



Centro de Investigación Científica de Yucatán, A. C.  
Posgrado en Materiales Poliméricos

# **ELABORACIÓN DE INJERTOS VASCULARES SINTÉTICOS Y LA DETERMINACIÓN DE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS**

Tesis que presenta  
Omar de Jesús Castillo Cruz

En opción al título de  
**DOCTOR EN CIENCIAS**  
EN  
**MATERIALES POLIMERICOS**

15 de agosto de 2019

# RECONOCIMIENTO

CENTRO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA DE YUCATÁN, A. C.  
POSGRADO EN CIENCIAS MATERIALES POLIMÉRICOS



## RECONOCIMIENTO

Por medio de la presente, hago constar que el trabajo de tesis de Omar de Jesús Castillo Cruz titulado **“ELABORACIÓN DE INJERTOS VASCULARES SINTÉTICOS Y LA DETERMINACIÓN DE SUS PROPIEDADES MECÁNICAS”** fue realizado en la Unidad de Materiales en la línea de Materiales para Medicina Regenerativa, en los laboratorios de Química Macromolecular y Mecánica del Centro de Investigación Científica de Yucatán, A.C. bajo la dirección del Dr. Juan Valerio Cauich Rodríguez, perteneciente al Programa de Doctorado en Materiales Poliméricos de este Centro.

Atentamente.

---

Dra. Clelia De la Peña Seaman  
Directora de Docencia

Mérida, Yucatán, México, a 12 de julio de 2019.

# Dedicatorias

A **Dios** por regalarme la vida y salud

A mis padres **José** y **Socorro** por inspirarme, apoyarme, corregirme

A mis hermanos **Darling** y **José** por todo el apoyo y tiempo que hemos compartido  
juntos

# Agradecimientos

El autor agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico otorgado a través de la beca de doctorado No. 390804/255440 (CVU/Becario) y también se agradece ampliamente al estímulo económico otorgado a través de la beca No. 27974. Al Dr. Juan V. Cauich Rodríguez por su tiempo, dirección, consejos, durante la elaboración de este trabajo de tesis doctoral a través del proyecto 1360 CONACYT, por lo tanto, el autor reconoce su valiosa participación. Al Dr. Francis Avilés por su orientación en la caracterización mecánica y por el equipo de correlación de imágenes digitales adquirido con el proyecto No. 220513 del Dr. Avilés, por lo tanto, su apoyo es ampliamente reconocido. También, a la Dra. Lerma Chan (Universidad de Sonora), Dr. Oliva Arias (CINVESTAV Unidad Mérida), Dr. Manuel Cervantes (CICY) por sus comentarios al presente trabajo.

De igual manera se agradece ampliamente al CINVESTAV Unidad Mérida por su apoyo en la elaboración del dispositivo para realizar la prueba de resistencia a la explosión que fue asesorado por el Dr. Fidel Gamboa y el Ing. Osvaldo Gómez.

A la Q. I. Rossana Vargas por su apoyo técnico en la elaboración de las probetas tubulares, así como en todos los aspectos relacionados con el uso de los equipos del Laboratorio de Química Macromolecular del CICY, de igual manera, al Dr. Alejandro May por su apoyo técnico y apoyo en el entrenamiento del equipo de correlación de imágenes digitales. En la parte de la caracterización de las probetas sometidas a presión interna y en la obtención de las propiedades elásticas se reconoce la valiosa ayuda del M.C. Cesar Pérez estudiante del CICY. A la Facultad de Veterinaria de la Universidad Autónoma de Yucatán a través del M.C. Carlos Sauri por su colaboración con la obtención de aortas que se utilizaron para los ensayos mecánicos.

Un reconocimiento especial al Dr. Diego Mantovani de la Universidad de Laval-Canadá por su apoyo para realizar mi estancia de investigación en los laboratorios de la Universidad de Laval. De igual manera, al gobierno de Canadá por la beca otorgada para dicha estancia correspondiente al programa de líderes emergentes en América Latina (ELAP, por sus siglas en inglés). A mi familia que me acompañó, animó, en este proceso académico.

# Índice de contenido

<b>RECONOCIMIENTO .....</b>	<b>i</b>
<b>Dedicatorias .....</b>	<b>ii</b>
<b>Agradecimientos .....</b>	<b>iii</b>
<b>Glosario de términos .....</b>	<b>xiii</b>
<b>Resumen .....</b>	<b>xiv</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>xv</b>
<b>Hipótesis .....</b>	<b>xvi</b>
<b>Objetivos .....</b>	<b>xvi</b>
General .....	xvi
Específicos .....	xvi
<b>Introducción .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 1 Aspectos generales .....</b>	<b>5</b>
<b>1.1. Componentes del sistema cardiovascular .....</b>	<b>5</b>
1.1.1. Tipos de vasos sanguíneos .....	5
<b>1.2. Comportamiento mecánico de arterias naturales .....</b>	<b>6</b>
1.2.1. Presión en las arterias .....	8
1.2.2. Fuerzas que actúan en las arterias .....	9
<b>1.3. Propiedades mecánicas de los injertos vasculares .....</b>	<b>11</b>
1.3.1. Complianza circunferencial .....	12
1.3.2. Falla de injertos en términos de su comportamiento mecánico .....	14
1.3.3. Incompatibilidad de la complianza debido al injerto vascular .....	14
1.3.4. Incompatibilidad de la complianza debido al sitio anastomosis .....	15
<b>1.4. Resistencia a la explosión .....</b>	<b>17</b>

1.5. Modelos constitutivos para el comportamiento mecánico de injertos vasculares .....	19
<b>CAPÍTULO 2 Modelos predictivos para la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión .....</b>	<b>24</b>
2.1 Modelo predictivo de anillo .....	24
2.2. Comportamiento mecánico de cilindros presurizados con extremos fijos .	26
2.2.1 Cilindro elástico de pared gruesa .....	26
2.3. Modelo predictivo de la complianza circunferencial con teoría de elasticidad .....	32
2.4. Modelo predictivo para la resistencia a la explosión con teoría de elasticidad y teoría de falla para polímeros .....	33
2.5. Modelo predictivo de la resistencia a la explosión con un enfoque elasto-plástico .....	34
2.5.1. Análisis elástico .....	35
2.5.2. Análisis plástico .....	36
<b>CAPÍTULO 3 Materiales y Metodología .....</b>	<b>40</b>
3.1. Materiales y fabricación de probetas .....	40
3.1.1. Películas delgadas .....	40
3.1.2. Injertos vasculares de diámetro pequeño .....	40
3.2. Ensayos mecánicos en películas poliméricas .....	41
3.2.1 Ensayo de tensión uniaxial a diferentes velocidades .....	41
3.2.2 Ensayo de compresión uniaxial .....	41
3.2.3. Ensayo de tensión uniaxial .....	42
3.2.4. Ensayo de resistencia a la explosión en película .....	44
3.2.5. Ensayo de nanoindentación .....	44
3.3. Ensayos mecánicos en arterias naturales .....	47
3.3.1. Ensayo de tensión circunferencial .....	47
3.3.2. Ensayo de resistencia a la explosión .....	48

<b>3.4 Ensayos mecánicos en cilindros poliméricos (injertos)</b> .....	<b>49</b>
3.4.1. Ensayo de tensión circunferencial .....	49
3.4.2. Ensayo de tensión longitudinal .....	50
3.4.3. Ensayo de la resistencia a la explosión .....	51
<b>CAPÍTULO 4 Resultados y Discusiones</b> .....	<b>52</b>
<b>4.1. Películas poliméricas</b> .....	<b>52</b>
4.1.1. Tensión uniaxial a diferentes velocidades .....	52
4.1.2. Compresión uniaxial .....	53
4.1.3. Carga y descarga en tensión uniaxial.....	54
4.1.4 Resistencia a la explosión en película .....	57
4.1.2. Nanoindentación.....	58
<b>4.2. Arterias naturales</b> .....	<b>59</b>
4.2.1. Tensión circunferencial.....	59
4.2.2. Resistencia a la explosión y complianza circunferencial .....	61
<b>4.3. Injertos tubulares poliméricos</b> .....	<b>62</b>
4.3.1. Tensión circunferencial y longitudinal .....	62
4.3.2. Resistencia a la explosión y complianza circunferencial .....	64
<b>4.4 Comparación entre las predicciones y ensayos experimentales</b> .....	<b>67</b>
<b>Conclusiones</b> .....	<b>70</b>
<b>Sugerencias</b> .....	<b>72</b>
<b>Anexos</b> .....	<b>73</b>
<b>A.1. Mezclas poliméricas binarias</b> .....	<b>73</b>
A.1.2. Predicción del módulo elástico.....	73
A.1.3. Elaboración de películas de mezclas poliméricas binarias .....	74
A.1.4. Tensión longitudinal .....	74
A.1.5. Resultados .....	75
<b>A.2 Propiedades mecánicas del Elastollan L1185 A12</b> .....	<b>77</b>
A.2.1. Resultado .....	77

<b>A.3. Comparación mecánica del Tecoflex SG 80A</b> .....	<b>78</b>
A.3.2. Tensión longitudinal .....	79
A.3.3. Resultados .....	79
<b>Producción científica</b> .....	<b>81</b>
Artículos científicos.....	81
Congresos .....	81
<b>Bibliografía</b> .....	<b>82</b>

# Índice de Figuras

Figura 1.1 Principales componentes de una arteria. ....	1
Figura 1.2 Principales componentes del corazón .....	5
Figura 1.3 Comportamiento mecánico no lineal de una arteria natural sometida a presión .....	7
Figura 1.4 Efecto del colágeno y elastina en el comportamiento mecánico de una arteria natural .....	7
Figura 1.5 Forma de la onda de presión y velocidad en las arterias a diferentes distancias del corazón .....	9
Figura 1.6 Sección transversal de una arteria. La presión actúa sobre la pared de la arteria y es balanceada por el esfuerzo circunferencial .....	9
Figura 1.7 Orientación del vector del esfuerzo cortante en las arterias carótidas en la sístole con grandes componentes no axiales (zona roja) cerca de la bifurcación de la arteria .....	10
Figura 1.8 Fuerzas que actúan sobre una arteria natural y su efecto sobre su estructura .....	11
Figura 1.9 Conexión de un injerto vascular con la arteria branquial .....	14
Figura 1.10 Aneurisma en la aorta abdominal caracterizado por la inflamación y debilidad de la pared de la arteria.....	15
Figura 1.11 Diferentes tipos de anastomosis: a) extremo- extremo, b) extremo – lado, c) lado – lado .....	15
Figura 1.12 Perfil de la complianza circunferencial alrededor del sitio de anastomosis, la anastomosis se presenta en 0 mm.....	16

Figura 2.1 Prueba de tensión circunferencial para determinar la resistencia a la explosión .....	24
Figura 2.2 Diagrama de cuerpo libre de un cilindro, a) Injerto vascular sujeto a presión interna, b) Fuerzas que actúan en la pared del cilindro. ....	25
Figura 2.3 Cilindro presurizado con los extremos fijos, (a) sección longitudinal, (b) esfuerzos actuando sobre un elemento infinitesimal. ....	27
Figura 2.4 Análisis mecánico de la prueba de resistencia a la explosión; (a) sección transversal de un cilindro presurizado (b) elemento infinitesimal con diferentes esfuerzos. .....	27
Figura 2.5 Esquema de un cilindro elasto-plástico sometido a $P_i$ . ....	34
Figura 3.1 Injerto vascular de diámetro pequeño elaborado de Tecoflex SG 80A. ....	40
Figura 3.2 Probeta de la prueba de compresión uniaxial y probeta utilizada. ....	42
Figura 3.3 Probeta entre mordazas para tensión uniaxial con un patrón aleatorio. ....	43
Figura 3.4 Esquema de la resistencia a la explosión en película de Tecoflex SG 80A. ....	44
Figura 3.5 Esquema de una gráfica de nanoidentación. ....	45
Figura 3.6 Geometría de la punta Berkovich. ....	46
Figura 3.7 Arteria abdominal de cerdo utilizada para la prueba de resistencia a la explosión. ....	48
Figura 3.8 Dispositivo y montaje de la prueba de resistencia a la explosión de una arteria abdominal de cerdo. ....	49
Figura 3.9 Prueba de tensión circunferencial en una probeta en forma de anillo. ....	50
Figura 3.10 Dispositivo y montaje para la prueba de resistencia a la explosión. ....	51

Figura 4.1 Curvas representativas de esfuerzo vs deformación unitaria a diferentes velocidades de desplazamiento.....	52
Figura 4.2 Curva representativa del ensayo de compresión uniaxial mostrando el método de extrapolación regresiva para determinar $\sigma_{yp}^c$ . .....	54
Figura 4.3 Curvas $\sigma_y$ vs. $\epsilon_y$ obtenidas de la prueba de carga – descarga en tensión uniaxial (izquierda) y mapa de deformación obtenidos con DIC (izquierda); (a) $\epsilon_y = 36.2\%$ ; (b) $\epsilon_y = 41.5\%$ ; (c) $\epsilon_y = 47.8\%$ . El punto A = estado inicial (sin esfuerzo aplicado), en el punto B = máxima fuerza aplicada, en el punto C = segundo estado de esfuerzos (sin esfuerzo aplicado) después del ciclo de carga y descarga. ....	56
Figura 4.4 Curva de la relación de Poisson obtenido por medio de DIC en la prueba de tensión uniaxial.....	57
Figura 4.5 Curva representativa de la resistencia a la penetración de película de Tecoflex SG 80A.....	58
Figura 4.6 Curvas de carga y descarga de nanoindentación del Tecoflex SG 80A.....	58
Figura 4.7 Comportamiento mecánico de arterias naturales en tensión circunferencial.	60
Figura 4.8 Cortes histológicos de una arteria posterior descendente de cerdo sometida a tensión circunferencial; (a) antes, (b) después. ....	60
Figura 4.9 Comportamiento mecánico de la arteria abdominal de cerdo bajo la prueba de resistencia a la explosión.....	61
Figura 4.10 Comportamiento mecánico representativo de tubos y anillos de Tecoflex SG 80A (a) anillo en tensión circunferencial; (b) tubo en tensión longitudinal. ....	63
Figura 4.11 Comportamiento mecánico del Tecoflex SG 80A durante la prueba de resistencia a la explosión. (a) Curva $P_i$ vs $\epsilon_\theta$ , (b) Zona de falla (inserto Figura 4.11 b) con delaminación entre capas.....	64

Figura 4.12 Resistencia a la explosión para probetas tubulares de Tecoflex SG 80A elaboradas con diferente número de capas.....	66
Figura 4.13 Predicción de $P_i^{BS}$ a lo largo del espesor de la pared con una teoría elasto-plástica. ....	69
Figura A.1.1 Curvas esfuerzo vs deformación unitaria del Pearlbond.....	75
Figura A.1.2 Comparación mecánica entre Tecoflex SG-80A, Pearlbond y 75 % Tecoflex SG-80A/25% Pearlbond. ....	76
Figura A.2.1 Curvas esfuerzo vs. deformación unitaria del Elastollan L1185 A12.....	78
Figura A.3.1 Curvas esfuerzo vs. deformación unitaria para el Tecoflex SG 80A nuevo y viejo.....	79

# Índice de Tablas

Tabla 1.1 Complianza circunferencial de diferentes vasos sanguíneos e injertos vasculares sintéticos. ....	13
Tabla 1.2 Valores medios de la resistencia a la explosión de diferentes vasos sanguíneos e injertos sintéticos. ....	18
Tabla 1.3 Enfoques de modelado utilizados para estimar el comportamiento mecánico en arterias naturales e injertos vasculares. ....	21
Tabla 1.4 Ejemplos de modelos predictivos utilizados para determinar la complianza circunferencial. ....	22
Tabla 2.1 Expresiones analíticas para predecir la resistencia a la explosión y la complianza circunferencial para cilindros establecidas en este trabajo.....	39
Tabla 4.1 Propiedades mecánicas del Tecoflex SG 80A a diferentes velocidades de desplazamiento.....	53
Tabla 4.2 Parámetros y módulo elástico por nanoindentación del Tecoflex SG 80A. ...	59
Tabla 4.3 Propiedades mecánicas de injertos vasculares elaborados de Tecoflex SG 80A. ....	64
Tabla 4.4 Variación de la $C$ y $P_i^{BS}$ en función del espesor de la pared del injerto de Tecoflex SG 80A. ....	66
Tabla 4.5 Comparación entre las predicciones de la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión del Tecoflex SG 80A. ....	67
Tabla A.1 Propiedades mecánicas del Pearlbond.....	75
Tabla A.2 Propiedades mecánicas del Elastollan L1185 A12.....	78
Tabla A.3 Comparación de las propiedades mecánicas entre dos Tecoflex SG 80A. ....	80

# Glosario de términos

$E$	Módulo elástico
$\nu$	Relación de Poisson
$\sigma_y^t$	Esfuerzo de cedencia a tensión uniaxial
$\sigma_y^c$	Esfuerzo de cedencia a compresión uniaxial
$\sigma_y$	Esfuerzo axial
$\sigma_\theta$	Esfuerzo circunferencial
$\sigma_t$	Esfuerzo tangencial
$\sigma_z$	Esfuerzo longitudinal
$\varepsilon_y$	Deformación unitaria axial
$\varepsilon_x$	Deformación unitaria transversal
$\varepsilon_\theta$	Deformación unitaria circunferencial
$\varepsilon_r$	Deformación unitaria radial
$\varepsilon_z$	Deformación unitaria longitudinal
$u_r$	Desplazamiento radial
$m$	Comportamiento mecánico en compresión y tensión uniaxial
$r_i$	Radio interior
$r_o$	Radio exterior
$r_e$	Interfaz entre la zona plástica y elástica
$\epsilon$	Espesor de pared
$C$	Compliance circunferencial
$P_i^B$	Resistencia a la explosión
$P_i$	Presión interna
$P_e$	Presión en la interfaz elasto-plástica

# Resumen

Las propiedades mecánicas de injertos vasculares sintéticos elaborados con un poliuretano comercial, así como de películas del mismo material sintético fueron obtenidas. Las propiedades elásticas como el módulo de elasticidad, esfuerzo de cedencia en tensión y compresión axial, así como la relación de Poisson de películas de poliuretano fueron obtenidas. De igual manera, con las películas del poliuretano comercial se fabricaron injertos vasculares de bajo calibre y se realizaron ensayos mecánicos de resistencia a la explosión para determinar la complianza circunferencial y la presión máxima (ruptura) que soportan los injertos vasculares sintéticos. Adicionalmente, la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión fueron estimados a través de la teoría de elasticidad, una teoría elasto-plástica y la teoría de falla de von Mises modificado cónico proporcionando una solución analítica para ambos parámetros mecánicos. Además de los radios, el modelo para predecir la complianza circunferencial depende del módulo elástico y la relación de Poisson. La precisión de la solución analítica de la complianza circunferencial se confirmó mediante pruebas experimentales. Las expresiones analíticas para estimar la resistencia a la explosión requieren de la determinación de los esfuerzos en cedencia en tensión y compresión uniaxial los cuales fueron determinados mediante la correlación de imágenes digitales en tensión y compresión uniaxial del material comercial. El promedio de la complianza circunferencial y de la resistencia a la explosión de injertos vasculares de 8 cm de longitud elaborados del material comercial fue de  $1.05 \text{ \%}/100\text{mmHg}^{-1}$  y 34.1 psi respectivamente mientras que los valores estimados con las soluciones analíticas (teoría de elasticidad) caen dentro de los valores anteriores. Sin embargo, los resultados predictivos con una teoría elasto-plástica sobre estimaron la resistencia a la explosión. Por lo tanto, se demostró que la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión pueden ser estimadas mediante soluciones analíticas que necesitan como entradas las propiedades elásticas y de cedencia del material constitutivo sin la necesidad de realizar la presurización de los injertos vasculares. Adicionalmente, se caracterizaron mecánicamente arterias naturales para comparar con los injertos elaborados con el poliuretano comercial.

# Abstract

The mechanical properties of the synthetic grafts made with a commercial polyurethane, as well as the films of the same synthetic material were obtained. The elastic properties such as the elastic modulus, the tensile and compressive yield stress, as well as the Poisson's ratio of the polyurethane were obtained from uniaxial and compression tests. In the same way, with the commercial polyurethane films, small diameter vascular grafts were manufactured, and burst strength tests were carried out to determine the circumferential compliance and the maximum pressure (rupture) that the small diameter vascular grafts can withstand. Additionally, circumferential compliance and burst strength were estimated through the elasticity theory, an elasto-plastic theory and the conical modified von Mises which provided an analytical solution for both mechanical parameters. In addition to radii, the model for predicting circumferential compliance depends on the elastic modulus and Poisson's ratio. The accuracy of the analytical solution of circumferential compliance was confirmed by experimental tests. The analytical expressions to estimate the burst strength require the determination of the tensile and compressive yield strength which were determined by the digital image correlation in tension and uniaxial compression of the commercial polyurethane. The average of the circumferential compliance and burst strength of vascular grafts of 8 cm length elaborated from the commercial polyurethane was of  $1.05 \text{ \%}/100\text{mmHg}^{-1}$  and 34.1 psi respectively, whereas the values estimated with the analytical solutions (elasticity theory and conical modified von Mises) fall within the previous values. However, the predictive results with an elasto-plastic theory overestimate the burst strength. Therefore, it was demonstrated that the circumferential compliance and the burst strength can be estimated by means of analytical solutions (elasticity theory and conical modified von Mises) that need as inputs the elastic and yield properties of the commercial polyurethane without the need to perform the pressurization of the vascular grafts. Additionally, natural arteries were mechanically characterized in order to be compared with vascular grafts made of commercial polyurethane.

# Hipótesis

Las propiedades elásticas de un poliuretano y, la estructura-geometría de un injerto vascular de bajo calibre elaborado con el mismo material afectan la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión.

## Objetivos

### General

Determinar las propiedades mecánicas de un injerto vascular sintético de poliuretano, así como predecir su complianza circunferencial y su resistencia a la explosión.

### Específicos

- Determinar las propiedades elásticas de un poliuretano comercial en forma de película.
- Elaborar injertos vasculares sintéticos a partir de películas de un poliuretano comercial.
- Obtener la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión de injertos vasculares sintéticos elaborados con el poliuretano comercial.
- Predecir la complianza circunferencial con la teoría de elasticidad, así como también predecir la resistencia a la explosión con el modelo de anillo, la teoría de elasticidad o con una teoría elasto-plástica junto con la teoría de falla de von Mises modificado cónico.
- Comparar los resultados obtenidos a partir de las predicciones de la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión con los respectivos resultados experimentales.

# Introducción

Las enfermedades cardiovasculares que incluyen cardiopatía coronaria, derrame cerebral, arteriopatías periféricas, cardiopatía reumática, cardiopatías congénitas, trombosis venosas profundas y embolias pulmonares son la principal causa de muerte en el mundo [1–3]. Dichas enfermedades cardiovasculares representan el 29 % de las muertes en todo el mundo [4] y particularmente las afecciones de la arteria coronaria representa el 50% de las causas de muerte de las enfermedades cardiovasculares [5]. Por otra parte, de acuerdo con Instituto Nacional de Estadística y Geografía en el 2017 se registraron en México 703 042 muertes, de las cuales el 88.6 % están relacionadas con problemas de salud y el resto 11.4% por causas externas (accidentes, homicidios, suicidios). Por problemas relacionados con salud, las tres principales causas son: enfermedades cardiovasculares, diabetes mellitus y tumores malignos [6]. Las enfermedades cardiovasculares afectan al sistema vascular o circulatorio especialmente a las arterias, las cuales son estructuras biológicas que están compuestas por tres diferentes capas, (Figura 1.1). A continuación se describe las células principales de cada una de las tres capas: túnica íntima, la cual esta principalmente compuesta de células endoteliales y túnica media contiene células musculares lisas las cuales constituyen uno de los principales componentes estructurales de la pared de la arteria [7] y la túnica adventicia compuesta principalmente de fibroblastos [8–9].

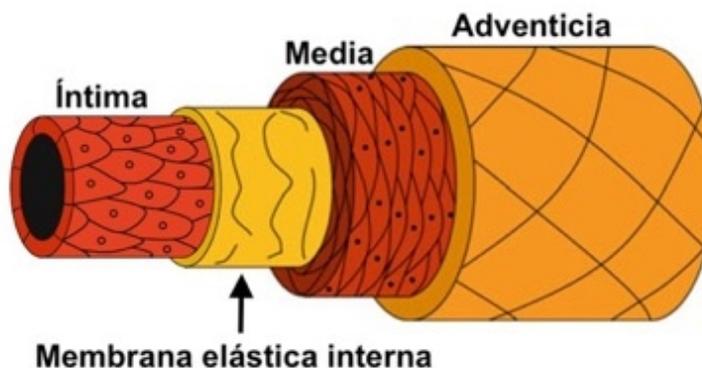


Figura 1.1 Principales componentes de una arteria.

Cuando se necesita substituir una arteria natural que ha sido afectada por alguna de las enfermedades cardiovasculares una opción es el uso de injertos vasculares los cuales se definen como conductos o tubos que ayudan a restablecer o mantener el flujo sanguíneo [10]. Los injertos vasculares son utilizados en varias partes del cuerpo, por lo tanto, pueden ser clasificados de acuerdo al vaso sanguíneo por reemplazar, a su construcción (recto, bifurcado, cónico, pared delgada o estándar, envuelto, reforzado externamente, poroso, etc.) y de acuerdo a su diámetro interno, es decir, de bajo calibre (< 6 mm) y de alto calibre (> 6 mm) [11]. Hoy en día el uso de dispositivos mecánicos para restablecer la función mecánica de tejidos naturales como las arterias ha logrado revolucionar la medicina y al mismo tiempo mejorar la calidad de vida de los pacientes [12]. Sin embargo, existen muy pocos biomateriales disponibles para substituir una arteria especialmente para injertos vasculares de bajo calibre [13]. Los requisitos del diseño para un injerto vascular ideal son la biocompatibilidad, la ausencia de toxicidad, la no trombogenicidad y apropiadas propiedades mecánicas [14]. Actualmente, los injertos vasculares de bajo calibre son clínicamente deficientes debido a su pobre desempeño, ya que menos del 50% de este tipo de injertos vasculares permanecen funcionales 5 años post-implantación [15]; algunas de las causas de su pobre desempeño son [16]:

- Trombosis: Se caracteriza por la proliferación de células musculares lisas, depósitos de colesterol, lipoproteínas y calcio [17]. La trombosis da lugar a un cambio de las propiedades mecánicas que promueven la falla del injerto vascular.
- Hiperplasia de la íntima: La cual se desarrolla en la unión entre la arteria natural y el injerto vascular también conocido como sitio de anastomosis, la cual es causada por un desfasamiento entre las propiedades mecánicas de la arteria natural y el injerto vascular [18–19]. Es decir, la falta de correspondencia de las propiedades mecánicas entre el injerto vascular y la arteria natural.

Por lo tanto, el desafío prevaleciente es mejorar la compatibilidad mecánica del injerto vascular con la arteria natural para reducir la formación de la hiperplasia de la íntima o la trombosis y finalmente mejorar la calidad de vida de los pacientes que sufren una o más de una de las enfermedades cardiovasculares anteriormente mencionadas. En este sentido es muy importante puntualizar que debido a la naturaleza del flujo sanguíneo

pulsátil del cuerpo humano (sístole/diástole) las arterias naturales pueden adaptar su diámetro debido a su naturaleza viscoelástica para mantener las condiciones hemodinámicas como esfuerzos cortantes en la pared de la arteria natural [20–23]. Por lo tanto, sí el injerto vascular es rígido no podrá adaptar su diámetro a las condiciones del flujo sanguíneo pulsátil y consecuentemente no se puede mantener un estado de esfuerzos óptimo.

