



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA  
A LA TENSIÓN ENTRE LA MEMBRANA  
COMERCIAL BIOCOLLAGEN® Y MEMBRANA  
SINTÉTICA DE POLI ÁCIDO LÁCTICO (PLA).**

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

ANA KAREEN BAZAN ÁVILES.

TUTOR: Dr. OSMAR ALEJANDRO CHANES CUEVAS.



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



## Dedicatorias

A mi madre Anahí por su amor y apoyo incondicional durante esta etapa, gracias por enseñarme el valor de la constancia y la responsabilidad.

A mi familia por apoyarme cada día, brindándome una parte de su tiempo para lograr mis objetivos, no lo hubiera logrado sin ustedes.

A mis amigos de la infancia y aquellos que siguen creyendo en mí.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme la oportunidad de concluir una carrera.

Al Dr. Alberto Tonali Vázquez, por su apoyo incondicional y por permitirme conocer el mundo de los biomateriales, siempre estaré agradecida.

Al laboratorio de investigación de materiales dentales y biomateriales por el apoyo durante este proyecto.

A mi asesor Osmar Chanes Cuevas por compartir sus conocimientos conmigo, por guiarme en la experiencia en el laboratorio de materiales dentales y por la gran aportación de su tiempo en este proyecto.

A mis ángeles que están en el cielo, se que me siguen cuidando.

## ÍNDICE

CONTENIDO	PÁGINA
1.RESUMEN.....	4
2.INTRODUCCIÓN.....	5
3.MARCO TEÓRICO.....	
3.1 REGENERACIÓN ÓSEA GUIADA.....	8
3.1.1 PROTOCOLO CLÍNICO.....	8
3.1.2 INJERTOS ÓSEOS.....	10
3.1.3 TIPOS DE MEMBRANAS PERIODONTALES.....	12
3.2 BIOINGENIERÍA DE TEJIDOS.....	16
3.3 ANDAMIOS FIBRILARES.....	19
3.4 TÉCNICA DE HILADO POR PROPULSIÓN DE GAS..	22
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	24
5. JUSTIFICACIÓN.....	25
6. HIPÓTESIS.....	26
7. OBJETIVOS	
7.1 GENERAL.....	27
7.2 ESPECÍFICOS.....	27
8. METODOLOGÍA.....	28
9. RESULTADOS.....	31
10. DISCUSIÓN.....	33
11. CONCLUSIÓN.....	35
12. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	36

## 1. Resumen

Actualmente las membranas de barrera disponibles para procedimientos de RTG o ROG pueden dividirse en no reabsorbibles o reabsorbibles. Las membranas no reabsorbibles, fueron las primeras en introducirse en el campo odontológico, hechas principalmente de titanio y politetrafluoroetileno, pero, a pesar de su éxito en diversas indicaciones clínicas es necesario una cirugía adicional para extraer el dispositivo después del tiempo de cicatrización. Por el contrario, las bioabsorbibles, que pueden ser de origen sintético (poliésteres alifáticos) o natural (colágena), son metabolizadas por hidrólisis o actividad enzimática, por lo que son reabsorbidas completamente con el paso del tiempo, lo cual contribuye a la comodidad del paciente.

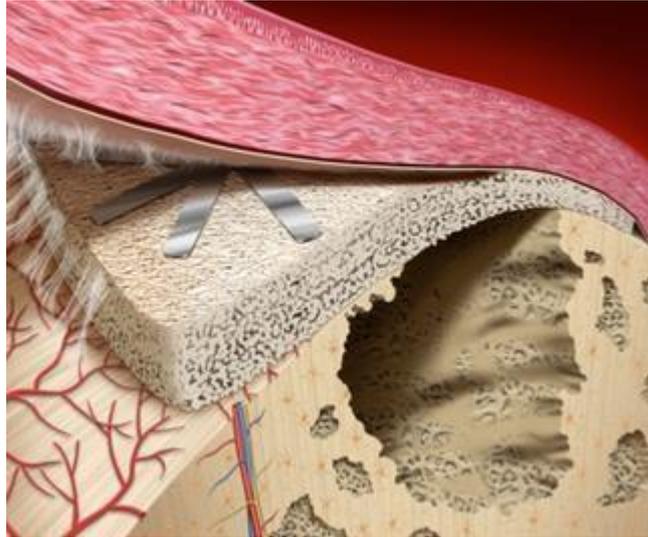
El presente trabajo se centró en comparar de la resistencia a la tensión entre una membrana comercial BIOCOLLAGEN® y una membrana sintética de Poli ácido láctico (PLA) la cual están destinadas al ámbito periodontal, en términos de uso clínico para procedimientos de regeneración periodontal.

## 2. Introducción

A mediados de la década de 1980, el principio de la regeneración tisular guiada se aplicó a la regeneración periodontal, sobre la base de los estudios anteriores de Melcher (1976) quien desarrolló el concepto de usar barreras de membranas para guiar el mecanismo biológico de la cicatrización de heridas, estos estudios demostraron que la exclusión de la invasión del tejido blando del defecto por medio de una membrana de barrera permitían que las células con potencial de regeneración migraran hacia el sitio y promovieran la regeneración periodontal.

Basado sobre el mismo principio biológico, el concepto del tratamiento denominado regeneración ósea guiada (ROG) fue la exclusión mecánica de los tejidos blandos para que no llenaran el defecto óseo, lo que permite que las células osteogénicas colonicen la herida. El factor pronóstico clave de la regeneración ósea guiada fue que exista suficiente espacio debajo de la membrana para la regeneración del hueso del defecto crestal, según la morfología del defecto este espacio podría mantenerse con un injerto particulado o en bloque, se crearon diferentes biomateriales naturales y sintéticos los cuales se utilizaron como injertos para procedimientos de aumentación ósea.

En 1989 Dahlin y cols, fueron los primeros en ofrecer pruebas que avalaron la eficacia de regeneración ósea guiada alrededor de implantes. Se colocaron membranas de e-PTFE (politetrafluoroetileno expandido) alrededor de tornillos expuestos implantados en tibias de conejo y se observó la formación de hueso periimplantario toda vez que hubiera suficiente espacio debajo de la membrana.



