



Universidad
Zaragoza

Proyecto Fin de Carrera

Modelado constitutivo mediante técnicas
experimentales y numéricas del comportamiento
mecánico de las arterias aorta y pulmonar

Autora

Ana Victoria Corral Lou

Directora

Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

2016

A Fany, por el interés y la paciencia a lo largo de toda la carrera.

A Carlos y Aitor, por acogerme en el laboratorio.

A Juan Antonio, por el tiempo y la ayuda.

A los compañeros que me han hecho acabar con muy buen sabor de boca.

A mi primo Alejandro, que ha puesto luz en el camino.

A Jorge, por su cariño y su apoyo incondicional.

Y sobre todo a los de casa, por la absoluta confianza en mí y por ser una fuente de energía inagotable.

No hay hierro que a puro martillar no se caliente (José Lou Muniesa)

RESUMEN

Modelado constitutivo mediante técnicas experimentales y numéricas del comportamiento mecánico de las arterias aorta y pulmonar

Una de las disciplinas más jóvenes de la ingeniería, que está creciendo y estableciéndose como uno de los polos de mayor desarrollo en este país, es la bioingeniería. Es un campo que conjuga aspectos médicos con ingenieriles pero que no sería posible sin la colaboración y experiencia de otras disciplinas como la biología, la física o las matemáticas. Se enfrenta a situaciones y problemas médicos mediante el diseño y la construcción de productos y tecnologías sanitarias como equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico (imagenología médica) y de terapia, etc.

En el presente proyecto se desarrolla la caracterización del comportamiento mecánico de las arterias aorta y pulmonar mediante la elaboración y aplicación de una metodología numérico-experimental, para su aplicación posterior en otros trabajos de investigación enfocados en el diseño de dispositivos intravasculares como *stents* o *balones*.

En el Instituto de Investigación Universitario en Ingeniería de Aragón de la Universidad de Zaragoza (I3A), junto con la directora del proyecto, se procedió a la extracción de muestras de arteria pulmonar y de arteria aorta (aorta ascendente), provenientes de seis corazones de cerdo. Como se trata en ambos casos de tejido anisótropo, ha sido necesaria su caracterización en las dos direcciones preferentes de anisotropía, circunferencial y longitudinal. Se les realizaron ensayos uniaxiales y biaxiales, tanto del conjunto como de cada una de las capas por separado, para la obtención de las propiedades mecánicas de los tejidos. Durante el proceso se realizaron fotos y distintas mediciones geométricas que ayudaron en el posterior procesado de datos.

A partir de los ensayos se obtuvieron los datos brutos directamente de las máquinas, se postprocesaron haciendo un filtrado de aquellos que no eran significativos debidos al ruido u otros factores, y se calcularon las curvas de comportamiento tensión-deformación de las muestras. Además se obtuvieron las propiedades mecánicas gracias a que dichos ensayos tienen solución analítica.

Con todas ellas, se calcularon medidas uniaxiales y biaxiales promedio para cada tipo de tejido, y se introdujeron en un software de elementos finitos, donde se procedió a la simulación de los ensayos aplicando el mismo protocolo de actuación seguido en el laboratorio.

Con los resultados obtenidos en la parte computacional del proyecto se pudo comparar la distribución de tensión obtenida del modelo experimental (no uniforme) con la distribución teórica (uniforme) en la zona central de las muestras, frente a dos situaciones distintas de condiciones de contorno.

Finalmente se concluyó que la formulación universalmente aceptada para grandes deformaciones se ajusta más en el caso en el que las uniones permitan desplazamiento libre en las dos direcciones del plano, que en el caso en el que no esté permitido el desplazamiento en la dirección perpendicular.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	1
1.1.	OBJETIVO.....	1
1.2.	ALCANCE	1
1.3.	MOTIVACIÓN.....	2
2.	MÉTODO EXPERIMENTAL.....	5
2.1.	INTRODUCCIÓN.....	5
	Descripción de las muestras	5
	Descripción de las arterias	6
2.2.	METODOLOGÍA	7
2.3.	EXTRACCIÓN Y PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS.....	8
	Conservación de las muestras.....	8
	Limpieza arterias.....	8
	Probetas	9
2.4.	METODOLOGÍA	11
	Ensayo uniaxial.....	11
	Ensayo biaxial.....	12
2.5.	RESULTADOS	13
	Ensayo uniaxial.....	13
	Ensayo biaxial.....	16
3.	MODELO COMPUTACIONAL	20
3.1.	INTRODUCCIÓN.....	20
3.2.	INTRODUCCIÓN DEL MODELO EN ABAQUS	20
	Geometría	20
	Materiales: caracterización de los vasos	21
	Condiciones de contorno	22
	Velocidad de desplazamiento	23
	Mallado.....	23
3.3.	RESULTADOS	24
3.4.	POSTPROCESADO	25
4.	CONCLUSIONES	28
5.	LÍNEAS FUTURAS	29
6.	BIBLIOGRAFÍA.....	30
7.	ANEXOS	32

ANEXO A. TABLAS RESUMEN DE MEDIDAS.....	32
A.1. MUESTRAS UNIAXIALES	32
A.2. MUESTRAS BIAXIALES	34
ANEXO B. GRÁFICAS ENSAYOS DE TRACCIÓN UNIAXIAL	36
B.1. PRIMER DÍA DE LABORATORIO	36
B.2. SEGUNDO DÍA DE LABORATORIO	47
B.3. TERCER DÍA DE LABORATORIO.....	56
B.4. CUARTO DÍA DE LABORATORIO	65
B.5. QUINTO DÍA DE LABORATORIO	76
B.6. SEXTO DÍA DE LABORATORIO	84
B.7. ANÁLISIS GLOBAL.....	93
ANEXO C. GRÁFICAS ENSAYOS DE TRACCIÓN BIAxIAL	95
C.1. PRIMER DÍA DE LABORATORIO	95
C.2. SEGUNDO DÍA DE LABORATORIO	98
C.3. TERCER DÍA DE LABORATORIO.....	99
C.4. CUARTO DÍA DE LABORATORIO	101
C.5. QUINTO DÍA DE LABORATORIO.....	106
C.6. SEXTO DÍA DE LABORATORIO	111
C.7. ANÁLISIS GLOBAL.....	117
ANEXO D. RESULTADOS DEL MODELO COMPUTACIONAL	118
D.1. SIMULACIÓN ARTERIA PULMONAR (SITUACIÓN 1).....	118
D.2. SIMULACIÓN ARTERIA AORTA ASCENDENTE (SITUACIÓN 1)	119
D.3. SIMULACIÓN ARTERIA PULMONAR (SITUACIÓN 2).....	120
D.4. SIMULACIÓN ARTERIA AORTA ASCENDENTE (SITUACIÓN 2)	121

1. INTRODUCCIÓN

1.1. OBJETIVO

El objetivo global de este proyecto es caracterizar mecánicamente las arterias aorta (aorta ascendente) y pulmonar con el fin de proporcionar parámetros mecánicos cuantitativos y cualitativos para su aplicación posterior en otros trabajos de investigación enfocados en el diseño de dispositivos intravasculares como *stents* o *balones*.