Adicionalmente, existen otras causas que conducen la formación de la hiperplasia de la íntima y de la trombosis tal como la velocidad óptima del flujo sanguíneo, ya que por debajo de dicha velocidad se desarrolla la formación de trombos. Cuando el injerto vascular es de diámetro grande ( $> 6$  mm), como los elaborados con poli (etilen terreftalato) o (Dacrón) y el poli(tetrafluoroetileno) expandido o (ePTFE), el flujo sanguíneo decrece y además el estado de esfuerzos cortantes óptimo en la arteria natural no se puede mantener. Por otra parte, cuando el injerto vascular es demasiado pequeño se deposita una capa de fibrina en la superficie interior del injerto vascular que puede obstruir el lumen y conducir a la falla de éste. Adicionalmente, la elección del material del injerto vascular también es una causa de la incompatibilidad mecánica entre la arteria natural y el injerto vascular que finalmente conducirá a la falla del injerto vascular. Las consideraciones mecánicas descritas anteriormente conducen a la debilidad de la pared de la arteria natural, pérdida de la viabilidad de las células endoteliales y a la dilatación de la sutura quirúrgica [24]. Por lo tanto, la incompatibilidad mecánica entre el injerto vascular y la arteria natural incluye diferencias entre las siguientes propiedades: el módulo elástico ( $E$ ), la relación de Poisson ( $\nu$ ), la resistencia mecánica, la deformación última, la complianza circunferencial ( $C$ ) y la resistencia a la explosión ( $P_t^B$ ) [25–26]. Entre las propiedades mecánicas mencionadas anteriormente, la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión determinan la compatibilidad mecánica del injerto vascular [27]. Debido a lo anterior, existe una gran cantidad de estudios para determinar la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión. Estos estudios pueden ser realizados en ambientes controlados como en laboratorios con la finalidad de obtener dichas propiedades mecánicas. Por lo tanto, contar con soluciones analíticas para determinar tanto la complianza circunferencial como la resistencia a la explosión ha despertado un gran interés científico no solo para mejorar la calidad de vida de los

pacientes sino también por la carga económica que representa para los países. Bajo esta panorámica en el presente estudio se presentan diferentes enfoques mecánicos para predecir o estimar la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión basados en la teoría de elasticidad, una teoría elasto-plástica y teoría de falla de polímeros. Dichas soluciones analíticas están basadas en la geometría del injerto vascular polimérico y las propiedades elásticas del material. Adicionalmente, las soluciones que aquí se presentan pueden ser utilizadas como herramientas de diseño que ayudan a optimizar la selección de los materiales con los que se fabrican los injertos vasculares poliméricos. En el Capítulo 1 se describe las propiedades mecánicas de venas y arterias y los aspectos generales que afectan a la complianza circunferencial y a la resistencia a la explosión, así como los valores de estas propiedades en diferentes tejidos naturales. En el Capítulo 2 se presenta el modelo predictivo para la complianza circunferencial basado en la ley de Hooke, así como los diferentes modelos predictivos utilizados para la resistencia a la explosión, los cuáles son basados en la prueba de anillo (método indirecto), la ley de Hooke para cilindros elásticos, una teoría elasto-plástica para cilindros presurizados y la teoría de falla de von Mises modificado cónico para polímeros. En el capítulo 3 se presenta la metodología utilizada para elaborar películas sintéticas a base de un polímero comercial (material referencia) y su posterior elaboración como un injerto vascular sintético (injerto tubular). También se describen las caracterizaciones mecánicas que se realizaron sobre las probetas de película como son: tensión longitudinal a diferentes velocidades de cabezal, carga y descarga con correlación de imágenes digitales, resistencia a la explosión de película y su dureza (nanoindentación). De igual manera, se describe la caracterización mecánica e histológica de probetas naturales de origen bovino, cerdo y borrego. Por último, se presentan las pruebas mecánicas realizadas en probetas tubulares (injerto), como son: tensión circunferencial, tensión longitudinal y resistencia a la explosión. Finalmente, en el Capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos de la caracterización mecánica en películas sintéticas del material referencia, resultados de las muestras biológicas, así como también los resultados predictivos de la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión y su comparación con sus respectivos valores experimentales. Adicionalmente, se incluye una sección de trabajos futuros, producción académica y anexos.

# CAPÍTULO 1 Aspectos generales

## 1.1. Componentes del sistema cardiovascular

El corazón es el órgano que se encarga de bombear la sangre hacia las arterias y lo hace en dos fases principalmente; una fase de contracción cuando la sangre es expulsada del ventrículo derecho e izquierdo y una fase de relajación cuando las cámaras se llenan de sangre que retorna por las venas, como se muestra en la Figura 1.2. Las válvulas cardiacas evitan el reflujo de la sangre, por lo tanto, durante la fase de expulsar la sangre las válvulas aórtica y pulmonar se abren y las válvulas tricúspide y mitral se cierran. Mientras que en el proceso de llenado las válvulas aórtica y pulmonar se cierran y las válvulas tricúspide y mitral se abren. El ventrículo izquierdo expulsa la sangre hacia todo el cuerpo humano, por lo tanto, tiene una pared más gruesa que el ventrículo derecho que expulsa la sangre al sistema pulmonar [28].

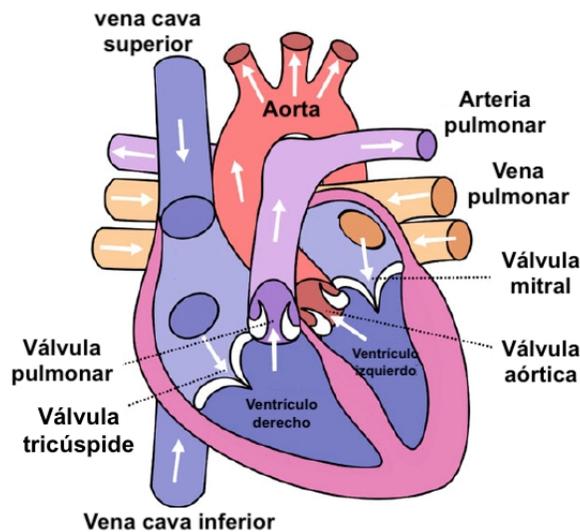


Figura 1.2 Principales componentes del corazón [28].

### 1.1.1. Tipos de vasos sanguíneos

Los vasos sanguíneos se pueden clasificar de acuerdo con su tamaño en arterias, arteriolas, capilares, vénulas y venas. Las arterias (diámetro 1 – 30 mm) conducen la sangre desde el corazón hacia el cuerpo humano. Las arterias deben soportar presiones

relativamente altas y, por lo tanto, tener paredes gruesas que consisten en las tres capas básicas descritas anteriormente. Las arterias se subcategorizan, en función de su composición de pared, en arterias elásticas y musculares. Las arteriolas (diámetro 10 – 100  $\mu\text{m}$ ) poseen las tres capas, ver Figura 1.1, pero tienen un espesor de pared mucho más reducido que las arterias. La contracción y la relajación de las arteriolas controla el flujo hacia los capilares. Los capilares (diámetro 4 – 40  $\mu\text{m}$ ) tienen una pared muy delgada que consiste solo en endotelio y membrana basal y se dividen en tres tipos: continuos, fenestrados y sinusoidales. Las vénulas (100 – 200  $\mu\text{m}$ ) tienen las tres capas, pero son mucho más delgadas que las arteriolas con una capa medial casi ausente. Las venas (1 – 25 mm) devuelven la sangre al corazón. El sistema venoso tiene una presión mucho menor que el sistema arterial y, en consecuencia, el espesor de la pared de las venas es mucho menor que el de las arterias [28].

## **1.2. Comportamiento mecánico de arterias naturales**

El comportamiento mecánico de una arteria natural puede ser caracterizada a través de la curva presión vs. diámetro obtenida de la prueba de resistencia a la explosión. En la Figura 1.3 se muestra el comportamiento mecánico de una arteria natural sujeta a presión. Este comportamiento no es lineal, aunque en un cierto intervalo restringido de presión 80 – 120 mmHg (presiones fisiológicas) es aproximadamente lineal. En dicho intervalo fisiológico se observa un 10 % de distensión del diámetro de la arteria natural la cual es una variación típica *in vivo* durante el ciclo cardíaco [29].

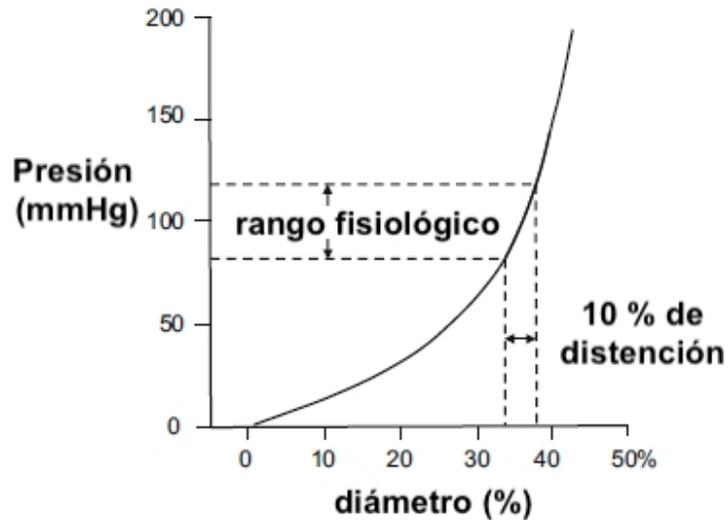


Figura 1.3 Comportamiento mecánico no lineal de una arteria natural sometida a presión [29].

El comportamiento de la Figura 1.3 puede explicarse a partir del comportamiento mecánico obtenido de la curva esfuerzo vs. deformación de una arteria natural y sus diferentes componentes. En la Figura 1.4, se muestra la curva esfuerzo vs. deformación de tres arterias diferentes, una arteria natural (con elastina y colágeno), una arteria con solo colágeno y una curva con solo elastina.

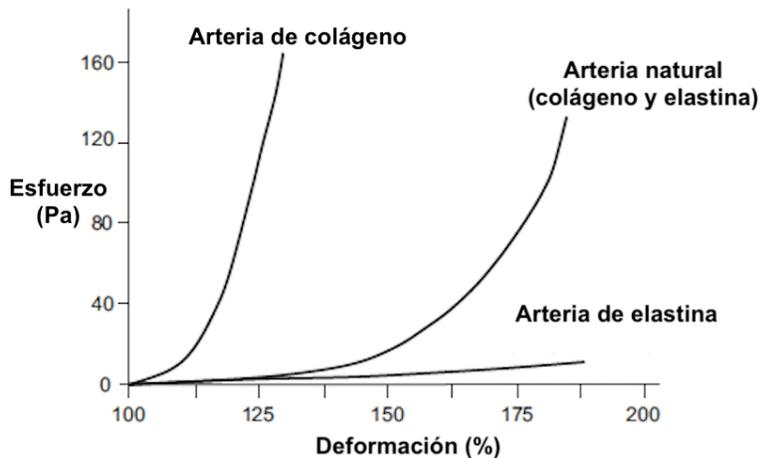


Figura 1.4 Efecto del colágeno y elastina en el comportamiento mecánico de una arteria natural [29].

En el caso de la curva de una arteria de colágeno (la elastina ha sido removida mediante un proceso enzimático) el comportamiento mecánico es debido al contenido de colágeno. En dicha curva se observa que la arteria de colágeno tiene pequeñas deformaciones a

altos niveles de esfuerzo. Para el caso de la arteria de elastina (el colágeno ha sido removido) el comportamiento mecánico es debido a la elastina. En este caso la arteria es aproximadamente lineal por lo que pequeños incrementos del esfuerzo resultan en grandes deformaciones. En el caso de la arteria natural (con colágeno y elastina) el comportamiento mecánico puede ser explicado por el contenido de colágeno y elastina, es decir, a pequeñas deformaciones las fibras de colágeno se encuentran entrelazadas entre sí y el comportamiento mecánico es debido a la elastina; sin embargo, a altas deformaciones el comportamiento mecánico es debido a que las fibras de colágeno se alinean en dirección de la carga aplicada, por lo tanto, la arteria natural se vuelve rígida. El módulo elástico de la elastina es de 0.4 a 0.6 MPa, mientras que para el colágeno es de 100 MPa y de una arteria natural se encuentra en 1.5 MPa. A pesar de esta diferencia entre el comportamiento mecánico de las diferentes capas de una arteria natural sana se considera a la misma como uniforme y homogénea, es decir, la composición elástica y espesor de la pared son iguales en cualquier posición, sin embargo, esto puede ser diferente en el caso de arterias dañadas debido al cambio de espesor de la pared, cambios geométricos y la composición de la pared [29].

### **1.2.1. Presión en las arterias**

La Figura 1.5 muestra las formas de onda de presión-tiempo de varias arterias en la circulación sistémica. La presión basal o diastólica en este ejemplo es de aproximadamente 80 mmHg. Por otra parte, la presión sistólica aumenta con la distancia desde el corazón; en este ejemplo, desde 110 mmHg en el flujo de salida aórtica hasta 160 mmHg en las arterias tibiales donde también se observa un cambio en la forma de la onda de presión con la distancia desde el corazón. Sin embargo, las formas de onda son todas similares en que todas tienen un período de flujo directo seguido de un período de flujo inverso [29].

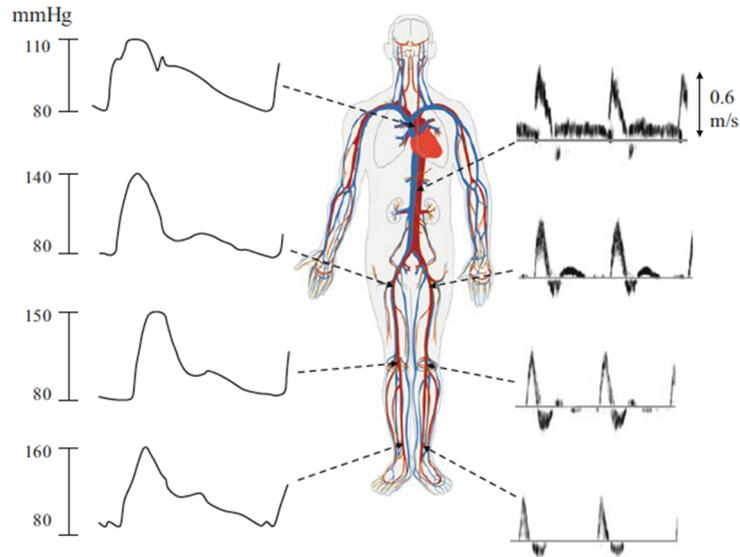


Figura 1.5 Forma de la onda de presión y velocidad en las arterias a diferentes distancias del corazón [29].

### 1.2.2. Fuerzas que actúan en las arterias

En esta sección se presentan las fuerzas y sus efectos que producen sobre las arterias naturales. La pared de la arteria se encuentra sujeta a dos fuerzas diferentes provenientes de la sangre: presión y esfuerzos cortantes. Para el caso de la presión sanguínea ésta actúa en la pared de la arteria y es balanceada mediante el esfuerzo circunferencial dentro de la pared, ( Figura 1.6) [29].

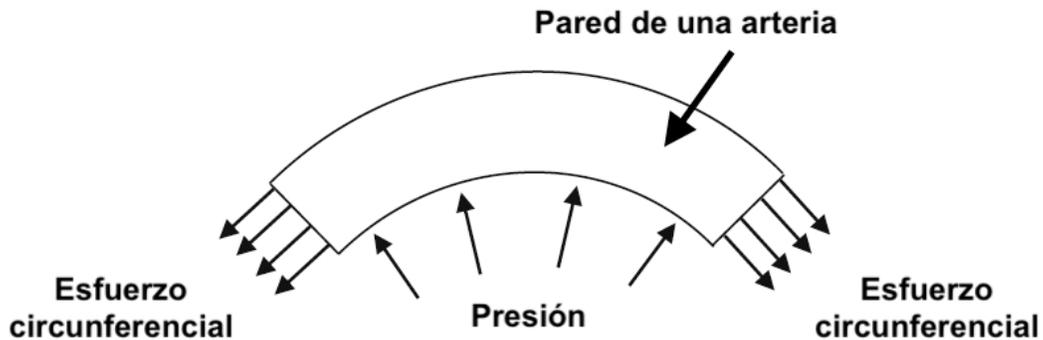
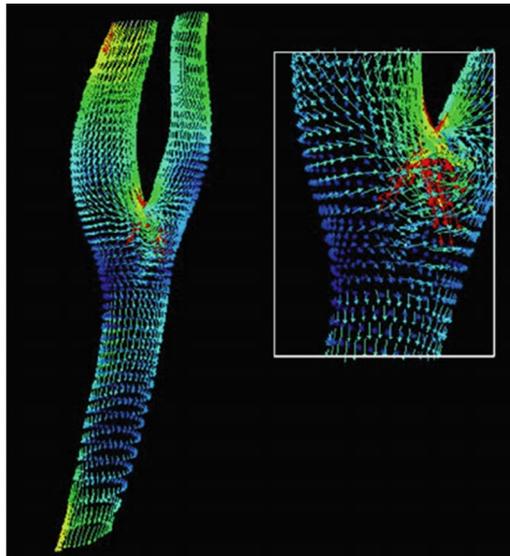


Figura 1.6 Sección transversal de una arteria. La presión actúa sobre la pared de la arteria y es balanceada por el esfuerzo circunferencial [29].

La variación cíclica de la presión conduce a una variación cíclica del diámetro y del esfuerzo circunferencial. De igual manera, cada célula en la arteria está sujeta a ciclos de estiramiento. La variación típica del diámetro de la arteria es de 10 % durante el ciclo cardíaco, por lo que cada célula está sujeta a la misma variación en la dirección circunferencial. Por lo tanto, la distensión circunferencial está acompañada de una disminución del espesor de la pared de la arteria (dirección radial). Es decir, la presión sanguínea que se encuentra en equilibrio con el esfuerzo circunferencial causa una disminución en el espesor de la arteria natural. En el caso de los esfuerzos cortantes, éstos cambian en función del ciclo cardíaco. Si todo el flujo sanguíneo es axial el vector del esfuerzo cortante también será axial. Sin embargo, en las regiones donde el flujo sanguíneo no es axial, es decir, en las bifurcaciones de las arterias el vector del esfuerzo cortante puede tener componentes no axiales, (Figura 1.7). Debido a estas variaciones en el esfuerzo cortante la arteria natural modifica su diámetro con el fin de mantener un estado de esfuerzo óptimo. Es decir, un incremento en el esfuerzo cortante aumenta el diámetro y por el contrario una reducción en el esfuerzo cortante disminuye el diámetro de la arteria [29].



**Figura 1.7 Orientación del vector del esfuerzo cortante en las arterias carótidas en la sístole con grandes componentes no axiales (zona roja) cerca de la bifurcación de la arteria [29].**

Otro tipo de fuerzas que actúan sobre las arterias es el ejercido por los órganos que se encuentran a su alrededor. Como se mencionó anteriormente las arterias tienen una capa

formada principalmente por fibroblastos (adventicia) la cual está conectada a los órganos del cuerpo. Estos órganos ejercerán fuerzas sobre las arterias a través de la adventicia, que pueden denominarse "fuerzas de anclaje". La principal estructura dentro del cuerpo es el esqueleto. A medida que el esqueleto crece, las arterias estarán sujetas a estiramientos (dirección longitudinal), por lo tanto, el esfuerzo longitudinal se incrementa. Por lo tanto, la respuesta de la arteria es adaptarse a los incrementos en la dirección longitudinal. Sin embargo, cuando la arteria disminuye su longitud ésta no podrá adaptarse a los incrementos longitudinal y resultará en una arteria tortuosa; es decir, la fuerza debida a los órganos que rodea a las arterias (fuerza de anclaje) provoca un alargamiento de la arteria natural. El esquema de la Figura 1.8 representa un resumen de las diferentes fuerzas, así como los efectos que estas causan sobre la estructura de la arteria natural [29].



**Figura 1.8 Fuerzas que actúan sobre una arteria natural y su efecto sobre su estructura [29].**

Ante esta panorámica es importante tener en cuenta cada uno de los factores que afectan a la estructura de la arteria natural, así como considerar la propia estructura tricapa de la misma cuando se desea reemplazar una arteria natural con un injerto vascular. En las siguientes secciones se presentan desde un punto de vista mecánico los requerimientos para una prótesis vascular.

### **1.3. Propiedades mecánicas de los injertos vasculares**

Cuando se considera reemplazar una arteria natural deben considerarse varios requerimientos; por ejemplo, las arterias son anisotrópicas, compatibles con el sistema

pulsátil del flujo sanguíneo y resistentes a la trombosis, entre otras. Sin embargo, en los injertos vasculares sintéticos algunos de estos requisitos no se cumplen. Por ello, dos factores pueden ser considerados claves para el fracaso de éste. Uno es la hiperplasia que se desarrolla entre la unión del injerto rígido y la arteria nativa y el otro factor puede ser la pérdida de “auto limpieza” en el injerto vascular rígido, con lo que las pulsaciones del flujo sanguíneo ya no pueden evitar los depósitos de fibrillas y plaquetas formadas en el lumen del injerto vascular. Pero ¿cuáles son exactamente los requerimientos ideales para substituir una arteria? Éstos se pueden enlistar en dos tipos: críticos y deseables [30]. Entre los requerimientos críticos las propiedades mecánicas tienen un rol fundamental para el éxito o fracaso de éste. Entre las propiedades mecánicas que deben de poseer los injertos vasculares se incluyen: capacidad de soportar presiones fisiológicas normales de 80 – 120 mmHg, una resistencia a la explosión en el intervalo de 431 a 3196 mmHg, una resistencia a la sutura de  $273 \pm 31$  g [31], exhibir una deformación del 65-83 % [32], una complianza circunferencial en el intervalo de 3.4 a 17 %/100mmHg<sup>-1</sup> según el tipo de vena o arteria a substituir [9]. Otros requisitos críticos incluyen que no sea trombogénico, no inflamatorio, no inmunogénico, entre otros. Dentro de los requerimientos deseables también deben de ser suturables y de facilidad de fabricación, de fácil esterilización y disponibles en varios diámetros [30]. En este trabajo se profundizará en las propiedades mecánicas como la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión.

### **1.3.1. Complianza circunferencial**

La complianza circunferencial se define como la facilidad de la arteria natural o del injerto vascular para expandirse elásticamente en dirección circunferencial como resultado del flujo sanguíneo pulsátil [33]. La complianza circunferencial ( $C$ ) se puede determinar como el inverso de la pendiente de la gráfica presión vs. diámetro y es un índice de la rigidez o de la facilidad con la que se puede deformar elásticamente la pared de la arteria natural y/o del injerto vascular [9] y se expresa como el porcentaje de cambio del diámetro por cada 100 mmHg [33]. Dicha propiedad elástica depende de la geometría del tubo (ej. diámetro y espesor de pared), así como de propiedades elásticas fundamentales del

material como es el módulo elástico y la relación de Poisson. Por lo tanto, la complianza circunferencial puede considerarse como una propiedad estructural ya que representa un cambio de dimensión en respuesta al cambio de la presión interna [34]. Actualmente existen varios métodos para determinar la complianza circunferencial como los eléctricos [35–36], los ópticos [37–38], ultrasónicos [39–40], por resonancia magnética [41], y rayos X [42]. Por lo tanto, existen trabajos dirigidos a determinar la complianza circunferencial de las arterias naturales o de injertos vasculares sintéticos. En la Tabla 1.1 se presentan los valores medios de la complianza circunferencial para diferentes tejidos naturales, así como de injertos vasculares sintéticos utilizados con más frecuencia.

**Tabla 1.1 Complianza circunferencial de diferentes vasos sanguíneos e injertos vasculares sintéticos.**

<b>Vaso sanguíneo/sintético (origen)</b>	<b>Complianza circunferencial (%/100 mmHg<sup>-1</sup>)</b>
Vena safena (humana)	3.4 – 4.4 [9], [43]
Vena umbilical (humana)	3.7 [44–45]
Arteria mamaria interna (humana)	6.5 – 12 [46]
Arteria coronaria (humana)	8 – 17 [46]
Arteria carótida (humana)	14 [47]
Arteria femoral (humana)	6 – 14.1 [47–48]
Arteria femoral (canina)	7.4 – 9.3 [21]
ePTFE (sintético)	0.9 – 1.6 [9], [46]
Dacrón (sintético)	0.76 – 1.90 [46], [48]
Tecoflex SG 80 A (sintético)	1.05 – 4.93 [48–49]
Poliéster uretano (sintético)	0.52 – 1.48 [50]

### 1.3.2. Falla de injertos en términos de su comportamiento mecánico

En el año de 1976 se describió por primera vez que el desfase de la complianza circunferencial entre el injerto vascular y la arteria natural podría ser la causa de su pobre desempeño y fracaso del injerto [51]. Sin embargo, fue hasta el año de 1987 cuando se estableció por primera vez la importancia de la complianza circunferencial por medio de arterias carótidas caninas [7]. Hoy en día se sabe de manera inequívoca que los injertos vasculares que tienen una complianza circunferencial menor o mayor que las arterias naturales tienen un desempeño mecánico-biológico deficiente debido a que son incapaces de adaptar su diámetro en comparación a las arterias naturales [51]. Por otra parte, es importante considerar que la incompatibilidad de la complianza circunferencial entre la arteria natural y el injerto vascular puede deberse a dos componentes: injerto vascular y el sitio anastomótico.

### 1.3.3. Incompatibilidad de la complianza debido al injerto vascular

Cuando la incompatibilidad de la complianza circunferencial es debida al injerto vascular es porque el material utilizado presenta una resistencia a la naturaleza del flujo sanguíneo pulsátil. Dicha resistencia tiene lugar en la unión de la arteria natural y el injerto vascular (Figura 1.9).

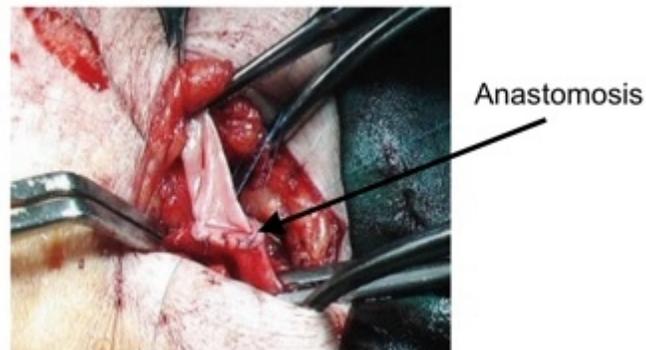
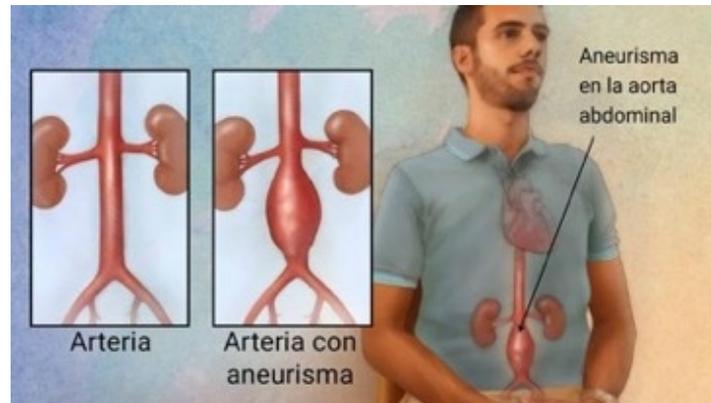


Figura 1.9 Conexión de un injerto vascular con la arteria branquial [52].

Cuando la arteria natural que puede ganar energía durante la sístole y cederla durante la diástole se une a un injerto vascular rígido a través de la sutura quirúrgica ya no podrá

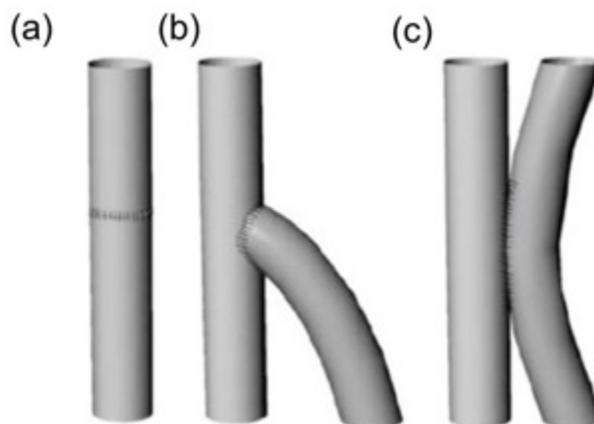
ganar ni ceder energía, por lo tanto, en la unión de la arteria natural con el injerto vascular puede existir una pérdida de energía  $\geq 60 \%$  de la energía del flujo sanguíneo pulsátil original [45]. Debido a lo anterior la incompatibilidad de la complianza circunferencial del injerto vascular con respecto a la arteria natural conduce a la formación de un aneurisma anastomótico [53] como se observa en la Figura 1.10.



**Figura 1.10** Aneurisma en la aorta abdominal caracterizado por la inflamación y debilidad de la pared de la arteria.

#### 1.3.4. Incompatibilidad de la complianza debido al sitio anastomosis

La anastomosis es el sitio de conexión entre el injerto vascular y la arteria natural [54] y puede clasificarse en tres tipos diferentes: extremo – extremo, extremo – lado y lado – lado como se muestra en la Figura 1.11 [55].



**Figura 1.11** Diferentes tipos de anastomosis: a) extremo- extremo, b) extremo – lado, c) lado – lado [55].

En la región anastomótica se genera una disminución de la complianza circunferencial debido a la rigidez de la pared del injerto vascular y la técnica de sutura quirúrgica la cual puede ser continua o discontinua [22], como se describe en la Figura 1.12.

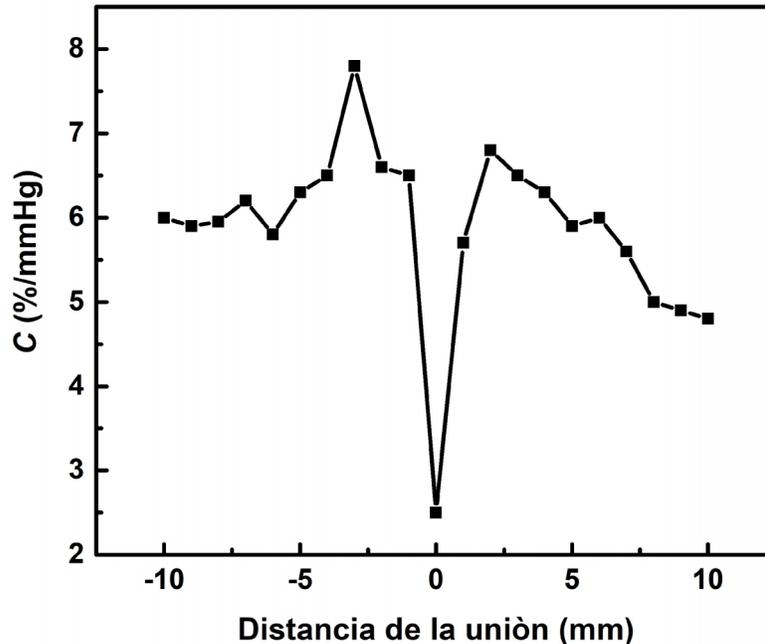


Figura 1.12 Perfil de la complianza circunferencial alrededor del sitio de anastomosis, la anastomosis se presenta en 0 mm [45].

