



**Universidad**  
Zaragoza

## **Trabajo Fin de Grado**

Estudio mecánico experimental y simulación por  
elementos finitos de un stent laríngeo aplicado a la  
laringe canina

Autor/es

Nazareth Martín Gracia

Director/es

Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

2025



# ÍNDICE

|  |    |
|--|----|
| <b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....                         | 1  |
| <b>1.1. Anatomía laringe y tráquea</b> .....         | 1  |
| 1.1.1. Laringe .....                                 | 1  |
| 1.1.2. Tráquea.....                                  | 2  |
| <b>1.2. Patologías</b> .....                         | 2  |
| 1.2.1. Parálisis laríngea .....                      | 3  |
| 1.2.2. Colapso laríngeo .....                        | 3  |
| <b>1.3. Stent como alternativa terapéutica</b> ..... | 4  |
| 1.3.1. Stents en el sistema respiratorio .....       | 5  |
| 1.3.2. Implantación del stent laríngeo .....         | 6  |
| <b>1.4. Objetivos y metodología</b> .....            | 7  |
| <b>2. PROPIEDADES DE LA LARINGE</b> .....            | 9  |
| 2 .1. Ensayo de tracción .....                       | 9  |
| 2.2. Resultados del ensayo de tracción.....          | 12 |
| <b>3. PROPIEDADES DEL STENT</b> .....                | 18 |
| 3.1. Ensayo de compresión .....                      | 18 |
| 3.2. Resultados del ensayo de compresión .....       | 19 |
| 3.3. Modelo de simulación .....                      | 21 |
| <b>4. MODELO STENT - LARINGE</b> .....               | 24 |
| <b>5. CONCLUSIONES</b> .....                         | 26 |
| <b>6. BIBLIOGRAFÍA</b> .....                         | 27 |

# 1. INTRODUCCIÓN

En medicina veterinaria, varias patologías laríngeas pueden alterar la biomecánica de la laringe y reducir de forma crítica la sección de la vía aérea en perros. Ante estas limitaciones, se han desarrollado implantes tipo stent, cuya función es proporcionar un soporte estructural estable, mantener la permeabilidad laríngea y restaurar el flujo aéreo sin recurrir a procedimientos quirúrgicos más agresivos.

## 1.1. Anatomía laringe y tráquea

Con el fin de contextualizar el trabajo desarrollado, resulta necesario presentar previamente una descripción general de la anatomía de la laringe y la tráquea. Estas estructuras conforman el entorno biológico en el que se implantará el stent laríngeo analizado, por lo que comprender su organización, función y características materiales es fundamental para interpretar adecuadamente los ensayos experimentales y la posterior simulación por elementos finitos.

### 1.1.1. Laringe

La laringe es un órgano tubular cartilaginoso que comunica la faringe con la tráquea. Está compuesta principalmente por músculos y un conjunto de cartílagos hialinos que rodean la luz glótica. Estos cartílagos son: un epiglótico, el tiroideo, un cricoideo y dos aritenoides.

Durante la inspiración, la contracción de la musculatura provoca la rotación externa y abducción de los cartílagos aritenoides, desplazando lateralmente a las cuerdas vocales. Este movimiento permite la apertura de la luz glótica y, en consecuencia, una disminución de la resistencia al flujo de aire, facilitando así una ventilación eficiente hacia el resto del tracto respiratorio.

La función principal de la laringe es la respiración, mediante el control del flujo de aire durante la ventilación. Además, desempeña otras funciones esenciales: protección de las vías respiratorias, evitando la entrada de cuerpos extraños mediante el reflejo de la tos, y la fonación, al intervenir en la producción de la voz a través de la tensión y vibración de las cuerdas vocales.

La laringe está inervada por el nervio laríngeo caudal, rama del nervio laríngeo recurrente, que constituye el principal nervio motor de este órgano (1,2).

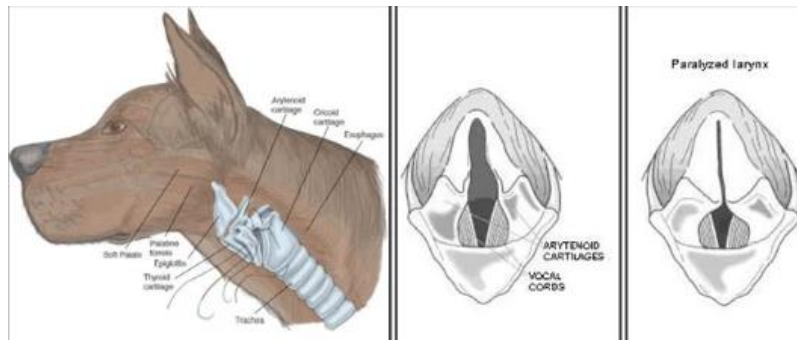


Figura 1. Laringe canina (3).

### 1.1.2. Tráquea

La tráquea es un órgano tubular formado por 35 a 45 anillos de cartílago hialino incompletos en su parte dorsal, los cuales se encuentran unidos entre sí mediante ligamentos anulares y el músculo traqueal. Estos anillos cartilagosos aportan rigidez estructural al conducto, manteniéndolo abierto y evitando su colapso durante el proceso respiratorio.

Se extiende desde la laringe hasta los bronquios y su función principal es permitir el paso del flujo aéreo desde la cavidad nasal o bucal hasta el árbol bronquial.

La tráquea está revestida internamente por una mucosa respiratoria, cuya acción permite atrapar y eliminar partículas inhaladas, contribuyendo así a la protección del sistema respiratorio (4,5).

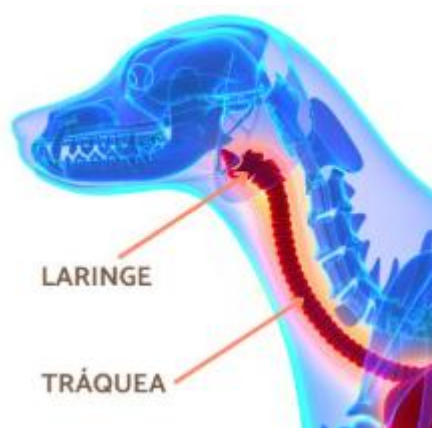


Figura 2. Anatomía tráquea (6).

### 1.2. Patologías

Una vez descrita la anatomía básica de la laringe y la tráquea, resulta interesante abordar las principales patologías que comprometen su funcionalidad en el perro. Entre estas afecciones destacan la parálisis laríngea y el colapso laríngea, ambas caracterizadas por una pérdida de rigidez y capacidad de apertura de la vía aérea que puede derivar en dificultades respiratorias severas. Aunque menos comunes, otras condiciones que podrían llevar a la necesidad de un

stent son la presencia de cuerpos extraños en las vías respiratorias y ciertos tumores. En la práctica veterinaria, una de las alternativas terapéuticas más empleadas consiste en la implantación de stents, cuyo diseño y comportamiento mecánico deben adaptarse a las particularidades anatómicas y biomecánicas del animal. En el siguiente apartado se describen estas patologías y su relevancia clínica.

### **1.2.1. Parálisis laríngea**

La parálisis laríngea es un trastorno neuromuscular en el que se pierde la función de apertura (abducción) de los cartílagos durante la inspiración. Esto ocurre por una alteración del nervio laríngeo recurrente, responsable de inervar los músculos que dilatan la glotis.

Como consecuencia, estos músculos no se separan adecuadamente durante la inspiración, lo que reduce el diámetro de la vía aérea y genera una resistencia significativa al paso del aire. En casos severos, esta falta de apertura puede ocasionar una obstrucción casi completa de la glotis, impidiendo una adecuada oxigenación.

Los signos incluyen tos seca, cambio en la voz del perro (ladrido) y una respiración ruidosa que progresa lentamente hacia una dificultad evidente para respirar y, finalmente, hacia el colapso.

Una de las soluciones de esta patología es una cirugía que presenta complicaciones en el 56% de los casos (7). Sin embargo, los stent presentan la particularidad de que son fáciles de ajustar, presentan pocas reacciones adversas, como una menor inflamación de la zona, y en caso de complicaciones se pueden retirar.

Esta patología es común en perros de mediana a avanzada edad y razas grandes, puede ser hereditaria o adquirida (7,8).

### **1.2.2. Colapso laríngeo**

El colapso laríngeo es una enfermedad estructural progresiva caracterizada por la pérdida de rigidez y deformación de los cartílagos laríngeos, lo que lleva al estrechamiento dinámico de la luz laríngea.