*Figura 1: Regeneración Ósea Guiada (1)*

Estos procedimientos se utilizaron en cinco aplicaciones clínicas principales: preservación del reborde, regeneración ósea en alveolos posextracción, aumento horizontal del hueso, división del reborde/expansión y aumento vertical del reborde. La selección del material de membrana dependerá de la magnitud de la regeneración ósea necesaria (2).

Las membranas de barrera y mantenimiento del espacio fueron descritas por primera vez por Hurley et al. a finales de los años 50 para el tratamiento de la fusión espinal.

Los cirujanos ortopédicos describieron que “la osteosíntesis en la columna seguramente se lograba si los músculos paraespinales se elevaban desde las láminas decorticadas, creando un espacio en el que pudiera crecer el tejido de granulación formador de hueso”.

En el campo de la odontología fue descrita por primera vez por Nyman et al. en el que se utilizó un filtro Millipore® como membrana para mantener el espacio y separar el defecto óseo alrededor de un diente periodontal del tejido blando circundante.

Acto seguido Dahlin et al. creó un defecto óseo de tamaño estándar en el ángulo de las mandíbulas de las ratas y cubrió un lado con una membrana de Teflon®, mientras que el otro lado descubierto sirvió como control.

Después de 6 semanas, los defectos cubiertos de membrana dieron como resultado una curación ósea completa, mientras que en los defectos de control no se produjo ningún signo de formación ósea, con un seguimiento de 22 semanas.

Esta es la primera descripción registrada de los principios fundamentales de ROG. A partir de estos primeros estudios, podemos definir la membrana de barrera como una barrera física colocada sobre un defecto óseo para prevenir el crecimiento interno de tejido blando y promover la regeneración ósea (3).

### **3. Marco Teórico**

#### **3.1 Regeneración Ósea guiada**

El principio de la Regeneración Ósea Guiada (ROG) es utilizar membranas de barrera, para excluir ciertos tipos de células, como el epitelio y el tejido conectivo de rápida proliferación, promoviendo así el crecimiento de células de crecimiento más lento capaces de formar hueso.

La regeneración ósea guiada se utiliza comúnmente en combinación con la instalación de implantes de titanio. La aplicación de una membrana para evitar que los tejidos no osteogénicos interfieran con la regeneración ósea es un principio clave en la ROG. Esta regeneración se logra cuando a las células osteo-progenitoras se les permite exclusivamente repoblar el sitio del defecto óseo impidiendo la entrada de tejidos no osteogénicos.

La membrana utilizada para ROG es un componente esencial del tratamiento. El uso de membranas en el defecto, junto con injertos óseos y materiales sustitutos, se usa comúnmente para proporcionar soporte estructural al sitio del defecto y promover el potencial regenerativo intrínseco del tejido huésped (2).

##### **3.1.1 Protocolo clínico**

Se establecen una secuencia de pasos generales que deben considerarse para aplicar la regeneración ósea guiada (ROG):

Se debe realizar en primera instancia el llenado de la historia clínica, así como la firma del consentimiento informado, se prepara el material e instrumental y se lleva a cabo la asepsia y antisepsia del campo operatorio, posteriormente se realiza la técnica anestésica a utilizar.

Se ejecuta la incisión inicial alejada del defecto para que no interfiera en la regeneración de éste y se desarrolla el levantamiento del colgajo mucoperióstico de espesor completo. Se realiza desbridamiento o curetaje de todo tejido de granulación o fibroconectivo existente en el defecto (por ejemplo, en peri-implantitis).

Se lava y detoxifica el lecho con solución fisiológica o cualquier medicamento antibiótico si se requiere, se prepara el biomaterial a injertar, se rellena el defecto óseo (opcional). Se fija y se coloca la membrana, se recorta si es necesario para que supere máximo 2 o 3 mm del borde del defecto. Se recomienda hidratarla por 5 minutos previo a la adaptación para mejorar la manejabilidad. Se adapta a la forma del defecto. Si es necesario se indica una pre-sutura para estabilizar la entrada y adaptación de la membrana, finalmente se repone el colgajo sobre el defecto y se sutura (4).



*Figura 2. Relleno del defecto óseo (5)*

### 3.1.2 Injertos Óseos

Con el uso de membranas se generaron diversos reportes que permitieron el desarrollo de la regeneración ósea guiada (GBR), utilizando en combinación membranas y materiales de injerto óseo (6).

Los injertos óseos han sido una opción durante mucho tiempo para afrontar con éxito los efectos de la enfermedad periodontal, como la pérdida y el daño óseo. Un injerto óseo pretende llenar el espacio que se originó a partir del tejido dañado con un material que posee ciertas cualidades y características. Los diversos materiales de injerto se pueden clasificar en cuatro tipos generales (7).

Tabla 1. Diversos tipos de injertos óseos

Tipo	Fuente	Beneficio	Riesgo
Autoinjerto	Paciente	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Osteógena, osteoinductiva y osteoconductiva.</li> <li>• Sin rechazo inmunológico de células vivas y matrices.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Morbilidad en sitios donantes.</li> <li>• La cantidad de volumen óseo es limitada.</li> <li>• Absorción rápida</li> </ul>
Aloinjerto	<p>Otro humano</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Aloinjerto óseo desmineralizado y liofilizado (DFDBA)</li> <li>• Aloinjerto óseo liofilizado (FDA)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Osteoinductivo y osteoconductor</li> <li>• Osteoinductivo y osteoconductor</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Potencial de infección y rechazo inmunológico.</li> <li>• Potencial de infección y rechazo inmunológico.</li> </ul>
Xenoinjerto	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Otras especies (Mayormente bovinos)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Osteoconductor</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Potencial de infección y rechazo inmunológico.</li> <li>• Reabsorción lenta o no reabsorbible.</li> </ul>
Aloplast	<p>Sintético</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Hidroxiapatita sinterizada (HA)</li> <li>• <math>\beta</math>-fosfato tricálcico (<math>\beta</math>-TCP)</li> <li>• Productos naturales (coral, quitosano, etc.)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Osteoconductor</li> <li>• Osteoconductor</li> <li>• Osteoconductor, bajo rechazo inmunológico.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reabsorción lenta o no reabsorbible.</li> <li>• Reabsorción rápida</li> <li>• Reabsorción lenta o no reabsorbible.</li> </ul>

### 3.1.3 Membranas Periodontales

Hoy en día se van encontrando nuevos materiales para sustituir un defecto óseo. Regenerar el hueso y mantenerlo es fundamental para conseguir un buen soporte, no solo por la cuestión estética sino también por la salud. Hoy en día gracias a materiales biológicos se consigue sin provocar efectos negativos al paciente (3,8).