Paradójicamente un incremento de la complianza circunferencial ocurre a pocos milímetros en ambos sitios de la sutura quirúrgica [45]. Por otra parte, a pocos milímetros de la anastomosis ocurre una disminución de los esfuerzos cortantes, mientras que la región de la anastomosis se caracteriza por el incremento de los esfuerzos cortantes. Por lo tanto, el aumento de la complianza circunferencial alrededor de la región anastomótica promueve la hiperplasia de la íntima en tres formas diferentes: (1) la incompatibilidad de la complianza circunferencial conduce a un estado de esfuerzo mayor el cual es un factor clave para el inicio de la hiperplasia, (2) los ciclos de deformación circunferencial tienen un efecto positivo en la sobre producción de células musculares lisas y de la matriz extracelular y (3) los estudios acerca de la naturaleza del flujo sanguíneo demostraron que un incremento súbito de la complianza circunferencial conduce a un bajo estado de esfuerzos de corte, por lo tanto, el engrosamiento de la íntima ocurre en regiones de

bajos esfuerzos de corte y por ello éste es un sitio donde ocurre la aterosclerosis en el ser humano [45] .

#### **1.4. Resistencia a la explosión**

Otro parámetro mecánico que determina en buena medida el desempeño de un injerto vascular es su resistencia a la explosión, la cual se define como la máxima presión interna que puede soportar [33]. La resistencia a la explosión se puede determinar midiendo directamente la presión interna en el injerto vascular, siendo la máxima presión justo en el momento que explota el injerto vascular. Por lo tanto, se han realizado investigaciones para determinar la resistencia a la explosión en conductos tubulares (naturales o sintéticos). Dichas investigaciones consisten en someter a los conductos tubulares a un aumento de la presión interna hasta llevarlos a la falla; sin embargo, la velocidad del aumento de la presión, el mecanismo utilizado para proporcionar la presión interna y la interface entre el injerto vascular o arteria natural con el fluido de presurización varía considerablemente [56]. Por lo tanto, la medición precisa de la resistencia a explosión es de suma importancia. Los artículos publicados reportan una variación considerable en los métodos utilizados para medir la resistencia a la explosión, lo que puede llevar a una discrepancia entre los resultados y el posterior desempeño del injerto después de la implantación. A pesar de estos inconvenientes se ha determinado la resistencia a la explosión de diferentes conductos tubulares y vasos sanguíneos como se muestra en la Tabla 1.2.

**Tabla 1.2 Valores medios de la resistencia a la explosión de diferentes vasos sanguíneos e injertos sintéticos.**

<b>Vaso sanguíneo</b>	<b>Resistencia a la explosión (mmHg)</b>
Vena safena (humana)	2480 [57]
Vena umbilical (humana)	431 [58]
Arteria mamaria interna (humana)	3196 [59]
Arteria abdominal (canina)	1125 [60]
Arteria renal	480 [61]
Células musculares lisas (humanas)	2232 [62]
PGA/PCL/PLLA	2710 [63]
PCL/Elastina/Colágeno	2403 [64]
PCL	2150 [65]

PGA = ácido poliglicólico, PCL = policaprolactona, PLLA = poliácido láctico

Como se puede observar en la Tabla 1.1 y 1.2 existe una gran diferencia de las propiedades mecánicas (compliance y resistencia a la explosión) entre los vasos sanguíneos, debido a que dependiendo de la ubicación anatómica y función del vaso sanguíneo es su desempeño mecánico y por lo tanto, las propiedades mecánicas que se requieren [66–67]. Otros aspectos que influyen en las propiedades mecánicas de los vasos sanguíneos son aspectos genéticos, edad y estilo de vida [61].

Tanto la compliance como la resistencia a la explosión pueden ser medidos a través de una prueba estándar conocida como la prueba de la resistencia a la explosión [33]. Algunas desventajas para determinar la compliance circunferencial incluyen la necesidad de grandes cantidades de material para el caso de injertos vasculares sintéticos u obtener

varios conductos de origen naturales lo cual se encuentra limitado por la falta de donadores, cuestiones éticas, legales y religiosas.

Por otro lado, la prueba de la resistencia a la explosión se considera una prueba destructiva que necesita segmentos tubulares largos, lo cual resulta difícil de obtener ya que la producción de estos materiales requiere de equipos especiales, elevados costos y adicionalmente se requiere de mucho tiempo para poder obtenerlos, por lo tanto, resulta inasequible para la ingeniería de tejidos.

### **1.5. Modelos constitutivos para el comportamiento mecánico de injertos vasculares**

A pesar de la abundante literatura de las propiedades mecánicas de los injertos vasculares sintéticos y arterias naturales existen muy pocos modelos constitutivos que puedan describir su comportamiento mecánico [68]. Un modelo constitutivo es una versión simplificada de la realidad, diseñado para responder a una pregunta específica.

El objetivo de un modelo a menudo se puede clasificar como diagnóstico o pronóstico. Los modelos de diagnóstico buscan cuantificar una característica de un sistema que determina la salud o enfermedad actual. Los modelos de pronóstico buscan predecir cómo la salud o la enfermedad podrían evolucionar en el futuro. Un modelo constitutivo para el sistema cardiovascular podría determinar el diagnóstico de una enfermedad específica, predecir el pronóstico después de un tratamiento específico y permitir la comparación de una variedad de tratamientos diferentes.

En general, en un proceso de modelado toma una serie de entradas y las transforma, a través de una serie de ecuaciones analíticas, en una serie de salidas. Bajo esta perspectiva, los modelos constitutivos son una serie de ecuaciones matemáticas que pretenden describir un fenómeno, por ejemplo, el comportamiento esfuerzo vs. deformación en la pared del injerto vascular o el efecto del esfuerzo cortante del flujo sanguíneo en las paredes del tejido natural.

Por otra parte, cuando se desea obtener la distribución de la presión y flujo en el sistema arterial, el modelo debe ser capaz de determinar la relación entre el flujo y la presión en las ramificaciones de los vasos sanguíneos. La información de entrada para ejemplo

anterior puede ser el diámetro de cada vaso sanguíneo (disponible en imágenes médicas), cómo y dónde se ramifican los vasos sanguíneos (imágenes médicas), la complianza circunferencial de los vasos sanguíneos e información acerca de la sangre. Estos datos constituyen la información mínima para elaborar un modelo para este propósito.

Cuando se trata de la interacción entre las fuerzas sanguíneas y el endotelio en una geometría altamente irregular, un modelo 3D que tenga en cuenta la interacción sangre-pared puede ser más adecuado. Por lo tanto, los modelos constitutivos se pueden clasificar en: homogéneos y heterogéneos. Los modelos homogéneos están basados en los fundamentos de mecánica y asumen que la respuesta macroscópica de un material puede ser aproximada asumiendo los valores promedios de sus propiedades mecánicas. Mientras que los modelos heterogéneos también conocidos como modelos estructurales incorporan la histología derivada de la microestructura de la pared de la arteria natural, por ejemplo, las células de las diferentes túnicas, fibras o interacciones con otros elementos.

Desde un punto de vista mecánico los modelos constitutivos proporcionan una relación entre el campo de esfuerzos y deformaciones en forma de ecuaciones las cuales se expresan a través de varios parámetros (entradas) para poder cuantificar su comportamiento mecánico (mediante una solución analítica) como puede ser la complianza circunferencial, la resistencia a la explosión (salidas), entre otras propiedades mecánicas. A pesar de la gran importancia de los modelos constitutivos éstos pueden presentar limitaciones en relación con los parámetros de entrada para alimentar a la solución analítica; por lo tanto, algunos modelos constitutivos se ajustan a los valores de las propiedades promedio del tejido modelado publicadas anteriormente. Esta práctica puede resultar errónea ya que para poder estimar el comportamiento de un tejido natural es imprescindible la determinación exacta de sus propiedades. Otra desventaja es que no contemplan los fenómenos biomecánicos [69]. En la Tabla 1.3 se presenta algunos modelos utilizados para arterias naturales e injertos vasculares.

**Tabla 1.3 Enfoques de modelado utilizados para estimar el comportamiento mecánico en arterias naturales e injertos vasculares.**

Tipo de modelo	Parámetros utilizados	Utilidad	Referencia
Modelo de volumen finito de interacción fluido-estructura	Geometría de la arteria, módulo elástico, relación de Poisson, densidad y viscosidad dinámica de la sangre	Perfiles de esfuerzos vs. deformación para el diagnóstico de la arteroesclerosis en etapas tempranas	[70]
Modelo anisotrópico, hiperelástico	Constantes del material, esfuerzo máximo, deformación máxima	Estado de esfuerzos en injertos de Dacrón presurizados para la estimación de la anastomosis	[71]
Modelo tridimensional no lineal de pared gruesa con interacciones fluido-pared	Geometría del vaso sanguíneo, presión interna, módulo de elasticidad, relación de Poisson, número de Reynolds, densidad de la sangre	Estado de esfuerzo de compresión para para cuantificar las condiciones fisiológicas en las que se puede producir el colapso del vaso sanguíneo	[72]
El modelo basado en la teoría de deformación finita para materiales elásticos	Geometría del vaso sanguíneo, relación de deformación en dirección axial, constantes del material de estudio	Desplazamientos radiales en arterias naturales para el diagnóstico de la arteroesclerosis	[73]
Modelo isotrópico hiperelástico	Parámetros del material constitutivo obtenidos en la prueba de tensión uniaxial	Evaluación mecánica del arco aórtico sometido a flexión y presión interna	[74]

Los modelos de la Tabla 1.3 son utilizados únicamente para estimar un comportamiento mecánico o fisiológico en arterias naturales y de injertos vasculares. Sin embargo, modelos predictivos para obtener propiedades mecánicas de las arterias naturales o de los injertos vasculares son menos comunes. Por lo tanto, modelos predictivos para la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión son herramientas de diseño para injertos vasculares con propiedades mecánicas similares a las arterias naturales. En la Tabla 1.4 se presentan algunos modelos predictivos.

**Tabla 1.4 Ejemplos de modelos predictivos utilizados para determinar la complianza circunferencial.**

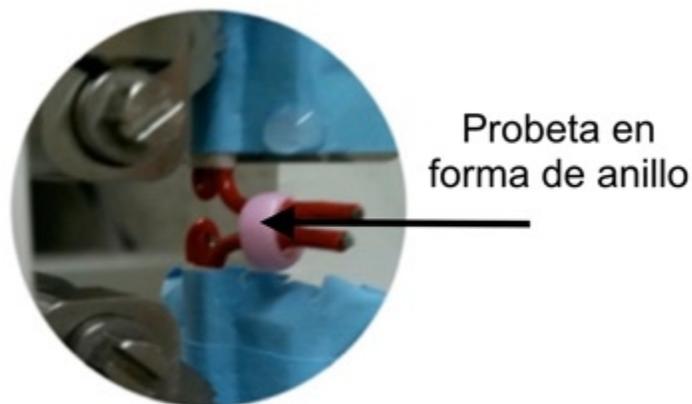
<b>Presunción</b>	<b>Tipo de modelo</b>	<b>Predicción de la complianza circunferencial</b>	<b>Referencia</b>
<p>El injerto vascular puede ser considerado como un cilindro recto axisimétrico incorporado en la anastomosis tipo extremo - extremo. Adicionalmente, se incluyó el flujo sanguíneo pulsátil dentro del injerto, el desplazamiento de las paredes del vaso sanguíneo, así como especies activas liberadas en la pared interna del injerto vascular</p>	<p>Modelado de elemento finito: Utilizado para la simulación de la estructura sólida, por lo tanto, se consideró la pared del vaso como un material isotrópico lineal Ecuación de Navier – Stokes: Empleado para simular el fluido sanguíneo pulsátil. Ecuación de Stokes-Einstein: Fue utilizado para simular la concentración de proteínas en el flujo sanguíneo</p>	<p>A partir de las simulaciones de la presión interna en el injerto vascular y las deformaciones en el radio</p>	<p>[75]</p>
<p>La prueba de tensión circunferencial se puede utilizar para determinar la complianza circunferencial</p>	<p>Se utilizaron tres modelos diferentes para correlacionar la prueba de tensión circunferencial con la complianza: Ley de Laplace, modelado de elasticidad incremental y modelo de deformación finita biaxial lineal</p>	<p>Se obtuvo mediante un análisis estadístico entre los modelos propuestos</p>	<p>[76]</p>
<p>Se puede determinar la complianza circunferencial a partir de una prueba uniaxial.</p>	<p>Teoría de elasticidad finita para modelar el comportamiento mecánico</p>	<p>Las propiedades obtenidas de la prueba uniaxial se utilizaron para alimentar el modelado de elasticidad finita y así obtener una complianza teórica</p>	<p>[77]</p>

Los modelos predictivos presentados en la Tabla 1.4 para la complianza circunferencial son para casos específicos, lo que dificulta el diseño paramétrico y su uso general. Sin embargo, lograr predecir la complianza circunferencial a partir de las propiedades elásticas del material con el cual se elabora el injerto es un concepto muy útil que no puede ser ignorado. Por lo tanto, se espera que se realicen mejoras adicionales tanto en los modelos predictivos actuales, así como en el análisis del estado de esfuerzos de las pruebas experimentales utilizados para obtener la complianza circunferencial.

# CAPÍTULO 2 Modelos predictivos para la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión

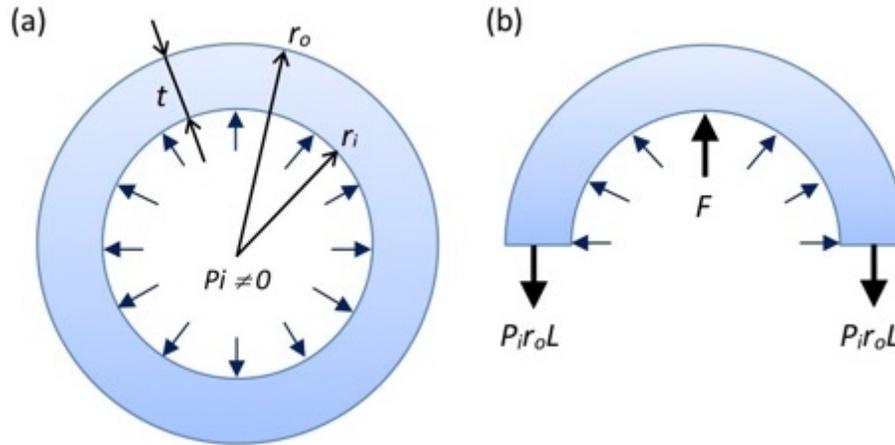
## 2.1 Modelo predictivo de anillo

Las ecuaciones analíticas utilizadas para predecir la resistencia a la explosión de cilindros presurizados son más comunes [78]. Para predecir la resistencia a la explosión en injertos tubulares se utiliza un método indirecto ampliamente utilizado [79–81] a través de la prueba de tensión circunferencial la cual utiliza una probeta en forma de anillo como se muestra en la Figura 2.1.



**Figura 2.1** Prueba de tensión circunferencial para determinar la resistencia a la explosión [80].

El análisis mecánico del método predictivo de anillo se obtiene a partir del balance de fuerzas de un cilindro presurizado como se muestra en la Figura 2.2.



**Figura 2.2 Diagrama de cuerpo libre de un cilindro, a) Injerto vascular sujeto a presión interna, b) Fuerzas que actúan en la pared del cilindro.**

De acuerdo, al balance de fuerzas de la Figura 2.2 b) la fuerza ( $F$ ) desarrollado en la pared del cilindro cuando se encuentra sujeto a la presión interna ( $P_i$ ) está dada por:

$$F = 2P_i r_o L \quad (2.1)$$

donde  $L$  es la longitud del cilindro (dirección  $z$ ),  $r_o$  el radio exterior. Por otra parte, cuando el cilindro de la Figura 2.2 a) se encuentra sujeto a  $P_i$  se genera un esfuerzo circunferencial ( $\sigma_\theta$ ) en la pared de este dado por:

$$\sigma_\theta = \frac{F}{t_i} \quad (2.2)$$

donde  $t$  es el espesor del injerto vascular. El criterio de falla bajo este enfoque establece que la resistencia a la explosión ( $P_i^{BS}$ ) ocurre cuando el cilindro alcanza su máxima resistencia circunferencial, es decir cuando  $F = F_{max}$ , dado por,

$$P_i^B = \frac{F_m}{r_o L} \quad (2.3)$$

La Ec. (2.3) es directamente proporcional a la máxima fuerza en tensión circunferencial ( $F_{max}$ ) e inversamente proporcional a su geometría ( $r_o$  y  $L$ ); en algunas ocasiones la Ec. (2.3) es conocida como la "Ley de Laplace" y es utilizada para predecir  $P_i^{BS}$ , dicha Ec. 2.3 se encuentra en función de  $F_{max}$  que se obtiene en una prueba de tensión circunferencial la cual utiliza una probeta en forma de anillo, (Figura 2.1); así como también de la geometría de la probeta de anillo. El método indirecto para predecir  $P_i^{BS}$  presenta varias desventajas, una de ellas es la correlación entre dos pruebas diferentes (prueba de

tensión circunferencial con la prueba de resistencia a la explosión) ya que cada una de estas pruebas tiene un estado de esfuerzos completamente diferente. Otra desventaja, del método indirecto es que únicamente contempla esfuerzos circunferenciales definido por la Ec. (2.2) en la pared del cilindro; por lo tanto, asume que el cilindro es considerado como de pared delgada ( $2r_o/t \geq 10$ ) y además dicho esfuerzo es uniforme en el espesor de la pared, lo cual puede no ser cierto para el caso de la prueba de la resistencia a la explosión (cilindro presurizado). Sin embargo, debido a la versatilidad o simplicidad de dicho método indirecto ha sido ampliamente reportado para la determinación de  $P_i^{BS}$ .

## **2.2. Comportamiento mecánico de cilindros presurizados con extremos fijos**

Dadas las limitaciones del modelo predictivo indirecto descrito en la sección anterior un enfoque más complejo que considera el estado de esfuerzo de un cilindro presurizado puede ser de gran utilidad para predecir su comportamiento mecánico. A continuación, se establecerá el comportamiento de un cilindro a través de la teoría de elasticidad cuando es sometido a presiones específicas y con los extremos cerrados.

### **2.2.1 Cilindro elástico de pared gruesa**

La determinación del estado de esfuerzos en la prueba de la resistencia a la explosión está basada en la teoría de elasticidad la cual asume que el cilindro es de pared gruesa ( $2r_o/t \leq 10$ ), isotrópico, uniforme y que tiene un comportamiento elástico lineal. Por lo tanto, cuando un cilindro con los extremos fijos se presuriza mediante algún fluido ( $P_i \neq 0$ ) experimenta en su pared un estado de esfuerzos tri-dimensional, los cuales son esfuerzos circunferenciales ( $\sigma_\theta$ ), radiales ( $\sigma_r$ ), longitudinales ( $\sigma_z$ ) y los esfuerzos cortantes son despreciables ( $\tau_\theta = 0$ ; debido a la geometría del cilindro [82]) como se muestra en la Figura 2.3.

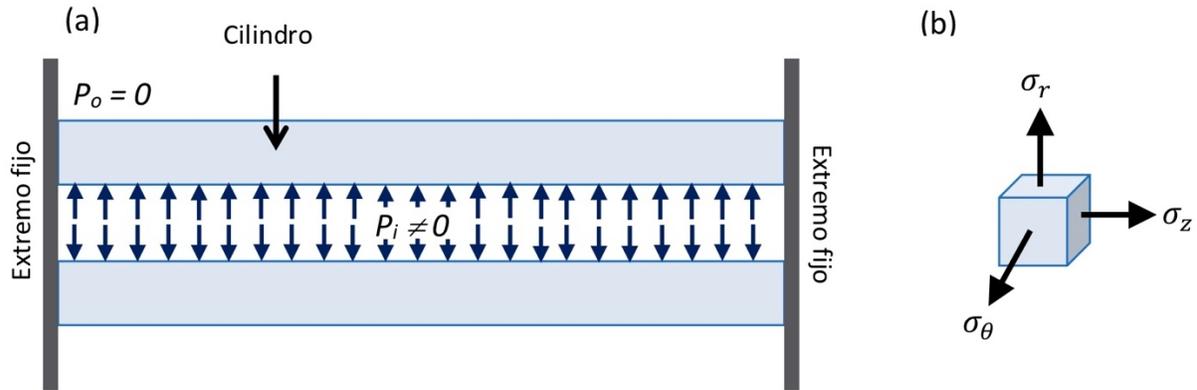


Figura 2.3 Cilindro presurizado con los extremos fijos, (a) sección longitudinal, (b) esfuerzos actuando sobre un elemento infinitesimal.

A continuación, se describe el procedimiento para obtener las expresiones para cada uno de estos tres esfuerzos normales. Dicha solución se basa en el equilibrio de fuerzas ejercidas en un elemento infinitesimal y en la aplicación de relaciones geométricas para obtener una ecuación diferencial gobernante cuya solución permitirá obtener las expresiones correspondientes para el estado de esfuerzos tri-dimensional en la prueba de resistencia a la explosión. Por lo tanto, para el análisis mecánico de la prueba de resistencia a la explosión consideraremos primero que todo anillo de espesor unitario está sometido al mismo estado de esfuerzos, Figura 2.4 (a).

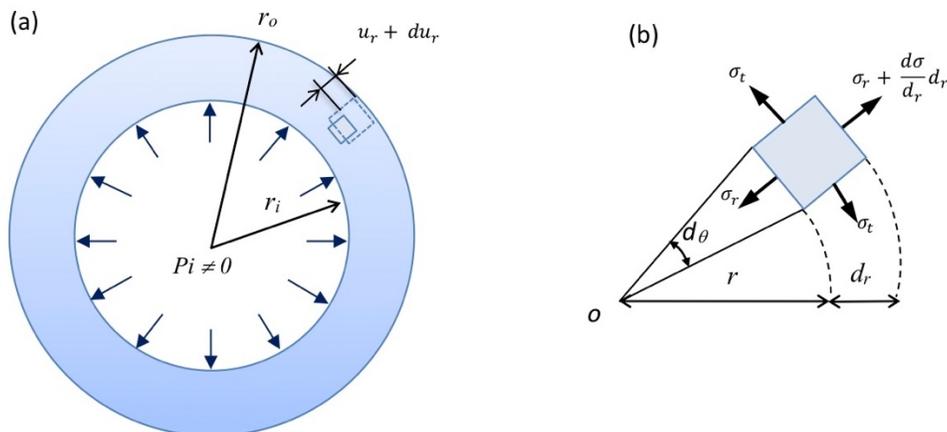


Figura 2.4 Análisis mecánico de la prueba de resistencia a la explosión; (a) sección transversal de un cilindro presurizado (b) elemento infinitesimal con diferentes esfuerzos.

Si tomamos un elemento infinitesimal de la Figura 2.4 (a) como se muestra en la Figura 2.4 (b), el cual está definido por dos radios,  $r$  y  $r + dr$  y un ángulo  $d\theta$ . Sea el  $\sigma_r$  el esfuerzo

radial que actúa sobre el elemento infinitesimal a una distancia  $r$  del centro del cilindro, mientras que el esfuerzo definido como  $\sigma_r + \left(\frac{d}{dr}\right) d_r$  actúa a una distancia  $r + d_r$  del centro del cilindro. Por otra parte, los esfuerzos que actúan sobre las otras dos caras del elemento infinitesimal son los  $\sigma_\theta$ . Además, los  $\sigma_z$  que actúan perpendicularmente al elemento infinitesimal son iguales y opuestos. Adicionalmente, dadas las condiciones de simetría todo elemento infinitesimal a la misma distancia radial desde el centro del cilindro está sometido al mismo esfuerzo, por lo tanto, ningún esfuerzo cortante ( $\sigma_\theta$ ) actúa sobre el elemento infinitesimal de la Figura 2.4 (b).

Una vez establecidos los esfuerzos que actúan sobre el elemento infinitesimal se evalúan las fuerzas que actúan sobre las superficies del elemento infinitesimal en la dirección radial para establecer matemáticamente una expresión de equilibrio estático ( $\sum F_r = 0$ ) la cual está dada por [83]:

$$\sigma_r r + 2\sigma_\theta d \left(\frac{d}{2}\right) - \left(\sigma_r + \frac{d\sigma_r}{d} d\right) (r + d) d = 0 \quad (2.4)$$

Simplificando y sin tomar en cuenta los infinitesimales de orden superior se obtiene;

$$\frac{\sigma_r - \sigma_\theta}{r} + \frac{d\sigma_r}{d} = 0 \quad (2.5)$$

La Ec. (2.5) tiene dos esfuerzos desconocidos  $\sigma_r$  y  $\sigma_\theta$ , por lo tanto, se necesitan pasos adicionales para expresar dicha ecuación en términos de un solo esfuerzo de modo que se pueda resolver. Por otra parte, sea  $u_r$  el desplazamiento radial de una superficie cilíndrica de radio  $r$  y  $u_r + \left(\frac{du_r}{dr}\right) d_r$  el desplazamiento radial de la superficie adyacente de radio  $r + d$ . La deformación unitaria en dirección radial de un elemento infinitesimal está dada por:

$$\varepsilon_r = \frac{du_r}{d} \quad (2.6)$$

Mientras que la deformación circunferencial  $\varepsilon_\theta$  se obtiene del cociente entre la diferencia de la circunferencia de la superficie cilíndrica deformada de radio  $r + u_r$  con la circunferencia de la superficie cilíndrica no deformada de radio  $r$ , y la circunferencia no deformada, es decir

$$\varepsilon_\theta = \frac{u_r}{r} \quad (2.7)$$

Las ecuaciones (2.6) y (2.7) proporcionan las deformaciones unitarias expresadas en términos de una sola variable desconocida es decir  $u_r$ . Además, ambas deformaciones unitarias se pueden relacionar con los esfuerzos a través de la ley de Hooke de la siguiente manera;

$$\varepsilon_r = \frac{1}{E}(\sigma_r - \nu\sigma_\theta - \nu\sigma_z) \quad (2.8a)$$

$$\varepsilon_\theta = \frac{1}{E}(-\nu\sigma_r + \sigma_\theta - \nu\sigma_z) \quad (2.8b)$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E}(-\nu\sigma_r - \nu\sigma_\theta + \sigma_z) \quad (2.8c)$$

donde  $\nu$  es la relación de Poisson y  $E$  el módulo de elasticidad del material de estudio. Sin embargo, en el caso de los cilindros de pared gruesa con deformación unitaria longitudinal restringida ( $\varepsilon_z = 0$ ) el problema se convierte en deformación unitaria plana. Por lo tanto, la Ec. (2.8c) conduce a una relación para el  $\sigma_z$  dada por;

$$\sigma_z = \nu(\sigma_r + \sigma_\theta) \quad (2.9)$$

Sustituyendo la Ec. (2.9) en las ecuaciones (2.8a-b) se obtienen expresiones para los esfuerzos  $\sigma_r$  y  $\sigma_\theta$  en términos de la deformación unitaria, dada por;

$$\sigma_r = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} [(1-\nu)\varepsilon_r + \nu\varepsilon_\theta] \quad (2.10a)$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} [\nu\varepsilon_r + (1-\nu)\varepsilon_\theta] \quad (2.10b)$$

Sustituyendo las Ec. (2.6) y (2.7) en las ecuaciones (2.10a-b) se obtiene:

$$\sigma_r = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ (1-\nu) \frac{du_r}{dr} + \nu \frac{u_r}{r} \right] \quad (2.11a)$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ \nu \frac{du_r}{dr} + (1-\nu) \frac{u_r}{r} \right] \quad (2.11b)$$

Sustituyendo las Ec. (2.10a-b) en la Ec. (2.5) se obtiene la ecuación diferencial gobernante, dada por:

$$\frac{d^2 u_r}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du_r}{dr} - \frac{u_r}{r^2} = 0 \quad (2.12)$$

Como se puede observar, la solución de la Ec. (2.12) se obtiene mediante sustitución y la solución para  $u_r$  está dada por:

$$u_r = A_1 r + \frac{A_2}{r} \quad (2.13)$$

donde  $A_1$  y  $A_2$  son dos constantes que se determinan a partir de las condiciones de frontera, las cuales se expresan de la siguiente manera:

$$\sigma_r(r_i) = -P_i \quad (2.14a)$$

$$\sigma_r(r_o) = -P_o \quad (2.14b)$$

Ya que  $u_r$  está expresada por medio de la Ec. (2.13), su primera derivada es  $\frac{d}{dr} u_r = A_1 - \frac{A_2}{r^2}$ . Por lo tanto, las expresiones de  $u_r$  y de  $\frac{d}{dr} u_r$  se pueden sustituir en la Ec. (2.11a) y tomando en consideración las condiciones de frontera de las Ec. (2.14a-b), se obtiene:

$$-P_i = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ A_1 - (1-2\nu) \frac{A_2}{r_i^2} \right] \quad (2.15a)$$

$$-P_o = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ A_1 - (1-2\nu) \frac{A_2}{r_o^2} \right] \quad (2.15b)$$

Resolviendo simultáneamente las Ec. (2.15a-b) se obtiene:

$$A_1 = \frac{(1+\nu)(1-2\nu)}{E} \left( \frac{P_i r_i^2 - P_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) \quad (2.16a)$$

$$A_2 = \frac{1+\nu}{E} \left( \frac{(P_i - P_o) r_i^2 r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) \quad (2.16b)$$

Cuando se utilizan estas constantes en la Ec. (2.13) se puede obtener el desplazamiento radial en cualquier punto de la superficie del cilindro sometido a presiones específicas. Por lo tanto, sustituyendo las Ec. (2.16a-b) en la Ec. (2.13) se obtiene [83]:

$$u_r = \frac{(1+\nu)r}{E} \left[ \frac{(P_o - P_i) r_o^2 r_i^2}{(r_i^2 - r_o^2) r^2} + \left( \frac{r_i^2 P_i - r_o^2 P_o}{r_o^2 - r_i^2} \right) (1-2\nu) \right] \quad (2.17)$$

Si la Ec. (2.13) y su derivada, junto con las constantes dadas por las ecuaciones (2.16a-b) se sustituyen en las Ec. (2.11a-b) y los resultados se simplifican, se obtienen las ecuaciones generales para los  $\sigma_r$  y  $\sigma_\theta$  en cualquier punto del cilindro dadas por:

$$\sigma_\theta = C_1 + \frac{C_2}{r^2} \quad (2.18a)$$

$$\sigma_r = C_1 - \frac{C_2}{r^2} \quad (2.18b)$$

donde  $C_1$  y  $C_2$  so constantes dadas por:

$$C_1 = \left( \frac{P_i r_i^2 - P_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) \quad (2.19a)$$

$$C_2 = \left( \frac{(P_i - P_o) r_i^2 r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) \quad (2.19b)$$

Sustituyendo las Ec. (2.19a-b) en (2.18a-b) se obtiene:

$$\sigma_r = \left( \frac{P_i r_i^2 - P_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) - \left( \frac{(P_i - P_o) r_i^2 r_o^2}{(r_o^2 - r_i^2) r^2} \right) \quad (2.20a)$$

$$\sigma_\theta = \left( \frac{P_i r_i^2 - P_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) + \left( \frac{(P_i - P_o) r_i^2 r_o^2}{(r_o^2 - r_i^2) r^2} \right) \quad (2.20b)$$

Para obtener la expresión para el  $\sigma_z$  se deben de sustituir las Ec. (2.20a-b) en la Ec. (2.9) resultando la siguiente expresión:

$$\sigma_z = \left( \frac{P_i r_i^2 - P_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \right) \quad (2.20c)$$

Las Ec. (2.20a-c) representan los esfuerzos normales pertenecientes al estado de esfuerzos tri-dimensional que se producen en la pared de un cilindro de pared gruesa cuando es sometido a presiones específicas. Sin embargo, para el caso particular cuando  $P_o \approx 0$ , las Ec. (2.20a-c) se expresan como:

$$\sigma_r = \frac{P_i r_i^2}{r_o^2 - r_i^2} \left( 1 - \frac{r_o^2}{r^2} \right) \quad (2.21a)$$

$$\sigma_\theta = \frac{P_i r_i^2}{r_o^2 - r_i^2} \left( 1 + \frac{r_o^2}{r^2} \right) \quad (2.21b)$$

$$\sigma_z = \frac{P_i r_i^2}{r_o^2 - r_i^2} \quad (2.21c)$$

Las Ec. (2.21a-c) representan los esfuerzos normales que se originan en la pared del cilindro tubular cuando se encuentra sujeto a presiones específicas ( $P_o = 0$  y  $P_i \neq 0$ ). Estos esfuerzos se encuentran en función de  $r$  ya que varían a lo largo de la distancia radial en la pared del conducto tubular. Para el caso del  $\sigma_r$  expresado en la Ec. 2.21 (a) se cumpla que  $\frac{r_o^2}{r^2} \geq 1$  el  $\sigma_r$  es siempre un esfuerzo de compresión, el cual es máximo en  $r = r_i$  y es despreciable en  $r = r_o$ . Para el caso del  $\sigma_\theta$  es máximo para  $r = r_i$  y

mínimo para  $r = r_o$ . Para  $\sigma_z$  dado por la Ec. (2.20c) es constante sobre toda el área de la sección transversal del cilindro. Finalmente, las Ec. (2.21a-c) también se pueden emplear en otras teorías mecánicas (ej. teorías de fallas) para conocer si un determinado estado de esfuerzo puede o no causar una deformación plástica.