Esta patología generalmente ocurre como consecuencia de otros trastornos de las vías respiratorias superiores de larga duración, como los que se observan en perros braquicéfalos. La dificultad respiratoria constante causada por la deformación de las vías respiratorias superiores provoca debilitamiento, fatiga y, con el tiempo, la deformación de los cartílagos de la laringe (9).

|                     | Parálisis laríngea                  | Colapso laríngeo                               |
|---------------------|-------------------------------------|--|
| Naturaleza          | Neuromuscular (afecta la función)   | Estructural (afecta la forma)                  |
| Causa principal     | Daño del nervio laríngeo recurrente | Debilitamiento y deformación de los cartílagos |
| Tipo de obstrucción | Por falta de apertura               | Por colapso                                    |
| Origen              | Idiopático                          | Braquicefalia                                  |
| Edad y raza         | Adultos y razas grandes             | Jóvenes o adultos y braquicéfalos              |

Tabla 1. Comparación de las patologías parálisis laríngea y colapso laríngeo.



Figura 3. Imagen comparativa de laringe canina.

La imagen de la izquierda muestra una laringe normal y la derecha muestra una laringe obstruida (10).

### 1.3. Stent como alternativa terapéutica

Tras presentar las principales patologías que comprometen la función laríngea en el perro, resulta necesario abordar las alternativas terapéuticas actualmente disponibles para restaurar la permeabilidad de la vía aérea. Entre las distintas opciones, la utilización de stents se ha consolidado como una de las soluciones más empleadas.

Los stents son prótesis destinadas a mantener abiertos los conductos del organismo, permitiendo el flujo continuo de aire o de diferentes fluidos biológicos. En medicina veterinaria, su aplicación abarca principalmente el sistema respiratorio, así como el sistema circulatorio y urinario. Estos dispositivos se fabrican con materiales no invasivos que buscan minimizar la respuesta tisular y garantizar la integración adecuada con el entorno biológico (11).

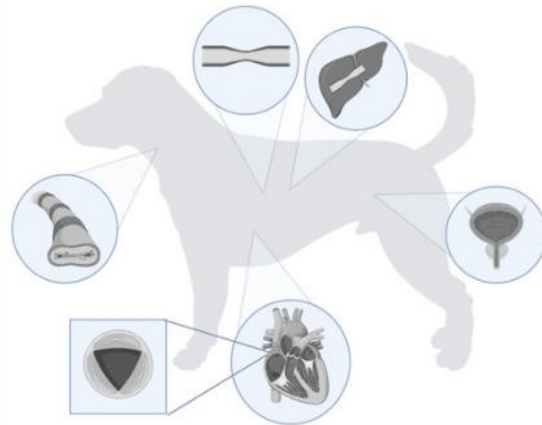


Figura 4. Stent en diferentes tratamientos caninos (11).

En la actualidad, se desarrollan stents veterinarios empleando una amplia variedad de materiales, entre los que destacan polímeros, metales y fibras biodegradables.

La selección del material es un aspecto crítico y depende directamente del lugar de implantación y de las condiciones biomecánicas del tejido. Las propiedades ideales de un stent incluyen elasticidad, biocompatibilidad, termoestabilidad y resistencia frente a las fuerzas de presión. Sin embargo, resulta complejo combinar todas estas características en un único material (11).

### 1.3.1. Stents en el sistema respiratorio

Los tratamientos iniciales para abordar colapsos o alteraciones de la vía aérea incluían técnicas destinadas a soportar el cartílago traqueal mediante anillos extraluminales de poliuterano. A pesar de su finalidad estabilizadora, estas intervenciones presentaban importantes complicaciones: parálisis del nervio laríngeo recurrente, daño traqueal, elevada mortalidad y una gran invasividad quirúrgica, ya que era necesario la disección del cuello para acceder a la tráquea (11).

La búsqueda de alternativas menos agresivas impulsó el desarrollo de la intraluminal, basada en la colocación de stents dentro de la luz respiratoria. En este ámbito, los stents metálicos han adquirido un papel destacado. El material metálico más utilizado en medicina veterinaria es el nitinol, una aleación de níquel y titanio reconocida por dos propiedades fundamentales: la superelasticidad y la memoria de forma. La superelasticidad permite al stent adaptarse de forma dinámica a la movilidad de estructuras como la tráquea o los vasos. Por otro lado, la memoria de forma evita deformaciones permanentes y garantiza la recuperación del diseño original incluso bajo variaciones térmicas.

Además de los dispositivos metálicos, podemos encontrar prótesis de silicona, capaces de reproducir con precisión la morfología interna de la laringe. Este tipo de molde flexible es una alternativa eficaz para proporcionar soporte al esqueleto laríngeo en casos de traumatismo o tras procedimientos de reconstrucción quirúrgica, ofreciendo una buena adaptabilidad y facilidad de extracción cuando es necesario (11).

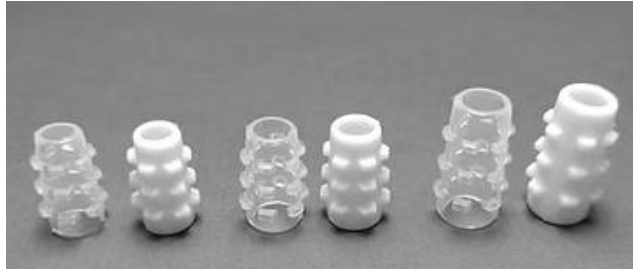


Figura 5. Stent laringotraqueal (12).

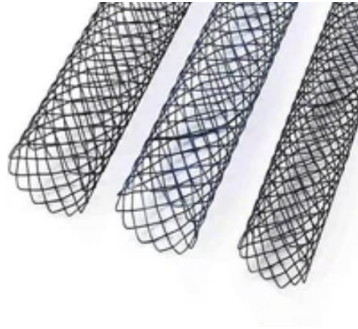


Figura 6. Stent traqueal de nitinol (13).



Figura 7. Stent laríngeo de silicona (14).

### 1.3.2. Implantación del stent laríngeo

La implantación de un stent laríngeo en perros es una técnica mínimamente invasiva y se basa en los siguientes puntos:

1. Medición del stent

La selección del stent laríngeo se realiza considerando las dimensiones anatómicas de la laringe. Como referencia, puede utilizarse el tamaño del tubo endotraqueal que se emplearía para la intubación del paciente, de modo que el stent se ajuste correctamente a la vía aérea sin causar compresión ni permitir desplazamientos.

## 2. Implante del stent

El procedimiento se lleva a cabo por vía oral, sin necesidad de abordaje quirúrgico. El stent introduce a través de la cavidad oral con la ayuda de pinzas o fórceps, previamente plegado para facilitar su inserción. Una vez alcanzada la laringe, se libera cuidadosamente, permitiendo que el dispositivo se autoexpanda y se adapte de forma natural a las paredes laríngeas.

## 3. Verificación y ajuste

Tras la implantación, se verifica la posición del stent mediante visión directa, laringoscopia o radiografías laterales. Si fuera necesario, se pueden realizar pequeños ajustes en la posición hasta lograr una adaptación adecuada (15).



Figura 8. Implantación stent (16).

### 1.4. Objetivos y metodología

El objetivo de este trabajo es analizar el comportamiento mecánico de un stent laríngeo desarrollado en la Facultad de Veterinaria en colaboración con la Dra. Sandra López Mínguez. Para ello, se estudiarán las propiedades del tejido laríngeo y del propio stent mediante la realización de ensayos mecánicos que permitan obtener parámetros representativos de su respuesta estructural. Esta información servirá de base para la elaboración de modelos computacionales mediante técnicas de elementos finitos, a través de los cuales se podrá simular la interacción entre el dispositivo y la anatomía circundante. De este modo, el estudio combina aproximaciones experimentales y numéricas con el fin de comprender el conjunto del stent - laringe.

Para cumplir este objetivo, se establece una metodología basada en la combinación de ensayos de laboratorio y modelación computacional. En primer lugar, se llevarán a cabo ensayos de tracción sobre muestras de laringe canina, así como ensayos de compresión sobre un stent laríngeo con el fin de caracterizar su respuesta mecánica. Como las propiedades del stent son desconocidas, se realizarán simulaciones mediante el método de elementos finitos en Abaqus, reproduciendo las condiciones experimentales del stent con el fin de ajustar su comportamiento a los resultados obtenidos. Finalmente, se llevará a cabo un análisis de la interacción entre el dispositivo y la pared laríngea mediante un modelo simplificado.

Con el fin de presentar de manera clara el proceso seguido en este estudio, la memoria se estructura del siguiente modo: el capítulo 2 describe los ensayos realizados sobre el tejido

laríngeo, a partir de los cuales se obtienen sus propiedades mecánicas y los parámetros necesarios para su modelización; el capítulo 3 se centra en la caracterización del stent y la determinación de los parámetros del material; y el capítulo 4 introduce una primera aproximación a la interacción entre el stent y la laringe utilizando un modelo de elementos finitos.