Las membranas son hojas delgadas usualmente de material no autólogo usadas en varios procedimientos regenerativos que actuarán como barreras oclusivas que separan el tejido blando gingival del defecto óseo. Estas membranas pueden dividirse en reabsorbibles y no reabsorbibles. Las membranas no reabsorbibles son aquellas que no pueden ser degradadas por los macrófagos periodontales, dentro de estas membranas se encuentran los polímeros, el látex y el politetrafluoretileno (PTFE), estas membranas necesitan un segundo proceso quirúrgico para su retiro (8,9).

La PTFE llamada Gore Tex es la más conocida, pero su uso ha ido desapareciendo por la dificultad para manipular, generaba contaminación bacteriana, producía recesiones óseas e inflamación.

Actualmente se han desarrollado membranas e-PTFE reforzadas con delgadas láminas de titanio, lo cual facilita su manipulación, optimiza la capacidad para mantener el espacio, sin reacciones negativas para los tejidos duros y blandos, sin embargo, las membranas absorbibles siguen siendo las de mayor preferencia (3,10).

Las membranas reabsorbibles o bioabsorbibles presentan como principal ventaja que no necesita ser retiradas en una segunda intervención y que son fáciles de adaptar y moldear. El inconveniente principal que pueden presentar son su falta de rigidez, permeabilidad (8).

Son membranas que sí pueden ser degradadas por los macrófagos periodontales, dentro de estas membranas se encuentran los de origen sintético (polímeros reabsorbibles), y los de origen natural (colágena). Estas membranas se degradan durante todo el proceso de regeneración dando el suficiente tiempo para que se forme nuevo hueso (3).

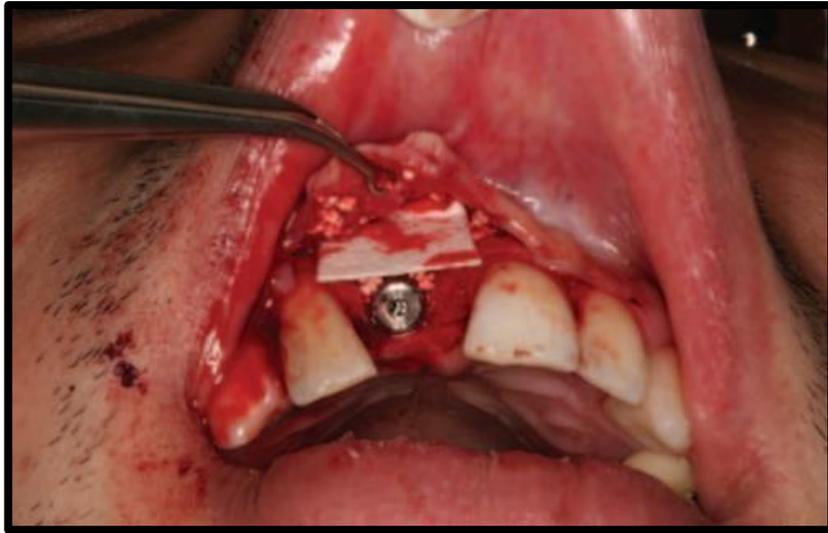
En las membranas de origen sintético encontramos a los polímeros reabsorbibles, los más utilizados son (9):

- Poliácido glicólico • Poliácido láctico • Poliglactina.

Poliácido láctico: Es un polímero sintético, cuya degradación viene acompañada de un aumento del número de capilares, no asociado a procesos inflamatorios. El período de reabsorción de estas membranas oscila entre 2 y 3 meses.

Membrana de poliglactina 910 (VICRYL): Se encuentra constituida por copolímeros del Poliácido glicólico y láctico en una relación de 9:1, motivo por el cual son denominadas poliglactina 910, este material viene siendo utilizado durante mucho tiempo para la confección de sutura reabsorbible en neurocirugía. Las membranas de poliglactina 910 resultan antigénicamente inertes y se reabsorben en un período de 30 a 90 días.

En cuanto a las membranas de origen natural como la de colágena se pueden distinguir las membranas cross-linked y las non cross-linked. Cross-linked es lo que resiste la membrana en la cavidad oral y por ello se crea un crecimiento del epitelio sobre dicha membrana. Las membranas de colágena utilizadas hoy en día proceden de cadáveres de origen animal o humano, compuestas por colágena tipo 1 (8).



*Figura 3. Colocación de membrana reabsorbible (5)*

En la siguiente tabla se presentan ejemplos de membranas utilizadas clínicamente según su reabsorbibilidad, material y nombre comercial.



### 3.2 Bioingeniería en tejidos

Los biomateriales han revolucionado áreas como la ingeniería de tejidos para el desarrollo de estrategias novedosas. Los biomateriales desde la perspectiva de la atención médica se pueden definir como "materiales que poseen algunas propiedades novedosas que los hacen apropiados para entrar en contacto inmediato con el tejido vivo sin provocar reacciones adversas de rechazo inmunológico" (11).

Los biomateriales se pueden dividir en las siguientes categorías: Los sintéticos (metales, polímeros, cerámicas y compuestos), los de origen natural (derivado de animales y plantas) y los materiales híbridos. Los metales son la clase de materiales que se utilizan ampliamente para aplicaciones de carga. Algunos de los ejemplos incluyen alambres y tornillos para fracturar placas de fijación y articulaciones artificiales.

Los polímeros como implantes o dispositivos biomédicos se utilizan como prótesis faciales, tubos traqueales, partes de riñón e hígado, componentes del corazón .