### 2.3. Modelo predictivo de la complianza circunferencial con teoría de elasticidad

La predicción de la complianza circunferencial para cilindros de pared gruesa se puede derivar de la teoría de elasticidad (sección anterior). Este enfoque asume que el material es isotrópico y lineal-elástico. La ecuación gobernante para predecir dicha propiedad elástica está dada por la Ec. (2.13) para el caso específico cuando  $P_o = 0$  el desplazamiento radial expresa como:

$$u_r = \frac{2P_i r_i^2 r_o}{E(r_o^2 - r_i^2)} [1 - \nu^2] \quad (2.22)$$

Por lo tanto, la deformación unitaria circunferencial ( $\varepsilon_\theta = \frac{u_r}{r}$ ) se puede expresar de la forma siguiente:

$$\varepsilon_\theta = \frac{2P_i r_i^2}{E(r_o^2 - r_i^2)} [1 - \nu^2] \quad (2.23)$$

Por consecuencia, la complianza circunferencial ( $C = \frac{\varepsilon_\theta}{P_i}$ ) se expresa como:

$$C = \frac{2r_i^2}{E(r_o^2 - r_i^2)} [1 - \nu^2] \quad (2.24)$$

La Ec. (2.24) se puede utilizar para predecir la complianza circunferencial de cilindros sometidos a presiones específicas considerados como elásticos. Es importante señalar que la Ec. (2.24) se encuentra en función de las propiedades elásticas del material como son el módulo de elasticidad ( $E$ ) y la relación de Poisson ( $\nu$ ); por lo tanto, la determinación de estas propiedades elásticas determinará el resultado de la predicción de la complianza circunferencial.

## 2.4. Modelo predictivo para la resistencia a la explosión con teoría de elasticidad y teoría de falla para polímeros

Como se ha mencionado en la Sección 2.2. el estado de esfuerzos que se determinó por medio de la teoría de elasticidad (Ec. 2.21a-c) se puede utilizar en teorías de fallas para predecir bajo qué estado de esfuerzos el material en estudio presentará una deformación permanente. En materiales poliméricos se puede utilizar la teoría de falla de von Mises modificado cónico, el cual utiliza los esfuerzos de cedencia en tensión ( $\sigma_y^t$ ) y en compresión ( $\sigma_y^c$ ) del material de estudio obtenidos a partir de pruebas de tensión y compresión uniaxial para cuantificar la falla de éste; la teoría de falla para polímeros se expresa de la siguiente manera [84]:

$$\sigma_y^t = \frac{1}{2m} \left[ (m-1)(\xi) + (m+1) \sqrt{\frac{1}{2}[\chi + \psi + \omega]} \right] \quad (2.25)$$

donde:

$$\xi = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 \quad (2.25a)$$

$$\chi = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 \quad (2.25b)$$

$$\psi = (\sigma_1 - \sigma_3)^2 \quad (2.25c)$$

$$\omega = (\sigma_2 - \sigma_3)^2 \quad (2.25d)$$

$$m = \frac{\sigma_y^c}{\sigma_y^t} \quad (2.25e)$$

donde  $m$  cuantifica el comportamiento en compresión y tensión uniaxial del material de estudio. Por otra parte, la Ec. (2.25) está en función de los esfuerzos principales, y para el caso de cilindros sometidos a presiones específicas con extremos fijos éstos corresponden a los esfuerzos normales, es decir los esfuerzos principales  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  y  $\sigma_3$  los cuales corresponden a  $\sigma_\theta$ ,  $\sigma_r$  y  $\sigma_z$ , respectivamente. Por lo tanto, sustituyendo las ecuaciones (2.21a-c) dentro de las Ec. (2.25a-d) y posteriormente en la Ec. (2.25) de igual manera sustituyendo  $r = r_i$  y  $P_i = P_i^B$  se obtiene:

$$P_i^B = \frac{2m\sigma_y^t (r_o^2 - r_i^2)}{3r_i^2(m - 1) + \sqrt{3}r_o^2(m + 1)} \quad (2.26)$$

La Ec. (2.26) predice la resistencia a la explosión ( $P_i^B$ ) para un injerto vascular sometido a condiciones específicas de presión ( $P_o = 0$  y  $P_i \neq 0$ ), la cual está basada en la teoría de falla de von Mises modificado cónico y la teoría de elasticidad. Es importante señalar, que la Ec. (2.26) únicamente contempla el comportamiento elástico del material; por lo tanto, un enfoque predictivo que contemple el comportamiento elástico y plástico del mismo cuando es sometido a una presión interna hasta la falla (ruptura del injerto) puede ser de gran interés.

## 2.5. Modelo predictivo de la resistencia a la explosión con un enfoque elasto-plástico

Previamente se reportó el comportamiento mecánico de injertos vasculares poliméricos sometidos a presión interna con extremos fijos y tratados como cilindros elásticos. En esta sección se describe el comportamiento elasto-plástico de un cilindro sometido a  $P_i$ . Para este caso de estudio se considera un cilindro con los extremos cerrados y de radio interno ( $r_i$ ), radio externo ( $r_o$ ), un radio en la interfaz elasto-plástica ( $r_{ep}$ ). Por otra parte, entre  $r_e \leq r \leq r_o$  es considerado un comportamiento elástico mientras que en  $r_i \leq r \leq r_e$  se considera un comportamiento plástico [84], como se muestra en la Figura 2.5.

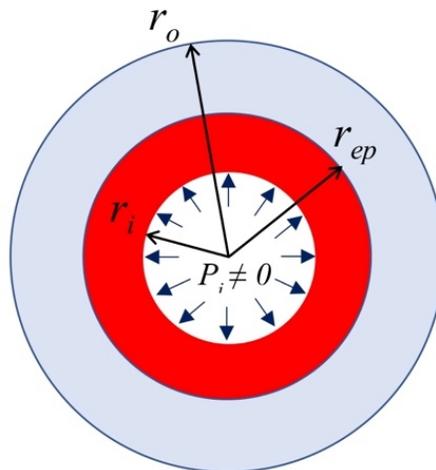


Figura 2.5 Esquema de un cilindro elasto-plástico sometido a  $P_i$ .

### 2.5.1. Análisis elástico

Para el caso de la zona elástica ( $r_e \leq r \leq r_o$ ) los esfuerzos radiales ( $\sigma_r$ ), circunferenciales ( $\sigma_\theta$ ) y longitudinales ( $\sigma_z$ ) son los mismos que se expresaron a través de las Ec. (2.21a-c). Sin embargo, debido a la interfaz  $r_e$  las condiciones de frontera son [85]:

$$\sigma_r(r_e) = -P_e \quad (2.27a)$$

$$\sigma_r(r_o) = -0 \quad (2.27b)$$

donde  $P_e$  es la presión en la interfaz  $r_e$ . Sustituyendo las condiciones de frontera en las Ec. (2.21a-c) se obtiene:

$$\sigma_r = \frac{P_e r_e^2}{r_o^2 - r_e^2} \left(1 - \frac{r_o^2}{r^2}\right) \quad (2.28a)$$

$$\sigma_\theta = \frac{P_e r_e^2}{r_o^2 - r_e^2} \left(1 + \frac{r_o^2}{r^2}\right) \quad (2.28b)$$

$$\sigma_z = \frac{P_e r_e^2}{r_o^2 - r_e^2} \quad (2.28c)$$

De igual cuenta, los esfuerzos principales  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  y  $\sigma_3$  corresponden a  $\sigma_\theta$ ,  $\sigma_r$  y  $\sigma_z$ , respectivamente. Por lo tanto, sustituyendo (2.28a-c) en la ecuación de von Mises modificado cónico y sustituyendo  $P_i = P_e$  y  $r = r_e$  se obtiene:

$$P_e = \frac{2m\sigma_y^t (r_o^2 - r_e^2)}{3r_e^2 (m - 1) + \sqrt{3}r_o^2(m + 1)} \quad (2.29)$$

La Ec. (2.29) representa la presión en la interfaz  $r_e$  de cilindro elasto-plástico y dicha ecuación se encuentra en función de sus propiedades elásticas y geométricas. Por otra parte, sustituyendo la Ec. (2.29) en las ecuaciones (2.28a-c) se obtiene [84]:

$$\sigma_r = \frac{2m\sigma_y^t r_e^2}{3r_e^2 (m - 1) + \sqrt{3}r_o^2(m + 1)} \left(1 - \frac{r_o^2}{r^2}\right) \quad (2.30a)$$

$$\sigma_{\theta} = \frac{2m\sigma_y^t r_e^2}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \left(1 + \frac{r_o^2}{r^2}\right) \quad (2.308b)$$

$$\sigma_z = \frac{2m\sigma_y^t r_e^2}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \quad (2.30c)$$

Las Ec. (2.30a-c) representan los esfuerzos normales en la zona  $r_e \leq r \leq r_o$ , es decir, en la zona elástica de un cilindro elasto-plástico sometido a  $P_i$ . Estas ecuaciones se encuentran en función de las propiedades elásticas del material ( $\sigma_y^t$ ), la geometría del cilindro ( $r_i$  y  $r_o$ ) y la interfaz  $r_e$ .

### 2.5.2. Análisis plástico

Para el caso de la zona plástica ( $r_i \leq r \leq r_e$ ), las deformaciones plásticas axiales ( $\varepsilon_z$ ) son despreciados cuando se aplica una  $P_i$  en un cilindro con extremos fijos o cerrados, por lo tanto,  $\sigma_z$  se puede expresar como [85]:

$$\sigma_z = \frac{1}{2} (\sigma_r + \sigma_{\theta}) \quad (2.31)$$

Por otra parte, la ecuación de equilibrio de un elemento infinitesimal de un cilindro sometido a  $P_i$  está dada por:

$$r \frac{d\sigma_r}{dr} = \sigma_{\theta} - \sigma_r \quad (2.32)$$

Sustituyendo la Ec. (2.32) en la Ec. (2.25) para encontrar  $\sigma_{\theta} - \sigma_r$ , se obtiene:

$$\sigma_{\theta} - \sigma_r = \frac{4m\sigma_y^t r_o^2}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \quad (2.33)$$

Combinando la ec. (2.33) en la expresión de equilibrio Ec. (2.32) y resolviendo la integral obtenemos:

$$\int d\sigma_r = \sigma_\theta - \sigma_r \int \frac{dr}{r} \quad (2.34a)$$

$$\sigma_r = \frac{4m\sigma_y^t r_o^2}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} I_1 r + C \quad (2.35b)$$

donde  $C$  es una constante de integración, la cual se determina con la siguiente condición de frontera:

$$\sigma_r(r_e) = -P_e \quad (2.36)$$

Resolviendo la Ec. (2.35b) con la condición de frontera Ec. (2.36) obtenemos;

$$C = -P_e - \frac{2m\sigma_y^t r_o^2 I_1 r_e}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \quad (2.37a)$$

Sustituyendo la Ec. (2.29) en la Ec. (2.37a) y ordenando, obtenemos

$$C = -\frac{2m\sigma_y^t}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} [(r_o^2 - r_e^2) + 2r_o^2 I_1 r_e] \quad (2.37b)$$

Sustituyendo la Ec. (2.37b) en la Ec. (2.35b) obtenemos [84]:

$$\sigma_r = \frac{2m\sigma_y^t}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \left[ r_o^2 \left( 2I_1 \frac{r}{r_e} - 1 \right) + r_e^2 \right] \quad (2.38a)$$

$$\sigma_\theta = \frac{2m\sigma_y^t}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \left[ r_o^2 \left( 2I_1 \frac{r}{r_e} + 1 \right) + r_e^2 \right] \quad (2.38b)$$

$$\sigma_z = \frac{2m\sigma_y^t}{3r_e^2 (m-1) + \sqrt{3}r_o^2(m+1)} \left[ r_o^2 2I_1 \frac{r}{r_e} + r_e^2 \right] \quad (2.38c)$$

Las ecuaciones (2.38a-c) representan los esfuerzos normales en la zona plástica ( $r_i \leq r \leq r_e$ ) de un cilindro elasto-plástico sometido a  $P_i$ . Por otra parte, para obtener una expresión para  $P_i$  de un cilindro elasto-plástico es necesaria la siguiente condición de frontera;

$$\sigma_r(r_i) = -P_i \quad (2.39)$$

Aplicando las Ec. (2.39) en la Ec. (2.38a) se obtiene:

$$P_i = \frac{-2m\sigma_y^t}{3(m-1)r_e^2 + \sqrt{3}(m+1)r_o^2} \left[ 2r_o^2 I_i \frac{r_i}{r_e} - r_o^2 + r_e^2 \right] \quad (2.40)$$

Por otra parte, la  $P_i^B$  que puede soportar las paredes de un cilindro considerado como plástico se obtiene cuando  $P_i = P_i^B$  y  $r_e = r_o$ , lo que conduce a;

$$P_i^B = \frac{-4m\sigma_y^t}{3(m-1) + \sqrt{3}(m+1)} I_i \frac{r_i}{r_o} \quad (2.41)$$

La Ec. (2.41) representa la resistencia a la explosión de un cilindro basada en una teoría elasto-plástica y teoría de falla de von Mises modificado cónico, la cual se encuentra en función de las propiedades elásticas del material de estudio como el esfuerzo de cedencia en tensión y compresión, el comportamiento mecánico (definido como  $m$ ) y la geometría del cilindro. Es importante señalar que la Ec. (2.41) se obtuvo considerando que la falla del cilindro se produce cuando la interfaz en el cilindro elasto-plástico no existe ( $r_e = r_o$ , es decir, no existe la zona elástica); sin embargo, esta consideración no necesariamente se debe de cumplir para que se presente la falla del cilindro elasto-plástico, es decir, la falla del cilindro elasto-plástico se puede presentar cuando  $r_e \neq r_o$ . Para este caso, es necesario determinar la ubicación geométrica de  $r_e$  y sustituir dicha posición geométrica en la Ec. (2.40) para obtener una nueva expresión de la resistencia a la explosión. En la Tabla 2.1 se presenta un resumen de los diferentes modelos predictivos que han sido presentados anteriormente para determinar la resistencia a la explosión de un cilindro polimérico, así como de su complianza circunferencial.

**Tabla 2.1 Expresiones analíticas para predecir la resistencia a la explosión y la complianza circunferencial para cilindros establecidas en este trabajo.**

<b>Propiedad mecánica</b>	<b>Modelo predictivo</b>	<b>Ecuación</b>
Resistencia a la explosión ( $P_i^B$ )	Basado en la tensión circunferencial de una probeta de anillo	(2.3)
	Modelo basado en la teoría de elasticidad y teoría de falla de von Mises modificado cónico	(2.26)
	Modelo basado en una teoría elasto-plástica y teoría de falla de von Mises modificado cónico	(2.41)
Complianza circunferencial ( $C$ )	Modelo basado en la teoría de elasticidad	(2.24)

# CAPÍTULO 3 Materiales y Metodología

## 3.1. Materiales y fabricación de probetas

### 3.1.1. Películas delgadas

El material referencia utilizado en todas las pruebas fue un poli(éter) uretano alifático termoplástico denominado comercialmente como Tecoflex SG 80A (Compañía Lubrizol, Ohio, USA). Las películas obtenidas a partir de este polímero sintético se obtuvieron mediante la evaporación de disolvente. Brevemente, el Tecoflex® SG 80A se disolvió en tetrahidrofurano (Compañía J.T. Baker, New Jersey, USA) mediante agitación magnética durante 2h posteriormente la solución se vertió en un molde de Teflón (120 mm x 120 mm) y finalmente, se dejó 2 días para la evaporación del disolvente. Dicho procedimiento permitió obtener películas con un espesor  $\sim 0.1$  mm que fueron utilizadas para elaborar probetas para tensión y compresión uniaxial y tubos (injertos vasculares), las cuales fueron almacenadas en un desecador hasta ser ensayados.

### 3.1.2. Injertos vasculares de diámetro pequeño

Injertos vasculares de diámetro pequeño se obtuvieron enrollando una película de Tecoflex® SG 80A alrededor de un soporte de Teflón con un total de 7 capas. Este procedimiento permite obtener probetas tubulares con un espesor de pared de  $0.67 \pm 0.09$  mm, radio interior ( $r_i$ ) de  $2.75 \pm 0.09$  mm y radio exterior ( $r_o$ ) de  $3.43 \pm 0.05$  mm y una longitud de 120 mm, como se muestra en la Figura 3.1. Los injertos vasculares de 80 mm de largo se utilizaron para la prueba de resistencia a la explosión y los de 10 mm de largo para la prueba de tensión circunferencial.



Figura 3.1 Injerto vascular de diámetro pequeño elaborado de Tecoflex SG 80A.

### **3.2. Ensayos mecánicos en películas poliméricas**

Como se mencionó en la sección anterior (3.1.2) los injertos vasculares se fabricaron a partir de una película de Tecoflex SG 80A que se coloca alrededor de una varilla para finalmente obtener un cilindro (injerto). Por lo tanto, es importante determinar las propiedades mecánicas en ambas geometrías, es decir, en forma de película y en cilindro (injerto). Por este motivo, se realizaron ensayos mecánicos en películas e injertos de Tecoflex SG 80A. A continuación, se describen las caracterizaciones mecánicas para probetas de películas de Tecoflex SG 80A.

#### **3.2.1 Ensayo de tensión uniaxial a diferentes velocidades**

Debido a que se sabe que el Tecoflex SG 80A es un elastómero, se llevó a cabo el ensayo de tensión uniaxial a diferentes velocidades de cabezal para determinar el efecto de la velocidad de deformación sobre su comportamiento mecánico. Por lo tanto, las probetas se ensayaron a diferentes velocidades de deformación, siendo éstas: 25 mm/min, 50 mm/min, 75 mm/min y 100 mm/min. El módulo elástico ( $E$ ) y la deformación máxima a la ruptura ( $\epsilon_m$ ) se determinó para cada velocidad de cabezal. Dicho ensayo mecánico se realizó en una máquina universal Shimadzu AGS-X (Kyoto, Japón), con celda de carga de 100 N. El número de réplicas por cada velocidad fue de 3.

#### **3.2.2 Ensayo de compresión uniaxial**

La prueba de compresión uniaxial fue llevada a cabo para poder obtener el esfuerzo de cedencia en compresión del Tecoflex SG 80A. Por lo tanto, se elaboraron películas con un espesor de 1 mm las cuales se obtuvieron mediante la técnica de evaporación de disolvente, dichas películas fueron cortadas en discos con la ayuda de un sacabocado posteriormente fueron humedecidas en tetrahidrofurano y apiladas aplicando una fuerza de compresión ( $\sim 30$  Pa) por 24 h como recomienda la norma ASTM D395. El procedimiento anterior permitió obtener probetas de 10 mm de largo y 13 mm de diámetro como se representa en la Figura 3.2.



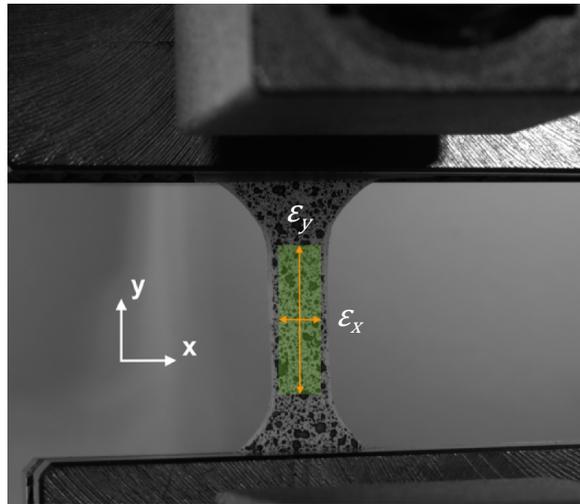
**Figura 3.2** Probeta de la prueba de compresión uniaxial y probeta utilizada.

La prueba de compresión uniaxial se realizó en una máquina universal AGS-X Shimadzu (Kyoto, Japón) con una celda de carga de 1 kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. Dado que únicamente es de interés el  $\sigma_y^c$  la prueba de compresión uniaxial se detuvo a una deformación de 60 %. El número de réplicas para esta prueba fue de 5.

### **3.2.3. Ensayo de tensión uniaxial**

De acuerdo con las ecuaciones (2.24, 2.26 y 2.41) para predecir  $C$  y  $P_i^B$  las propiedades elásticas en tensión uniaxial del Tecoflex SG 80A como  $E$ ,  $\sigma_y^t$  y  $\nu$  son requeridas. Por lo tanto, el ensayo de tensión uniaxial se llevó a cabo en probetas de película de 80 mm de largo con 10 mm en la sección paralela, (ver Figura 3.3). El método utilizado para determinar las propiedades elásticas del material de referencia se basó en un método de no contacto conocido como correlación de imágenes digitales (DIC, por sus siglas en inglés). Para ello, se utilizó un equipo ARAMIS 5M GOM (Braunschweig, Alemania) para determinar la deformación unitaria de las películas de Tecoflex SG 80A. Las probetas fueron preparadas superficialmente con pintura vegetal hasta conseguir un patrón aleatorio de puntos como se muestra en la Figura 3.3. El equipo de DIC fue calibrado mediante un volumen de control de 35 mm x 29 mm x 1.5 mm utilizando un panel de control CQ/CP20 30 x 24, con una distancia entre cámaras de 20 cm, una distancia entre las cámaras y el volumen de control de 215 mm, empleando 3 fotogramas por segundo con una resolución de 2448 x 2050 pixeles. En la Figura 3.3 se presenta el estado actual de

la probeta entre mordazas utilizada para la prueba de tensión uniaxial donde  $x$  representan el eje transversal y la  $y$  el eje longitudinal. El área de interés para determinar las propiedades elásticas del Tecoflex SG 80 A fue marcada en verde. El módulo elástico ( $E$ ) se calculó como la pendiente de la curva de la gráfica esfuerzo axial ( $\sigma_y$ ) vs. deformación unitaria axial ( $\varepsilon_y$ ) en la zona de deformación comprendida entre  $0 < \varepsilon_y < 10 \%$ .



**Figura 3.3** Probeta entre mordazas para tensión uniaxial con un patrón aleatorio.

Por otra parte, la relación de Poisson ( $\nu$ ) se determinó como la pendiente lineal de la curva de la gráfica deformación unitaria transversal ( $-\varepsilon_x$ ) vs. deformación unitaria axial ( $\varepsilon_y$ ). Por otra parte, dada la no linealidad del Tecoflex SG 80A la determinación precisa del esfuerzo de cedencia a tensión ( $\sigma_y^t$ ) fue obtenida por medio de pruebas de carga y descarga a porcentajes predeterminados de deformación. Las pruebas de carga y descarga fueron controlados a través de los desplazamientos del cabezal de la máquina universal (abarcando desde  $\varepsilon_y = 0$  hasta  $\varepsilon_y = 100 \%$ , con incrementos de  $10 \%$ ) y los valores de las deformaciones unitarias axial reportada fueron medidas con la técnica de DIC. Mediante ensayos previos (que no se muestran aquí) se determinó que el  $\sigma_y^t$  se encuentra entre  $\varepsilon_y = 30 \%$  y  $50 \%$ , por lo tanto, experimentos en tensión uniaxial con incrementos más finos de  $\varepsilon_y$  se llevaron a cabo ( $\varepsilon_y = 36.2 \%$ ,  $41.5 \%$  y  $47.8 \%$ , medidos con la técnica de DIC). Tres replicas fueron realizadas para la obtención de valores finos de

$\varepsilon_y$ , para lo cual se utilizó una máquina universal AGS-X Shimadzu con una celda de carga de 100 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min.

### 3.2.4. Ensayo de resistencia a la explosión en película

El ensayo de resistencia a la explosión en película tiene el objetivo de determinar la fuerza máxima con la que se puede perforar una película sintética [33]. El esquema de este ensayo se presenta en la Figura 3.4. Para este ensayo utilizó una máquina universal AGS-X Shimadzu con una celda de carga de 1 kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. En número de réplicas fue de 10.

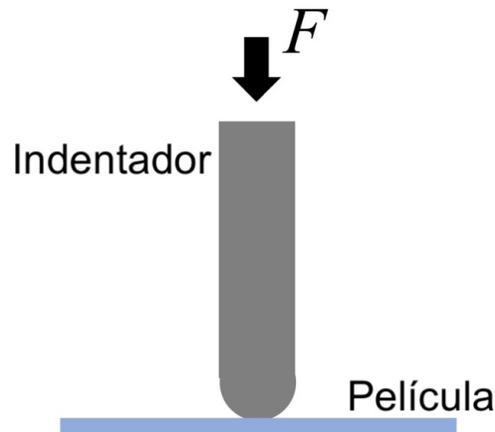


Figura 3.4 Esquema de la resistencia a la explosión en película de Tecoflex SG 80A.

### 3.2.5. Ensayo de nanoindentación

La nanoindentación es un método para determinar las propiedades mecánicas de películas delgadas. A lo largo de toda la prueba de nanoindentación, la carga y el desplazamiento de la punta del nanoindentador se registran y posteriormente se analizan, ver Figura 3.5, utilizando un método adecuado [86].

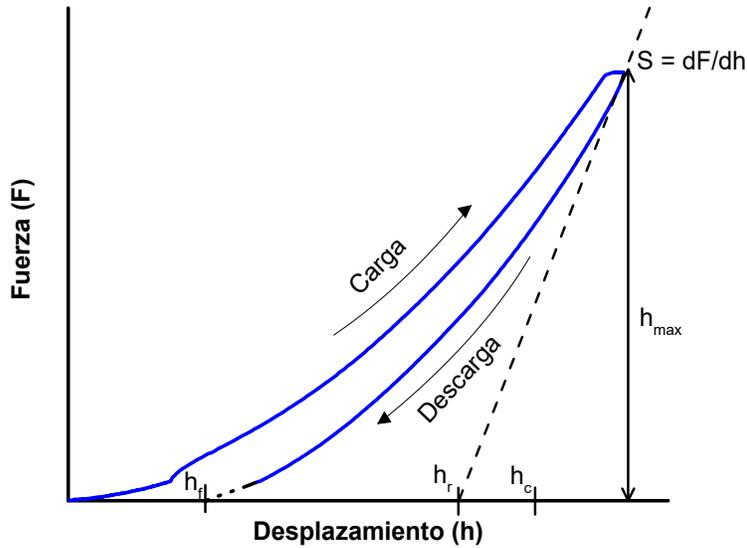


Figura 3.5 Esquema de una gráfica de nanoindentación.