## 2. PROPIEDADES DE LA LARINGE

La caracterización mecánica del tejido laríngeo resulta esencial para poder modelar con precisión su comportamiento y, posteriormente, analizar su interacción con un dispositivo implantable. Sin embargo, la literatura disponible sobre las propiedades mecánicas de la laringe canina es limitada. Por este motivo, se trabajó con una laringe canina facilitada por la Facultad de Veterinaria.

A partir de esta muestra se llevaron a cabo distintos ensayos experimentales destinados comprender su comportamiento y a obtener las propiedades mecánicas fundamentales del tejido. Se realizaron ensayos de tracción sobre muestras rectangulares de cartílago laríngeo para evaluar su respuesta bajo deformación longitudinal.

En los apartados siguientes se detallan tanto el procedimiento experimental como el análisis de los resultados obtenidos.

### 2.1. Ensayo de tracción

En primer lugar, la muestra biológica se mantuvo refrigerada hasta su preparación para conservar sus propiedades estructurales y evitar la deshidratación del tejido. Posteriormente, se procedió a la apertura de la laringe mediante una incisión longitudinal, lo que permitió acceder al cartílago interno. De esta región se extrajeron cuatro fragmentos de cartílago con forma de hueso de perro.



Figura 9. Laringe perteneciente a perro de gran tamaño estudiada en el laboratorio.



Figura 10. Laringe con apertura longitudinal.

Las muestras se conservaron en suero fisiológico para mantener sus condiciones fisiológicas hasta el momento del ensayo. Los fragmentos se obtuvieron de diferentes zonas con el fin de analizar la heterogeneidad de las propiedades. Los dos primeros se obtuvieron con orientación longitudinal y los otros dos con orientación circunferencial respecto al eje anatómico del cartílago, con el fin de evaluar el posible comportamiento anisótropo del tejido.

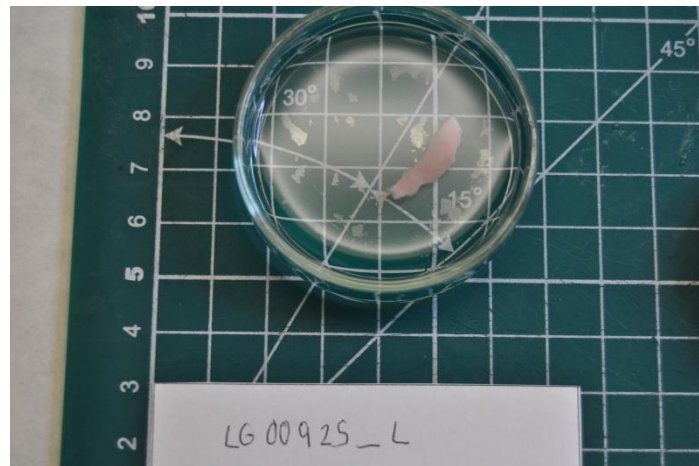


Figura 11. Muestra de cartílago con orientación longitudinal conservada en suero.

Antes de iniciar el ensayo, a cada muestra se le tomaron medidas de anchura y espesor (mm) en tres puntos para obtener un valor promedio representativo de la sección. La longitud inicial de la muestra se determinó a partir de la distancia entre las mordazas de sujeción una vez colocada en la máquina.

Las muestras fueron posteriormente marcadas con spray. Estas marcas permiten realizar un seguimiento óptico mediante cámara, facilitando un control preciso del desplazamiento y la homogeneidad de la deformación a lo largo de la probeta.

Los datos obtenidos para las diferentes muestras son los siguientes:

|                        | Longitud (mm) | Anchura (mm) | Espesor (mm) | Área (mm <sup>2</sup> ) |
|------------------------|---------------|--------------|--------------|-------------------------|
| Muestra 1 longitudinal | 10,77         | 4,5          | 1,1          | 5                       |
| Muestra 2 longitudinal | 10,4          | 3,52         | 1,26         | 5                       |

Tabla 2. Datos del primer par de muestras con orientación longitudinal.

|                           | Longitud (mm) | Anchura (mm) | Espesor (mm) | Área (mm <sup>2</sup> ) |
|---------------------------|---------------|--------------|--------------|-------------------------|
| Muestra 1 circunferencial | 11,65         | 3,9          | 0,8          | 5                       |
| Muestra 2 circunferencial | 8,02          | 4,05         | 0,88         | 5                       |

Tabla 3. Datos del segundo par de muestras con orientación circunferencial.

Los ensayos se llevaron a cabo en una máquina de tracción uniaxial INSTRO 5580 a la que se le aplicó una precarga de 0,005 N y contaba con una cubeta transparente de ensayo que permitió mantener las muestras totalmente sumergidas en suero fisiológico durante todo el proceso.

Cada muestra fue colocada entre las mordazas de sujeción. Durante el ensayo de tracción uniaxial, la máquina registró los valores de tiempo (s), extensión (mm) y carga (N) aplicada sobre cada muestra. Los datos obtenidos se exportaron a una hoja de cálculo para su tratamiento y análisis.

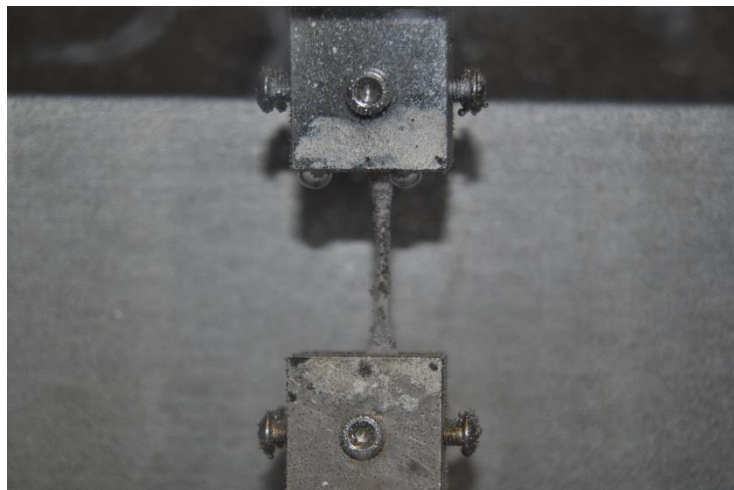


Figura 12. Ensayo de tracción uniaxial de muestra marcada con spray de cartílago de laringe canina.

Una vez almacenados los datos experimentales en la hoja de cálculo correspondiente, se procedió al análisis de las variables registradas durante el ensayo de tracción, como se explicará posteriormente.

## 2.2. Resultados del ensayo de tracción

A partir de los valores de extensión y carga, se calculó la tensión ingenieril ( $P = F/A$ ) en KPa del ciclo completo y la deformación ( $\epsilon = \Delta L/L_0$ ), donde A es el área de la sección transversal y  $L_0$  la longitud inicial de la muestra. Durante la fase de carga, el cartílago se deforma a medida que aumenta la fuerza aplicada, mientras que en la fase de descarga no se recupera instantáneamente su longitud original, característica que corresponde a la histéresis (pérdida de energía). Posteriormente, se identificó el último ciclo de carga - descarga del ensayo, que se consideró representativo del comportamiento estabilizado del tejido.

Con el fin de analizar este ciclo de manera más precisa, se realizó una corrección adicional consistente en restar a cada valor del ciclo el primer dato correspondiente del ciclo considerado. Esta corrección se aplica para eliminar desplazamientos iniciales debidos a efectos viscoelásticos, de plasticidad o daño sobre la muestra. De esta forma, se fuerza a que el ciclo corregido comience en tensión y deformación cero, permitiendo comparar de manera coherente la respuesta mecánica.

Finalmente, se representa en una misma gráfica tensión - deformación el ensayo completo, el último ciclo extraído y el último ciclo corregido, como se puede observar en la Figura 13.

Este procedimiento se aplicó en los cuatro ensayos de tracción uniaxial realizados, correspondientes a las muestras con orientación longitudinal y orientación circunferencialmente. Posteriormente, se seleccionó el último ciclo corregido de cada muestra como comportamiento estable del tejido. Estos ciclos finales se representaron conjuntamente en dos gráficas independientes: una para las muestras longitudinales y otra para las circunferenciales.

A continuación, se presentan los resultados correspondientes al primer ensayo realizado sobre las muestras con orientación longitudinal.

El comportamiento observado en la Figura 13, es característico de tejidos blandos, en los que está presente el colágeno y presenta un carácter no lineal y viscoelástico.