Las cerámicas han revelado aplicaciones como implantes dentales o materiales de empaste. Como las cerámicas tienen poca tenacidad a la fractura, tienen aplicaciones limitadas como materiales de carga. Los materiales compuestos se utilizan ampliamente para prótesis de extremidades, debido a la combinación de baja densidad y alta resistencia. Los biomateriales de origen natural tienen una resistencia mecánica limitada, sus aplicaciones se restringen en las regiones que soportan carga. Por eso, estos materiales se están modificando químicamente para mejorar sus propiedades mecánicas. Los ejemplos incluyen cadenas de colágeno modificadas con lisina e hidroxilisina, fibrinógeno etc.

Los polímeros de origen natural, como la colágena, la gelatina, el alginato, el ácido hialurónico, etc., se utilizan ampliamente en las áreas de atención

médica para la fabricación de estructuras tridimensionales (3D) que apoyan el crecimiento y la proliferación celular (11).

### **3.2.1 Bioimpresión 3D**

La bioimpresión 3D de estructuras compuestas de materiales biológicos es una tecnología revolucionaria que utiliza impresoras y técnicas de fabricación aditiva para replicar tejidos como los órganos humanos. Mediante la combinación de células y biomateriales capa por capa, se busca crear tejidos funcionales que puedan ser utilizados en trasplantes. Una de las ventajas más destacadas de esta tecnología es la capacidad de emplear células del propio paciente, lo que permite imprimir tejidos u órganos personalizados según las necesidades individuales (12).

Es una técnica muy considerada en ingeniería biomédica, ya que demuestra una conmutación eficaz entre la fabricación de andamios y la distribución celular. La extraordinaria resistencia a la compresión, la porosidad adecuada y la precisión dimensional son los factores más importantes a considerar al diseñar una estructura ósea. Dichos andamios deben ofrecer una porosidad y permeabilidad adecuadas para la transferencia de nutrientes y la eliminación de desechos metabólicos(13).

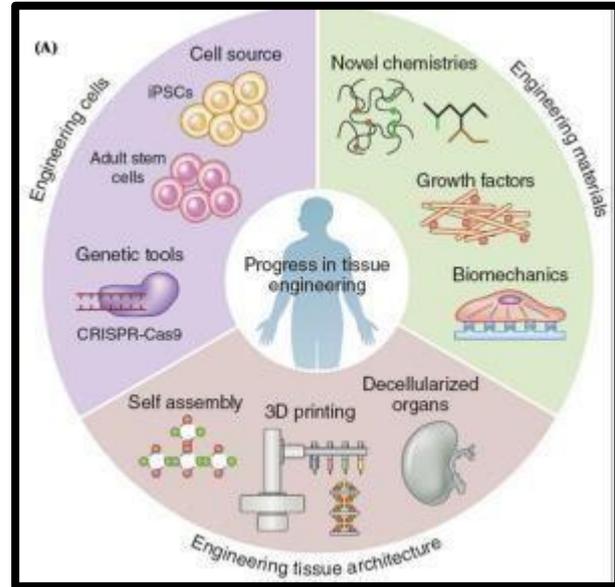


Figura 4. Uso de la bioingeniería en tejidos(14)

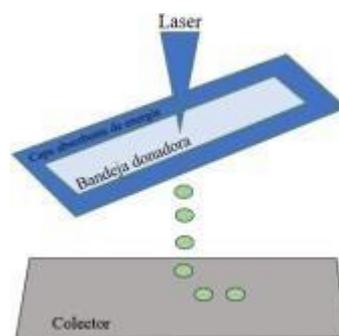


Figura 5 Impresión laser  
(12)

### 3.3 Andamios (Membranas) fibrilares

La finalidad de los andamios en el campo de la ingeniería de tejidos es servir de soporte a las células para que proliferen y se diferencien, por lo tanto, su diseño y desarrollo debe considerar factores biológicos y físicos, entre los cuales se encuentran las propiedades estructurales. La arquitectura de los andamios debe contener algunas características como:

- 1.-Soportar las cargas mecánicas necesarias para estimular a las células.
- 2.-Permitir el paso de fluido para transportar células, nutrientes, oxígeno y para eliminar desechos.
- 3.- Proporcionar a las células suficiente espacio para cumplir su función de generar nuevo tejido (15).

Entre las propiedades estructurales más importantes se encuentran la porosidad, interconectividad entre los poros, el área superficial específica y la distribución del tamaño de poro. Si existe mayor porosidad, mayor espacio disponible para que las células formen nuevo tejido y menor cantidad de material extraño introducido en el organismo. La interconectividad entre los poros es necesaria para permitir el paso de fluido que como se dijo anteriormente permitir la quimiotaxis, los nutrientes y oxígeno Todos los poros deberían estar abiertos e interconectados. El área superficial específica representa el área por unidad de volumen disponible para que las células se adhieran y formen nuevo tejido (16).

Los andamios hilados fibrilares han tomado importancia en el área de la ingeniería de tejidos debido a que imitan la nanoestructura fibrilar de la matriz extracelular nativa. Las células en su microambiente crecen en una matriz fibrilar compuesta en gran parte por colágena, que forma un extenso entrecruzado natural de nano fibras que van desde los 200nm de diámetro hasta varias micras, a pesar de que en los últimos años el electrospinning

ha sido el método más usado para sintetizar andamios fibrilares, también ha ido en aumento el uso de gas comprimido para eyectar soluciones poliméricas por medio de una diferencia de presión y así obtener fibras con un proceso que se llama hilado por propulsión de gas (17).

### 3.3.1 Andamios biohíbridos

Los métodos de síntesis que se han usado hasta la fecha para fabricar andamios porosos que logren imitar el tejido nativo han tenido limitaciones en la arquitectura resultante y se han obtenido estructuras que no cubren los parámetros requeridos, en los últimos años la ingeniería de tejido óseo se ha enfocado en sintetizar andamios reproducibles, con una forma y geometría específica del paciente, teniendo mayor control sobre las características de la estructura resultante. Al integrar dos técnicas de síntesis, la ingeniería de tejidos busca disminuir las limitaciones y explotar las mejores características que ofrece cada una y así obtener un andamio que logre mimetizar el tejido dañado o perdido; las ventajas serían flexibilidad en la forma, personalización, geometrías más complejas y combinación de materiales para mejorar la resistencia y composición(18).