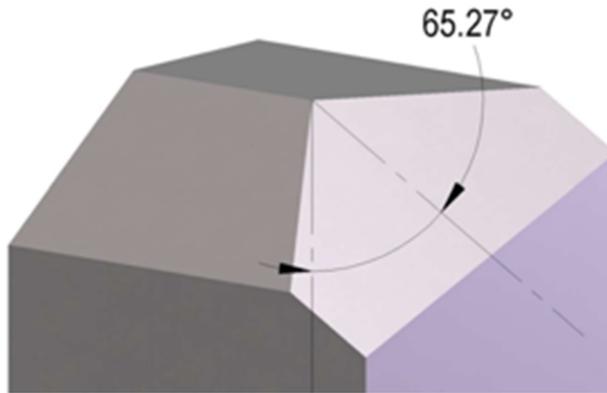
La pendiente de la curva de descarga se ha utilizado comúnmente para calcular el módulo elástico y el método más utilizado para determinar dicha propiedad elástica es el de Doerner-Nix y Oliver-Pharr [87]. El módulo elástico del material se obtiene de la curva de descarga usando la siguiente ecuación [88].

$$E_r = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{S}{\sqrt{A_p}} \quad (3.1)$$

Donde  $E_r$  es el módulo elástico reducido que es una combinación del módulo del material y del indentador,  $A_p$  es el área de contacto proyectada y  $S$  la pendiente de la curva de descarga en el punto más alto ( $h_{máx}$ ). Para poder separar el módulo del indentador del material se utiliza el método propuesto por Oliver-Pharr [88].

$$E = \frac{1 - \nu^2}{\frac{1}{E_r} - \frac{1 - \nu_i^2}{E_i}} \quad (3.2)$$

Donde  $E$  y  $\nu$  son el módulo elástico y relación de Poisson del material respectivamente,  $E_i$  y  $\nu_i$  el módulo elástico y relación de Poisson del indentador. El indentador Berkovich tiene la forma de una pirámide de tres lados y un lado a  $65.27^\circ$ , ver Figura 3.6.



**Figura 3.6 Geometría de la punta Berkovich.**

El área proyectada como una función de la profundidad de contacto ( $h_c$ ) se describe como [89]:

$$A_p = C_0 h_c^2 + C_1 h_c + C_2 h_c^{1/2} + C_3 h_c^{1/4} + \dots + C_8 h_c^{1/1} \quad (3.3)$$

El coeficiente principal  $C_0$  describe un indentador Berkovich perfecto y los demás coeficientes describen el desviamiento de la punta debido al desgaste y se determinan durante la calibración en sílice fundida. Para el caso de un indentador Berkovich perfecto el coeficiente  $C_0 = 24.5$  y los otros coeficientes son despreciables [87]. La profundidad de contacto no es igual a la máxima profundidad de contacto  $h_{máx}$  del indentador. De acuerdo a los métodos de Doerner-Nix y Oliver-Pharr,  $h_c$  puede obtenerse de la siguiente manera [87], [89]:

$$h_c = h_m - \varepsilon(h_m - h_r) \quad (3.4)$$

$$h_r = h_m - \left(\frac{P_m}{S}\right) \quad (3.5)$$

donde  $P_{max}$  es la máxima carga,  $h_r$  es la intersección de la pendiente de la curva de descarga que intersecta al eje x,  $\varepsilon$  es el factor de corrección Sneddon y puede variar de 0 a 1 siendo igual a 1 para puntas planas y 0.72 para indentadores Vickers. Experimentos han demostrado que para el indentador Berkovich el factor de corrección Sneddon se encuentra en 0.72 y 0.78. Con esto en mente, se realizó la prueba de nanoindentación en 8 diferentes áreas en la superficie de la película de Tecoflex SG-80A, la velocidad de carga y descarga fue de 15 nN/min con una pausa de 10 s. Se utilizó un equipo

nanoindentador TTX-NHT, CSM Instruments (Peseux, Suiza) con una punta Berkovich de diamante. Para determinar el módulo elástico del Tecoflex SG-80A se utilizó el modelo de Oliver-Pharr Ec. (3.2), cuya relación de Poisson es de 0.44;  $E_r$  se determinó por medio de la Ec. (3.1),  $S$  es la pendiente de la curva de descarga en el punto más alto de la curva, el área proyecta se estableció como una punta sin imperfecciones, por lo tanto,  $C_o = 24.5$ ,  $E_i = 1140$  GPa y  $\nu_i = 0.07$  y  $\varepsilon = 0.75$  [86–87].

### **3.3. Ensayos mecánicos en arterias naturales**

En las secciones siguientes se describen las pruebas mecánicas que se realizaron en tejidos naturales. Estos ensayos tienen la finalidad de comparar el comportamiento mecánico entre materiales sintéticos y de origen natural.

#### **3.3.1. Ensayo de tensión circunferencial**

Con la finalidad de conocer el comportamiento mecánico de arterias naturales se realizó la prueba de tensión circunferencial sobre tres modelos animales de acuerdo con la norma ISO 7198 [33]. La muestra biológica que se utilizó fue la aorta descendente posterior de borrego, cerdo y bovino. Las arterias naturales de los tres modelos animales fueron obtenidas de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Autónoma de Yucatán y se almacenaron en cloruro de sodio al 0.9 % y en refrigeración a 2 °C hasta el día de su caracterización mecánica. Brevemente, se cortaron secciones de arteria de 10 mm de largo en forma de anillo y con la ayuda de dos ganchos metálicos se realizó la prueba de tensión circunferencial como se muestra más adelante en la Figura 3.9. Se determinó la máxima fuerza ( $F_{max}$ ) a partir de la gráfica fuerza ( $F$ ) vs. desplazamiento de cabezal ( $\delta$ ) como el punto más alto de la curva. Por lo tanto, se utilizó una máquina universal AGS-X Shimadzu (Kyoto, Japon) con una celda de carga de 1 kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. El número de réplicas por cada modelo animal fue de 10. Adicionalmente, se realizó únicamente en arterias de cerdo un corte histológico para observar la estructura biológica antes y después de ser sometidas a tensión circunferencial; por lo tanto, fueron teñidos con hematoxilina y eosina.

### 3.3.2. Ensayo de resistencia a la explosión

La prueba de resistencia a la explosión ( $P_i^B$ ) se realizó en una arteria abdominal de un cerdo adulto (8 cm de largo) de 40 kg. La arteria abdominal se obtuvo del rastro de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Autónoma de Yucatán y fueron almacenadas en refrigeración a 2 °C hasta el día de su caracterización; para este caso se utilizó un globo cilíndrico de látex en el interior de la arteria abdominal debido a que presenta varias bifurcaciones y representa sitios de pérdida de la presión interna, ver Figura 3.7.

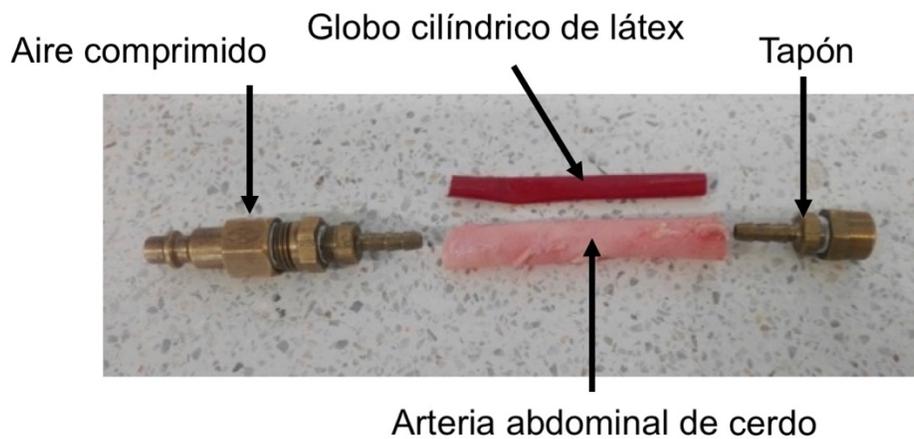


Figura 3.7 Arteria abdominal de cerdo utilizada para la prueba de resistencia a la explosión.

La muestra natural se presurizó a una razón de 1 psi/s y los desplazamientos radiales se obtuvieron mediante un micrómetro óptico con una resolución de  $1\mu\text{m}$  (ODC 2500, Micro-Epsilon, Carolina del Norte, USA); el montaje de la muestra biológica se muestra en la Figura 3.8. La  $P_i^B$  se determinó como el punto más alto de la curva presión interna ( $P_i$ ) vs. deformación circunferencial ( $\epsilon_\theta$ ).

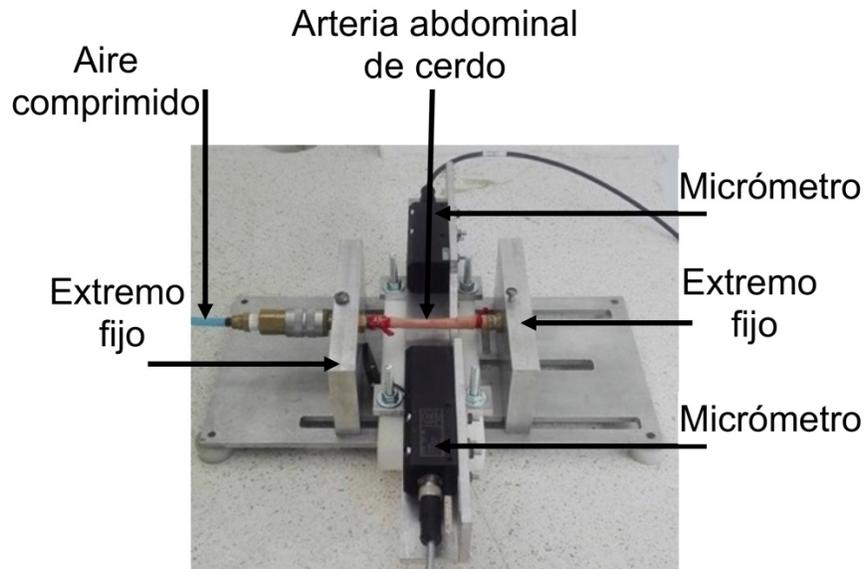


Figura 3.8 Dispositivo y montaje de la prueba de resistencia a la explosión de una arteria abdominal de cerdo.

### 3.4 Ensayos mecánicos en cilindros poliméricos (injertos)

En las secciones siguientes se describen los diferentes ensayos mecánicos que se realizaron en probetas en forma cilíndrica (injertos) del Tecoflex SG 80A. Los resultados obtenidos de estos ensayos mecánicos se utilizaron para estimar la resistencia a la explosión como previamente fue establecido

#### 3.4.1. Ensayo de tensión circunferencial

La prueba de tensión circunferencial fue realizada para predecir mediante el método indirecto la resistencia a la explosión de anillo de acuerdo con la norma internacional ISO 7198 [33]. Por lo tanto, la fuerza en tensión circunferencial ( $F_c$ ) y el desplazamiento en esta dirección ( $\delta_c$ ) fueron registradas y la fuerza máxima circunferencial ( $F_c^{max}$ ) fue utilizada en la Ec. (2.3) como una forma indirecta para estimar la resistencia a la explosión; de igual manera se determinó el desplazamiento máximo circunferencial ( $\delta_c^{max}$ ). Por lo tanto, probetas de  $r_i = 2.75$  mm,  $r_o = 3.43$  mm y 10 mm de longitud ( $L_c$ ) fueron cargadas en dirección circunferencial con la ayuda de dos ganchos metálicos como se muestra en la Figura 3.9, y llevadas hasta la falla. Adicionalmente, la norma ISO

7198 estable que una métrica para determinar la resistencia a la tensión circunferencial se define como [33]:

$$\frac{F_c^m}{2L_c} \quad (3.6)$$

La resistencia a la tensión circunferencial definida por Ec. 3.6 es una propiedad estructural y no una propiedad del material; sin embargo, debido a su versatilidad es ampliamente utilizada. La prueba de tensión circunferencial fue llevada a cabo en una máquina universal AGS-X Shimadzu (Kyoto, Japón) utilizando una celda de carga de 1 kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. El número de réplicas para esta prueba fue de 10.



Figura 3.9 Prueba de tensión circunferencial en una probeta en forma de anillo.

### 3.4.2. Ensayo de tensión longitudinal

Para obtener las propiedades estructurales del Tecoflex SG 80A como son la fuerza máxima longitudinal ( $F_L^{max}$ ) y el desplazamiento máximo longitudinal ( $\delta_L^{max}$ ) se realizó el ensayo de tensión longitudinal en 10 probetas tubulares con una longitud ( $L_L$ ) de 50 mm,  $r_i = 2.75$  mm,  $r_o = 3.43$  mm y posteriormente fueron cargados en dirección axial ( $F_L$ ) (longitudinal), donde los desplazamientos en esta dirección son  $\delta_L$ . El punto más alto de la curva  $F_L$  vs.  $\delta_L$  se consideró como  $F_L^{max}$ . La prueba de tensión longitudinal fue llevada a cabo en una máquina universal AGS-X Shimadzu (Kyoto, Japón) utilizando una celda de carga de 1 kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min.

### 3.4.3. Ensayo de la resistencia a la explosión

La prueba de la resistencia a la explosión ( $P_i^B$ ) permite determinar de manera directa la máxima presión que soporta un injerto vascular justo en el momento de la falla, así como su complianza circunferencial. Por lo tanto, se utilizaron probetas tubulares de Tecoflex SG 80A de 80 mm de largo, con  $r_i = 2.75$  mm,  $r_o = 3.43$  mm. Las probetas tubulares se presurizaron a una razón de 1 psi/s y los desplazamientos radiales se obtuvieron mediante un micrómetro óptico con una resolución de  $1\mu\text{m}$  (ODC 2500, Micro-Epsilon, Carolina del Norte, USA). Dichas condiciones en las que se realizó la prueba de resistencia a la explosión se determinaron en base a pruebas preliminares (que no se muestran aquí), el montaje experimental se muestra en la Figura 3.10. La  $P_i^B$  se determinó como el punto máximo de la curva de la gráfica presión interna ( $P_i$ ) vs. deformación circunferencial ( $\varepsilon_\theta$ ), mientras que  $C$  se determinó como el inverso de la pendiente de la gráfica  $P_i$  vs.  $\varepsilon_\theta$  para el intervalo  $0.10\% < \varepsilon_\theta < 0.20\%$ . Para incrementar la precisión del resultado se ensayaron 10 probetas de Tecoflex SG 80A.

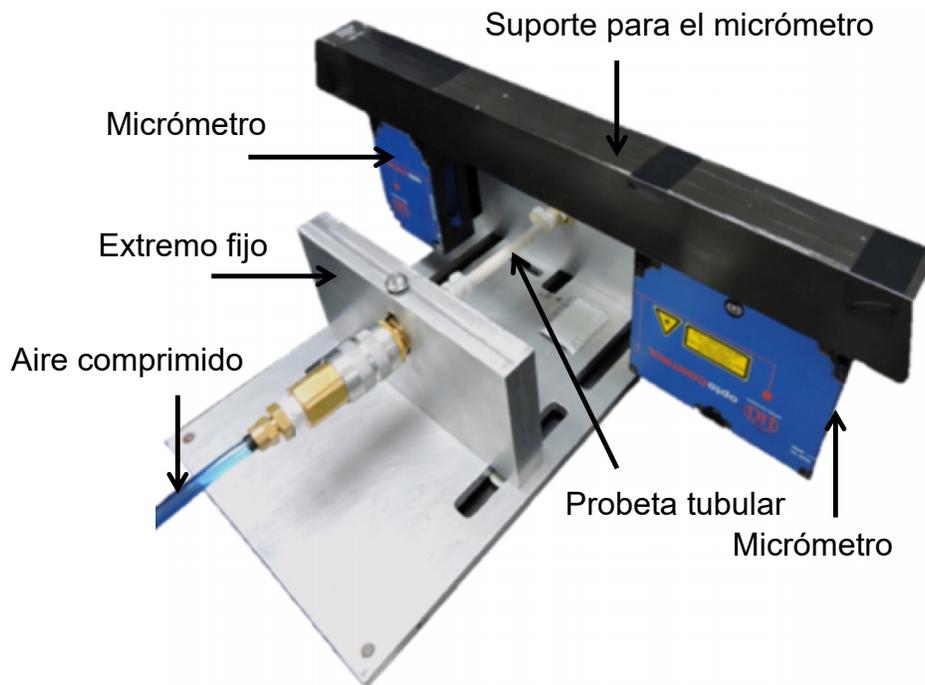


Figura 3.10 Dispositivo y montaje para la prueba de resistencia a la explosión.

# CAPÍTULO 4 Resultados y Discusiones

## 4.1. Películas poliméricas

### 4.1.1. Tensión uniaxial a diferentes velocidades

Las curvas representativas de cada velocidad de desplazamiento del cabezal en la prueba de tensión uniaxial se presentan en la Figura 4.1. Como se puede observar a 25 mm/min, 50 mm/min y 100 mm/min la deformación unitaria es muy similar. Sin embargo, a 75 mm/min hay un cambio significativo en dicha propiedad. Para deformaciones menores a 30 % la curva esfuerzo vs. deformación tiene un comportamiento no lineal, inserto Figura 4.1. En la Tabla 4.1 se presenta el valor del módulo elástico determinado entre  $0 \leq \varepsilon_m \leq 10\%$  y la deformación máxima para cada una de las velocidades del desplazamiento del cabezal.

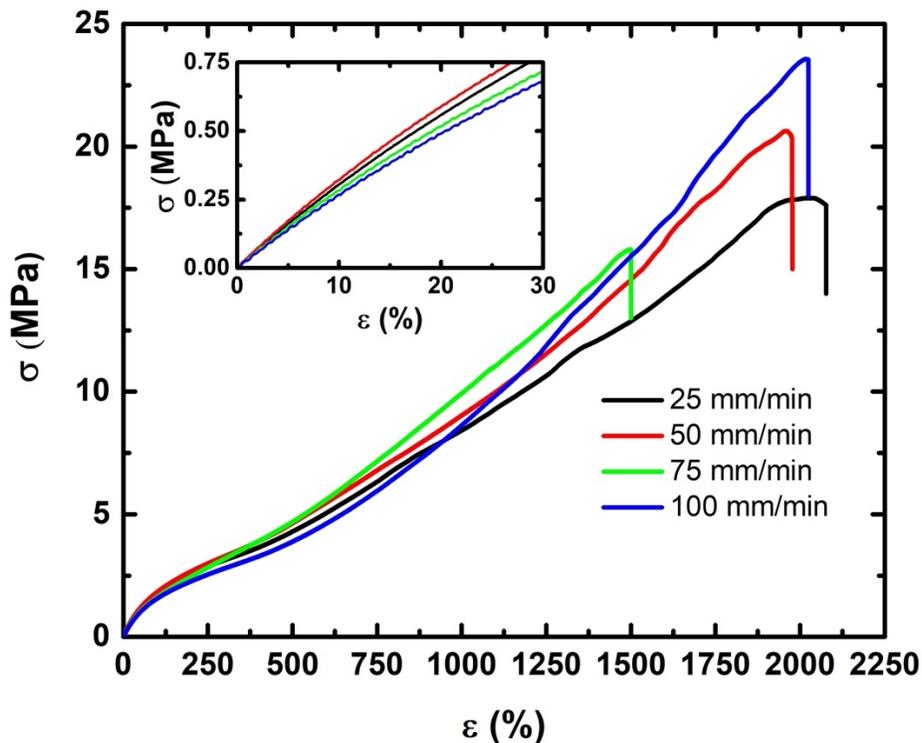


Figura 4.1 Curvas representativas de esfuerzo vs deformación unitaria a diferentes velocidades de desplazamiento.

**Tabla 4.1 Propiedades mecánicas del Tecoflex SG 80A a diferentes velocidades de desplazamiento.**

<b>Velocidad de cabezal (mm/min)</b>	<b><math>E</math> (MPa)</b>	<b><math>\varepsilon_m</math> (%)</b>
25	2.12 ± 0.28	2247 ± 120
50	2.14 ± 0.16	2088 ± 106
75	2.10 ± 0.25	1570 ± 262
100	2.16 ± 0.27	2131 ± 148

Como se puede apreciar en la Tabla 4.1 a pesar de que se incremente la velocidad de desplazamiento del cabezal el módulo elástico no vario significante. Por lo tanto, se puede sugerir que no existe cambios en las propiedades elásticas del material referencia con la velocidad del desplazamiento del cabezal de la máquina universal. A pesar de estos resultados es importante señalar que el esfuerzo de cedencia en tensión uniaxial resulta imposible determinar debido a la no linealidad que presenta el Tecoflex SG 80A en tensión uniaxial.

#### **4.1.2. Compresión uniaxial**

Una curva representativa del comportamiento mecánico del Tecoflex SG 80A sometido a compresión uniaxial se muestra en la Figura 4.2 (en el inserto se muestra el esquema del ensayo de compresión). Inicialmente, la curva presenta una alta linealidad a baja deformación unitaria ( $\varepsilon_y < 30\%$ ) posteriormente la curva tiene un cambio de pendiente entre  $\varepsilon_y = 30\% - 40\%$  y una clara no linealidad es observada para  $\varepsilon_y > 40\%$  la cual puede ser causada por el reordenamiento y rotura de enlaces secundarios del segmento rígido y flexible del Tecoflex 80A. El comportamiento mecánico en compresión uniaxial de este poliuretano ya ha sido previamente reportado en la literatura [90]. Debido a que el principal interés de este ensayo es obtener el esfuerzo de cedencia en compresión ( $\sigma_y^c$ ) se utilizó el método de extrapolación regresiva para poder obtener de manera inequívoca  $\sigma_y^c$  [85], [91]. Este método está basado en la intersección de dos líneas rectas que son el resultado de extrapolar la zona lineal y la zona plástica como se muestra en

la Figura 4.2. De esta manera se determinó que el esfuerzo de cedencia en compresión corresponde a  $\sigma_y^c = 2.77 \pm 0.20$  MPa.

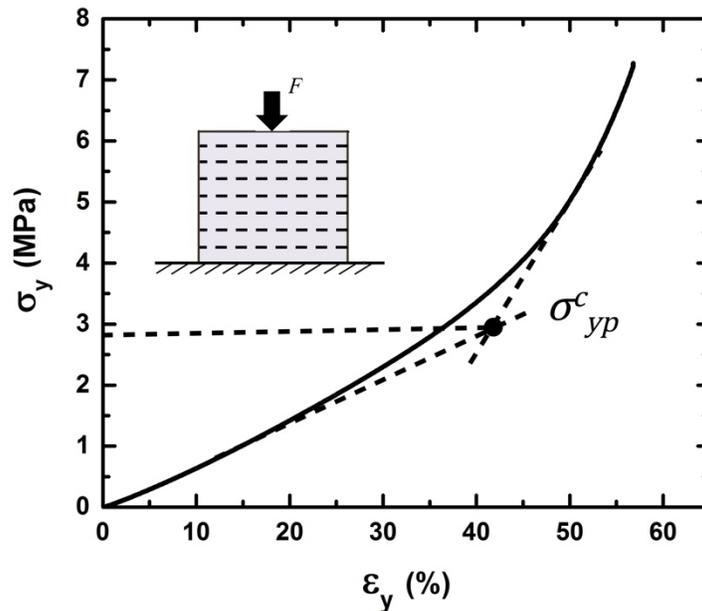


Figura 4.2 Curva representativa del ensayo de compresión uniaxial mostrando el método de extrapolación regresiva para determinar  $\sigma_{yp}^c$ .

#### 4.1.3. Carga y descarga en tensión uniaxial

La prueba de carga vs. descarga fue llevada a cabo para obtener el esfuerzo de cedencia a tensión ( $\sigma_y^t$ ). Por lo tanto, curvas representativas del esfuerzo uniaxial ( $\sigma_y$ ) vs. deformación unitaria axial ( $\epsilon_y$ ) obtenidas por DIC se presentan en la Figura 4.3. El área rectangular a un costado de dichas gráficas corresponde al área marcada en color verde de la Figura 4.3 la cual representa el área de análisis por medio del DIC para determinar  $\epsilon_y$ . El primer rectángulo representa el mapa de deformación uniaxial de un estado sin deformación (sin ningún tipo de esfuerzo), el segundo rectángulo representa el mapa de la máxima deformación unitaria axial alcanzada (dicho valor se encuentra en la parte superior de dicho rectángulo), mientras que el tercer rectángulo representa a un estado sin deformación (ningún esfuerzo aplicado) después de aplicar la máxima deformación unitaria axial. El estado inicial (primer rectángulo) corresponde a un solo color debido a que corresponde a un estado de esfuerzo despreciable, es decir,  $\sigma_y = 0$  y  $\epsilon_y = 0$ . Dado

que la deformación unitaria axial es uniforme dentro del área de análisis (área verde, Figura 4.3) la variación de color para el segundo rectángulo (rectángulo de en medio) es menor, con una marcada excepción para el último caso ( $\varepsilon_y = 47.8\%$ ) donde gradientes de deformación son visibles debido a una alta deformación (plástica) alcanzada en la probeta del Tecoflex SG 80A. En el caso de la Figura 4.3 (a) muestra que para  $\varepsilon_y = 36.2\%$  la probeta de Tecoflex SG 80A se encuentra en la zona elástica ya que tanto el  $\sigma_y$  y la  $\varepsilon_y$  retornan a las condiciones iniciales de la prueba. En el caso de la Figura 4.3 (b) el mismo comportamiento mecánico ocurre a  $\varepsilon_y = 41.5\%$  (donde pequeñas deformaciones permanentes ocurren después de la descarga, casi inapreciables). Para valores mayores de  $\varepsilon_y = 41.5\%$  el Tecoflex SG 80A tiene una deformación permanente como se indica en el mapa de deformación de la Figura 4.3 (c). Esto indica que la probeta de Tecoflex SG 80A ha alcanzado una deformación permanente, por lo tanto, el material fluye a  $\varepsilon_y = 41.5 \pm 1.35\%$  (para tres réplicas) correspondiente a  $\sigma_y^t = 1.35 \pm 0.06$  MPa. Este valor de la cedencia a tensión uniaxial se utilizó posteriormente para predecir la resistencia a la explosión de las probetas elaboradas en la sección 3.1.2 a través de las ecuaciones (2.26) y (2.41). Por otra parte, ya que se cuenta con  $\sigma_y^c = 2.77$  MPa y  $\sigma_y^t = 1.35$  MPa, es posible determinar la relación del comportamiento mecánico en compresión y tensión, es decir,  $m = 2.05$  esta relación también se utilizó en las ecuaciones (2.26) y (2.41). Como se puede apreciar el  $\sigma_y^c$  es 2 veces mayor que  $\sigma_y^t$ . Este comportamiento es debido a que ocurren diferentes mecanismos de alineación en las cadenas del polímero termoplástico bajo fuerzas de compresión y tensión. En tensión uniaxial ocurre un mecanismo de alineación directa de las cadenas debido a la torsión y flexión de los enlaces covalentes requiriendo una moderada energía. Sin embargo, en compresión uniaxial el mecanismo de alineación es indirecto debido a que las cadenas se aproximan unas con otras, por lo tanto, el desorden de las cadenas se incrementa y una energía mayor es requerida para alcanzar la alineación de las cadenas en compresión uniaxial y producir que el material fluya [92]. Actualmente, existe una escasa información acerca del valor de  $m$  para polímeros, sin embargo, para polímeros termoplásticos se ha reportado que dicho valor se encuentra en  $1 \leq m \leq 2$  [92].

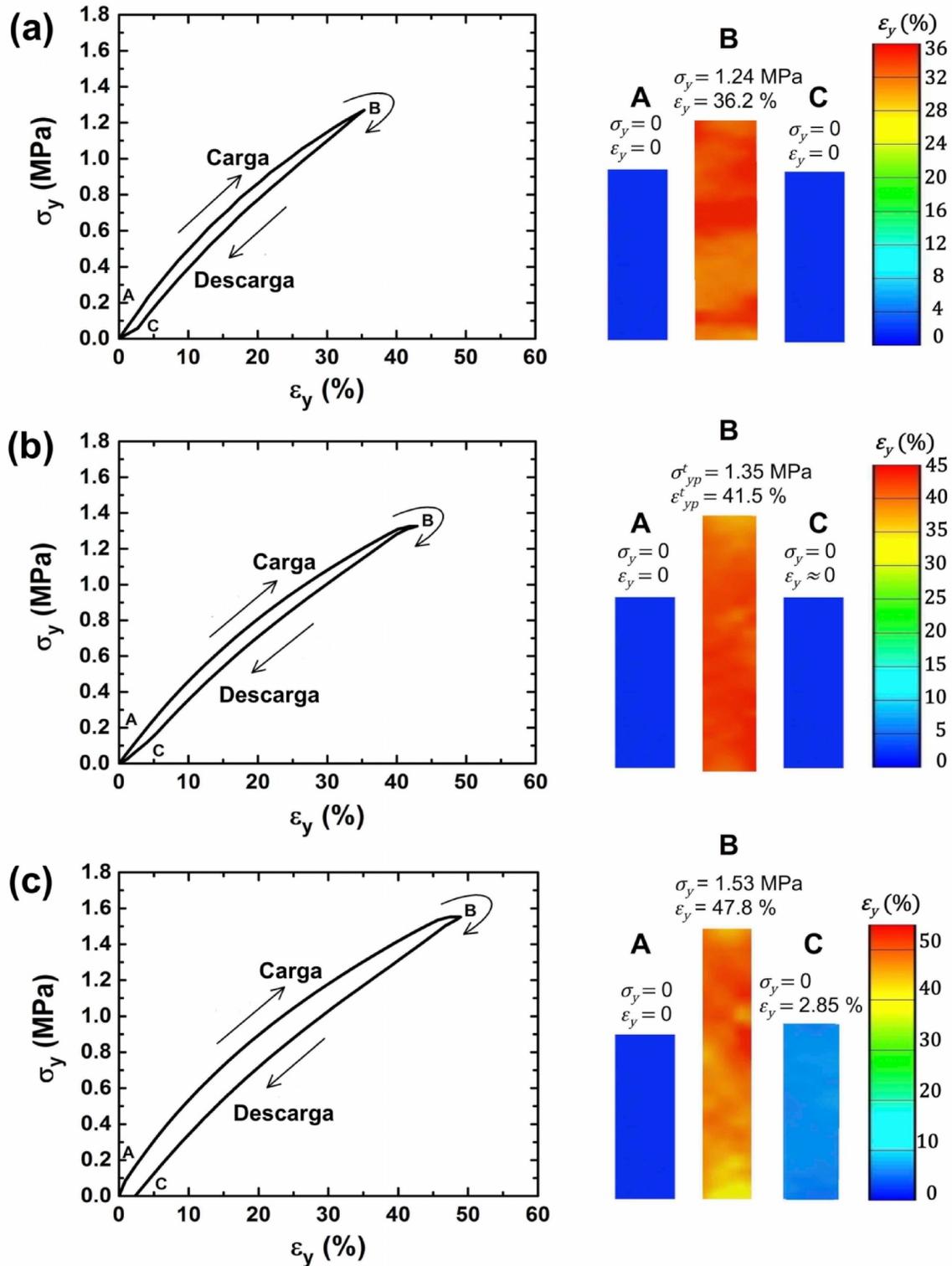


Figura 4.3 Curvas  $\sigma_y$  vs.  $\epsilon_y$  obtenidas de la prueba de carga – descarga en tensión uniaxial (izquierda) y mapa de deformación obtenidos con DIC (izquierda); (a)  $\epsilon_y = 36.2\%$ ; (b)  $\epsilon_y = 41.5\%$ ; (c)  $\epsilon_y = 47.8\%$ . El punto A = estado inicial (sin esfuerzo aplicado), en el punto B = máxima fuerza aplicada, en el punto C = segundo estado de esfuerzos (sin esfuerzo aplicado) después del ciclo de carga y descarga.