En general, las curvas presentan tres regiones diferenciadas. En la región inicial (0 - 0,30 de deformación) se puede observar baja rigidez. Este comportamiento se asocia al estiramiento inicial de la matriz extracelular y al progresivo desdoblamiento y alineación de las fibras de colágeno, que se encuentran inicialmente dobladas. Seguida, encontramos una región de transición (0,30 - 0,40 de deformación) con un incremento de la pendiente, resultado de la alineación progresiva y el endurecimiento de las fibras. El material empieza a ofrecer una resistencia creciente a la tracción, lo que se refleja en un incremento de la tensión. Por último, podemos encontrar una región de alta rigidez (> 0,40 de deformación), donde la mayoría de las fibras se encuentran completamente alineadas con la dirección de la carga, lo que provoca un aumento de la rigidez del tejido.

Analizando cada línea, se puede observar que la curva correspondiente al ensayo completo (línea azul) presenta superficie dentro de lazos de carga y descarga, lo que pone en manifiesto el fenómeno de histéresis durante los primeros ciclos. Este efecto ya no es apreciable en el último ciclo, donde el tejido presenta un comportamiento más estable y repetitivo.

La curva del último ciclo (línea roja) coincide con la respuesta esperada una vez la muestra ha experimentado varios ciclos de carga, alcanzando un estado mecánico más estable.

Por último, la curva del último ciclo corregido (línea verde) coincide prácticamente con el ciclo sin corregir, pero presenta un ligero desplazamiento hacia el origen. Al realizar la corrección, se garantiza que el ciclo representado comience en tensión y deformación cero.

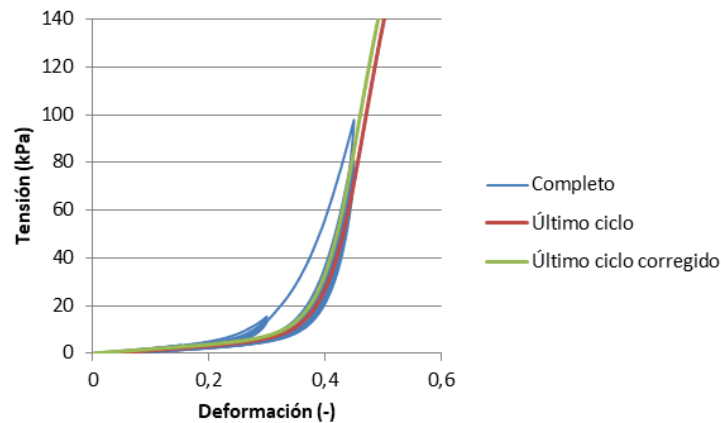


Figura 13. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] del primer ensayo de tracción de la muestra con orientación longitudinal.

La Figura 14 muestra las curvas obtenidas en el segundo ensayo de tracción sobre muestra longitudinal. La forma general de las curvas mantiene el patrón típico de tejidos viscoelásticos y no lineal descrito anteriormente.

La curva del ensayo completo (azul) vuelve a presentar histéresis, lo que confirma la presencia del comportamiento viscoelástico del tejido. Sin embargo, ahora son ciclos de histéresis más planos y los picos no alcanzan la misma tensión que en el primer ensayo. Mientras que en el ensayo previo podían alcanzar una tensión de 100 kPa ahora alcanzan una tensión máxima de 15 kPa.

La curva del último ciclo corregido (verde) coincide casi por completo con la curva roja, lo que indica que la corrección aplicada es muy pequeña y se limita a ajustar el desplazamiento inicial. La superposición confirma la estabilidad de la respuesta mecánica en la fase final del ensayo.

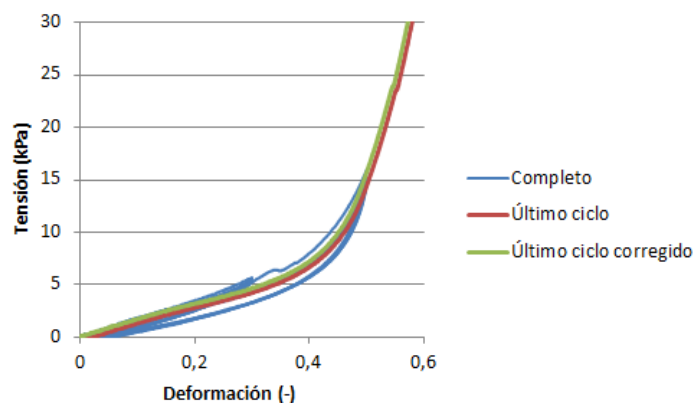


Figura 14. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] del segundo ensayo de tracción de la muestra con orientación longitudinal.

Para finalizar con el ensayo sobre la dirección longitudinal, la Figura 15 representa las curvas tensión - deformación correspondientes al último ciclo corregido de los dos ensayos con orientación de fibras longitudinal. Aunque ambas siguen la respuesta típica del material se aprecian diferencias relevantes entre ellas.

En primer lugar, L1 presenta una rigidez inicial mayor, ya que su pendiente en las pequeñas deformaciones es más pronunciada. Esto indica que la estructura interna de la muestra L1 ofrece una mayor resistencia en el tramo elástico inicial. Por el contrario, L2 muestra una respuesta más gradual, lo que sugiere una menor rigidez inicial.

Por último, como se puede observar en la Figura 15, la zona de estudio de deformaciones inferiores al 20% se comporta en ambos casos de la misma forma y con un comportamiento lineal.

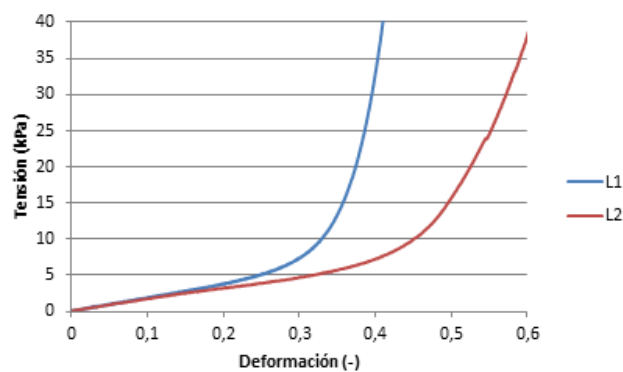


Figura 15. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] con el último ciclo de los dos ensayos longitudinales.

Una vez analizados los resultados de los ensayos sobre la muestra con orientación de fibras longitudinal, se analizarán los resultados obtenidos con la muestra de orientación circular.

En primer lugar, la Figura 16 muestra las curvas tensión - deformación obtenidas en el ensayo de tracción realizado sobre la muestra de laringe con orientación circular de las fibras. El comportamiento mecánico observado presenta diferencias notables respecto a las muestras con orientación longitudinal, reflejando la anisotropía estructural del tejido.

Las curvas muestran el comportamiento típico de un tejido blando no lineal, pero con patrones específicos de la orientación circular.

En la región inicial (0 - 0,30 de deformación) se puede observar una pendiente baja. Esto corresponde al estiramiento inicial de las fibras que, en esta dirección, suelen estar más onduladas que en la dirección longitudinal. La respuesta es menos rígida en esta fase.

Al igual que en el ensayo de la muestra longitudinal, hay una región de transición (0,30 - 0,50 de deformación) donde se observa un incremento progresivo de la rigidez. Las fibras comienzan a alinearse con la dirección de tracción pese a no estar orientadas originalmente para resistir grandes tensiones en esta dirección.

En cuanto a la región de rigidez elevada ( $> 0,50$  de deformación), hay una subida muy pronunciada en valores de tensión. Esto sugiere que, a grandes deformaciones, el tejido circunferencial también es capaz de desarrollar rigideces elevadas debido a la completa alineación de las fibras.

La curva del ensayo completo (azul) muestra gran histéresis y mayor dispersión en los primeros ciclos. Esto evidencia el acondicionamiento típico de tejidos viscoelásticos, especialmente cuando se cargan en una dirección que no es la principal orientación de fibras.

En el último ciclo (rojo), la respuesta es más estable. Esto indica que, tras sucesivas cargas, el tejido se ha adaptado estructuralmente, alineando parcialmente sus fibras.

La curva del último ciclo corregido (verde) presenta una superposición casi perfecta con la curva roja. Esta coincidencia entre ambas confirma que la respuesta mecánica del último ciclo es estable y fiable para análisis comparativos.