Para abarcar este objetivo global, se va a dividir en cuatro objetivos específicos:

- Obtención de las curvas tensión-deformación de las muestras de los tejidos, mediante ensayos de tracción uniaxial y biaxial, cuya solución analítica es conocida.
- Realización del ajuste de las curvas experimentales para determinar las propiedades de las arterias necesarias en la posterior simulación computacional.
- Simulación computacional mediante un software de elementos finitos de los ensayos biaxiales llevados a cabo. Se realizará con los datos geométricos y las propiedades mecánicas promedio de lo obtenido en el laboratorio.
- Validación de las hipótesis y la formulación universalmente aceptadas mediante el análisis de los resultados obtenidos.

1.2. ALCANCE

Las tareas a realizar serán las siguientes:

- Realización en el laboratorio de la extracción de las muestras, de la preparación de las probetas y de los ensayos uniaxiales y biaxiales de las arterias.
- Post-procesado y análisis (media y desviación) de los resultados experimentales para la obtención de las curvas tensión-deformación de cada tipo de arteria.
- Determinación de las propiedades elásticas bajo hipótesis de tracción uniforme y basadas en las ecuaciones de la Elasticidad No Lineal en grandes deformaciones.
- Realización de modelos de elementos finitos para la simulación de los ensayos de laboratorio mediante el software de elementos finitos Abaqus.
- Análisis de los resultados tanto experimentales como numéricos
- Conclusiones y propuestas de mejora si fuese necesario.

El trabajo se enmarca dentro de la línea de investigación de modelado del sistema cardiovascular del Instituto Universitario de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A).

1.3. MOTIVACIÓN

El número de personas en todo el planeta que mueren a causa de enfermedades cardiovasculares (ECV) cada año es un dato que no deja indiferente. Estas enfermedades se pueden definir como desordenes del corazón y de los vasos sanguíneos, y representan la principal causa de muerte en todo el mundo y la principal causa de pérdida de años de vida debida a muerte prematura. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2012 murieron por esta causa 17'5 millones de personas, lo cual representa un 31% de todas las muertes registradas en el mundo. Más de las tres cuartas partes de las defunciones por ECV se producen en los países de ingresos medios y bajos, ya que generalmente a diferencia del resto de la población, no cuentan con programas de atención primaria integrados para la detección precoz, ni con un tratamiento temprano para personas expuestas a factores de riesgo, ni siquiera a servicios de asistencia sanitaria eficientes [1]. Por lo tanto, mientras las ECV continúen siendo la principal causa de muerte a nivel mundial, cualquier esfuerzo por mejorar su evaluación y tratamiento tendrá un alto impacto en la sociedad. La situación indicada justifica el interés en desarrollar modelos que evalúen la respuesta mecánica de fluidos y de sólidos, aportando información al diagnóstico y la terapia cardíaca.

Para un efectivo diagnóstico y un tratamiento adecuado es muy importante contar con la habilidad para caracterizar el funcionamiento cardíaco y arterial específico de cada paciente, caracterizado por poseer un elevado número de parámetros altamente relacionados entre sí, y medir las características geométricas y mecánicas de los tejidos en cuestión y la hemodinámica local. Su estudio es bastante complejo y presenta un excelente campo de trabajo para bioingenieros, médicos, veterinarios, biólogos, bioquímicos, físicos, etc., entre otros profesionales.

La Ingeniería Biomédica o Bioingeniería es una ciencia que está creciendo y estableciéndose como uno de los polos de mayor desarrollo, tanto en el mercado médico-tecnológico como en el área de la investigación. Esta disciplina, que es relativamente nueva, aboca al estudio de sistemas biológicos o tecnológicos que interactúan con tejidos y órganos vivos, desde el punto de vista estructural. Entre los diferentes campos de aplicación se encuentran la ingeniería de tejidos, la biomecánica ocupacional, la ergonomía, el diseño de prótesis e implantes, la biomecánica deportiva y la cirugía ortopédica. Trata de definir y predecir movimientos, deformaciones y tensiones en un tejido u órgano como consecuencia de su constitución microestructural y propiedades intrínsecas, así como su interacción y restricciones impuestas por otros órganos.

En la práctica se traduce en la formulación de modelos matemáticos que sean capaces de reproducir lo más fielmente posible el comportamiento del tejido biológico "in vivo" y el comportamiento de los fenómenos estudiados. La complejidad matemática que frecuentemente poseen dichos modelos obliga a la utilización de técnicas numéricas de implementación computacional para su resolución; por ello este campo suele denominarse bioingeniería computacional.

El proceso lógico en bioingeniería computacional es el siguiente (Figura 1.1.):

- Las imágenes médicas resultantes de técnicas y procesos médicos, como la tomografía computarizada (CT), la resonancia magnética (MRI), la imagen de ultrasonidos (IVUS) o las angiografías que buscan revelar, diagnosticar o examinar enfermedades, se convierten en superficies tridimensionales usando programas de segmentación específicamente desarrollados para transformar los distintos niveles de grises en superficies que definan las geometrías de los tejidos correspondientes.
- Se introducen estas superficies en un software de elementos finitos y se realiza un mallado de las mismas, construyéndose así el modelo del problema clínico que se desee estudiar.
- Una vez definido es necesario plantear el modelo de elementos finitos seleccionando la tecnología computacional, las condiciones de contorno y cargas, contactos si los hubiera, etc., que nos lo definen.
- Desarrollado ya este proceso se está en disposición de una herramienta computacional, que previa validación experimental mediante ensayos clínicos, nos permitirá obtener información, a partir de los resultados, de gran ayuda al diagnóstico clínico y a la planificación preoperatoria.