Por otra parte, la relación de Poisson y el módulo elástico fueron obtenidos a partir de la curva de carga la Figura 4.3 (b) ya que dicha curva se encuentra dentro de la zona elástica. El módulo elástico ( $E$ ) se obtuvo a partir de la pendiente de la curva de carga de la Figura 4.3b en el intervalo de  $0 < \varepsilon_y < 10\%$ , para un total de 3 réplicas, produciendo un valor de  $E = 4.63 \pm 0.25$  MPa. Mientras que la relación de Poisson ( $\nu$ ) fue obtenida como la pendiente de  $\varepsilon_y$  vs.  $-\varepsilon_x$ , para un total de 3 réplicas, produciendo un valor de  $\nu = 0.44 \pm 0.01$ , ver Figura 4.2.

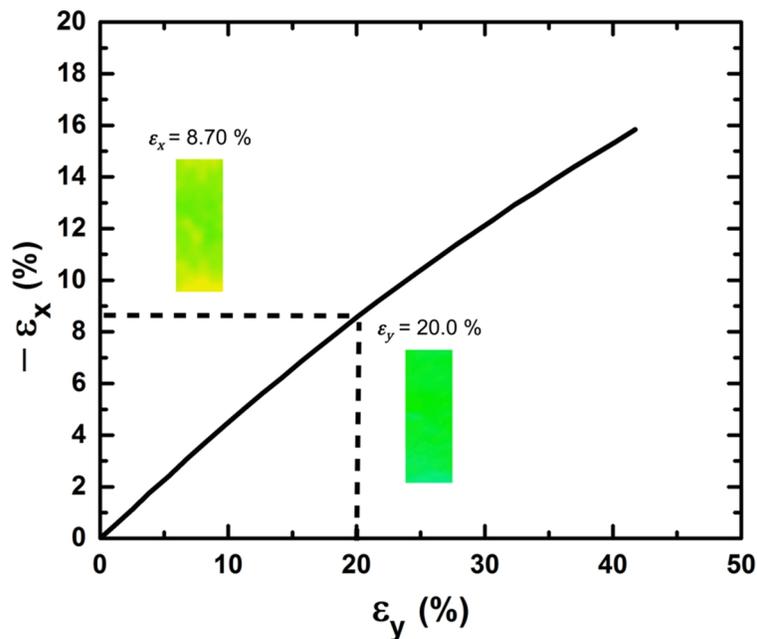


Figura 4.4 Curva de la relación de Poisson obtenido por medio de DIC en la prueba de tensión uniaxial.

#### 4.1.4 Resistencia a la explosión en película

Una curva representativa del ensayo de resistencia a la explosión se presenta en la Figura 4.5. Siendo la máxima fuerza ( $F_{max}$ ) de perforación (resistencia a la explosión de película) de  $25.46 \pm 5.60$  N. Dicho resultado es considerado como la resistencia a la explosión del injerto vascular; sin embargo, es una propiedad estructural. Adicionalmente, en el inserto de la Figura 4.5 se observa que a pequeñas deformaciones el Tecoflex SG 80A presenta una linealidad a desplazamientos del cabezal menores a 1 mm.

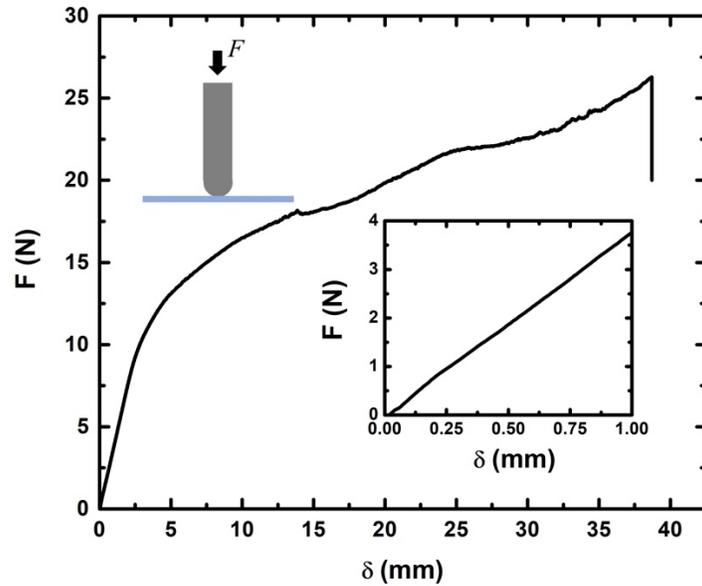


Figura 4.5 Curva representativa de la resistencia a la penetración de película de Tecoflex SG 80A.

#### 4.1.2. Nanoindentación

Las gráficas de nanoindentación fuerza ( $F$ ) vs. desplazamiento ( $\delta$ ) se muestra en la Figura 4.6 y en la Tabla 4.2 se presentan los parámetros para determinar módulo elástico con la Ec. (3.2) del Tecoflex SG 80A.

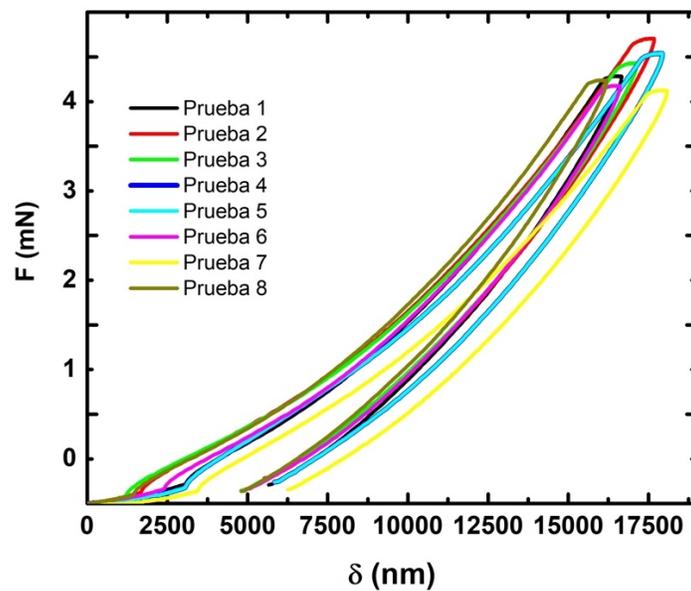


Figura 4.6 Curvas de carga y descarga de nanoindentación del Tecoflex SG 80A.

**Tabla 4.2 Parámetros y módulo elástico por nanoindentación del Tecoflex SG 80A.**

$F_{max}$ (mN)	$S$ (mN/nm)	$A_p$ (mm <sup>2</sup> )	$E_r$ (MPa)	$E$ (MPa)	Dureza (vickers)
4.86 ± 0.20	0.001 ± 9.16 × 10 <sup>-5</sup>	4553871895	13.7 ± 2.03	11.5 ± 1.06	0.143 ± 0.021

## 4.2. Arterias naturales

### 4.2.1. Tensión circunferencial

En la Figura 4.7 se presentan las curvas representativas de las arterias descendente posterior de cerdo, bovino y borrego (hidratadas en cloruro de sodio al 0.9 %) sometidas a tensión circunferencial. Para los tres modelos animales las curvas representativas presentan un comportamiento lineal a bajas cargas, sin embargo, alrededor de 1.5 N se observa un incremento a la carga aplicada. Dicho comportamiento puede ser explicado debido a que a bajas cargas la elastina responde al estímulo aplicado y sí la carga continúa incrementándose el colágeno responde a dicho incremento de estímulo externo (ver Figura 1.2). Por otra parte, la muestra de bovino exhibió una  $F_m = 48.8 \pm 13.5$  N, la de cerdo una  $F_m = 50.4 \pm 7.98$  N y la de borrego una  $F_m = 36.2 \pm 6.97$  N, la variación de  $F_m$  para los tres modelos animales puede ser explicado a su diferentes contenidos de elastina y colágeno. Adicionalmente, en la Figura 4.7 se puede observar la forma J que es característica de tejidos naturales debido a su contenido de elastina y colágeno, (comparar con Figura 1.4), y ha sido ampliamente reportado [4]. Cabe señalar que el injerto vascular ideal debería tener un comportamiento mecánico (Figura 4.7) similar a las arterias naturales, por lo tanto, el diseño de injertos vasculares debería considerar la forma J de la prueba de tensión circunferencial para mejor la compatibilidad mecánica entre el injerto sintético y la arteria natural. En la Figura 4.8 se observa una alta alineación fibrilar después de la deformación (bandas violetas en 4.8b).

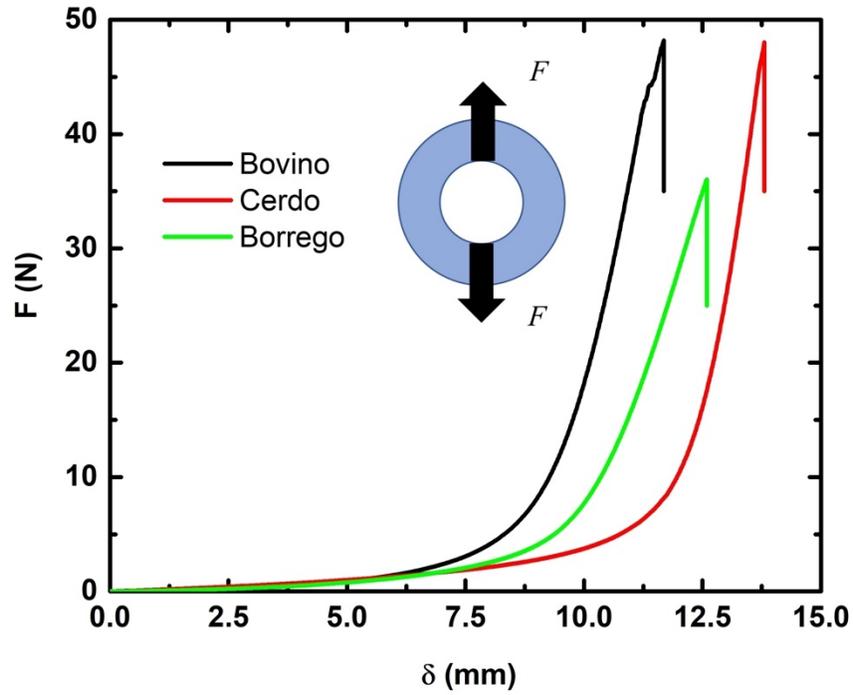


Figura 4.7 Comportamiento mecánico de arterias naturales en tensión circunferencial.

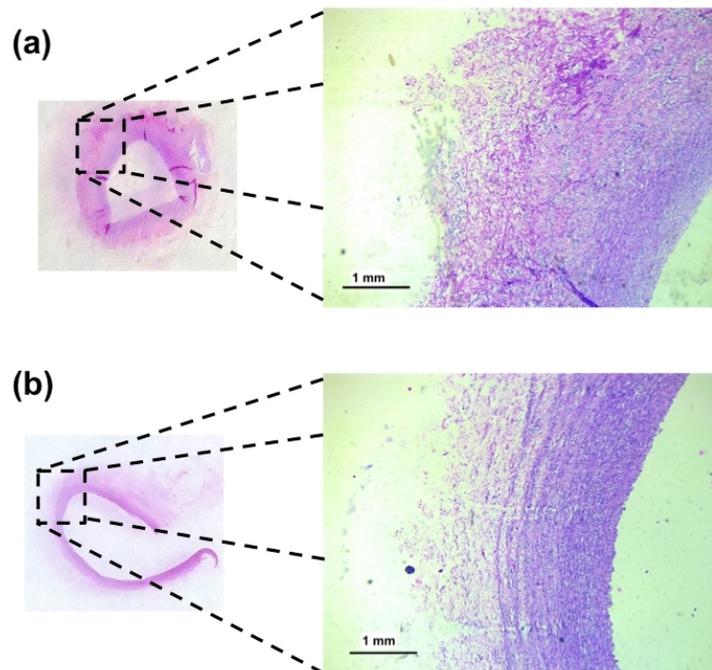


Figura 4.8 Cortes histológicos de una arteria posterior descendente de cerdo sometida a tensión circunferencial; (a) antes, (b) después.

#### 4.2.2. Resistencia a la explosión y complianza circunferencial

En la Figura 4.9 se presenta la curva de presión interna ( $P_i$ ) vs. deformación circunferencial ( $\varepsilon_\theta$ ) de una arteria abdominal de cerdo con un globo en su interior. La curva en color negro corresponde a la arteria abdominal más el globo en su interior y la curva en color azul corresponde únicamente al globo.

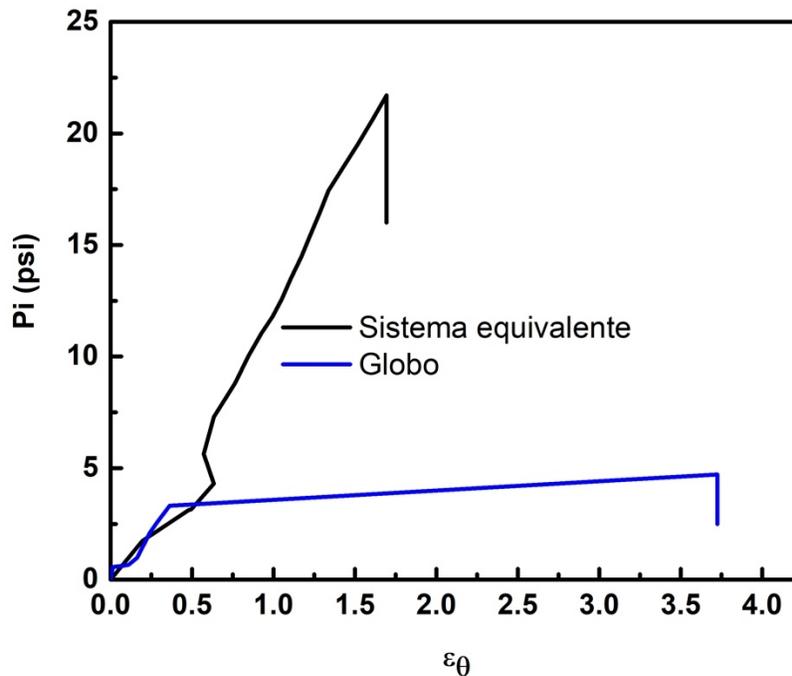


Figura 4.9 Comportamiento mecánico de la arteria abdominal de cerdo bajo la prueba de resistencia a la explosión.

Por lo tanto, para determinar la complianza circunferencial únicamente de la arteria abdominal de cerdo se consideró al sistema equivalente (arteria abdominal/globo) como un problema de resortes en serie, es decir, que tienen deformaciones diferentes, esto se puede expresar como:

$$\varepsilon_\theta^A \neq \varepsilon_\theta^B \neq \varepsilon_\theta^e \quad (4.1)$$

donde  $\varepsilon_\theta^A$  es la deformación circunferencial de la arteria abdominal,  $\varepsilon_\theta^B$  la deformación circunferencial del globo y  $\varepsilon_\theta^e$  la deformación circunferencial del sistema equivalente (arteria abdominal/globo). Con base en lo anterior y para poder mantener el equilibrio del sistema equivalente (arteria abdominal/globo) se debe de cumplir lo siguiente:

$$\varepsilon_{\theta}^A + \varepsilon_{\theta}^B = \varepsilon_{\theta}^e \quad (4.2)$$

Por otra parte, para resortes en serie, la carga que soporta cada resorte es igual, por otro lado, la complianza circunferencial se define como  $C = \frac{\varepsilon_{\theta}}{P_i}$ , tenemos que:

$$C_A + C_B = C_e \quad (4.3)$$

donde  $C_A$  es la complianza de la arteria abdominal de cerdo,  $C_B$  complianza circunferencial del balón y  $C_e$  complianza circunferencial del sistema equivalente. Por lo tanto, se puede obtener una expresión para determinar  $C_A$  que se expresa como:

$$C_A = C_e - C_B \quad (4.4)$$

Con base en lo anterior la complianza circunferencial del sistema equivalente se determinó en el intervalo de deformación de 0 y 0.10% igual a  $C = 21.6 \text{ \%}/100 \text{ mmHg}^{-1}$ , y la complianza circunferencial del globo es de  $16.5 \text{ \%}/100 \text{ mmHg}^{-1}$ . Por lo tanto, la complianza circunferencial de la arteria abdominal de cerdo se obtiene de acuerdo con la Ec. (4.4) y es igual a  $5.2 \text{ \%}/100 \text{ mmHg}^{-1}$ . Finalmente, la  $P_i^{BS}$  corresponde al pico más alto de la curva del sistema equivalente igual a 21.7 psi.

### 4.3. Injertos tubulares poliméricos

#### 4.3.1. Tensión circunferencial y longitudinal

Para el caso del resultado del ensayo de tensión longitudinal se presenta una curva representativa de la gráfica fuerza ( $F_L$ ) vs. desplazamiento ( $\delta_L$ ) en la Figura 4.10 (a) como se observa desde el inicio la curva no es lineal (ver inserto en la Figura 4.10a) y conforme se continúa aplicando  $F_L$  el comportamiento no lineal se incrementa hasta alcanzar su máximo valor. En el caso del ensayo en tensión circunferencial se presenta una curva representativa de la gráfica fuerza ( $F_C$ ) vs. desplazamiento ( $\delta_C$ ), Figura 4.10 (b), como se observa cuando  $\delta_c < 2 \text{ mm}$  se presenta un comportamiento lineal (ver inserto de la Figura 4.10b) y posteriormente presenta un incremento no lineal hasta la falla de la probeta. Para ambos casos, el comportamiento mecánico es debido al segmento flexible y rígido del Tecoflex SG 80A. Desde un punto de vista mecánico, los segmentos flexibles permanecen libres y tienden a alinearse paralelamente con la fuerza aplicada presentando una alta no linealidad, mientras que los segmentos rígidos actúan como

refuerzos físicos ya que mejoran la resistencia mecánica del material a altos esfuerzos. Por lo tanto, se espera que la deformación plástica máxima se alcance cuando se rompen los segmentos flexibles y rígidos del Tecoflex SG 80A. Sin embargo, dependiente de la geometría de la probeta (tubo y anillo) y el tipo de ensayo mecánico (tensión longitudinal y circunferencial) se obtienen diferentes curvas de su comportamiento mecánico. En la Tabla 4.3 se presenta un resumen de las propiedades estructurales del Tecoflex SG 80A de acuerdo con la norma internacional ISO 7198 que se obtuvieron de la Figura 4.10a-b.

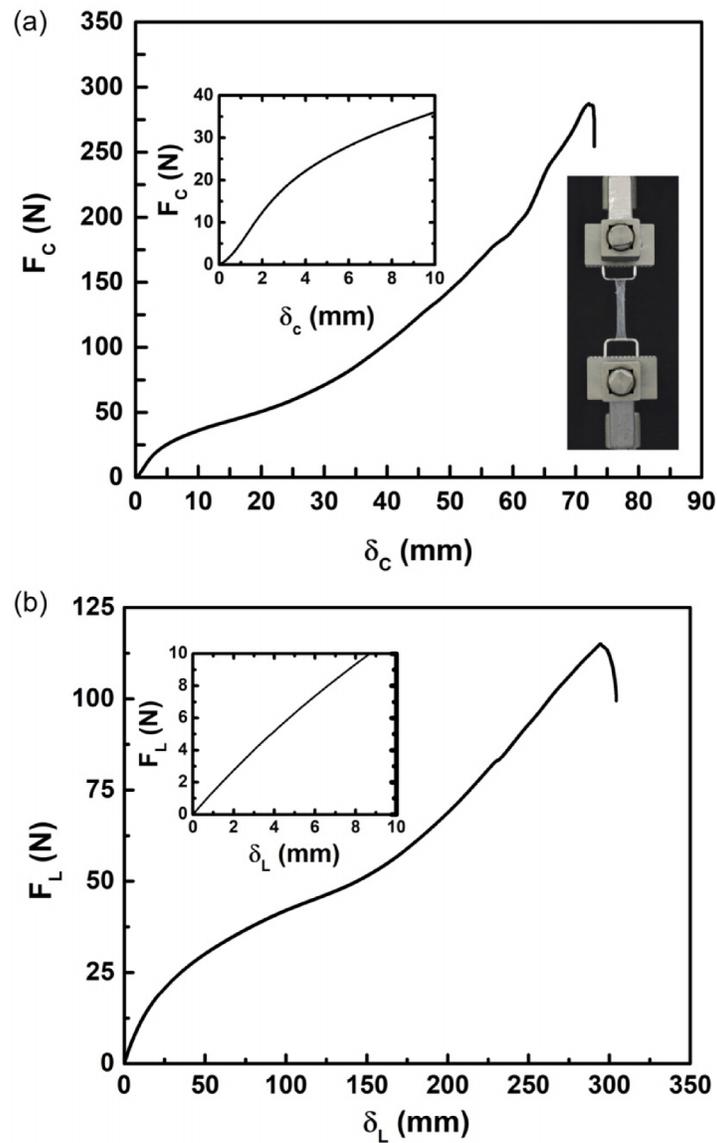


Figura 4.10 Comportamiento mecánico representativo de tubos y anillos de Tecoflex SG 80A (a) anillo en tensión circunferencial; (b) tubo en tensión longitudinal.

Tabla 4.3 Propiedades mecánicas de injertos vasculares elaborados de Tecoflex SG 80A.\*

Material	Injerto tubular (Circunferencial)		Injerto tubular (Longitudinal)	
	$F_C^{max}/2L_C$ (N/mm)	$\delta_C^{max}$ (mm)	$F_L^{max}$ (N)	$\delta_L^{max}$ (mm)
Tecoflex SG 80A	$14.0 \pm 1.77$	$72.5 \pm 3.61$	$116.2 \pm 11.4$	$282 \pm 20.0$

\* De acuerdo con la norma internacional ISO 7198

### 4.3.2. Resistencia a la explosión y complianza circunferencial

Una curva representativa de la presión interna ( $P_i$ ) como función de la deformación circunferencial ( $\epsilon_\theta$ ) obtenida durante la prueba de resistencia a la explosión se presenta en la Figura 4.11 (a).

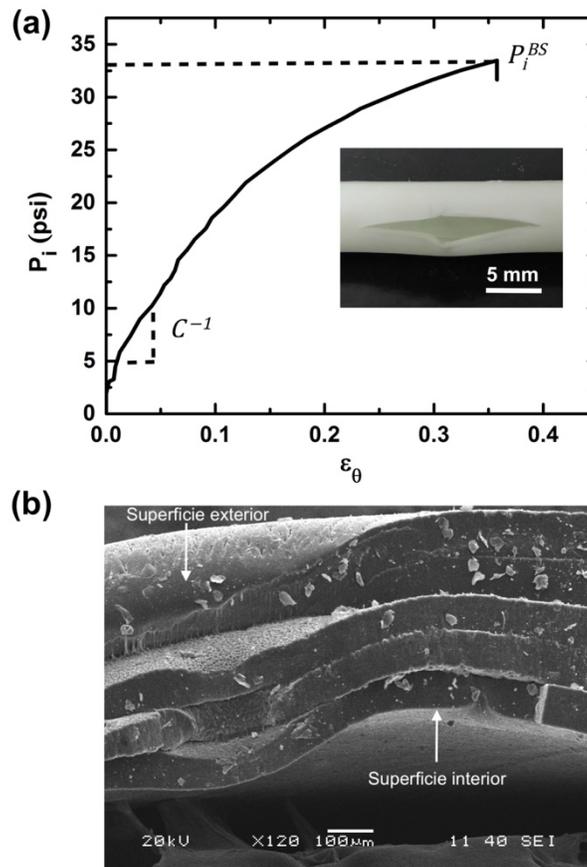


Figura 4.11 Comportamiento mecánico del Tecoflex SG 80A durante la prueba de resistencia a la explosión. (a) Curva  $P_i$  vs  $\epsilon_\theta$ , (b) Zona de falla (inserto Figura 4.11 b) con delaminación entre capas.

En la Figura 4.11 (a) se observa un comportamiento lineal para  $P_i < 20$  psi, mientras que para presiones mayores se presenta un comportamiento no lineal. La máxima presión interna ocurre a  $P_i^B = 34.1 \pm 2.67$  psi, y en el recuadro de la Figura 4.11a se puede observar la falla de la probeta tubular de Tecoflex SG 80A. Mientras que en la Figura 4.11b se muestra la delaminación de la zona de falla mediante microscopia electrónica de barrido causada por a  $P_i^B$ . El modo de falla (delaminación) indica la presencia de esfuerzos cortantes entre capas debido al método de elaboración de las probetas tubulares, es decir, colocar una película alrededor de una varilla. La delaminación entre capas puede resultar en un efecto negativo en la aplicación final del material (injerto) ya que puede ocasionar un daño a las células que se adhieran a la superficie del material y entre las capas de éste. Por otra parte, la complianza circunferencial ( $C$ ) fue calculada como el inverso de la pendiente de la curva como se muestra en la Figura 4.11 (a), siendo  $C = 1.05 \pm 0.24$  %/100 mmHg. Dicho valor de  $C$  resulta ser menor que la mostrada en varios tejidos naturales como son la arteria coronaria, vena safena entre otros como se muestra en la Tabla 1.1. Sin embargo, el valor de la complianza circunferencial obtenido en este trabajo se encuentra dentro del intervalo para injertos vasculares sintéticos como son ePTFE ( $C = 0.90$  %/100 mmHg) y Dacrón ( $C = 1.90$  %/100 mmHg) [9], [22], [93]. El análisis de los esfuerzos principales muestra que los tres esfuerzos ecuaciones 2.21a-c tienen un valor no despreciable y que el esfuerzo circunferencial ( $\sigma_1$ ) es predominante sobre el esfuerzo radial ( $\sigma_2$ ) y el esfuerzo longitudinal ( $\sigma_3$ ). Este esfuerzo tridimensional causa la falla del injerto vascular de Tecoflex SG 80A con la propagación de la grieta en la dirección longitudinal (perpendicular a la dirección circunferencial), ver inserto en la Figura 4.11a. Por otra parte, el valor de  $P_i^B$  del Tecoflex SG 80A cae dentro del valor de reportado para algunas arterias (32.5 - 38.6 psi) [15], [31]. Como se mencionó anteriormente tanto  $C$  y  $P_i^B$  pueden variar en función de la geometría del injerto vascular, por lo tanto, en la Figura 4.12 se presenta las curvas representativas de diferentes injertos vasculares elaborados de Tecoflex SG 80A con diferentes espesores de pared, la variación del espesor de la pared se realizó en función del número de capas de la película de Tecoflex SG 80A alrededor de la varilla de Teflón. En la Tabla 4.4 se presentan los resultados mecánicos al variar el espesor de la pared del injerto vascular.