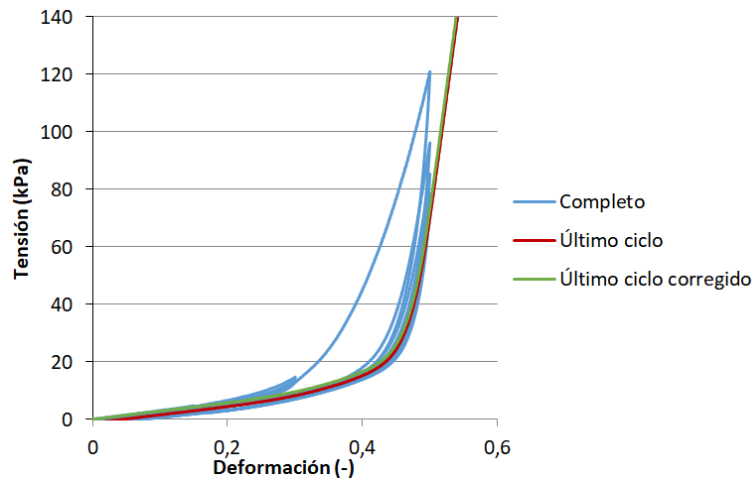


Figura 16. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] del primer ensayo de tracción de la muestra con orientación circunferencial.

La Figura 17 muestra las curvas tensión - deformación correspondientes al segundo ensayo de tracción realizado sobre la muestra circunferencial.

Al igual que en casos anteriores, se pueden ver tres regiones diferenciadas y en conjunto el tejido muestra un comportamiento no lineal, viscoelasticidad elevada, histéresis y un claro aumento de la rigidez al aumentar la deformación.

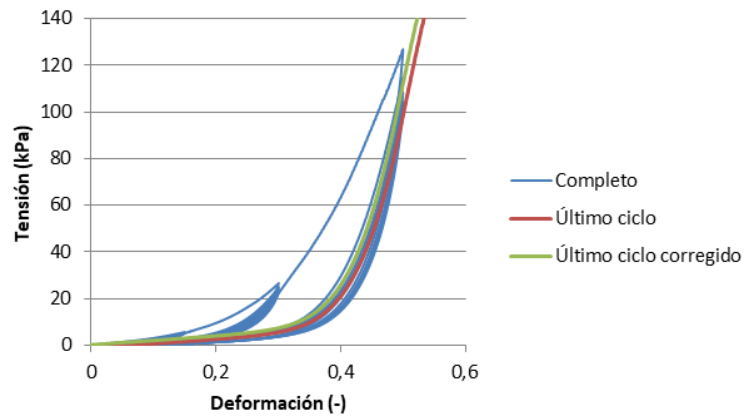


Figura 17. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] del segundo ensayo de tracción de la muestra con orientación circunferencial.

Finalmente, la Figura 18 muestra los ciclos finales corregidos de los dos ensayos circunferenciales. Ambas curvaturas mantienen el comportamiento típico de un tejido blando no lineal, con una región inicial de baja rigidez, una zona de transición y un endurecimiento marcado a partir de deformaciones próximas a 0,40.

La principal diferencia entre los ciclos es que C2 presenta una mayor rigidez en la parte media y final de la curva, situándose por encima de C1 a partir de deformaciones moderadas. En la Figura 18, al igual que se ha comentado en la Figura 12, el comportamiento en las zonas más bajas donde la deformación se encuentra en torno al 30 % es coincidente y puede considerarse lineal.

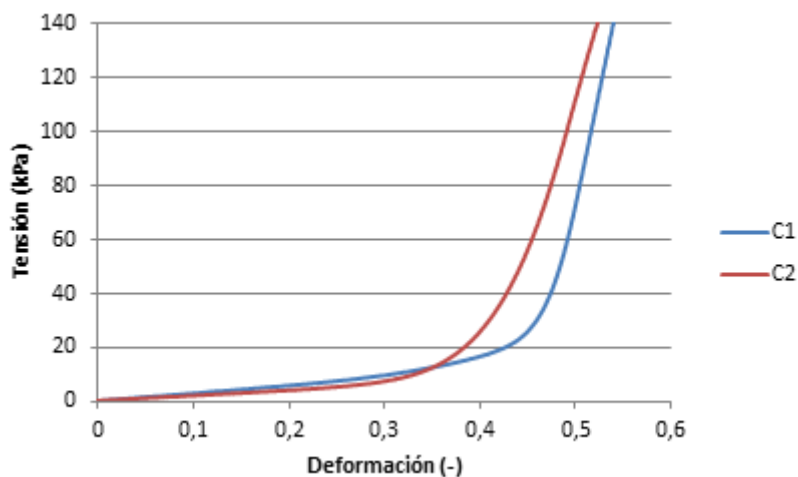


Figura 18. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] con el último ciclo corregido de los dos ensayos circunferenciales.

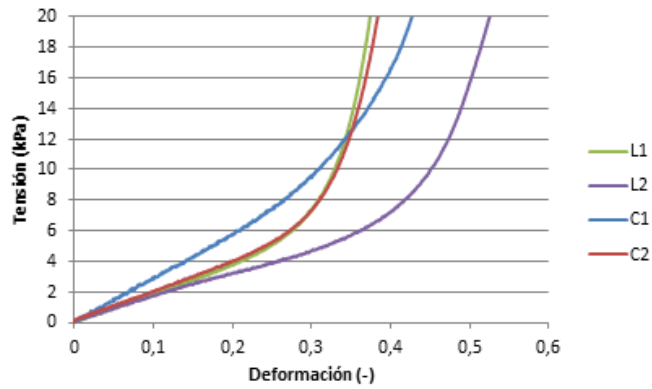


Figura 19. Gráfica tensión - deformación [kPa] [-] con los últimos ciclos de los cuatro ensayos representados.

Observando el comportamiento de la gráfica de la Figura 19 a bajas deformaciones el comportamiento del material puede considerarse isótropo.

A partir de los resultados del ensayo experimental se determinó el módulo elástico analizando la pendiente en la zona donde el comportamiento del material podía considerarse isótropo y las deformaciones alcanzaban el 20%.

|    | Módulo elástico [kPa] |
|----|-----------------------|
| L1 | 18,35                 |
| L2 | 15,90                 |
| C1 | 28,39                 |
| C2 | 19,20                 |

Tabla 4. Módulos elásticos obtenidos a partir del ensayo de tracción.

### 3. PROPIEDADES DEL STENT

#### 3.1. Ensayo de compresión

Para evaluar el comportamiento mecánico del stent fabricado mediante impresión 3D con material TPU (poliuretano termoplástico), se realizaron ensayos de compresión uniaxial sobre tres modelos de diferente tamaño. Los stents presentan las siguientes dimensiones aproximadas:

- Stent grande: longitud 53.5 mm y diámetro 30.5 mm
- Stent mediano: longitud 31.2 mm y diámetro 17.8 mm
- Stent pequeño: longitud 24.2 mm y diámetro 14.2 mm



Figura 20. Stents de tres dimensiones diferentes.

El poliuretano termoplástico (TPU) es un elastómero de gran versatilidad que combina la elasticidad característica del caucho con las ventajas de procesamiento de los materiales termoplásticos. En el ámbito biomédico, el TPU se emplea por su biocompatibilidad y su capacidad de ser esterilizado mediante los métodos habituales empleados en dispositivos sanitarios.

Gracias a estas propiedades, el TPU se utiliza para la fabricación de dispositivos médicos como catéteres, válvulas, apósitos y otros componentes que requieren buen comportamiento mecánico, flexibilidad y seguridad biológica. Además, la tecnología de fabricación aditiva ha impulsado aún más su uso: el TPU es actualmente uno de los materiales más utilizados en impresión 3D cuando se necesitan piezas flexibles, adaptables y con geometrías complejas, lo que lo convierte en una opción idónea para el desarrollo de prótesis personalizadas, como los stents laríngeos veterinarios (17).

Cada modelo se ensayó cinco veces en la INSTRON 5848 para garantizar la repetitividad y consistencia de los resultados. Se colocó cada stent en la máquina de compresión, asegurándolo sobre una plataforma para evitar su desplazamiento durante el ensayo. Para garantizar una aplicación uniforme de la carga, se empleó un utillaje cuya superficie cubría completamente el diámetro del stent. Durante el ensayo, se llevó a cabo un desplazamiento

controlado del utillaje, el cual descendió un total de 10 mm a 1mm/min durante la prueba. Finalmente, se registraron las variables tiempo (s), extensión (mm) y carga aplicada (N).

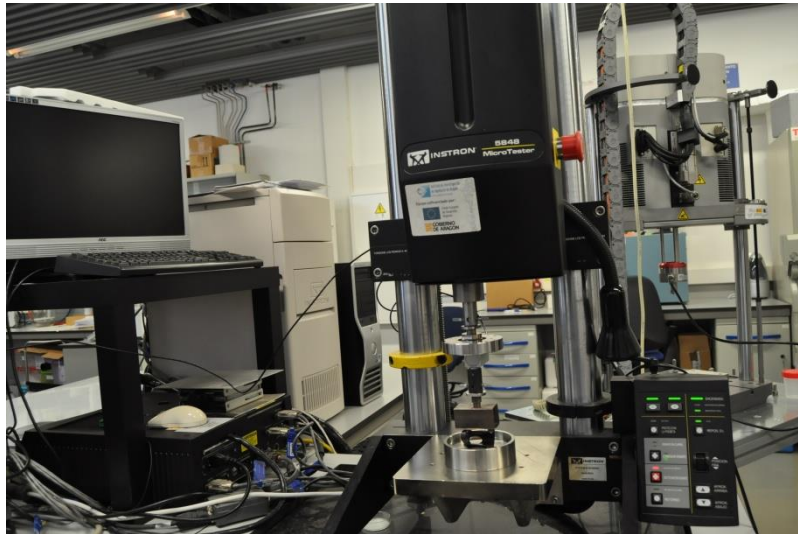


Figura 21. Máquina utilizada para realizar el ensayo de compresión sobre los stents.