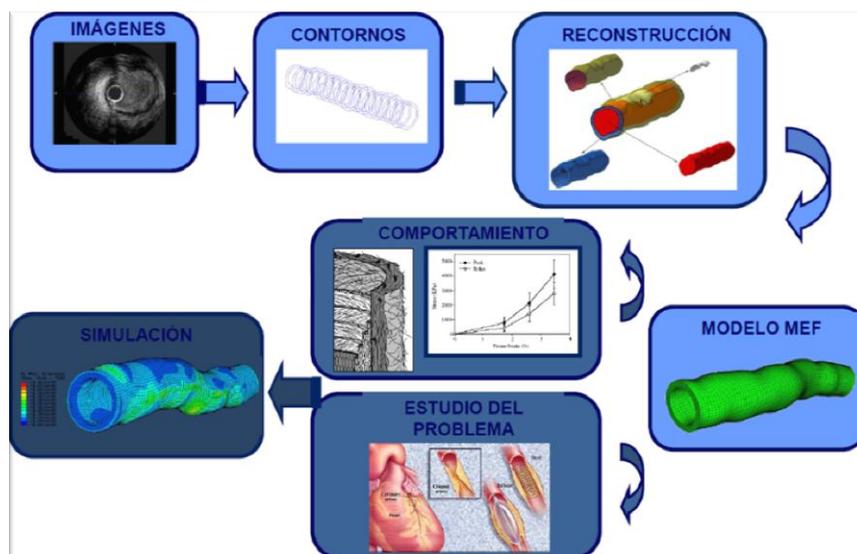


Figura 1. 1. Proceso lógico en bioingeniería computacional. Fuente: [2].

Gracias al fuerte avance tecnológico, al aumento de prestaciones de los ordenadores o a la formulación de modelos de comportamiento que reproducen de manera fiel la física del problema, la modelización y el análisis mediante elementos finitos se está convirtiendo en una herramienta muy atractiva dentro de la bioingeniería [2,4].

Sin embargo, aún con todas estas herramientas teóricas, tecnológicas y computaciones, surge la necesidad de calibrar y validar estos modelos con la realidad física. Por esa razón se utilizan técnicas de experimentación, como ensayos mecánicos y análisis histológicos.

Para obtener más información sobre las propiedades mecánicas y microestructurales de los vasos sanguíneos y entender mejor su funcionamiento y las diferencias entre los mismos, se pueden realizar numerosos ensayos en distintas condiciones.

Los ensayos pueden realizarse in vivo, si se hace en el interior del organismo, o in vitro, si se hace en un laboratorio simulando en mayor o menor grado las condiciones del interior del organismo. Atendiendo a la velocidad de sollicitación de los ensayos in vitro pueden ser estáticos/cuasiestáticos o dinámicos. En los ensayos estáticos la carga se aplica muy lentamente de manera que se pueden despreciar los efectos dinámicos, al contrario que en los dinámicos que permiten caracterizar la respuesta del material en función del tiempo. Algunos ejemplos de ensayos mecánicos estáticos son: ensayo de presión-diámetro, ensayos de tracción uniaxial y biaxial, ensayo de compresión (Figura 1.2.), ensayo de tensión tangencial, ensayo de inflado, ensayo de permeabilidad o ensayo de medida de tensiones residuales (Figura 1.3.). Si se mide la respuesta de una estructura generalmente sometida a un estado tensional complejo, el ensayo se denomina estructural. Por otro lado, los ensayos locales pretenden obtener directamente las propiedades del material sometiendo muestras homogéneas a estados simples de tensión y deformación. El ensayo de tracción uniaxial (o tracción simple) es el ejemplo más conocido de ensayo local.

El análisis histológico es una técnica para estudiar la estructura de tejidos a nivel microscópico. Con esta técnica se pretende tener una idea del estado general del material y cuantificar la cantidad y distribución de los componentes del tejido [5].



Figura 1. 2 Probetas para el ensayo de compresión.

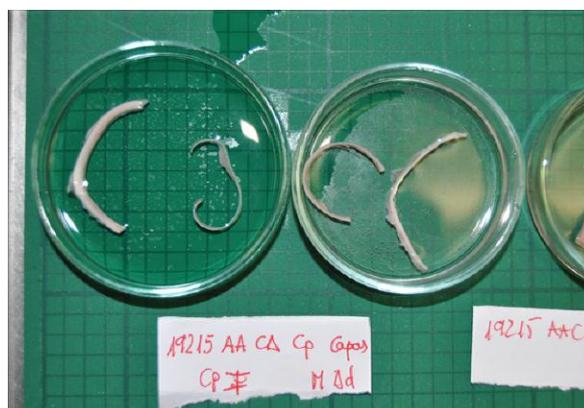


Figura 1. 3. Ensayo de medida de tensiones residuales.

2. MÉTODO EXPERIMENTAL

2.1. INTRODUCCIÓN

Debido a la importante carga experimental de este proyecto, en esta sección se detalla la metodología llevada a cabo en el laboratorio para la caracterización de la respuesta mecánica de los vasos sanguíneos en dirección longitudinal y circunferencial, mediante la ejecución de ensayos de tracción uniaxial y de tracción biaxial, y la obtención de los datos para el posterior procesado y análisis.

Los ensayos realizados son estáticos *in vitro*, en condición pasiva.

Descripción de las muestras

Las muestras se han obtenido de la arteria aorta (aorta ascendente) y de la arteria pulmonar (Figura 2.1.) de seis corazones de cerdo, proporcionados por la Unidad de Técnicas Mínimamente Invasivas de la Facultad de Veterinaria de la Universidad de Zaragoza. El protocolo experimental ha sido aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Zaragoza. Los sacrificios se debieron a causas ajenas al proyecto. El tejido arterial del cerdo muestra bastante similitud con el tejido arterial humano, así que fue por esta razón y por su disponibilidad por lo que fueron escogidas las arterias de este animal. Se han elegido estas arterias debido a su gran longitud y diámetro, que permiten una disección fácil de las capas y un tamaño adecuado para la prueba mecánica biaxial.

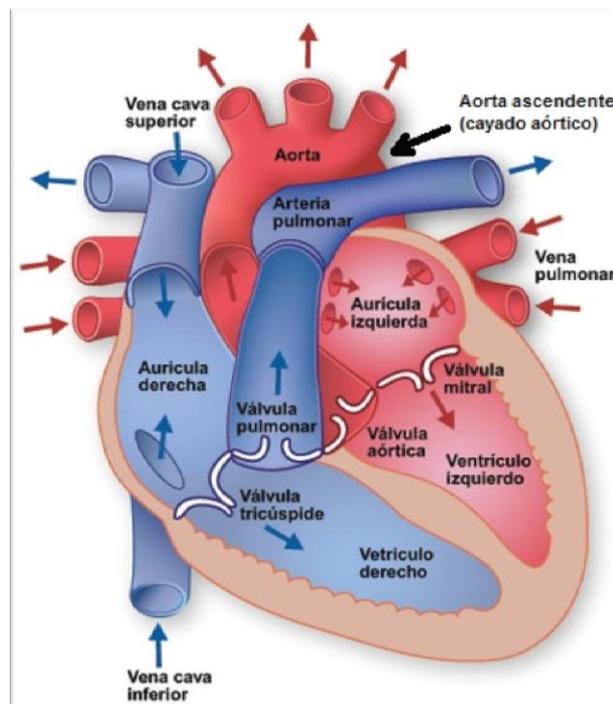


Figura 2. 1. Ubicación de los vasos sanguíneos de estudio. Fuente: [6].