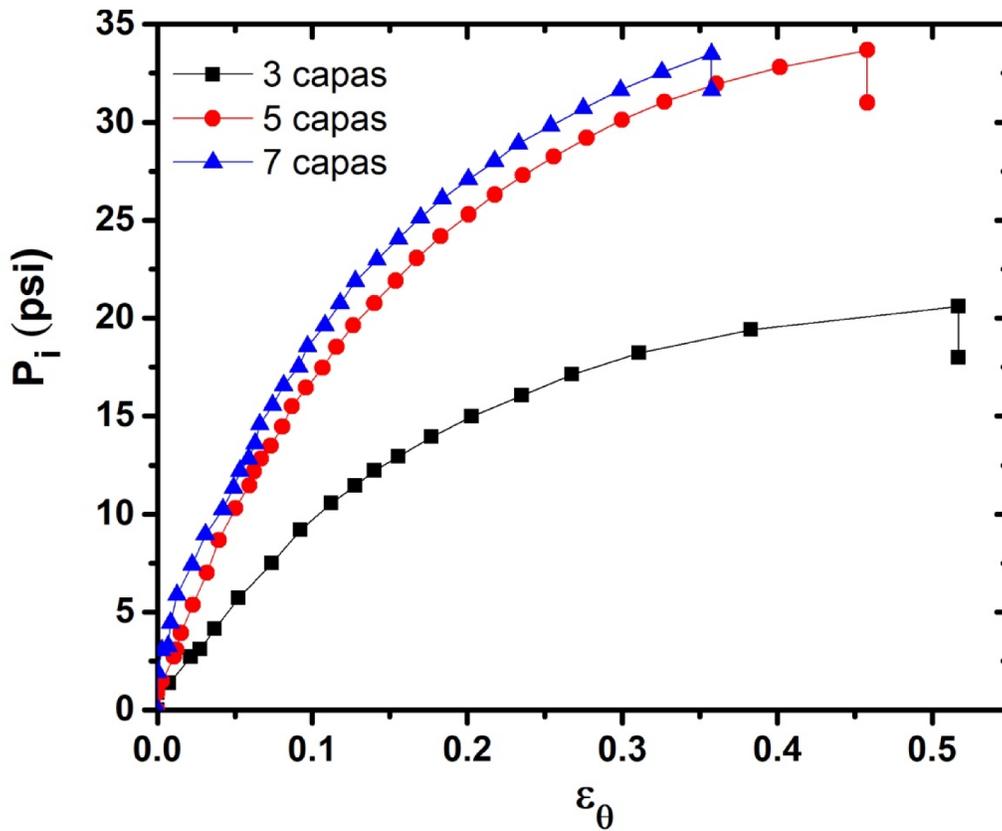


Figura 4.12 Resistencia a la explosión para probetas tubulares de Tecoflex SG 80A elaboradas con diferente número de capas.

Tabla 4.4 Variación de la  $C$  y  $P_i^{BS}$  en función del espesor de la pared del injerto de Tecoflex SG 80A.

Número de capas	Radio interior (mm)	Radio exterior (mm)	Espesor de pared (mm)	$C$ (%/100 mmHg)	$P_i^{BS}$ (psi)
3	$2.75 \pm 0.09$	$3.20 \pm 0.06$	$0.45 \pm 0.04$	$2.41 \pm 0.78$	$20.2 \pm 1.53$
5	$2.75 \pm 0.09$	$3.30 \pm 0.05$	$0.53 \pm 0.05$	$1.11 \pm 0.46$	$34.5 \pm 2.62$
7	$2.75 \pm 0.09$	$3.43 \pm 0.05$	$0.67 \pm 0.09$	$1.05 \pm 0.24$	$34.1 \pm 2.67$

A pesar de que la  $C$  se incrementó al reducir el número de capas de 7 a 3 aún continúa lejos de los valores de la complianza circunferencial para arterias naturales. Sin embargo, para las probetas tubulares de 3 capas el valor de  $P_i^{BS} = 20.2$  psi (1045 mmHg) se encuentra cerca del valor para la arteria abdominal canina  $P_i^{BS} = 21.7$  psi (1122 mmHg) de acuerdo con la Tabla 1.2. Para el caso del injerto de 5 capas los valores de  $C$  y  $P_i^{BS}$  no

presentan cambios significativos con respecto a las probetas tubulares de 7 capas. Es importante señalar que se elaboraron injertos de Tecoflex SG 80A con un número menor de 3 capas; sin embargo, fue imposible realizar la prueba de resistencia a la explosión ya que se delaminaron antes de realizar el ensayo mecánico, por lo tanto, el método de fabricación que aquí se reporta para elaborar injertos vasculares presenta una limitación en relación al espesor de pared de los injertos de Tecoflex SG 80A, por lo tanto, otras técnicas para elaborar injertos vasculares sintéticos debería de utilizarse para obtener espesores de pared menor a 0.45 mm, de igual manera la delaminación entre capas cuando se somete la probeta tubular a  $P_i$  se considera una limitación del método propuesto.

#### 4.4 Comparación entre las predicciones y ensayos experimentales

A partir del módulo elástico de 4.63 MPa, la relación de Poisson de 0.44 y el esfuerzo de cedencia en tensión de 1.35 MPa que fueron determinados en el ensayo de tensión uniaxial utilizando DIC, el esfuerzo de cedencia en compresión 2.77 MPa que se determinó en el ensayo de compresión uniaxial y la geometría de las probetas tubulares de Tecoflex SG 80A se realizó la predicción de la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión. En la Tabla 4.5 se presenta la comparación de las predicciones de la resistencia a la explosión y la complianza circunferencial con los resultados experimentales de los injertos vasculares elaborados con el Tecoflex SG 80A.

**Tabla 4.5 Comparación entre las predicciones de la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión del Tecoflex SG 80A.**

Complianza circunferencial (%/100 mmHg)		Resistencia a la explosión (psi)			
(Ec. 2.24)	Experimental	(Ec.2.3)	(Ec. 2.26)	(Ec. 2.41)	Experimental
1.11 ± 0.06	1.05 ± 0.24	1486 ± 139	30.5 ± 1.30	45.1 ± 7.14	34.1 ± 2.6

La desviación estándar de los modelos predictivos fue obtenida considerando la dispersión de las propiedades elásticas ( $E, \nu$ ) que sirvieron como entradas en los modelos predictivos. Como se puede observar en la Tabla 4.5, el valor promedio de  $C$  (1.11

$\%/100\text{mmHg}^{-1}$ ) es únicamente 5.7 % superior al resultado experimental, sin embargo, se sobreponen ambos valores con las desviaciones estándar. Por otra parte, las predicciones de  $P_i^B$  con el método indirecto del ensayo de tensión circunferencial (Ec. 2.3) es 43.6 veces mayor en comparación con el resultado experimental obtenido en el ensayo de resistencia a la explosión. Esta diferencia significativa indica que el método indirecto (ampliamente utilizado) no debería utilizarse para determinar  $P_i^B$  para injertos vasculares de diámetro pequeño ya que asume que existe un estado de esfuerzo unidimensional y uniforme en la pared del injerto tubular cuando es sometido a una presión interna, lo cual es opuesto al estado de esfuerzos tri-dimensional en un cilindro con extremos cerrados presurizado. Por otra parte, el resultado de la predicción de  $P_i^B$  con la teoría de falla de von Mises modificado cónico (Ec. 2.26) se aproxima en un 89.5 % al valor promedio experimental del ensayo de la resistencia a la explosión, inclusive considerando que la desviación estándar para el resultado de la predicción (Ec. 2.26) y la del valor experimental se sobreponen. Este resultado de la predicción, muy cercano al valor experimental, es debido a que este enfoque considera el estado de esfuerzo tridimensional generado dentro de la pared de la probeta tubular cuando se presuriza en la prueba de resistencia a la explosión de acuerdo con la teoría de elasticidad y posteriormente empleado apropiadamente (estado de esfuerzos tridimensional) en la teoría de falla de von Mises modificado cónico. Por otra parte, el resultado obtenido mediante una teoría elasto-plástica (Ec. 2.41) sobre estima en 32.2% al valor promedio experimental. Sin embargo, hay que considerar que este resultado se obtuvo considerando que la probeta tubular falla (ruptura) cuando la interfaz  $r_e = r_o$ , es decir cuando la probeta tubular alcanza un estado puramente plástico (sin zona elástica). Sin embargo, la falla de la probeta tubular puede ocurrir sin alcanzar un estado completamente plástico (convergen la zona plástica y elástica), es decir,  $r_e \neq r_o$ . Por lo tanto, en la Figura 4.13 se muestran la curva de la predicción para  $P_i^B$  basada en una teoría elasto-plástica para diferentes posiciones (dirección radial) de  $r_e$  en el espesor de la pared de la probeta tubular de Tecoflex SG 80A.

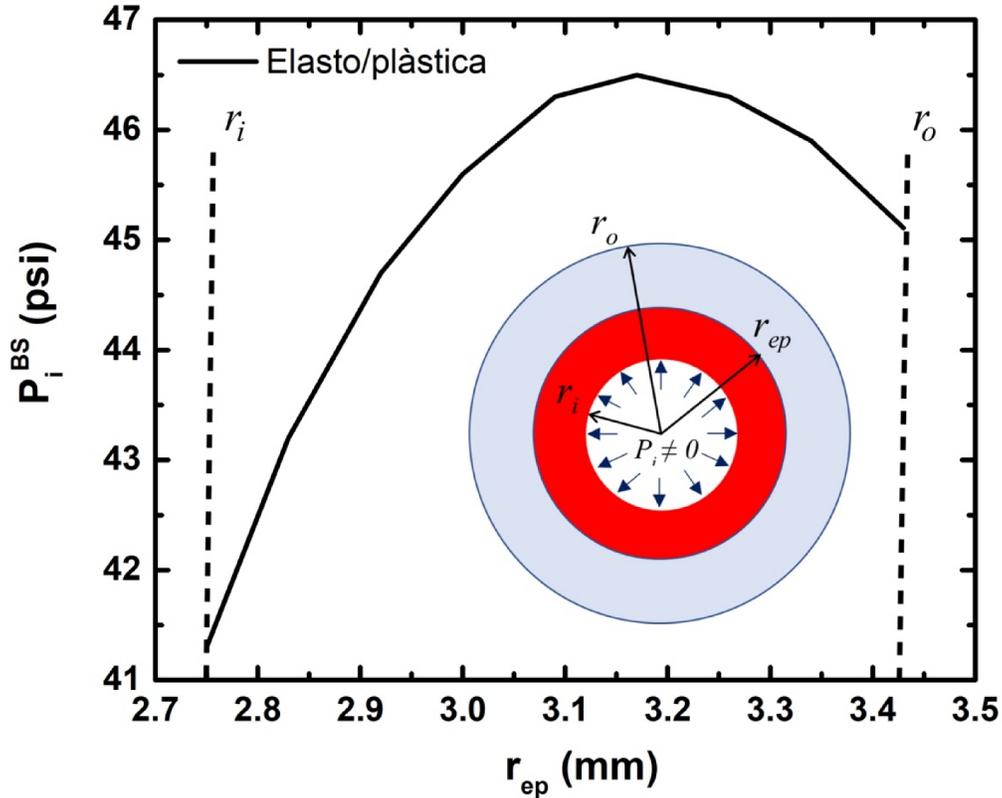


Figura 4.13 Predicción de  $P_i^{BS}$  a lo largo del espesor de la pared con una teoría elasto-plástica.

Como se aprecia en la Figura 4.13 el valor mínimo de  $P_i^B$  se encuentra cuando  $r_e = r_i$ , y corresponde a  $41.3 \pm 6.28$  psi y el valor máximo de  $P_i^B = 46.5 \pm 7.62$  psi ocurre cuando  $r_e = 3.17$  mm. Con base en lo anterior se puede concluir que predecir  $P_i^B$  de probetas tubulares de Tecoflex SG 80A a través de una teoría elasto-plástica sobre estima dicha propiedad en comparación con el valor promedio experimental de  $P_i^B$ . Sin embargo, dicho enfoque predictivo podría ser útil para predecir  $P_i^B$  para otros tejidos tubulares naturales que se consideren como cilindros de pared gruesa. Aunque dicha utilidad queda fuera de los alcances de este trabajo de tesis doctoral, en el ámbito de la investigación sobre prótesis tubulares para substituir tejidos naturales puede resultar una herramienta de diseño que ayude a mejorar la compatibilidad mecánica.

# Conclusiones

En este trabajo se obtuvieron las propiedades mecánicas de películas de Tecoflex SG 80A, así como de injertos tubulares del mismo material polimérico. Las propiedades elásticas como son el módulo elástico ( $E = 4.63$  MPa), relación de Poisson ( $\nu = 0.44$ ), el esfuerzo de cedencia en tensión uniaxial ( $\sigma_y^t = 1.35$  MPa) y el esfuerzo de cedencia en compresión uniaxial ( $\sigma_y^c = 2.77$  MPa), se determinaron a partir de ensayos mecánicos de tensión y compresión, y de igual manera se determinó su dureza mediante la prueba de nanoindentación. Adicionalmente, se desarrolló una metodología para predecir la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión de injertos vasculares sometidos a presión interna, siendo la solución analítica fácil de utilizar para predecir ambos parámetros mecánicos. La metodología propuesta está basada en la teoría de elasticidad y una teoría elasto-plástica, así como una teoría de falla para predecir la resistencia a la explosión denominada teoría de falla de von Mises cónico modificado. Además de las propiedades geométricas, la predicción de la complianza circunferencial requiere únicamente del módulo elástico y la relación de Poisson como entradas en la solución analítica mientras que la resistencia a la explosión requiere del esfuerzo de cedencia en tensión y compresión uniaxial. Las propiedades elásticas exactas fueron obtenidas a partir de pruebas estáticas en tensión y compresión uniaxial (pruebas estáticas ampliamente utilizadas en ingeniería) mediante correlación de imágenes digitales para determinar las deformaciones. Con la metodología se demostró que la complianza circunferencial (obtenida con la teoría de elasticidad) se puede predecir con un 5.7 % por encima del valor experimental, mientras que la resistencia a la explosión del injerto vascular se aproxima en 89.5 % (obtenida con la teoría de elasticidad y la teoría de falla de von Mises cónico modificado). Sin embargo, para el caso de la estimación de la resistencia a la explosión con una teoría elasto-plástica, se sobre estima dicha propiedad con respecto al valor experimental. También, se demostró que en la prueba de resistencia a la explosión el esfuerzo principal dominante ( $\sigma_1$ ) sobre los otros dos esfuerzos principales ( $\sigma_2$  y  $\sigma_3$ ), tiene una línea de acción en la dirección circunferencial lo cual ayuda a entender la orientación circunferencial de las células cuando se cultivan células sobre andamios bajo condiciones mecánicas de flujo pulsátil o inclusive en las propias arterias

naturales. Por otra parte, se demostró que predecir la resistencia a la explosión mediante el método indirecto (tensión circunferencial con probeta de anillo) sobreestima dicha propiedad 43.6 veces en comparación al resultado experimental debido a que considera un estado de esfuerzo unidireccional y constante en la pared de prótesis tubular. Por lo tanto, esta metodología no debería ser empleada como una herramienta de predicción, a pesar de que es ampliamente utilizada en la actualidad para estimar dicha propiedad. También, se realizaron las pruebas de tensión circunferencial en arterias naturales para comprar las curvas de las gráficas de fuerza circunferencial vs. deformación circunferencial con respecto a las probetas poliméricas de Tecoflex SG 80A. Las muestras de arterias naturales mostraron una curva tipo J que es característica de tejidos naturales y las muestras de anillo en tensión circunferencial mostraron una curva completamente diferente. En resumen, las propiedades elásticas obtenidas de películas de Tecoflex SG 80A se utilizaron como parámetros de entrada a los modelos predictivos para la complianza circunferencial. El uso de la metodología propuesta en este trabajo para predecir las propiedades mecánicas en conductos tubulares con la teoría de elasticidad y teoría de falla de von Mises cónico modificado puede ayudar a diseñar injertos vasculares que imiten la respuesta mecánica de arterias naturales sometidas a condiciones de presión interna. Otra ventaja de sus ventajas es que permite el ahorro de tiempo y de recursos económicos en equipos sofisticados para determinar la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión. Adicionalmente, puede ser considerada como una herramienta de diseño ya que puede ayudar en el desarrollo de estrategias de ingeniería para optimizar materiales y estructuras tubulares antes de cualquier intervención quirúrgica. Por otra parte, este enfoque predictivo reduce el número de ensayos experimentales (destruivos) para obtener ambos parámetros mecánicos lo cual es relevante no solo para la ingeniería de tejidos sintéticos sino también debido a la baja disponibilidad tejidos naturales que permita obtener la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión debido a cuestiones religiosas y éticas. El estudio propuesto también puede inspirar el diseño de nuevos injertos vasculares sintéticos, ayudando a mejorar la compatibilidad mecánica entre los injertos vasculares y las arterias nativas a través de la apropiada selección de las propiedades elásticas de los materiales utilizados para elaborar las prótesis vasculares.

## Sugerencias

Dado que ya se cuenta con las soluciones analíticas para predecir la complianza circunferencial y la resistencia a la explosión (Ec. 2.24 y 2.26) se sugiere determinar las propiedades elásticas de otros materiales poliméricos para utilizarlas como entradas y obtener diferentes complianzas circunferenciales y resistencia a la explosión lo más cercano a los valores de las arterias naturales. Adicionalmente, obtener una curva modelo (presión interna vs. deformación unitaria circunferencial) de arterias naturales con la finalidad de conocer el comportamiento mecánico de dichos tejidos y así poder imitar dicho comportamiento (curva presión interna vs. deformación unitaria circunferencial) con materiales sintéticos. Finalmente, obtener un injerto vascular tri capa para imitar la anatomía de una arteria natural con propiedades mecánicas similares a dicho tejido natural.

# Anexos

Adicionalmente a los ensayos mecánicos del Tecoflex SG 80A realizados en este trabajo de tesis doctoral se caracterizaron otros polímeros comerciales conocidos como Pearbond poli (éster) lineal uretano termoplástico (Compañía Lubrizol, Ohio, USA) con el cual se obtuvieron mezclas binarias con el Tecoflex SG 80A con la finalidad de obtener diferentes propiedades mecánicas. De igual manera se ensayaron en tensión longitudinal muestras de otro polímero comercial termoplástico poli(éter) en forma de película conocido comercialmente como Elastollan L1185 A12 (Compañía Goodfellow, Pensilvania, USA). Finalmente, se comparó las propiedades mecánicas entre un Tecoflex SG 80A de adquisición reciente contra el Tecoflex SG 80A que se utilizó en este trabajo de tesis doctoral.

## A.1. Mezclas poliméricas binarias

De acuerdo a la regla de mezclas para un sistema formado por dos componentes este puede ser representada como [94] :

$$P^n = P_1^n \phi_1 + P_2^n \phi_2 \quad (A1)$$

Donde  $P$  es la propiedad de la mezcla,  $P_1$  y  $P_2$  son las propiedades correspondientes a los componentes 1 y 2 de los materiales que conforman a la mezcla binaria,  $\phi_1$  y  $\phi_2$  son las concentraciones de los componentes que puede ser fracción volumen, peso o fracción molar,  $n$  es el coeficiente cuyo valor depende del tipo de propiedad por determinar.

### A.1.2. Predicción del módulo elástico

Para predecir el módulo elástico a partir de dos polímeros el coeficiente  $n$  es igual a  $1/5$  [95],  $P_1$  y  $P_2$  son el módulo elástico del Tecoflex SG 80A y el Pearbond. Por lo tanto, la ecuación (6) se puede expresar como,

$$E^{1/5} = E_1^{1/5} \phi_1 + E_2^{1/5} \phi_2 \quad (A2)$$

donde  $E$  es el módulo de la mezcla del Tecoflex SG-80A y el Pearbond,  $E_1$  el módulo elástico del Tecoflex SG-80A,  $E_2$  el módulo elástico del Pearbond,  $\phi_1$  es el porcentaje en peso del Tecoflex SG-80A y  $\phi_2$  el porcentaje en peso del Pearbond. Por lo tanto, la Ec. A2 predice el módulo elástico para una mezcla binaria y está en función del módulo elástico de cada uno de los componentes de dicha mezcla binaria y de sus respectivos porcentajes en peso.

### **A.1.3. Elaboración de películas de mezclas poliméricas binarias**

A partir del Tecoflex SG-80A (Lubrizol company, Ohio, USA) y del Pearbond se elaboraron películas delgadas por medio de la técnica de evaporación de disolvente. Por lo tanto, 2 g del material Tecoflex o Pearbond, se disolvieron en 40 ml de THF (J.T. Baker company, New Jersey, USA) y posteriormente la solución se vertió en un molde de Teflón y se dejó secar alrededor de 24 h este procedimiento permitió obtener películas delgadas con un espesor aproximado de 0.1 mm. Por otra parte, se utilizó la misma técnica de evaporación de solvente para obtener una mezcla de dichos polímeros anteriormente mencionados bajo el siguiente porcentaje en peso 75 % Tecoflex SG-80A/25% Pearlbond.

### **A.1.4. Tensión longitudinal**

El módulo elástico se determinó por medio de la prueba tensión longitudinal, por lo tanto, se cortaron probetas tipo hueso con 10 cm de longitud de la zona reducida a partir de las películas de Tecoflex SG-80A, Pearbond y la mezcla 75 % Tecoflex SG-80A/25% Pearbond. Para esto, se utilizó una máquina universal Shimadzu AGS-X (Kyoto, Japón), con celda de carga de 100 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. El módulo elástico se determinó como la pendiente entre el 10 % y 20 % de deformación unitaria, así como el esfuerzo máximo ( $\sigma_m$ ) y la deformación unitaria máxima ( $\varepsilon_m$ ), el número de réplicas fue 6.

### A.1.5. Resultados

El comportamiento mecánico del Pearlbond se presenta en la Figura A.1.1 en la zona de 0 y 15% de deformación unitaria tiene una zona lineal bien definida caso contrario al comportamiento del Tecoflex SG-80A. Los resultados mecánicos se presentan en la Tabla A.1.1.

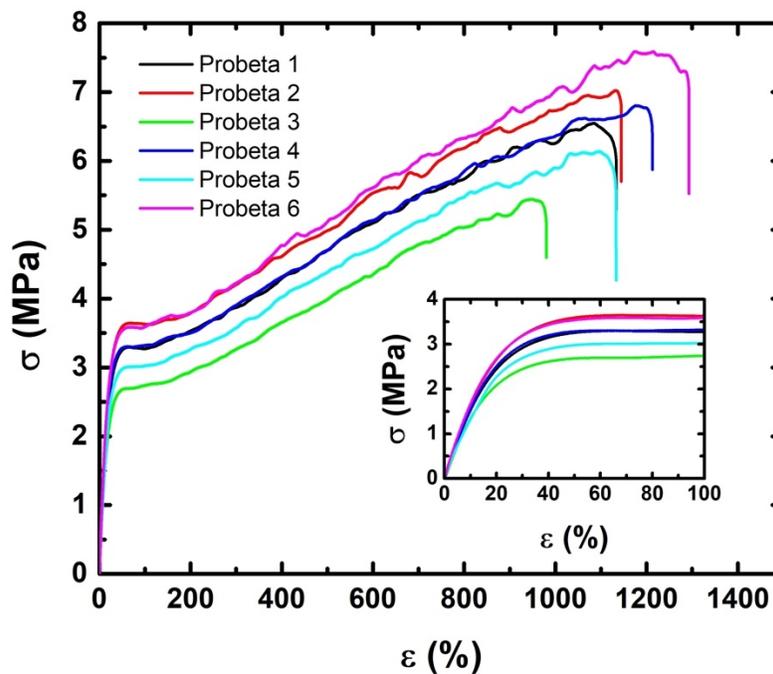


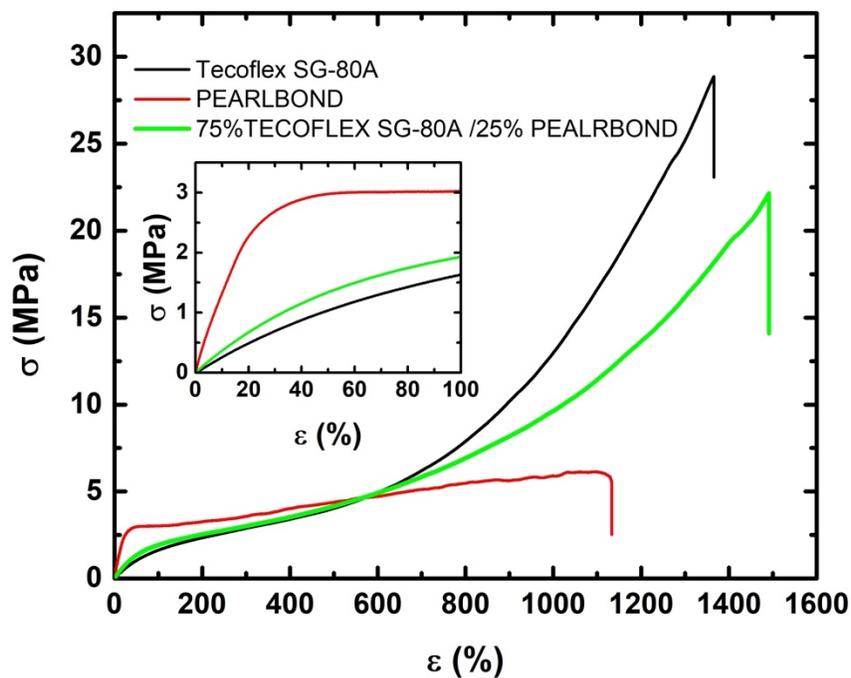
Figura A.1.1 Curvas esfuerzo vs deformación unitaria del Pearlbond.

Tabla A.1 Propiedades mecánicas del Pearlbond.

Material	$E$ (MPa)	$\sigma_{m\acute{a}x.}$ (MPa)	$\epsilon_{max}$ (%)
Tecoflex SG 80A	$2.50 \pm 0.11$	$26.3 \pm 6.60$	$1432 \pm 165$
Pearlbond	$15.1 \pm 1.43$	$6.55 \pm 0.71$	$1120 \pm 104$

A partir de los resultados presentados en la Tabla A.1 el módulo elástico del Pearlbond es 6.04 veces mayor que el Tecoflex SG-80A, sin embargo, el esfuerzo último es 4.01

veces menor que el Tecoflex SG-80A dichos resultados sugieren que el Pearlbond tiene un segmento flexible semicristalino o una mayor cantidad de segmentos rígidos debido que mayores porcentajes de este segmento incrementa su rigidez, pero su resistencia máxima disminuye. Las curvas representativas esfuerzo vs. deformación unitaria del Tecoflex SG 80A, Pearlbond y la mezcla binaria de 75 % Tecoflex SG-80A-25% Pearlbond se muestra en la Figura A.1.2. Para el caso de la mezcla se obtuvo un módulo elástico de  $3.51 \pm 0.36$  MPa, un esfuerzo último de  $22.6 \pm 1.77$  MPa y una deformación máxima de  $1565 \pm 177$  %.



**Figura A.1.2 Comparación mecánica entre Tecoflex SG-80A, Pearlbond y 75 % Tecoflex SG-80A/25% Pearlbond.**

Estos resultados demuestran que el módulo elástico de la mezcla binaria de 75 % Tecoflex SG-80A-25% Pearlbond es 1.40 veces mayor que el Tecoflex SG-80A y 4.30 veces menor que el Pearlbond. Finalmente, por medio de la Ec. (A2) se estimó el módulo elástico de la mezcla de 75 % Tecoflex SG-80A/25% Pearlbond igual a 2.70 MPa el cual es 1.3 veces menor al módulo elástico experimental de la mezcla binaria. Con estos resultados se concluye que la mezcla polimérica binaria entre el Tecoflex SG 80A y el Pearlbond poseen un módulo elástico mayor en comparación a cada uno de los

componentes de la mezcla polimérica binaria, por lo tanto, esta mezcla binaria no es adecuada para un injerto vascular (desde el punto de vista mecánico) ya que el módulo de elasticidad que se debería de obtener debe ser menor al del Tecoflex SG 80A.

## **A.2 Propiedades mecánicas del Elastollan L1185 A12**

El tipo de probetas ensayadas fueron tipo hueso las cuales fueron cortadas con una longitud de 80 mm y 10 mm en la sección estrecha y se realizaron 7 repeticiones. Por lo tanto, se utilizó una máquina universal Shimadzu AGS-X (Kyoto-Japón), con una celda de carga de 1 kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. El módulo de elasticidad se determinó como la pendiente de la zona elástica de la curva esfuerzo vs. deformación unitaria en el intervalo de 10% y 20% de la deformación unitaria, así como su esfuerzo máximo ( $\sigma_m$ ) y su deformación unitaria máxima ( $\varepsilon_m$ ).

### **A.2.1. Resultado**

Las curvas esfuerzo vs. deformación unitaria del comportamiento mecánico del Elastollan L1185 A12 se presenta en la Figura A.2.1. Al inicio de la curva entre 0 y 100% de deformación se observa un comportamiento elástico no lineal el cuál ha sido reportado previamente. El comportamiento mecánico entre 0 – 150% de deformación es debido a que los segmentos flexibles se alinean en dirección de la fuerza conforme se continúa incrementando el esfuerzo, por lo tanto, los segmentos se aproximan conduciendo un estado más cristalino y este proceso se presenta entre 150% a 250%. A mayores esfuerzos los segmentos rígidos se rompen y se alinean en dirección de la fuerza aplica, por lo tanto, el Elastollan L1185 A12 incrementa su resistencia a la tensión longitudinal [48] como se observa en la Figura A.2.1 mientras, que en la Tabla A.2 se presentan los resultados de las propiedades mecánicas.

De acuerdo con la Tabla A.2 el módulo elástico del Elastollan L1185 A12 es  $4.71 \pm 0.16$  MPa y es muy similar al del Tecoflex SG 80A  $4.63 \pm 0.25$  MPa, por lo tanto, utilizar el Elastollan L1186 A12 como un injerto vascular se obtendría propiedades mecánicas similares a los injertos vascular de Tecoflex SG 80A que se presentaron previamente.