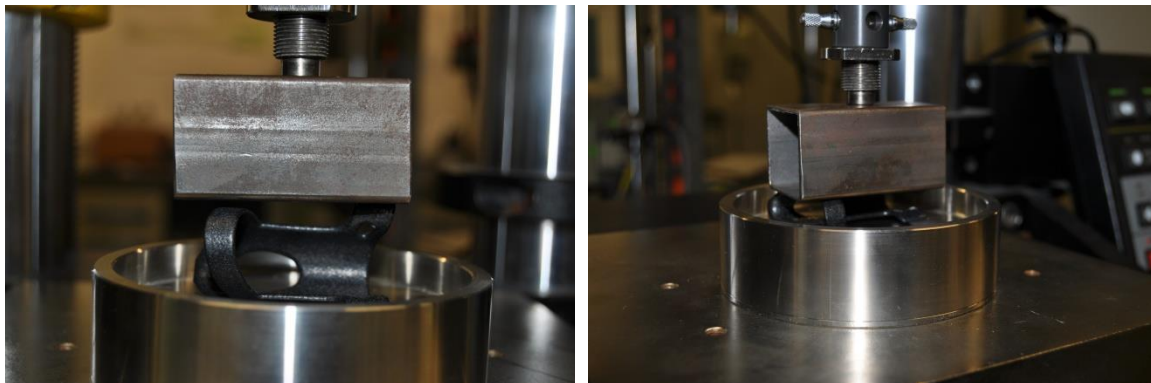


Figura 22. Ensayo de compresión sobre el stent.

### 3.2. Resultados del ensayo de compresión

A partir de los datos registrados, se obtuvieron las curvas fuerza - desplazamiento correspondientes. Para cada tamaño se superpusieron los cinco ensayos con el fin de evaluar la repetitividad del comportamiento mecánico y la influencia del tamaño en la respuesta global del stent.

Para el stent de tamaño pequeño, las cinco curvas presentan una forma muy similar, con una fase inicial lineal de incremento de la fuerza seguida de una parte aproximadamente lineal hacia la región final. La dispersión entre repeticiones es reducida, lo que indica buena reproducibilidad del ensayo. El rango de fuerzas es menor respecto a los otros tamaños, coherente con su menor sección y rigidez global.

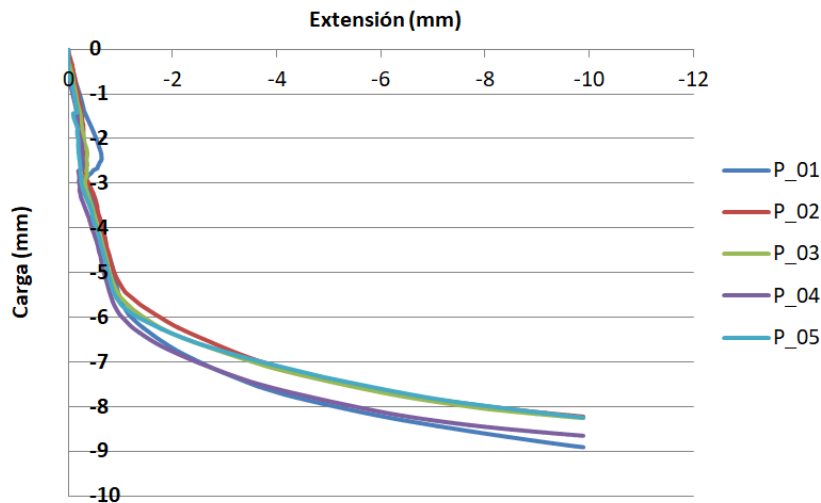


Figura 23. Gráfica fuerza - desplazamiento [N] [mm] con las curvas del ensayo de compresión realizado sobre el stent pequeño.

Para el caso del stent mediano, se puede observar la misma tendencia que en el tamaño pequeño, pero alcanzando fuerzas más negativas (mayor compresión). La repetitividad entre repeticiones sigue siendo buena, con dispersión en la fase inicial, probablemente por la colocación del stent. El aumento del tamaño se traduce en mayor resistencia a la compresión.

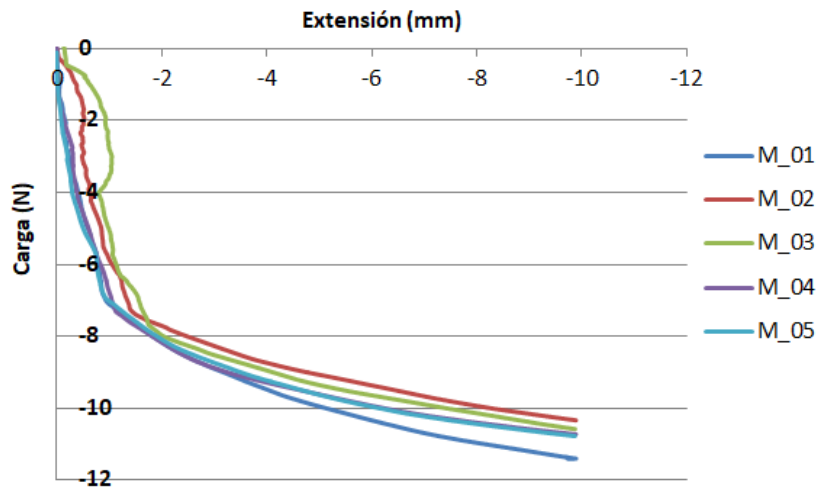


Figura 24. Gráfica fuerza - desplazamiento [N] [mm] con las curvas del ensayo de compresión realizado sobre el stent mediano.

En el stent grande se observa la mayor variabilidad en la parte inicial de la curva, donde algunas repeticiones muestran irregularidades asociadas a inestabilidades locales. No obstante, a partir de deformaciones intermedias las curvas convergen y muestran una respuesta prácticamente idéntica en la zona final. El nivel de carga alcanzado es el mayor de los tres casos.

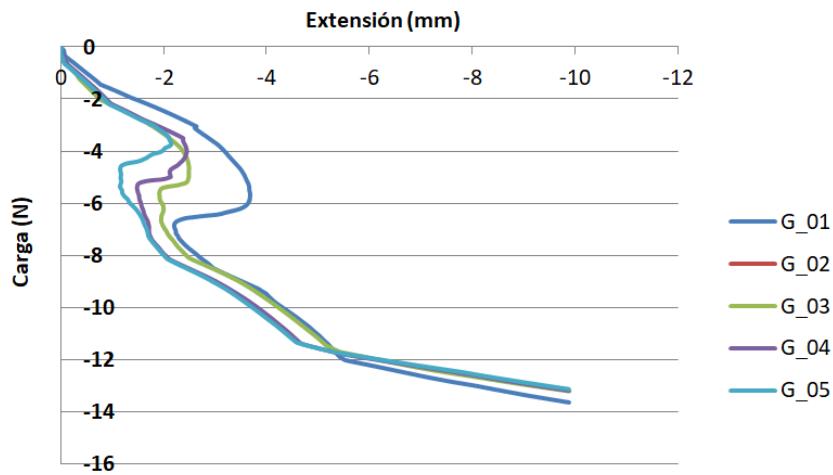


Figura 25. Gráfica fuerza - desplazamiento [N] [mm] con las curvas del ensayo de compresión realizado sobre el stent grande.

### 3.3. Modelo de simulación

Con el objetivo de determinar el módulo elástico del stent empleado en los ensayos experimentales de compresión, se desarrolló un modelo numérico del stent de tamaño medio mediante el método de elementos finitos en Abaqus y mediante análisis inverso se determinó que módulo elástico, dentro del rango de literatura, reproducía los ensayos experimentales.

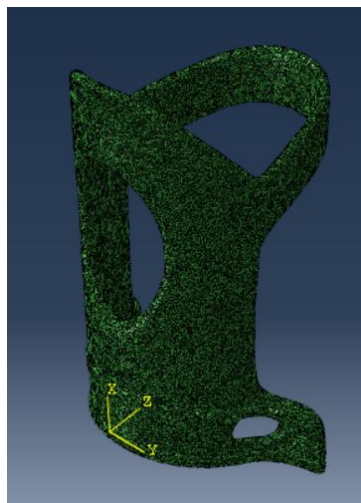


Figura 26. Modelo del stent en Abaqus.