Descripción de las arterias

Las arterias, por definición, son aquellos vasos sanguíneos que salen del corazón hacia el resto de partes del cuerpo. Por ello sufren presiones pulsátiles entre 120 mmHg (sístole) y 80 mmHg (diástole). Todas las arterias excepto la pulmonar y sus ramificaciones llevan sangre oxigenada. Tradicionalmente, a su vez, se divide a las arterias en tres tipos: grandes o elásticas (o de conducción), medianas o musculares (o de distribución) y pequeñas o arteriolas. Se denominan arterias elásticas a las más grandes y más cercanas al corazón, como la aorta o la pulmonar, y conducen la sangre desde el corazón hasta las arterias musculares. Cuando el corazón se contrae, la sangre sale bombeada con mucha fuerza para poder llegar hasta la última célula del cuerpo, y las paredes de las arterias elásticas se distienden, almacenando momentáneamente algo de energía, para aceptar esta onda. Por ello tienen que ser delgadas en relación con su diámetro y su túnica media estar formada por mayor cantidad de fibras elásticas y menos músculo liso. De esta forma funcionan como reservorios de presión. Durante la relajación del corazón vuelven a su diámetro normal, convirtiendo la energía almacenada (potencial) en energía cinética, que empuja la sangre hacia delante en un flujo menos continuo. Las arterias musculares son de mediano calibre y distribuyen la sangre a las distintas partes del cuerpo. En comparación con las arterias elásticas que soportan más presión, su túnica media contiene más cantidad de músculo liso por lo que son más gruesas, y con menos fibras elásticas. Gracias a estas características pueden lograr mayor vasoconstricción y mayor vasodilatación para ajustar la velocidad del flujo sanguíneo de manera que se adapte a las necesidades de la estructura irrigada. Por último las arteriolas son vasos de pequeño calibre que conducen la sangre hacia los capilares. Son los conductos arteriales que más contribuyen a la regulación de la presión sanguínea mediante la contracción variable (vasoconstricción y vasodilatación) del músculo liso de sus gruesas paredes.

Todos los tipos de arterias se dividen en tres capas principales (Figura 2.2): íntima, media y adventicia. Aun siendo estas tres mismas capas para todas las arterias, se puede decir que no son idénticas aunque sí similares, ya que se diferencian entre sí por el espesor y la composición (especialmente la capa media), que van en función de las condiciones a las que están expuestas [3,8].

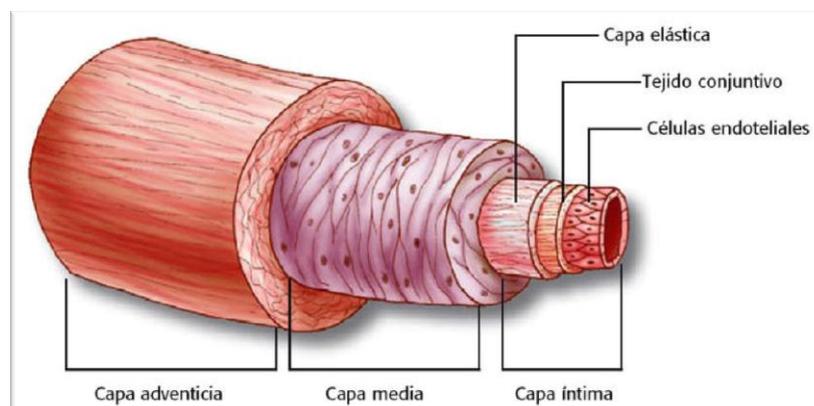


Figura 2. 2. Desglose de las capas de las arterias. Fuente: [7].

2.2. METODOLOGÍA

Los ensayos experimentales, tanto uniaxiales como biaxiales se han llevado a cabo en el laboratorio de Caracterización de Materiales del grupo de Mecánica Aplicada y Bioingeniería (AMB) del Instituto Universitario de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) en la Escuela de Ingeniería y Arquitectura de la Universidad de Zaragoza.

El creciente uso de dispositivos implantables y demás productos de pequeñas dimensiones, han generado la necesidad de máquinas de ensayos a pequeña escala específicamente diseñadas para tejidos biológicos.

La máquina electromecánica de precisión utilizada para la realización de los ensayos de tracción uniaxial es una **Instron MicroTester 5548**, para ensayos con control en carga o en desplazamiento, con un rango de escalas desde 1mN hasta 2kN de fondo de escala. Gracias a las mordazas con las que cuenta el equipo, se asegura una perfecta sujeción frente a posibles deslizamientos de la muestra y una distribución uniforme de tensiones. La máquina incluye aplicaciones informáticas para el control y análisis de los datos recogidos, ya que los agrupa en tablas fácilmente manejables posteriormente.

Para los ensayos biaxiales la máquina utilizada ha sido la **BioPuls TM Instron**, con célula de carga de 5N. Es una máquina de ensayo biaxial con actuadores electromecánicos servo en posición horizontal. Tiene cuatro accionamientos independientes, controlados en modo maestro-esclavo o de forma independiente, a través de tecnología de medición, control y regulación.

Estos ensayos biaxiales han sido grabados por un **sistema de cámaras de LaVision**, mediante el cual se puede hacer un análisis del campo de desplazamientos en toda la muestra a lo largo de los mismos.

Como se trata de ensayos donde los valores de desplazamientos y deformaciones son muy pequeños, y que cualquier error en la medición por pequeño que sea puede ser muy significativo, es necesario que todas las máquinas y utillajes utilizados sean minuciosamente calibrados, para que los resultados no se alejen excesivamente de los valores que deben de obtenerse.

Para el post-procesado de los datos y la determinación de las propiedades elásticas necesarias para el modelo computacional, se empleará la herramienta de cálculo **Microsoft Excel** y del programa **Matlab 2011**.

Por último para llevar a cabo la simulación de los ensayos en un modelo computacional de elementos finitos se utilizará el software **Abaqus 6.11**.

2.3. EXTRACCIÓN Y PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS

Conservación de las muestras

Una adecuada conservación de las muestras es muy importante para que no se produzcan cambios estructurales que puedan afectar al comportamiento mecánico del material. Esto podría ocurrir a causa del tiempo, de la temperatura o de la humedad, entre otros factores.

Los corazones llegan al laboratorio sumergidos en PBS y se guardan en un frigorífico a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ con el fin de mantenerlos en las mejores condiciones posibles.

El día previo al de la realización de un ensayo, la muestra se saca del congelador y se deja en el frigorífico a $4\text{ }^{\circ}\text{C}$ y finalmente se saca a temperatura ambiente para que se vaya descongelando progresivamente (Figura 2.3.).