Usar dos tipos de técnicas de síntesis permite la combinación de materiales naturales y sintéticos, mejorar la composición, biocompatibilidad y propiedades mecánicas, se ha reportado que las fibras depositadas sobre otro andamio son capaces de mejorar la adhesión y la proliferación celular, además de que se ha observado que también dirigen el crecimiento celular. La idea de combinar dos técnicas nace a partir de las limitaciones observadas en cada una de ellas, la impresión 3D permite crear andamios microporos en tres dimensiones, en tamaños micro- y macrométricos, con una técnica de adhesión capa por capa, obteniendo así andamios mecánicamente estables, por otro lado, la técnica de hilado por propulsión

de gas es muy versátil y permite la síntesis de fibras en rangos micro- y nanométricos con diferentes tipos de soluciones poliméricas donde las fibras pueden crear un microambiente adecuado para las células y al mismo tiempo guiar el crecimiento y la diferenciación celular a lo largo de la fibra; a pesar de que cada técnica de síntesis tiene muy buenas características, cada una de ellas también tiene sus limitaciones (19).

La literatura reporta una combinación exitosa de impresión con biotintas y la técnica de hilado por propulsión de gas, logrando así mejorar las propiedades mecánicas y la biocompatibilidad del andamio biohíbrido, comparado con una técnica de impresión convencional, los objetivos que se buscan al combinar dos técnicas de impresión son los siguientes, el primero es evaluar la mejora que pueda tener un andamio con una estructura jerárquica que vaya desde lo macro hasta lo nanométricos y el segundo es examinar la influencia que pueda tener en la capacidad de proliferación y diferenciación de las células sin ningún otro estímulo (18). El PLA es un polímero natural, bioreabsorbible, aprobado por la FDA para su uso en diversos dispositivos médicos, tiene un tiempo de degradación de 1-2 años y sus características mecánicas son similares a las del tejido óseo, debido a esto se ha usado para sintetizar andamios para este fin, con diferentes técnicas de impresión (19).

### 3.4 Técnica de hilado por propulsión de gas

La técnica de hilado por propulsión de gas se ha popularizado para la fabricación de andamios fibrilares (membranas) debido su versatilidad(20). Esta técnica permite una alta tasa de producción y reproducibilidad; su fundamento consiste en la eyección de una solución polimérica desde la punta del aerógrafo hasta la superficie colectora por medio de una alta presión de gas (30-50 psi), el depósito y solidificación del material eyectado lleva a la formación de fibras en rangos que van de los nanómetros a los micrometros A diferencia de otras técnicas convencionales como el de electrospinning (que se basa en las interacciones electrostáticas), las fuerzas que están presentes en la técnica de hilado por propulsión de gas son las diferencias de presión y la interfaz que se genera entre el gas y la solución. Se ha reportado que el hilado por propulsión de gas es una técnica de síntesis segura diez veces más rápida que otras técnicas también es cien veces más barato y capaz de eyectar micro y nanofibras en un rango más amplio de formas y tamaños (21). Además, esta técnica permite el recubrimiento de diferentes estructuras con arreglo fibrilar que puede servir de material de sacrificio en la degradación y sustitución gradual de la matriz extracelular del tejido nativo que se busca regenerar, un recubrimiento fibrilar también permitiría mejorar la migración celular hacia el centro del andamio, mejorando sus características (22).

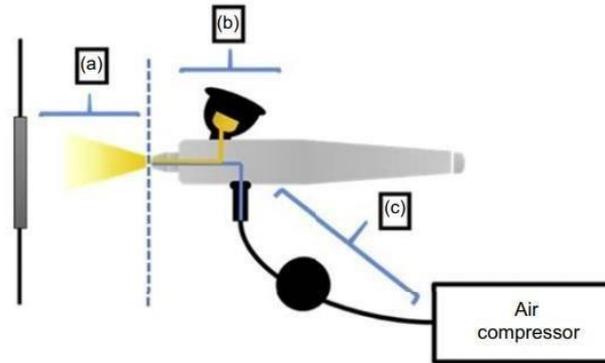


Figura 6. Diagrama esquemático de los parámetros usados en la técnica de hilado por propulsión a gas. a) distancia trabajo, b) solución polimérica, c) regulación de presión (23)

#### 4. Planteamiento del problema

Para los tratamientos de regeneración periodontal es recomendable el uso de biomateriales como son las membranas bioabsorbibles debido a las ventajas que ofrece en el tratamiento regenerativo. Existen variantes en el mercado que pueden ayudar a la regeneración, como las membranas sintéticas que se encuentran vigentes a pesar de no ser seleccionadas como material de primera opción en la actualidad.

Por ello la siguiente pregunta de investigación ¿La membrana sintética de Poli ácido láctico (PLA) tendrá una resistencia a la tensión igual o mayor que una membrana comercial de Biocollagen®?.

## 5. Justificación

Al existir una amplia variedad de materiales de regeneración, las membranas bioabsorbibles siguen siendo una de las más utilizadas en la actualidad para técnicas de regeneración periodontal. Por ello, es importante realizar un estudio general, así como de comportamiento para poder compararla con aquellas membranas sintéticas que si bien, no son las de uso principal también pueden tener ciertas ventajas en cuanto a resistencia, fabricación y costo beneficio. Ofreciendo así una alternativa para aquellos que lleven a cabo técnicas de regeneración periodontal.

## 6. Hipótesis

### Hipótesis alterna

La membrana sintética de PLA presenta una resistencia a la tensión igual o mayor en comparación con la membrana comercial BIOCOLLAGEN<sup>®</sup>.

### Hipótesis Nula

La membrana sintética de PLA No presenta una resistencia a la tensión igual o mayor en comparación con la membrana comercial BIOCOLLAGEN<sup>®</sup>.

## 7. Objetivos

### 7.1 General

Comparar la resistencia a la tensión entre la membrana comercial BIOCOLLAGEN® y la membrana sintética de Poli ácido láctico (PLA).

### 7.2 Específicos

- Elaborar las membranas de PLA a través de la técnica hilado por propulsión de gas.
- Obtener y evaluar el módulo de elasticidad en las membranas comercial BIOCOLLAGEN® y membranas sintéticas de PLA.