Partiendo del modelo de CAD proporcionado por la Facultad de Veterinaria, se importó en Abaqus y se hizo un modelo de 404117 elementos tetraédricos con 148404 nodos, Figura 27. Con el fin de evitar los problemas de convergencia asociados al contacto, se simplificó el ensayo modelándolo como una compresión lateral con condición de simetría en el centro que reproduce el estado de deformación del ensayo, Figura 27.

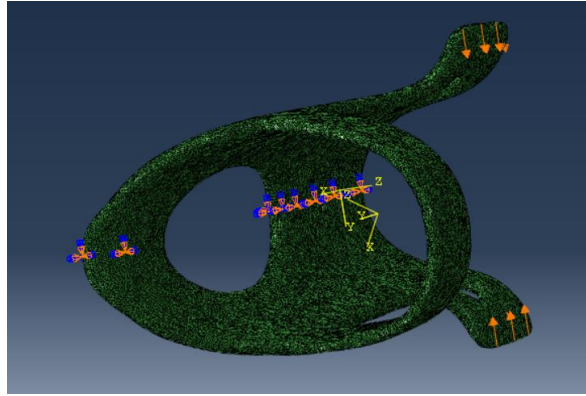


Figura 27. Condiciones de contorno sobre el stent.

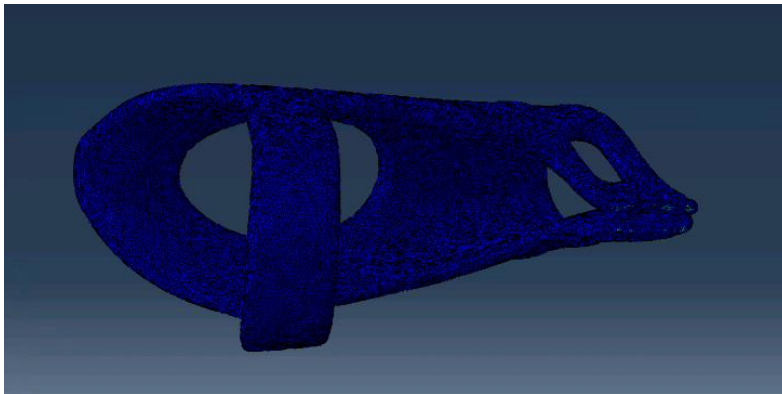


Figura 28. Stent deformado.

Para el material se empleó un comportamiento hiperelástico Neo - Hookeano:

$$U = C_{10}(I_1 - 3)$$

En la función de energía de deformación  $I_1$  es el primer invariante del tensor de deformación y  $C_{10}$  es dos veces el módulo de cizalla, que se puede relacionar para materiales incompresibles como  $C_{10} = \frac{E}{6}$ .

Se empleó un módulo de compresibilidad bajo de valor 0,01 y según la literatura, el módulo elástico del TPU puede situarse en un rango aproximado de 5 a 60 MPa (18). Empleando la aproximación mencionada anteriormente, en el modelo Neo - Hookeano estaríamos trabajando entre 0,833 y 10 MPa.

A partir de la simulación se registraron las fuerzas resultantes asociadas a cada incremento de desplazamiento, lo que permitió obtener una curva fuerza - desplazamiento directamente comparable con la obtenida en el laboratorio. Se comparó con gráficas obtenidas para el stent de tamaño medio. Mediante un proceso iterativo, se ajustó la constante Neo - Hookeana y se determinó que el valor que mejor reproduce la pendiente y la forma global de la curva experimental es de 12 MPa, correspondiente al comportamiento de un TPU blando. Este valor corresponderá a un módulo elástico de 72 MPa, un poco mayor de lo esperable pero puede servir para el proceso de fabricación.

En la Figura 29 están representadas algunas de las gráficas fuerza - desplazamientos obtenidas para las diferentes constantes Neo - Hookeanas. Como se observa, un valor de 50 MPa se alejaría del resultado esperado, por lo que, se fue probando con valores más bajos. Se calculó el error para comprobar la fiabilidad del resultado y en la Figura 30 puede verse representado el ensayo de 12 MPa junto con el experimental.

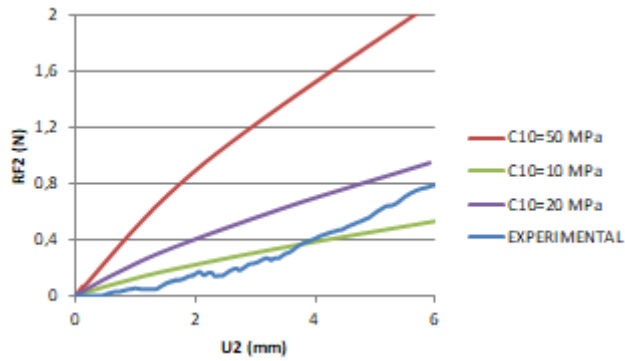


Figura 29. Comparación de las diferentes gráficas fuerza - desplazamiento [N] [mm] utilizadas para la determinación del módulo elástico del stent.

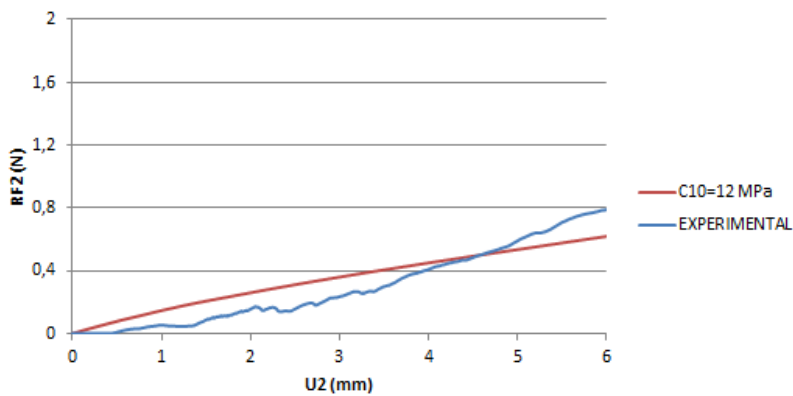


Figura 30. Comparación gráfica fuerza - desplazamiento [N] [mm] del ensayo experimental y la curva obtenida por simulación numérica con  $C_{10}$  de 12 MPa.

#### 4. MODELO STENT - LARINGE

A partir del modelo del stent, se llevó a cabo en Abaqus una simulación de compresión que reprodujese el comportamiento mecánico cuando se encuentra en el interior de la laringe canina.

Inicialmente, se planteó realizar la simulación empleando una geometría real de laringe obtenida a partir de un TAC de un perro. Sin embargo, no fue posible disponer de imágenes procedentes del Hospital Veterinario de la Universidad de Zaragoza. Por este motivo, se optó por generar un modelo simplificado consistente en un cilindro de 12 mm de diámetro y 30 mm de longitud, que actuó como representación geométrica aproximada de la luz laríngea para el análisis mecánico. El diámetro interno de 12 mm empleado para la geometría de la laringe se seleccionó a partir de los valores reportados en la literatura para perros de tamaño mediano (19). Este modelo cuenta con 6250 elementos hexaédricos y 11016 nodos.

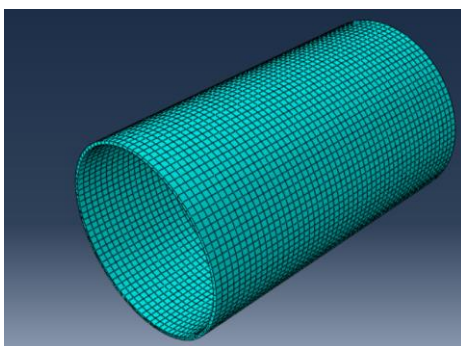


Figura 31. Geometría simplificada para la representación de la laringe.

A partir de los módulos elásticos obtenidos en el apartado de resultados del ensayo de tracción, se procedió a calcular el valor medio con el fin de disponer un parámetro representativo para su utilización en el modelo numérico. El valor promedio obtenido fue de 20,46 kPa.

Durante la fase de liberación de desplazamientos, en la que el stent debía volver a expandirse tras el proceso de plegado, se observó que la geometría final no recuperó su diseño original. Este comportamiento puede deberse a que la simulación del plegado no reproduce de forma completamente fiel el proceso real, aunque podría asemejarse al plegado manual mediante la pinza empleada durante la implantación. Así mismo, la representación simplificada de la laringe como un cilindro introduce limitaciones geométricas que afectan al contacto, puesto que la anatomía real no presenta una superficie perfectamente cilíndrica. Como consecuencia, algunas regiones del stent no llegan a establecer el contacto adecuado y la expansión no se desarrolla de forma homogénea. En la Figura 32 se muestra el estado final alcanzado por el stent y en la Figura 33 su interacción con el cilindro junto a la tensión máxima principal [MPa] alcanzada.