Durante los ensayos, al haber extraído las muestras de tejido de su ambiente fisiológico, es necesario mantenerlas hidratadas continuamente con suero fisiológico porque pierden humedad y podrían rigidizarse [9, 14].



Figura 2. 3. Escenario de trabajo en el laboratorio.

Limpieza arterias

Toda extracción y obtención de las muestras de tejido se realizó bajo condiciones estériles. Las extracciones se hicieron con mucho cuidado, con un bisturí médico de hojas desechables y con la ayuda de lupa cuando fue necesario, para evitar posibles roturas o desgarros de los tejidos. Se limpiaron de tal manera que las muestras quedaran libres de posibles restos de grasa, otros tejidos o imperfecciones que pudieran causar molestia a la hora de realizar los ensayos, y fueron introducidas en botes con suero fisiológico hasta su manipulación (Figuras 2.4. y 2.5.).



Figura 2. 4. Muestra AP_12515_140415



Figura 2. 5. Muestra CA_12615_140415

A continuación se detalla el procedimiento seguido para la elaboración de las probetas adecuándolas a cada tipo de ensayo (Figura 2.6.).



Figura 2. 6. Procedimiento de elaboración de las probetas

Probetas

Ensayo uniaxial

Se ha realizado este ensayo para probetas completas de cada tipo de arteria (Figura 2.7.) y para cada una de sus capas por separado, íntima, media y adventicia (Figura 2.8.).

En el **Anexo A** se presenta una tabla resumen con todas las probetas ensayadas uniaxialmente junto con sus medidas registradas.

Se recortaron tiras rectangulares en forma de hueso de perro a lo largo de las dos direcciones principales de anisotropía, longitudinal y circunferencial, teniendo en cuenta que la longitud debía mantener una relación mínima con la anchura de 1:5 aproximadamente. De esta manera se evitan

posibles influencias de las mordazas en el centro de la probeta y se garantiza la hipótesis de tracción uniaxial [10, 11]. No se utilizó ningún molde ni ninguna regla para darles forma. Una vez obtenidas las tiras completas se procedió a la separación de sus capas con mucho cuidado y con la mínima fuerza posible. Hubo en algunos casos en los que no fue posible la separación completa en sus tres capas, principalmente en el de la arteria pulmonar.



Figura 2. 7. Probeta CA 14-4 CP_C1



Figura 2. 8. Probetas de las capas (adventicia, media e íntima) de CA 14-4 CP_C1

Ensayo biaxial

A las probetas se les dio forma cuadrada. Se utilizó un molde metálico de 25x25 mm para darles forma, y se marcó con un rotulador indeleble la dirección longitudinal para que no diera lugar a duda a la hora del ensayo. La muestra se extrajo de la zona central de los vasos para evitar grandes diferencias de espesor (Figuras 2.9. y 2.10.). Se ha adjuntado en el **Anexo A** una tabla resumen de las probetas ensayadas y sus medidas justo después de la de las probetas uniaxiales.



Figura 2. 9. Probeta AP_12515_140415

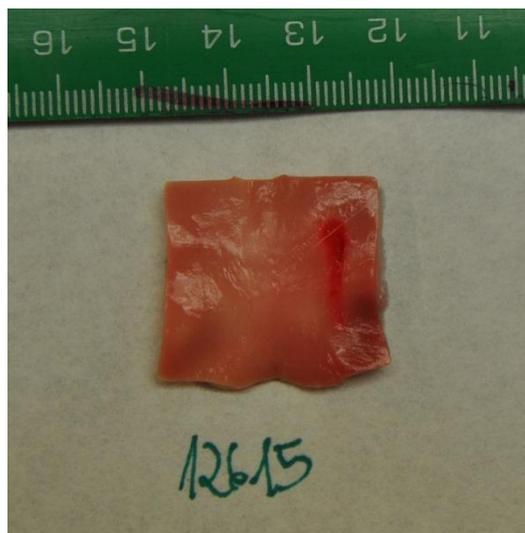


Figura 2. 10. Probeta CA_12515_140415

En ambos ensayos, para el registro de las medidas de las muestras obtenidas, tanto de longitud como de espesor, se utilizan el pie de rey y el micrómetro respectivamente.

Además, para asegurar la precisión de la medida, se toman valores de espesor en tres puntos diferentes de la sección y se calcula el valor promedio [11, 12, 15].

2.4. METODOLOGÍA

Ensayo uniaxial

El objetivo del ensayo de tracción uniaxial es definir la relación fuerza-alargamiento de las arterias. Se ha realizado este ensayo tanto a probetas de arterias aortas (aorta ascendente) como de pulmonares, en las dos direcciones preferentes de anisotropía, longitudinal y circunferencial. Para ello se coloca la probeta entre las dos mordazas, ajustadas mediante un tornillo de apriete para evitar posibles deslizamientos de las muestras durante el ensayo, quedando alineada en la dirección del actuador de la máquina, en serie con la célula de carga. Para mantener la muestra húmeda durante todo el ensayo se utiliza un humidificador (Figura 2.11.).

Para tener un mismo punto de partida para todas las muestras, se fija como inicio una lectura de fuerza de tracción de 1 mN. Para considerar el ensayo cuasiestático la velocidad de deformación debe ser lenta, es decir, 30 %/min. La máquina comienza a traccionar las muestras realizando un control en desplazamiento pero hasta un límite de carga. En primer lugar se realiza el llamado preciclado o preacondicionamiento, es decir, cuatro ciclos de carga, hasta tres tensiones máximas distintas (60, 120 y 240 kPa respectivamente) y descarga hasta un valor de fuerza cercano a cero. De esta forma se consiguen dos efectos, eliminar efectos viscosos debidos a histéresis (efecto Mullins) y la alineación de las fibras del tejido en las dirección deseada. Si las fibras no están alineadas con la dirección de la carga aparecen deformaciones tangenciales. Acto seguido se realiza un cuarto nivel en el que la máquina tracciona hasta la rotura del vaso. La célula de carga convierte la fuerza en una señal eléctrica que el sistema de control traduce, muestra y almacena. Finalmente los datos de fuerza y el desplazamiento entre mordazas quedan registrados en una

hoja de cálculo, con la cual se realizará el post procesado. Para todas las muestras, tanto si se trataba de completas como de capas por separado, se ha seguido el mismo protocolo de ensayo [10, 11, 13].