## 8. Metodología

### 8.1 Materiales

Para la elaboración de membranas sintéticas se utilizó poli ácido láctico (PLA,  $M_w=192,000$ ), Cloroformo ( $\text{CHCl}_3$ , J.T Baker) y Etanol 100%.

### 8.2 Preparación de la Solución PLA

Se preparó una solución de PLA al 10% (p/v) en una solución de cloroformo-etanol en proporción 4:1 y manteniendo la solución en agitación magnética por 8 horas.



Figura 7. Materiales y Preparación solución PLA. Fuente Propia

### 8.3 Elaboración de las membranas sintéticas por medio de la técnica de hilado por propulsión de gas

Para obtener las membranas sintéticas fibrilares se utilizó un aerógrafo comercial (ADIR®) conectado a un tanque de Argón presurizado. La solución preparada de PLA al 10% fue colocada dentro del depósito del aerógrafo y eyectada a una presión de 35 PSI, el tiempo de depósito fue de 20 minutos a una temperatura de 25°C y 30% de humedad.

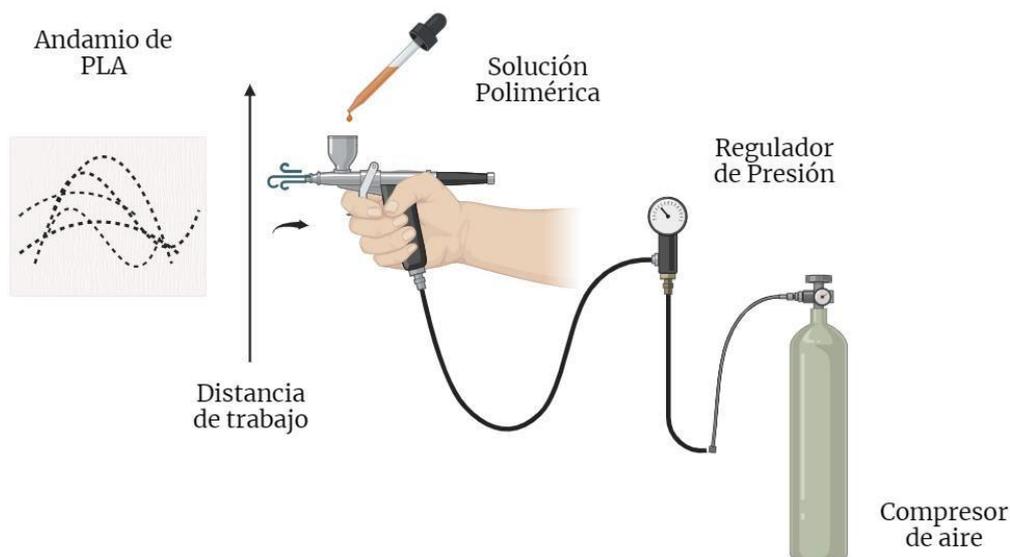


Figura 8. Elaboración de las membranas sintéticas. Fuente propia.

### 8.4 Evaluación mecánica de las membranas BIOCOLLAGEN® y PLA

Las propiedades mecánicas (resistencia a la tensión y módulo elástico), se evaluaron utilizando un equipo de pruebas mecánicas universal (INSTRON® modelo 5557) bajo condiciones ambientales, la velocidad de prueba se fijó a 1mm/min. Se obtuvieron resultados para veinte muestras (BIOCOLLAGEN® n=10, PLA n=10) siguiendo las especificaciones descritas en la norma ASTM-D1708.

### 8.5 Evaluación morfológica de las membranas BIOCOLLAGEN® y PLA

La morfología de las muestras se analizó mediante micro-fotografías utilizando microscopía electrónica de barrido (SEM) JEOL JSM-6700F SEM (Japón).

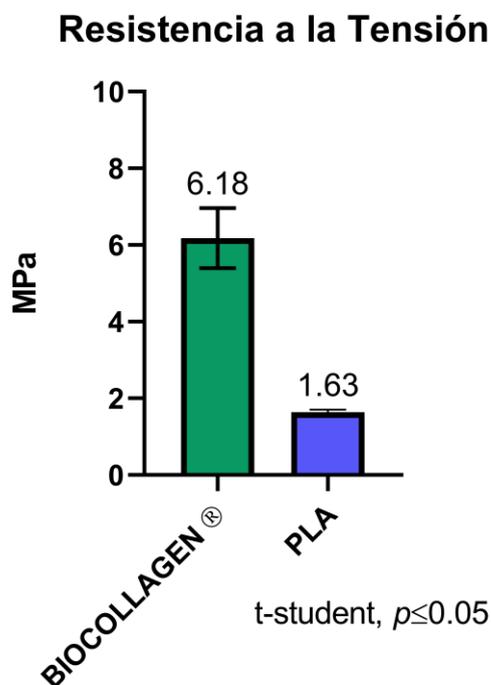


Figura 9. Evaluación mecánica y morfológica. Fuente propia.

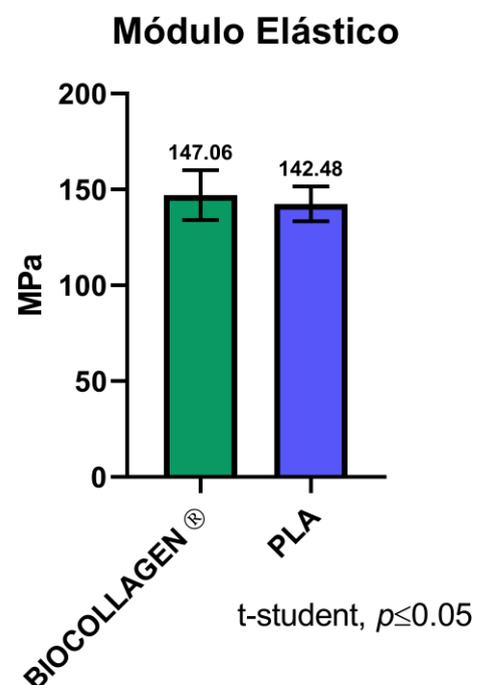
## 9. Resultados

De los resultados obtenidos se puede observar que la membrana Biocollagen® tiene una resistencia a la tensión de 6.18 MPa, mientras que la membrana sintética de Poliácido láctico (PLA) presentó 1.63 MPa (gráfica 1) existiendo una diferencia estadísticamente significativa. Con respecto al módulo de elasticidad (gráfica 2) se observaron valores similares en ambas membranas, ya que la membrana de PLA obtuvo un valor de 142.48 MPa y la membrana de Biocollagen® de 147.06 MPa.