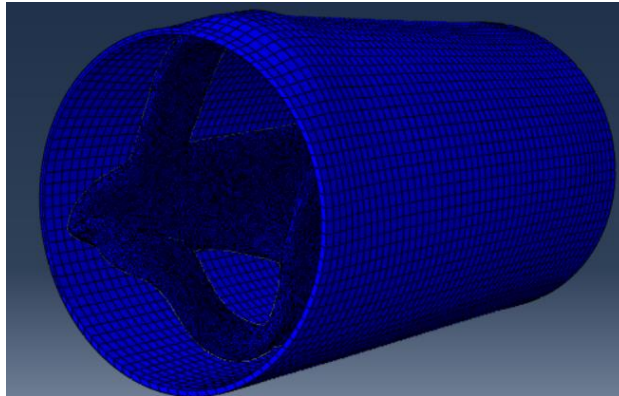


Figura 32. Estado final alcanzado con el stent.

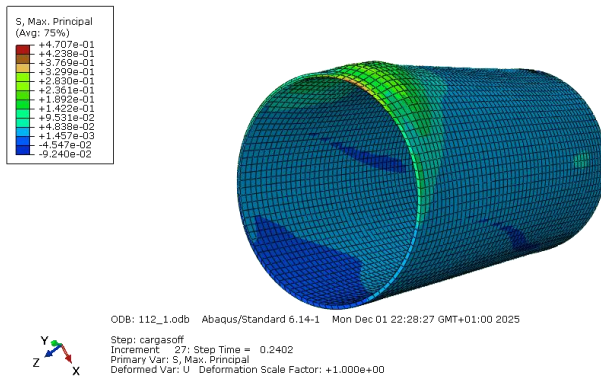


Figura 33. Tensión máxima principal [MPa] en el cilindro.

## 5. CONCLUSIONES

El trabajo desarrollado permite comprender el comportamiento mecánico tanto del cartílago laríngeo canino como del stent laríngeo fabricado en TPU. Los ensayos experimentales realizados muestran que el tejido laríngeo presenta un carácter viscoelástico marcado y anisótropo: según la zona y la orientación de las fibras, el comportamiento puede aproximarse a un material isótropo en pequeñas deformaciones, pero manifiesta diferencias entre direcciones longitudinales y circunferenciales. Aun así, los resultados obtenidos fueron consistentes entre repeticiones, lo que confirma la estabilidad de las propiedades mecánicas del tejido en las condiciones ensayadas.

Por otro lado, los ensayos de compresión sobre los tres tamaños de stent revelan una respuesta altamente repetitiva dentro de cada modelo, lo que indica una buena fiabilidad del TPU impreso. En el modelo numérico, el valor del módulo elástico determinado de 12 MPa permite reproducir la curva experimental.

La simulación del conjunto stent – laringe permitió una primera aproximación del efecto mecánico del implante sobre la luz laríngea. Aunque la geometría empleada se simplificó por limitación de disponibilidad de imágenes, los resultados muestran que el modelo podría ser capaz de constituir una base para análisis futuros.

De cara a continuar este estudio se plantean futuras líneas de trabajo como podría ser la verificación del modelo hiperelástico es válido para todos los tamaños de stent. Para ello sería necesario disponer de los CAD originales de cada tamaño y permitir el proceso de ajuste para confirmar la consistencia del módulo elástico en toda la gama de dispositivos. También podría trabajarse con una geometría real de laringe, utilizando imágenes obtenidas mediante TAC. Con ello se podrían estudiar distribuciones reales de presión, deformaciones locales y posibles puntos críticos entre el stent y pared laríngea. Por último, podría validarse mediante imágenes los stent implantados, obteniendo radiografías o endoscopias tras la implantación del stent para comparar la deformación real con el modelo computación.

## 6. BIBLIOGRAFÍA

1. Brindeau L, Benito J, Gómez R. Revisión bibliográfica de la cirugía mínima invasiva en las vías aéreas del perro. [Zaragoza]: Universidad de Zaragoza; 2022.
2. Arredondo Noverón C. Anatomía del aparato respiratorio del canino [Internet]. [Ciudad de Mexico]: Universidad Nacional Autónoma de México; 2009 [cited 2025 Nov 30]. Available from: <https://ru.dgb.unam.mx/server/api/core/bitstreams/21970b72-f28e-4b69-9b78-fb9a222aee60/content>
3. Causas, síntomas y Tratamiento de la parálisis laríngea en perros. SPA MAROC [Internet]. [cited 2025 Dec 2]; Available from: <https://spadumaroc.com/resources/domestic-animals-diseases-in-morocco/laryngeal-paralysis/?lang=es>
4. Martínez S. Aparato respiratorio en Perros y Gatos | PDF [Internet]. [cited 2025 Nov 30]. Available from: <https://es.slideshare.net/slideshow/aparato-respiratorio-en-perros-y-gatos/32824277>
5. Ubicación y función de la tráquea en perros: anatomía, síntomas y cuidados [Internet]. [cited 2025 Nov 30]. Available from: <https://www.petscare.com/es/news/post/dog-trachea-location-health-guide>
6. Besterios M. Sistema respiratorio del perro y sus partes - GUÍA COMPLETA (con imágenes) [Internet]. 2024 [cited 2025 Dec 2]. Available from: <https://www.expertoanimal.com/sistema-respiratorio-del-perro-26461.html>
7. Arambarri M. Stent: el gran avance en la parálisis laríngea [Internet]. 2022 [cited 2025 Nov 30]. Available from: <https://www.ladridos.es/julio2022/julio2022/stent-el-gran-avance-en-la-paralisis-laringea>
8. Parálisis de Laringe - American College of Veterinary Surgeons. [cited 2025 Nov 30]; Available from: <https://www.acvs.org/es/small-animal/laryngeal-paralysis/>
9. Colapso laríngeo síndrome braquiocefálico - Servet Urgencias [Internet]. [cited 2025 Nov 30]. Available from: <https://www.serveturgencias.es/colapso-laringeo-sindrome-braquiocefalico/>
10. Casas García D. Valoración endoscópica de la laringe en pequeños animales | Clinircvet, revista clínica con artículos de cirugía veterinaria. Clinvet by Multimédica [Internet]. [cited 2025 Nov 30];25. Available from: <https://revistas-veterinaria.multimedica.es/clinircvet/valoracion-endoscopica-de-la-laringe-en-pequenos-animales/>
11. Graczyk S, Paślowski R, Grzeczka A, Litwińska L, Jagielski D, Paślowska U. Stents in Veterinary Medicine. Mater 2023, Vol 16, Page 1480 [Internet]. 2023 Feb 10 [cited 2025 Nov 30];16(4):1480. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/16/4/1480/htm>
12. ABTVet | Stents laringotraqueales de uso veterinario [Internet]. 2024 [cited 2025 Dec 2]. Available from: <https://www.abtvvet.com/>
13. Braun VetCare B. Productos para intervencionismo y cardiología. :4.
14. Stent Laringeo – Stening [Internet]. Stenins dispositivos para las vías aéreas . 2015 [cited 2025 Dec 2]. Available from: <https://stening.com.ar/productos/laringologia-traqueostomia/otros/stent-laringeo/>
15. Hall P, Ricart C. Guía Completa para la Implantación de Stent Laringeo en Perros: Procedimiento y Beneficios [Internet]. 2024 [cited 2025 Nov 30]. Available from: <https://www.abtvvet.com/post/técnica-de-implantación-del-stent-de-silicona-de-uso-veterinario>
16. Théron ML, Lahuerta-Smith T. Laryngeal silicone stent as a treatment option for laryngeal paralysis in dogs: a preliminary study of 6 cases. J Vet Sci. 2022;23(4):1–10.
17. ¿Qué es el poliuretano termoplástico (TPU)? Una guía completa - RJC Mold. Rapid MFG [Internet]. 2025 [cited 2025 Nov 30]; Available from: <https://rjcmold.com/es/what-is-tpu/>

18. Wilińska K, Kozuń M, Pezowicz C. Elastic Properties of Thermoplastic Polyurethane Fabricated Using Multi Jet Fusion Additive Technology. *Polymers (Basel)*. 2025;17(10).
  19. Dzierżęcka M, Charuta A. Morphometric description of the larynx in the dog (*Canis familiaris*). *Acta Sci Pol Zootech*. 2022 Aug 29;20(4):43–50.
-