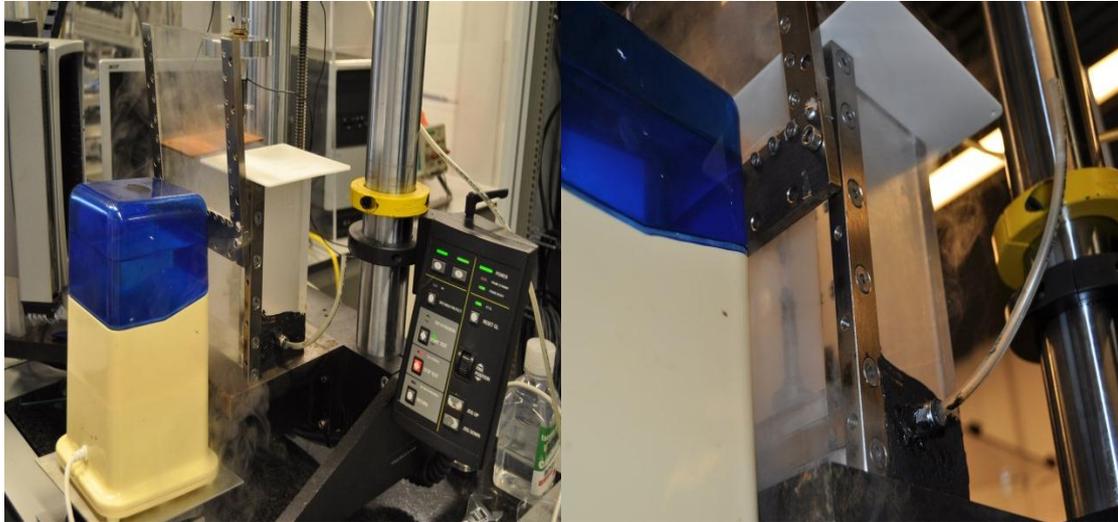


Figura 2. 11. Ensayo de tracción uniaxial: Instron MicroTester 5548 y humidificador.

Ensayo biaxial

El objetivo del ensayo de tracción biaxial es el mismo que el ensayo de tracción uniaxial, la determinación de la curva tensión-deformación del material que describa su comportamiento mecánico. La diferencia es que en este caso la muestra está sometida a cargas en dos direcciones a la vez, longitudinal y circunferencial, y en el caso anterior solo en una. Antes de empezar el ensayo la muestra se rocía con un spray negro, marcándola con puntitos en toda su superficie. Para mantener la muestra húmeda se utiliza un humidificador. Se conecta y se sincroniza un sistema de cámaras de LaVison con la máquina para registrar durante el ensayo el cambio de posición de un punto con respecto al otro, gracias a una luz intermitente con una resolución de 0'5 μm . Para tener un mismo punto de partida para todas las muestras, se fija como inicio una lectura de fuerza de tracción de 1 mN en todas las direcciones.

De nuevo, para considerar el ensayo cuasiestático la velocidad de tracción debe ser lenta, es decir, 2 kPa/sg.

Se sujeta la muestra cuadrada lo más cerca posible de los bordes con unas pinzas especialmente diseñadas para este ensayo, donde se produce el anclaje mediante agujas (Figura 2.12.).

Las probetas fueron precicladadas del mismo modo que en el ensayo uniaxial. En cada ensayo se realizan cinco ciclos, aunque solo se tendrá en cuenta el último válido en el post-procesado.

La máquina comienza a traccionar las muestras realizando un control en carga. Para cada muestra se realizan tres ensayos a distintos niveles de carga, con relaciones de 2:2 (F5), 2:1 (F6) y 1:2 (F7), para circunferencial y longitudinal respectivamente, siendo el primer nivel 30 kPa y el segundo 60 kPa.

Para evitar la aparición de deformaciones tangenciales e in-homogeneidades, el punto central no debe moverse. Posteriormente se comprobará la validez de esta hipótesis mediante los resultados del sistema de cámaras.

Durante el ensayo cada medición de deformación queda registrada junto con la correspondiente fuerza detectada en el mismo instante. Con la obtención de todos los datos se podrá comenzar con el post-procesado [11, 12, 13, 15].

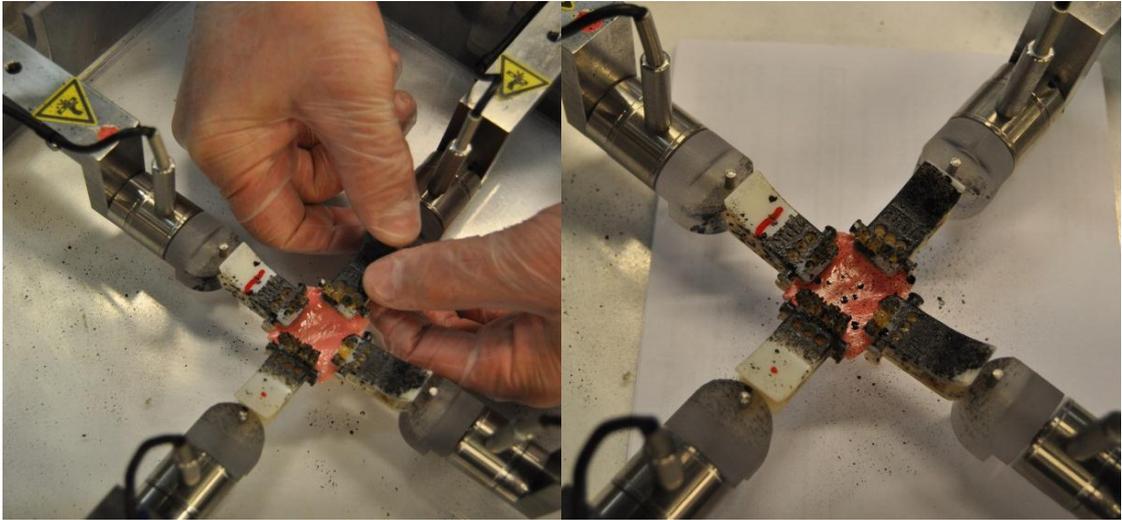


Figura 2. 12. Ensayo de tracción biaxial: BioPuls TM Instron

2.5. RESULTADOS

En esta sección se va a detallar el proceso llevado a cabo para el post- procesamiento de los datos brutos obtenidos de los ensayos y los resultados logrados.

Ensayo uniaxial

Es importante recordar brevemente el procedimiento que se ha seguido para realizar el ensayo uniaxial: cuatro ciclos de carga y descarga para cada uno de los tres niveles de tensión máximos (60, 120 y 240 kPa respectivamente), y un cuarto nivel en el que la máquina tracciona hasta la rotura del vaso.

Lo que se obtiene son valores de alargamiento (ΔL) para cada valor de carga aplicada (F).