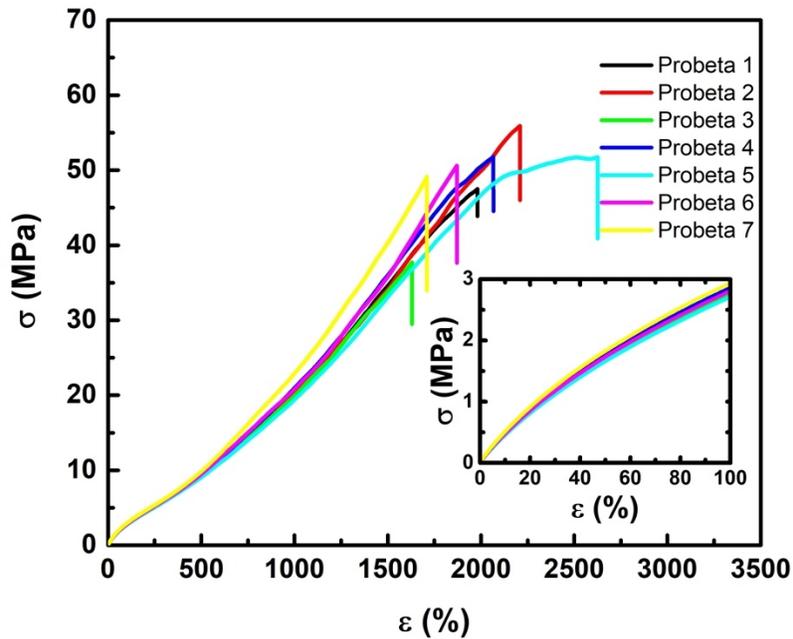


Figura A.2.1 Curvas esfuerzo vs. deformación unitaria del Elastollan L1185 A12.

Tabla A.2 Propiedades mecánicas del Elastollan L1185 A12.

Material	$E_{10-20\%}$ (MPa)	$\sigma_{m\acute{a}x.}$ (MPa)	$\epsilon_{max}$ (%)
Elastollan	$4.71 \pm 0.16$	$49.2 \pm 5.81$	$1882 \pm 488$

### A.3. Comparación mecánica del Tecoflex SG 80A

Como se mencionó anteriormente el material referencia que se utilizó en este trabajo de tesis doctoral es el Tecoflex SG 80A, sin embargo, posteriormente a los ensayos mecánicos que previamente se presentaron, un Tecoflex SG 80A de reciente adquisición por parte del grupo de biomateriales llegó al laboratorio de química macromolecular (denominado como Tecoflex SG 80A nuevo). Por lo tanto, se realizó el ensayo mecánico en tensión longitudinal para conocer si existe una variación en las propiedades mecánicas (en función del tiempo) del Tecoflex SG 80A que ya se encontraba en el laboratorio de química macromolecular y que además se utilizó en este trabajo de tesis doctoral (denominado como Tecoflex SG 80A viejo).

### A.3.2. Tensión longitudinal

El módulo elástico se determinó por medio de la prueba tensión longitudinal, por lo tanto, se cortaron probetas tipo hueso con 10 cm de longitud de la zona reducida a partir de las películas de Tecoflex SG-80A nuevo y antiguo, así como la deformación unitaria máxima ( $\epsilon_m$ ) y el esfuerzo máximo ( $\sigma_m$ ) para ambos casos. Para esto, se utilizó una máquina universal Shimadzu AGS-X (Kyoto, Japón), con celda de carga de 1kN con una resolución de 0.01 N y una velocidad de cabezal de 50 mm/min. El módulo elástico se determinó como la pendiente entre el 10 % y 20 % de deformación unitaria, el número de probetas ensayadas para cada caso fue de 10.

### A.3.3. Resultados

Las curvas esfuerzo vs. deformación unitaria del Tecoflex SG 80A (nuevo y viejo) se presenta en la Figura A.3.1. Como se puede apreciar en el inserto de la Figura A.3.1 a deformaciones unitarias pequeñas ( $\epsilon < 30\%$ ) ambos materiales tienen un comportamiento no lineal. Conforme se incrementa el esfuerzo se observa que el Tecoflex SG 80A nuevo soporta mayores niveles de esfuerzo en comparación con el Tecoflex SG 80A viejo.

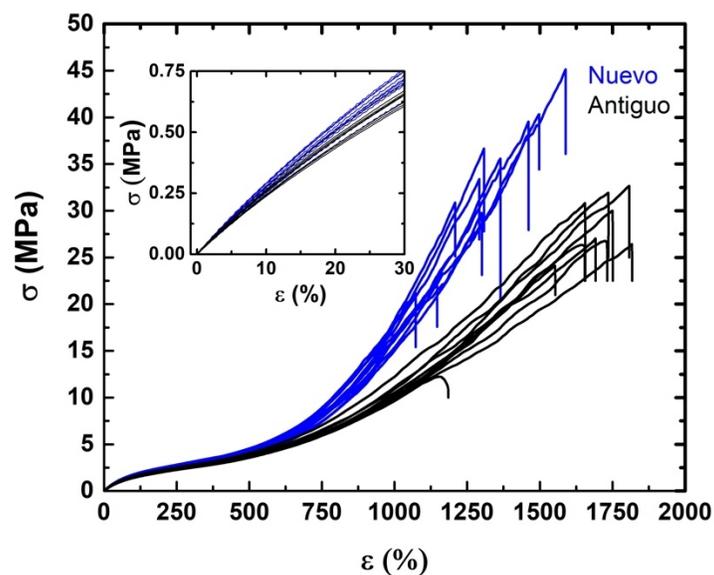


Figura A.3.1 Curvas esfuerzo vs. deformación unitaria para el Tecoflex SG 80A nuevo y viejo.

**Tabla A.3 Comparación de las propiedades mecánicas entre dos Tecoflex SG 80A.**

<b>Tecoflex SG-80A</b>	<b><math>E_{10-20\%}</math> (MPa)</b>	<b><math>\sigma_{max}</math> (MPa)</b>	<b><math>\varepsilon_{max}</math> (%)</b>
Nuevo	2.32 ± 0.13	33.4 ± 7.63	1323
Antiguo	2.65 ± 0.29	21.6 ± 7.30	1315

De acuerdo con la Tabla A.3.1 el módulo elástico entre el Tecoflex SG 80A (nuevo y viejo) no varía significativamente, inclusive se sobreponen dicha propiedad con las desviaciones estándar y el mismo efecto se observa para la deformación unitaria máxima. Sin embargo, para el esfuerzo máximo el Tecoflex SG 80A nuevo es 54.6 % superior al esfuerzo máximo del Tecoflex SG 80A viejo. Dicho resultado sugiere que el módulo elástico y la deformación máxima no varían con el tiempo; sin embargo, el esfuerzo máximo disminuye con el tiempo probablemente como un efecto del envejecimiento del Tecoflex SG 80A. Por lo tanto, al utilizar el Tecoflex SG 80A nuevo no se obtendrían propiedades mecánicas diferentes a las propiedades mecánicas de los injertos vasculares de Tecoflex SG 80A viejo ya que tanto la complianza circunferencia y la resistencia a la explosión se encentra en función de las propiedades elásticas del material y la geometría del injerto vascular.

# Producción científica

Por último, en esta sección se presenta los productos que se obtuvieron al largo del doctorado que incluye artículos científicos, así como participación en congresos.

## Artículos científicos

1. Prediction of circumferential compliance and burst strength of polymeric vascular grafts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 79, pp. 332-340, 2018.
2. Design and analysis of a burst strength device for polymeric vascular graft. *Review of Scientific Instruments*, vol. 90, no. 1, pp. 1-7, 2019.
3. Mechanical properties of L-lysine based segmented polyurethane vascular grafts and their shape memory potential. *Materials Science and Engineering C*, vol. 102, pp. 887-895, 2019.

## Congresos

1. 27th Congreso Europeo de Biomateriales. Mechanical characterization of small diameter grafts made of segmented polyurethanes based on alkaline aminoacids, Cracovia-Polonia del 03 de agosto al 3 de septiembre del 2015.
2. 10th Congreso Mundial de Biomateriales. Stress analysis of the circumferential and burst strength tests in small diameter vascular grafts of segmented polyurethanes based on amino acids of L-arginine and L-lysine, Montreal-Canadá del 17 al 22 de mayo del 2016.
3. 25th Congreso Internacional en la Investigación en Materiales. Stress analysis and compliance prediction of vascular grafts subjected to internal pressure. Cancún-México del 14 al 19 de agosto del 2016.
4. Congreso de estudiantes del CICY. Stress analysis of the circumferential and burst strength tests in small diameter vascular grafts made of segmented polyurethanes based on amino acids of L-arginine and L-lysine, Mérida Yucatán -México del 10 al 11 marzo del 2016.

# Bibliografía

- [1] World-Health-Organization, “Cardiovascular Diseases.” [Online]. Available: [https://www.who.int/cardiovascular\\_diseases/en/](https://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/). 18 Junio de 2019.
- [2] D. S. Celermajer, C. K. Chow, E. Marijon, N. M. Anstey, and K. S. Woo, “Cardiovascular disease in the developing world: prevalences, patterns, and the potential of early disease detection.,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 60, no. 14, pp. 1207–16, Oct. 2012.
- [3] J. Wippermann, D. Schumann, D. Klemm, H. Kosmehl, S. Salehi-Gelani, and T. Wahlers, “Preliminary results of small arterial substitute performed with a new cylindrical biomaterial composed of bacterial cellulose.,” *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 37, no. 5, pp. 592–6, May 2009.
- [4] F. Montini-Ballarín *et al.*, “Mechanical behavior of bilayered small-diameter nanofibrous structures as biomimetic vascular grafts,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 60, pp. 220–233, 2016.
- [5] D. G. Seifu, A. Purnama, K. Mequanint, and D. Mantovani, “Small-diameter vascular tissue engineering,” *Nat. Rev. Cardiol.*, vol. 10, p. 410, May 2013.
- [6] “Características de las defunciones registradas en México durante 2017,” in *Instituto Nacional de Estadística y Geografía*, 2018.
- [7] P. M. Crapo and Y. Wang, “Biomaterials Physiologic compliance in engineered small-diameter arterial constructs based on an elastomeric substrate,” *Biomaterials*, vol. 31, no. 7, pp. 1626–1635, 2010.
- [8] V. Kanyanta and A. Ivankovic, “Mechanical characterisation of polyurethane elastomer for biomedical applications.,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 3, no. 1, pp. 51–62, Jan. 2010.
- [9] J. E. Puskas and Y. Chen, “Biomedical application of commercial polymers and novel polyisobutylene-based thermoplastic elastomers for soft tissue replacement,” *Biomacromolecules*, vol. 5, no. 4, pp. 1141–1154, 2004.
- [10] L. Chan, “Síntesis, caracterización, degradación y evaluación biológica de poli(uretano urea)s segmentados biodegradables a base de aminoácidos.,” Tesis de Doctorado en Materiales Poliméricos. Centro de Investigación Científica de

Yucatán, A.C., 2012.

- [11] R. Zdrahala, "Small caliber vascular grafts. part II: Polyurethanes revisited," *J. Biomater. Appl.*, vol. 11, no. 1, pp. 37–61, 1996.
- [12] J. L. Harding and M. M. Reynolds, "Composite materials with embedded metal organic framework catalysts for nitric oxide release from bioavailable S-nitrosothiols," *J. Mater. Chem. B*, vol. 2, no. 17, pp. 2530–2536, 2014.
- [13] S. G. Wise, M. J. Byrom, A. Waterhouse, P. G. Bannon, M. K. C. Ng, and A. S. Weiss, "A multilayered synthetic human elastin/polycaprolactone hybrid vascular graft with tailored mechanical properties," *Acta Biomater.*, vol. 7, no. 1, pp. 295–303, 2011.
- [14] V. Catto *et al.*, "Small diameter electrospun silk fibroin vascular grafts : Mechanical properties , in vitro biodegradability , and in vivo biocompatibility," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 54, pp. 101–111, 2015.
- [15] S. Drilling, J. Gaumer, and J. Lannutti, "Fabrication of burst pressure competent vascular grafts via electrospinning: Effects of microstructure," *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, vol. 88, no. 4, pp. 923–934, 2009.
- [16] K. Fumiaki *et al.*, "Long-term results of tissue-engineered small-caliber vascular grafts in a rat carotid arterial replacement model.," *J. Artif. organs*, vol. 15, no. 4, pp. 399–405, 2012.
- [17] G. W. Bos, A. A. Poot, T. Beugeling, W. G. Van Aken, and J. Feijen, "Small-diameter graft prostheses: Current status," *Arch. Physiol. Biochem.*, vol. 106, no. 2, pp. 100–115, 1998.
- [18] P. D. Ballyk, C. Walsh, J. Butany, and M. Ojha, "Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses," *J. Biomech.*, vol. 31, no. 3, pp. 229–237, 1997.
- [19] H. Haruguchi and S. Teraoka, "Intimal hyperplasia and hemodynamic factors in arterial bypass and arteriovenous grafts: A review," *J. Artif. Organs*, vol. 6, no. 4, pp. 227–235, 2003.
- [20] T. Zaidi, D. Farrell, and P. Thiagarajan, "Adhesion of platelets to surface-bound fibrinogen under flow," *Blood J.*, vol. 88, no. 8, pp. 2967–2972, 1996.
- [21] S. F. C. Stewart and D. J. Lyman, "Effects of an artery / vascular graft compliance

- mismatch on protein transport : A numerical study,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 7, pp. 991–1006, 2004.
- [22] S. Sarkar, H. J. Salacinski, G. Hamilton, and a M. Seifalian, “The mechanical properties of infrainguinal vascular bypass grafts: their role in influencing patency.,” *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 31, no. 6, pp. 627–36, Jun. 2006.
- [23] M. Ojha, “Wall shear stress temporal gradient and anastomotic intimal hyperplasia,” *J. Am. Heart Assoc.*, vol. 74, no. 6, pp. 1227–1231, 1994.
- [24] G. Soldani *et al.*, “In vivo evaluation of an elastomeric small-diameter vascular graft reinforced with a highly flexible nitinol mesh,” *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 000B, no. 0, pp. 1–14, 2018.
- [25] C. W. Lou, P. C. Lu, J. J. Hu, and J. H. Lin, “Effects of yarn types and fabric types on the compliance and bursting strength of vascular grafts,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 59, pp. 474–483, 2016.
- [26] L. Soletti *et al.*, “A bilayered elastomeric scaffold for tissue engineering of small diameter vascular grafts.,” *Acta Biomater.*, vol. 6, no. 1, pp. 110–22, Jan. 2010.
- [27] Y. C. Qiu and J. M. Tarbell, “Computational simulation of flow in the end-to-end anastomosis of a rigid graft and a compliant artery,” *ASAIO J.*, vol. 42, no. 2, 1996.
- [28] P. R. Hoskins and D. R. Hose, “The Arterial System I. Pressure, Flow and Stiffness,” in *Cardiovascular Biomechanics*, P. R. Hoskins, P. V. Lawford, and B. J. Doyle, Eds. Springer Switzerland, 2017.
- [29] P. R. Hoskins, “The Arterial System II. Forces, Adaptability and Mechanotransduction,” in *Cardiovascular Biomechanics*, P. R. Hoskins, P. V. Lawford, and B. J. Doyle, Eds. Springer Switzerland, 2017.
- [30] S. Venkatraman, F. Boey, and L. L. Lao, “Implanted cardiovascular polymers : Natural , synthetic and bio-inspired,” *Prog. Polym. Sci.*, vol. 33, no. 9, pp. 853–874, 2008.
- [31] V. B. Barron, E. Lyons, C. Stenson-Cox, P. E. McHugh, and A. Pandit, “Bioreactors for Cardiovascular Cell and Tissue Growth : A review,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 31, no. 9, pp. 1017–1030, 2003.
- [32] S. Chung, N. P. Ingle, G. a Montero, S. H. Kim, and M. W. King, “Bioresorbable elastomeric vascular tissue engineering scaffolds via melt spinning and

- electrospinning.," *Acta Biomater.*, vol. 6, no. 6, pp. 1958–67, Jun. 2010.
- [33] ISO-7198, "Cardiovascular implants-Tubular vascular prostheses," *Int. Organ. Stand.*, 1998.
- [34] S. Hsu and H. Karnbic, "On matching compliance between canine carotid arteries and polyurethane grafts," *Artif. Organs*, vol. 21, no. 12, pp. 1247–1254, 1997.
- [35] D. J. Patel, A. J. Mallos, and D. Fry, "Aortic mechanics in the living dog," *J. Appl. Physiol.*, no. 3, pp. 293–299, 1960.
- [36] L. H. Peterson, R. E. Jensen, and J. Parnell, "Mechanical properties of arteries in vivo," *Circ. Res.*, vol. 8, no. 3, pp. 622–639, 1960.
- [37] J. Megerman, J. E. Hasson, D. F. Warnock, G. J. Litalien, and W. M. Abbot, "Noninvasive measurements arterial elasticity of nonlinear," *Am. J. Physiol.*, vol. 250, pp. H181–H188, 1986.
- [38] A. M. Brant, V. G. J. Rodgers, and H. S. Borovetz, "Measurement in vitro of pulsatile arterial diameter using a helium-neon laser," *J. Appl. Physiol.*, vol. 62, no. 2, pp. 679–683, 1987.
- [39] S. A. Jones *et al.*, "In-vivo measurements of blood flow velocity profiles in canine ilio-femoral anastomotic bypass grafts," *J. Biomech. Eng.*, vol. 119, no. 1, pp. 30–38, 1997.
- [40] M. E. Hansen, E. K. Yucel, J. Megerman, G. J. L. Italien, W. M. Abbott, and A. C. Waltmaff, "In vivo determination of human arterial compliance: Preliminary investigation of a new technique," *Cardiovasc. Intervent. Radiol.*, vol. 17, no. 1, pp. 22–26, 1994.
- [41] R. H. Mohiaddin and D. B. Longmore, "MRI studies of atherosclerotic vascular disease: Structural evaluation and physiological measurements," *Br. Med. Bull.*, vol. 45, no. 4, pp. 968–990, 1989.
- [42] D. . Hawkes *et al.*, "Validation of volume blood flow measurements using three-dimensional distance-concentration functions derived from digital x-ray angiograms," *Invest. Radiol.*, vol. 29, no. 4, pp. 434–442, 1994.
- [43] Y. Murase *et al.*, "Evaluation of Compliance and Stiffness of Decellularized Tissues as Scaffolds for Tissue-Engineered Small Caliber Vascular Grafts Using Intravascular Ultrasound," *ASAIO J.*, vol. 52, no. 4, pp. 450–455, 2006.

- [44] R. Walden, J. Megerman, and W. M. Abbott, "Matched elastic properties and successful arterial grafting," *Arch. Surg.*, vol. 115, no. 10, pp. 1166–1169, 1980.
- [45] H. J. Salacinski *et al.*, "The mechanical behavior of vascular Grafts : A review," *J. Biomater. Appl.*, vol. 15, no. 3, pp. 241–278, 2001.
- [46] V. A. Kumar, L. P. Brewster, J. M. Caves, and E. L. Chaikof, "Tissue engineering of blood vessels: Functional requirements, progress, and future challenges," *Cardiovasc. Eng. Technol.*, vol. 2, no. 3, pp. 137–148, 2011.
- [47] S. Q. Liu and M. Kodama, "Porous polyurethane vascular prostheses with variable compliances," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 26, no. 11, pp. 1489–1502, 1992.
- [48] O. Castillo-cruz, C. Pérez-aranda, F. Gamboa, J. V Cauich-rodríguez, and D. Mantovani, "Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials Prediction of circumferential compliance and burst strength of polymeric vascular grafts," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 79, pp. 332–340, 2018.
- [49] R. R. Kowligi, W. W. Von Maltzahn, and R. C. Eberhart, "Fabrication and characterization of small-diameter vascular prostheses "," vol. 22, no. 3 Suppl., pp. 245–256, 1988.
- [50] Á. E. Mercado-pagán, A. M. Stahl, M. L. Ramseier, A. W. Behn, and Y. Yang, "Synthesis and characterization of polycaprolactone urethane hollow fiber membranes as small diameter vascular grafts," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 64, no. 1, pp. 61–73, 2016.
- [51] W. M. Abbott, J. Megerrnan, D. Ph, J. E. Hasson, G. L. Italien, and D. F. Warnock, "Effect of compliance mismatch on vascular graft patency," *J. Vasc. Surg.*, vol. 5, no. 2, pp. 376–382, 1986.
- [52] N. L`Heureux, N. Dusserre, A. Marini, S. Garrido, L. De Fuente, and T. McAllister, "Technology Insight : the evolution of tissue- engineered vascular grafts — from research to clinical practice," *Nat. Clin. Pract. Cardiovasc. Med.*, vol. 4, no. 7, pp. 389–395, 2007.
- [53] D. Tremblay *et al.*, "A comparison of mechanical properties of materials used in aortic arch reconstruction," *Ann. Thorac. Surg.*, vol. 88, no. 5, pp. 1484–1491, 2009.
- [54] S. L. M. Dahl *et al.*, "Readily available tissue-engineered vascular grafts," *Sci. Transl. Med.*, vol. 3, no. 68, 2011.

- [55] F. Migliavacca and G. Dubini, "Computational modeling of vascular anastomoses," *Biomechan Model Mechanobiol*, vol. 3, pp. 235–250, 2005.
- [56] S. Sarkar, C. Hillery, A. Seifalian, G. Hamilton, and U. Kingdom, "Critical parameter of burst pressure measurement in development of bypass grafts is highly dependent on methodology used," *J. Vasc. Surg.*, vol. 44, no. 4, pp. 846–852, 2006.
- [57] P. J. Schaner *et al.*, "Decellularized vein as a potential scaffold for vascular tissue engineering," *J. Vasc. Surg.*, vol. 40, no. 1, pp. 146–153, 2004.
- [58] D. M. Hoganson *et al.*, "Flow preservation of umbilical vein for autologous shunt and cardiovascular reconstruction," *Ann. Thorac. Surg.*, vol. 105, no. 6, pp. 1809–1818, 2018.
- [59] G. Konig *et al.*, "Mechanical properties of completely autologous human tissue engineered blood vessels compared to human saphenous vein and mammary artery," *Biomaterials*, vol. 30, no. 8, pp. 1542–1550, 2009.
- [60] Z. C. Xu *et al.*, "Engineering of an elastic large muscular vessel wall with pulsatile stimulation in bioreactor.," *Biomaterials*, vol. 29, no. 10, pp. 1464–72, Apr. 2008.
- [61] C. A. Latimer, M. Nelson, C. M. Moore, and K. E. Martin, "Effect of collagen and elastin content on the burst pressure of human blood vessel seals formed with a bipolar tissue sealing system," *J. Surg. Res.*, vol. 186, no. 1, pp. 73–80, 2014.
- [62] N. L'heureux, S. Paquet, L. Raymond, L. Germain, and F. Auger, "A completely biological tissue-engineered human blood," *FASEB J.*, vol. 12, no. 1, pp. 47–56, 1998.
- [63] J. D. Roh *et al.*, "Small-diameter biodegradable scaffolds for functional vascular tissue engineering in the mouse model," vol. 29, no. 10, pp. 1454–1463, 2008.
- [64] M. J. McClure, D. G. Simpson, and G. L. Bowlin, "Tri-layered vascular grafts composed of polycaprolactone, elastin, collagen, and silk: Optimization of graft properties.," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 10, pp. 48–61, Jun. 2012.
- [65] I. Stefani and J. J. Cooper-white, "Development of an in-process UV-crosslinked , electrospun PCL / aPLA-co- TMC composite polymer for tubular tissue engineering applications," *Acta Biomater.*, vol. 36, pp. 231–240, 2016.
- [66] D. Bia, I. Aguirre, Y. Zócalo, L. Devera, and E. Cabrera, "Diferencias regionales en viscosidad , elasticidad y amortiguamiento parietal de arterias sistémicas : análisis

- isopulsátil de la relación presión-diámetro arterial,” *Rev. española Cardiol.*, vol. 58, no. 2, pp. 167–174, 2005.
- [67] N. Bjarnegård and T. Länne, “Arterial properties along the upper arm in humans : age-related effects and the consequence of anatomical location,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 108, no. 1, pp. 34–38, 2010.
- [68] M. A. Jankowska, M. Bartkowiak-jowska, and R. Bedzinski, “Experimental and constitutive modeling approaches for a study of biomechanical properties of human coronary arteries,” vol. 50, pp. 1–12, 2015.
- [69] R. P. Vito and S. A. Dixon, “Blood vessel constitutive models,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 5, no. 1, pp. 413–439, 2003.
- [70] A. Ivankovic, A. Karac, E. Dendrinou, and K. Parker, “Towards early diagnosis of atherosclerosis : The finite volume method for fluid-structure interaction,” *Biorheology*, vol. 30, no. 3–4, pp. 401–407, 2002.
- [71] C. A. Bustos, C. M. Garcia-Herrera, and C. D. J., “Modelling and simulation of the mechanical response of a Dacron graft in the pressurization test and an end-to-end anastomosis,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 61, pp. 36–44, 2016.
- [72] D. Tang, C. Yang, S. Kobayashi, and D. N. Ku, “Steady flow and wall compression in stenotic arteries : A three-dimensional thick-wall model with fluid – wall,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 123, no. 6, pp. 548–557, 2013.
- [73] H. Demiray and R. P. Vito, “On large periodic motions of arteries,” *J. Biomech.*, vol. 16, no. 8, pp. 643–648, 1983.
- [74] P. Taylor, C. M. García-herrera, D. J. Celentano, and M. A. Cruchaga, “Computer methods in biomechanics and biomedical engineering bending and pressurisation test of the human aortic arch : experiments , modelling and simulation of a patient-specific case,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. 8, pp. 37–41, 2013.
- [75] S. F. C. Stewart and D. J. Lyman, “Effects of an Artery / Vascular Graft Compliance Mismatch on Protein Transport : A Numerical Study,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 7, pp. 991–1006, 2004.
- [76] S. F. C. Stewart and D. J. Lyman, “Predicting the compliance of small diameter vascular grafts from uniaxial tensile test,” *J. biomechanics*, vol. 23, no. 7, pp. 629–

637, 1990.

- [77] S. F. C. Stewart and D. J. Lyman, "Finite elasticity modeling of the biaxial and uniaxial properties of compliant vascular grafts," *J. Biomech. Eng.*, vol. 110, no. 4, 2016.
- [78] M. Law and G. Bowie, "Prediction of failure strain and burst pressure in high yield-to-tensile strength ratio linepipe," *Int. J. Press. Vessel. Pip.*, vol. 84, pp. 487–492, 2007.
- [79] V. Latareureur *et al.*, "Comparison of the direct burst pressure and the ring tensile test methods for mechanical characterization of tissue-engineered vascular substitutes," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 34, pp. 253–263, 2014.
- [80] C. E. Ghezzi, B. Marelli, N. Muja, and S. N. Nazhat, "Immediate production of a tubular dense collagen construct with bioinspired mechanical properties," *Acta Biomater.*, vol. 8, no. 5, pp. 1813–1825, 2012.
- [81] A. Nieponice *et al.*, "Development of a tissue-engineered vascular graft combining a biodegradable scaffold, muscle-derived stem cells and a rotational vacuum seeding technique," *Biomateriales*, vol. 29, no. 7, pp. 825–833, 2008.
- [82] A. S. Saada, "Thick Cylinders, Disk and Spheres," in *Elasticity Theory and Applications*, Firts Edit., New York, 1974.
- [83] E. Popov, "Ley de Hooke generalizada para recipientes a presión," in *Mecánica de solidos*, Segunda Ed., Addison Wesley Longman México S.A de C.V., 2002.
- [84] J. Roesler, H. Harders, and M. Baeker, "Plasticity and failure," in *Mechanical Behaviour of Engineering Materials.*, New York: Springer Berlín, 2006.
- [85] D. W. A. Rees, "Yield criteria," in *Basic engeneering plasticity an introduccion with engeneering and manufacturing applications*, First edit., UK: Elsevier Ltd, 2006.
- [86] Č. Jaroslav, P. Hau, and A. Materna, "Examination of Berkovich indenter tip bluntness," *Mater. Des.*, vol. 109, pp. 347–353, 2016.
- [87] D. J. Shuman, A. L. M. Costa, and M. S. Andrade, "Calculating the elastic modulus from nanoindentation and microindentation reload curves," *Mater. Charact.*, vol. 58, no. 4, pp. 380–389, Apr. 2007.
- [88] R. Ferencz, J. Sanchez, B. Blümich, and W. Herrmann, "Test method AFM nanoindentation to determine Young ' s modulus for different EPDM elastomers,"

- Polym. Test.*, vol. 31, pp. 425–432, 2012.
- [89] J. Bucaille, S. Stauss, P. Schwaller, and J. Michler, “A new technique to determine the elastoplastic properties of thin metallic films using sharp indenters,” *Thin Solid Films*, vol. 448, no. 03, pp. 239–245, 2004.
- [90] S. E. Grieshaber, A. J. E. Farran, S. Lin-gibson, K. L. Kiick, and X. Jia, “Synthesis and characterization of elastin - mimetic hybrid polymers with multiblock , alternating molecular architecture and elastomeric properties,” *Macr*, vol. 42, no. 7, pp. 2532–2541, 2009.
- [91] A. Erkkilä, T. Leppänen, and J. Hämäläinen, “Empirical plasticity models applied for paper sheets having different anisotropy and dry solids content levels,” *Int. J. Solids Struct.*, vol. 50, no. 14–15, pp. 2151–2179, 2013.
- [92] G. H. B. Donato and M. Bianchi, “Numerical modeling of uneven thermoplastic polymers behaviour using experimental stress-strain data and pressure dependent von Mises yield criteria to improve design practices .,” *Procedia Eng.*, vol. 10, pp. 1871–1876, 2011.
- [93] N. R. Tai, H. J. Salacinski, A. Edwards, G. Hamilton, and A. M. Seifalian, “Compliance properties of conduits used in vascular reconstruction,” *Br. J. Surg.*, vol. 87, no. 11, pp. 1516–1524, 2000.
- [94] H. Veenstra *et al.*, “On the mechanical properties of co-continuous polymer blends : experimental and modelling,” *Polymer (Guildf)*., vol. 41, pp. 1817–1826, 2000.
- [95] L. E. Nielsen, “Polymeric composite systems with two continuous phases,” *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 21, pp. 1579–1584, 1977.