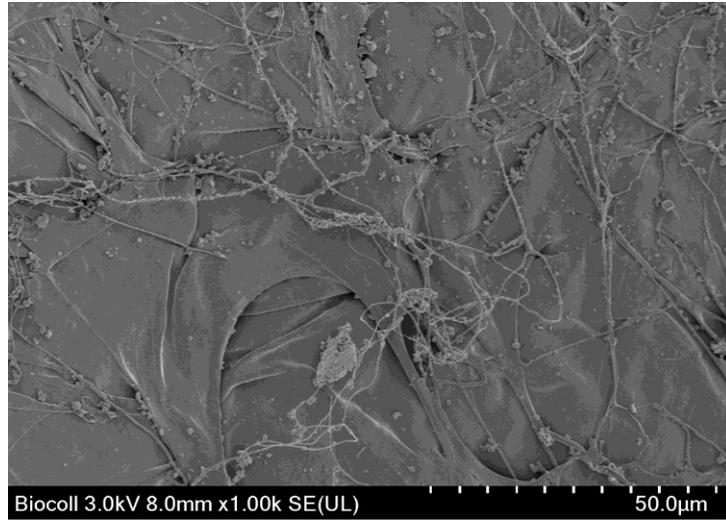
Por otro lado, en las microfotografías electrónicas de barrido podemos observar las diferencias morfológicas entre la membrana sintética de PLA la cual se muestra de forma fibrilar, mientras que la membrana Biocollagen® presenta una forma mixta, es decir, un mayor porcentaje de forma laminar y un porcentaje menor de forma fibrilar.



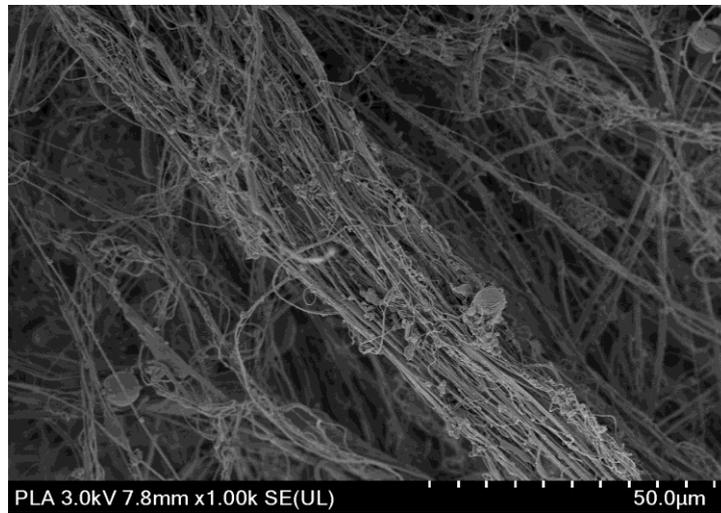
Gráfica 1. Resistencia a la tensión de las membranas de BIOCOLLAGEN y PLA.



Gráfica 2. Módulo elástico de las membranas de BIOCOLLAGEN y PLA.



**Figura 7. Microscopia electrónica de barrido de la membrana BIOCOLLAGEN®**



**Figura 8. Microscopia electrónica de barrido de la membrana sintética de PLA.**

## 10. Discusión

La aplicación de una membrana para excluir la entrada de células de tejido blando al defecto óseo subyacente es un principio establecido que se ha implementado clínicamente con éxito (8).

La técnica de hilado por propulsión de gas permitió la fabricación de membranas fibrilares sintéticas de PLA (Figura 8) de manera personalizada (19), que a diferencia de las membranas comerciales como la Biocollagen® la cual son fabricadas de forma sistemática que consiste en que las fibras de colágena son reticuladas para obtener membranas de forma laminar (9), la cual se observa en la figura 7.

Una de las ventajas de las membranas sintéticas como el PLA permite que pueda modificarse de manera diferente según los requisitos funcionales y el mecanismo biológico involucrado. Estas modificaciones incluyen optimizar las propiedades fisicoquímicas y mecánicas, como, por ejemplo, la porosidad, estructura, espesor, rigidez y plasticidad (8).

En este trabajo se obtuvieron la resistencia a la tensión y el módulo elástico de las membranas comercial BIOCOLLAGEN® y de la sintética de PLA, los cuales son indicadores importantes de la resistencia de los materiales sólidos a la deformación. Existe una clara diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la tensión entre ambas membranas, unas de las causas de esta diferencia pueden deberse a la morfología de las membranas así como a la humedad, pues se ha demostrado en investigaciones anteriores que tienen un impacto significativo en las propiedades mecánicas de las membranas (1).

Si bien las membranas naturales bioabsorbibles siguen siendo la primera opción en tratamientos de regeneración ósea (3), la membrana sintética bioabsorbibles como la de PLA podría ofrecer una ventaja en cuanto manipulación de propiedades mecánicas e incorporación de biomoléculas (factores de crecimiento) que permitan una mejor regeneración ósea (9).

Finalmente, las estrategias para administrar factores de crecimiento en la regeneración ósea periodontal continúan evolucionando día con día, por ello como perspectivas se recomienda realizar otros estudios físico-mecánicos complementarios a las membranas comercial y sintética como son los ensayos de degradación, ángulo de contacto, espectrometría de masas, así como ensayos biológicos como por ejemplo adhesión y proliferación celular.

## 11. Conclusiones

- La membrana comercial BIOCOLLAGEN® presentó la mayor resistencia a la tensión (6.18 MPa) en comparación a la membrana sintética de PLA (1.63 MPa).
- Las membranas tanto comercial como sintética obtuvieron un módulo elástico similar, 147.06 y 142.48 MPa respectivamente.
- La técnica de hilado por propulsión de gas permite la obtención de membranas fibrilares sintéticas de PLA.