Con esto y teniendo en cuenta que se está en el caso de grandes deformaciones, las curvas de comportamiento tensión-deformación ($\sigma - \lambda$) se obtienen con las siguientes expresiones:

$$\lambda = 1 + \varepsilon = 1 + \left(\frac{\Delta L}{L}\right) = 1 + \left(\frac{u}{L}\right)$$

$$P = \frac{F}{A_0} \Rightarrow \sigma = P * \lambda$$

siendo ε la deformación, u el desplazamiento y P la fuerza aplicada repartida por la sección transversal de la muestra.

Las gráficas con las curvas de comportamiento de cada muestra están incluidas en el **Anexo B**. Este anexo contiene tres gráficas por cada ensayo. La primera representa la actuación completa del ensayo (Figura 2.13.), en la segunda se pueden ver más detalladamente los primeros ciclos de

carga (preacondicionamiento) (Figura 2.14.) y en la tercera se muestra únicamente la curva de carga del cuarto ciclo del segundo nivel, en la que se asciende hasta 120 kPa, ya que es la que mejor representa el comportamiento del tejido en estado fisiológico, y es la que vamos a seleccionar para llevar a cabo el modelo computacional (Figura 2.15.).

Por ejemplo, para la muestra de arteria pulmonar AP_12515_140415 completa 2 en dirección longitudinal se ha llegado a:

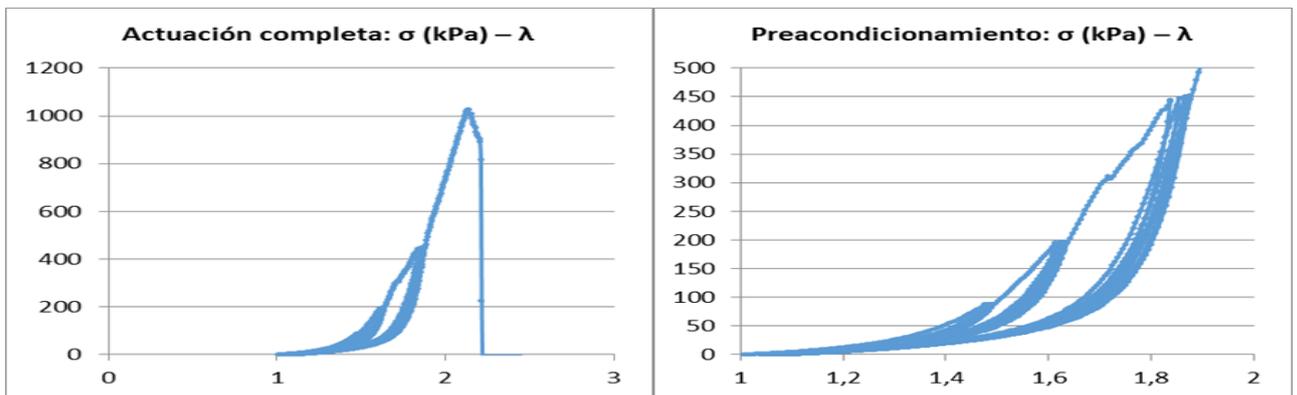


Figura 2. 13. AP_12515_140415_C2 long.

Figura 2. 14. AP_12515_140415_C2 long.

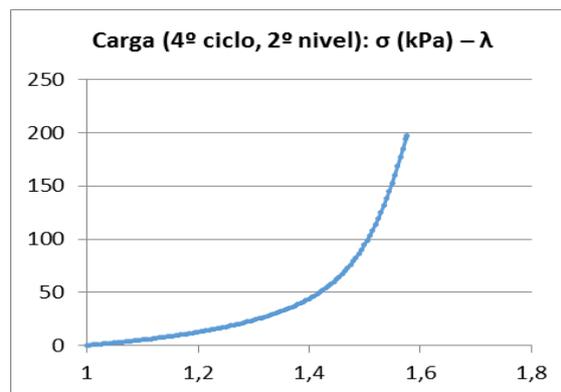


Figura 2. 15. AP_12515_140415_C2 long.

Analizando la respuesta mecánica, tanto de las muestras de arteria pulmonar como de aorta ascendente, y tanto de longitudinales como de circunferenciales, se puede decir que, en general, son funciones exponenciales (no lineales) y heterogéneas. En el pie de las curvas aumenta el alargamiento sin que se produzcan incrementos importantes de tensión, hasta un punto en cual empiezan a comportarse linealmente.

Nótese además que la tensión máxima o de rotura alcanzada en circunferenciales es mucho mayor que en longitudinales.

Sin embargo, no es tan fácil determinar qué capa, íntima, media o adventicia, soporta generalmente mayor tensión, ya que no en todos los casos se observa un mismo patrón. Lo que sí se puede afirmar es que el comportamiento de una muestra completa es un compuesto del comportamiento de cada una de sus capas (Figura 2.16.).

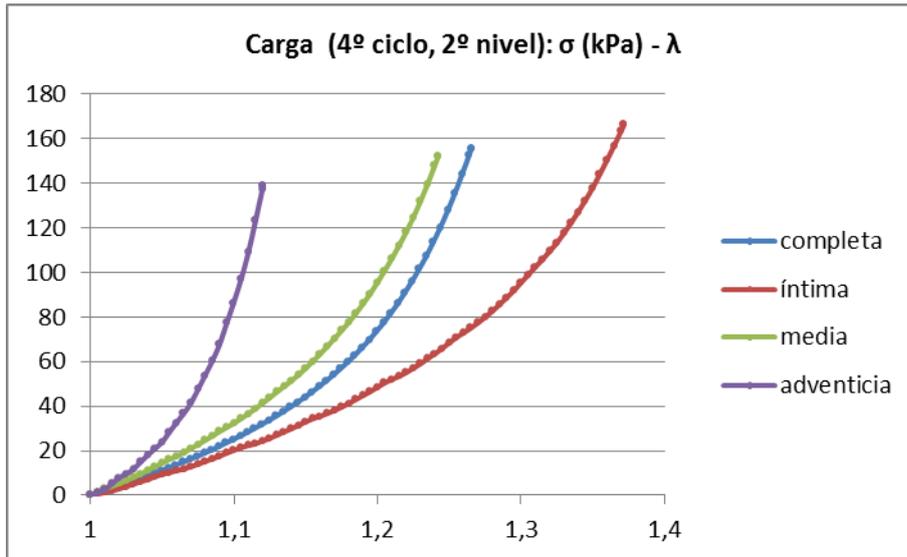


Figura 2. 16. CA_15115_210415 circunferencial

Tras este análisis, se ha graficado el comportamiento de las muestras completas de cada tipo de muestra, tanto en dirección longitudinal como circunferencial (Figura 2.17.). Es decir, para el caso de arteria pulmonar AP_12515_140415 del ejemplo anterior, se obtiene:

