, S.-V., Becker, J., Kaya, S., Rahimi-Nedjat, R., Sagheb, K., & Blatt, S. (2026). Boosting angiogenesis experimentally in ovo by biofunctionalizing collagen membranes with platelet-rich fibrin and hyaluronic acid: implications for regenerative oral surgery? *International Journal of Implant Dentistry*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/s40729-026-00669-3>

- Shanbhag, S., Al-Sharabi, N., Fritz-Wallace, K., Kristoffersen, E. K., Bunæs, D. F., Romandini, M., Mustafa, K., Sanz, M., & Gruber, R. (2024). Proteomic Analysis of Human Serum Proteins Adsorbed onto Collagen Barrier Membranes. *Journal of Functional Biomaterials*, 15(10), 302. <https://doi.org/10.3390/JFB15100302/S1>
- Shi, X., Li, X., Tian, Y., Qu, X., Zhai, S., Liu, Y., Jia, W., Cui, Y., & Chu, S. (2023). Physical, mechanical, and biological properties of collagen membranes for guided bone regeneration: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 23(1), 510. <https://doi.org/10.1186/S12903-023-03223-4>
- Souza, R. B., Alves, H. D. L., Oliveira, L. S., Pires, F. R., Vidigal, G. M., & Fischer, R. G. (2024). Histomorphometric and microtomographic analysis of maxillary sinus augmentation surgeries with and without collagen membrane on the lateral window: A randomized clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 26(4), 787–794. <https://doi.org/10.1111/CID.13331>
- Surdiacourt, L., Christiaens, V., De Bruyckere, T., De Buyser, S., Eghbali, A., Vervaeke, S., Younes, F., & Cosyn, J. (2025). A multi-centre randomized controlled trial comparing connective tissue graft with collagen matrix to increase soft tissue thickness at the buccal aspect of single implants: 3-Year results. *Journal of Clinical Periodontology*, 52(1), 92–101. <https://doi.org/10.1111/JCPE.13975>
- Taghizadeh, E., Negargar, S., & Nuroozi, K. (2024). *The Role of Guided Bone Regeneration in Enhancing Dental Implant Success*. <https://journals.salviapub.com/index.php/gmj/article/view/3681/3025>

- Toledano, M., Asady, S., Toledano-Osorio, M., García-Godoy, F., Serrera-Figallo, M. A., Benítez-García, J. A., & Osorio, R. (2020). Differential biodegradation kinetics of collagen membranes for bone regeneration. *Polymers*, 12(6).
<https://doi.org/10.3390/POLYM12061290>
- Vale Braña, M., Fernández Figares, C., Aranda Herrerias, G., Torres Lagares, D., & Gutiérrez Pérez, J. (2025). REGENERACIÓN TISULAR GUIADA EN CIRUGÍA PERIAPICAL: UNA REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA DE LA LITERATURA. *Cirugía Bucal*. <https://www.aacib.es/wp-content/uploads/articulo-2-revista-aacib-3o-trimestre-2025.pdf>
- Vallecillo, C., Osorio, M. T., Infante, N., Ávalos, M. J., Vallecillo-Rivas, M., Lynch, C. D., & Toledano, M. (2024). In Vitro Degradation of Collagen-Based Membranes for Guided Bone Regeneration After Zn-Ions or Doxycycline Functionalization. *Polymers*, 16(22), 3109. <https://doi.org/10.3390/POLYM16223109>
- Vallecillo-Rivas, M., Toledano-Osorio, M., Vallecillo, C., Osorio, R., & Toledano, M. (2021). The Collagen Origin Influences the Degradation Kinetics of Guided Bone Regeneration Membranes. *Polymers* 2021, Vol. 13, Page 3007, 13(17), 3007.
<https://doi.org/10.3390/POLYM13173007>
- Wang, B., Feng, C., Liu, Y., Mi, F., & Dong, J. (2022). Recent advances in biofunctional guided bone regeneration materials for repairing defective alveolar and maxillofacial bone: A review. *The Japanese Dental Science Review*, 58, 233.
<https://doi.org/10.1016/J.JDSR.2022.07.002>

- Wróbel, P., Piecuch, A., Bąk, M., Krynicky, P., Adamczyk, J., Mojżesz, P., Kielboń, A., Wójcik, S., Starosta, M., Lee, W. P., & Morawiec, T. (2025). Evaluation of the Effectiveness of the Socket Preservation Technique Using Allogeneic and Xenogeneic Materials-A Preliminary Study. *Journal of Functional Biomaterials*, 16(6). <https://doi.org/10.3390/JFB16060192>
- Wurtz, G., Bagnasco, F., Menini, M., Pesce, P., Baldi, D., & De Angelis, N. (2026). Clinical and Radiographic Outcomes of Customized Titanium Mesh vs. Screw Tent-Pole Grafting: A Retrospective Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 28(2), e70139. <https://doi.org/10.1111/CID.70139>