## 12. Referencias Bibliográficas

1. Shi X, Li X, Tian Y, Qu X, Zhai S, Liu Y, et al. Physical, mechanical, and biological properties of collagen membranes for guided bone regeneration: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):510. DOI: 10.1186/s12903-023-03223-4
2. Lindhe J, Lang N. *Periodontología Clínica e Implantología Odontológica*. 6o. Argentina, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2017. 903–925 p.
3. Mizraji G, Davidzohn A, Gursoy M, Gursoy U, Shapira L, Wilensky A. Membrane barriers for guided bone regeneration: An overview of available biomaterials. *Periodontol 2000*. 2023; 93(1): 56–76. DOI: 10.1111/prd.12502
4. Suárez Vega D. Principios básicos en Regeneración ósea guiada. *Acta Bioclínica*. 2012; 2 (3):89-116.
5. Pato Mourelo J, Jiménez Guerra A, Monsalve Guil L, Segura Egea JJ, Velasco Ortega E. Regeneración ósea guiada con implante unitario con nanosuperficie y betafosfato tricálcico. *Avances en Periodoncia*. 2010; 22(3): 127-134.
6. Vargas J. Membranas de uso en regeneración ósea guiada. *Odontología Vital*. 2016; 24:35-42.
7. Alqahtani AM. Guided Tissue and Bone Regeneration Membranes: A Review of Biomaterials and Techniques for Periodontal Treatments. *Polymers (Basel)*. 2023;15(16): 3355. DOI: DOI: 10.3390/polym15163355

8. Omar O, Elgali I, Dahlin C, Thomsen P. Barrier membranes: More than the barrier effect? *J Clin Periodontol.* 2019;46 Suppl 21(Suppl Suppl 21):103–23. DOI: 10.1111/jcpe.13068
9. Ozkendir O, Karaca I, Cullu S, Erdoğan OC, Yaşar HN, Dikici S, et al. Engineering periodontal tissue interfaces using multiphasic scaffolds and membranes for guided bone and tissue regeneration. *Biomater Adv.* 2024; 157: 213732. DOI: 10.1016/j.bioadv.2023.213732
10. Kaushal S, Kumar A, Khan MA, Lal N. Comparative study of nonabsorbable and absorbable barrier membranes in periodontal osseous defects by guided tissue regeneration. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2016; 6(2): 111–7. DOI: 10.1016/j.jobcr.2015.12.001
11. Bhat S, Kumar A. Biomaterials and bioengineering tomorrow's healthcare. *Biomater.* 2013; 3(3): e24717. DOI: 10.4161/biom.24717
12. Urbano Avila JFJ. Tecnología de BioImpresión 3D: Avances y Fundamentos [Internet]. Disponible en:[https://www.researchgate.net/publication/372391040\\_Tecnologia\\_de\\_BiolImpresion\\_3D\\_Avances\\_y\\_Fundamentos](https://www.researchgate.net/publication/372391040_Tecnologia_de_BiolImpresion_3D_Avances_y_Fundamentos)
13. Prem Ananth K, Dhanpal Jayram N. A comprehensive review of 3D printing techniques for biomaterial-based scaffold fabrication in bone tissue engineering. *Ann 3D Print Med.* 2024; 13: 100141. DOI: 10.1016/j.stlm.2023.100141
14. Li Y, Liu C. Nanomaterial-based bone regeneration. *Nanoscale.* 2017; 9(15): 4862–74. DOI: 10.1039/c7nr00835j
15. Lanza R, Langer R, Vacanti J. Preface to the Second Edition. En: Lanza R, Langer R, Vacanti J, eds. *Principles of Tissue Engineering.* 4th

ed. Boston: Academic Press; 2014. p. xxxi. DOI: 10.1016/B978-0-12-398358-9.05003-5

16. Van Cleynenbreugel T, Schrooten J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J. Micro-CT-based screening of biomechanical and structural properties of bone tissue engineering scaffolds. *Med Biol Eng Comput.* 2006; 44(7): 517–25. DOI: 10.1007/s11517-006-0071-z
17. Lawrence CA, Rengasamy RS, Das A, Alagirusamy R, Mahmoudi MR, Tyagi GK, et al. Contributor contact details. En: Lawrence CA, editor. *Advances in Yarn Spinning Technology [Internet].* Woodhead Publishing; 2010. p. xi–xii. (Woodhead Publishing Series in Textiles). Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978184569444950019X>
18. Lee SJ, Nowicki M, Harris B, Zhang LG. Fabrication of a Highly Aligned Neural Scaffold via a Table Top Stereolithography 3D Printing and Electrospinning. *Tissue Eng Part A.* 2017; 23(11-12):491-502. DOI: 10.1089/ten.TEA.2016.0353
19. Tutak W, Sarkar S, Lin-Gibson S, Farooque TM, Jyotsnendu G, Wang D, et al. The support of bone marrow stromal cell differentiation by airbrushed nanofiber scaffolds. *Biomaterials.* 2013; 34(10): 2389–98. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2012.12.020
20. Abdal-hay A, Hamdy AS, Lim JH. Facile preparation of titanium dioxide micro/nanofibers and tubular structures by air jet spinning. *Ceram Int.* 2014; 40(19):15403–15409. DOI: 10.1016/j.ceramint.2014.06.028
21. Sun Y, Liu Y, Li S, Liu C, Hu Q. Novel Compound-Forming Technology Using Bioprinting and Electrospinning for Patterning a 3D Scaffold Construct with Multiscale Channels. *Micromachines (Basel).* 2016; 7(12): 238. DOI: DOI: 10.3390/mi7120238

22. Sheshadri P, Shirwaiker R. Characterization of Material–Process–Structure Interactions in the 3D Biplotting of Polycaprolactone. *3D Print Addit Manuf.* 2015; 2(1): 20–31. DOI: 10.1089/3dp.2014.0025
23. Vázquez-Vázquez FC, Hernández-Tapia LG, Chanes-Cuevas OA, Álvarez-Pérez MA, Pozos-Guillén AJ. Airflow electrofluidodynamics. En: Guarino V, Ambrosio L, editores. *Electrofluidodynamic Technologies (EFDTs) for Biomaterials and Medical Devices* [Internet]. Woodhead Publishing Series in Biomaterials; 2018. p 123–38. DOI: 10.1016/B978-0-08-101745-6.00007-4