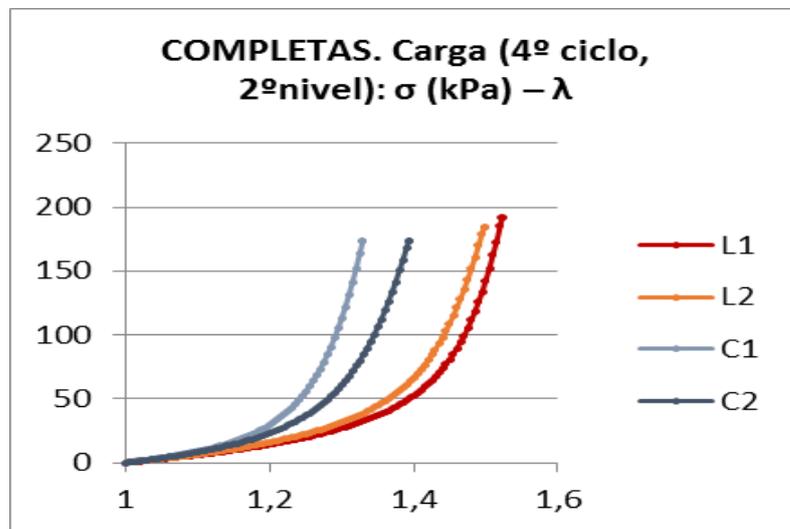


Figura 2. 17. Muestras AP_12515_140415 completas

El resto están incluidas en **Anexo B**.

Se puede comprobar la marcada anisotropía de los materiales al analizar las gráficas últimas resumen de cada ensayo, donde queda reflejado el comportamiento de las probetas completas por un lado en dirección longitudinal y por el otro en dirección circunferencial. En prácticamente todos los casos, estas curvas no coinciden.

Finalmente, para un análisis global, se realiza una gráfica para cada tipo de tejido y cada dirección de anisotropía, con todas las muestras completas de los ensayos (Figura 2.18.):

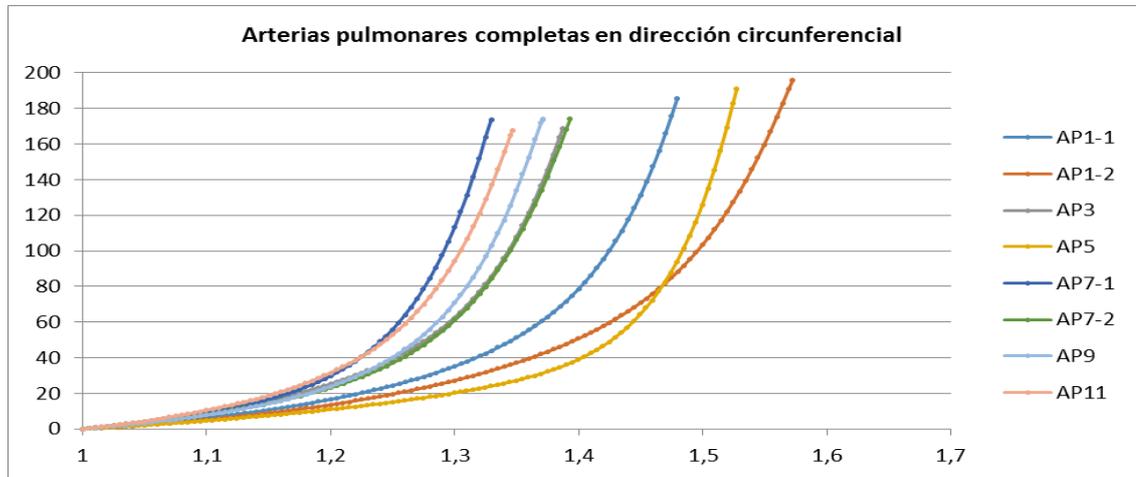


Figura 2. 18. Arterias pulmonares completas en dirección circunferencial

El resto están incluidas en **Anexo B**.

Como se puede observar en estas gráficas, existe una alta variabilidad en los resultados.

Ensayo biaxial

Este procedimiento ha sido prácticamente el mismo que el seguido para los ensayos uniaxiales, mismas expresiones para grandes deformaciones, solo que en dos direcciones en vez de en una. Las gráficas con las curvas de comportamiento de las muestras biaxiales se encuentran en el **Anexo C**. Hay dos gráficas por ensayo realizado, una que representa la actuación completa (Figura 2.19.) y otra que grafica la curva de carga del segundo ciclo, elegida para llevar a cabo el modelo computacional porque está en el último ciclo donde el ensayo puede considerarse elástico (Figura 2.20.). Se ha utilizado color azul para la dirección circunferencial y marrón para la longitudinal. A continuación se muestra un ejemplo de las gráficas obtenidas para la muestra de arteria aorta (aorta ascendente) CA_12615_140415 (F7):

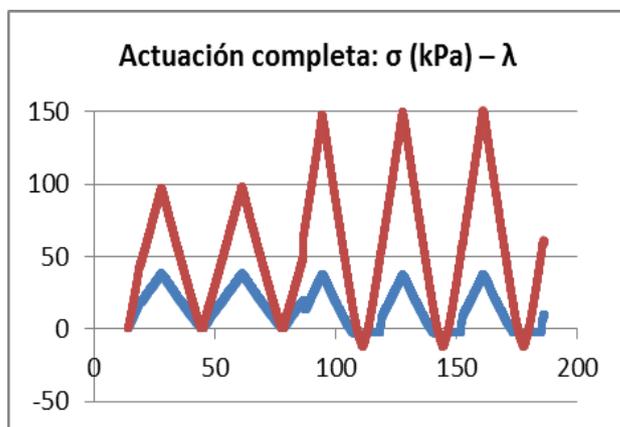


Figura 2.19. CA_12615_140415 (F7)

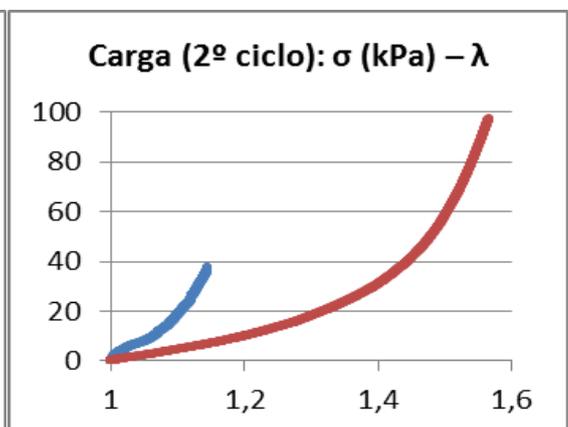


Figura 2. 20. CA_12615_140415 (F7)

Después se unifican las curvas de carga del segundo ciclo de los tres tipos de ensayo, tanto longitudinales como circunferenciales, de cada muestra (Figura 2.21.):

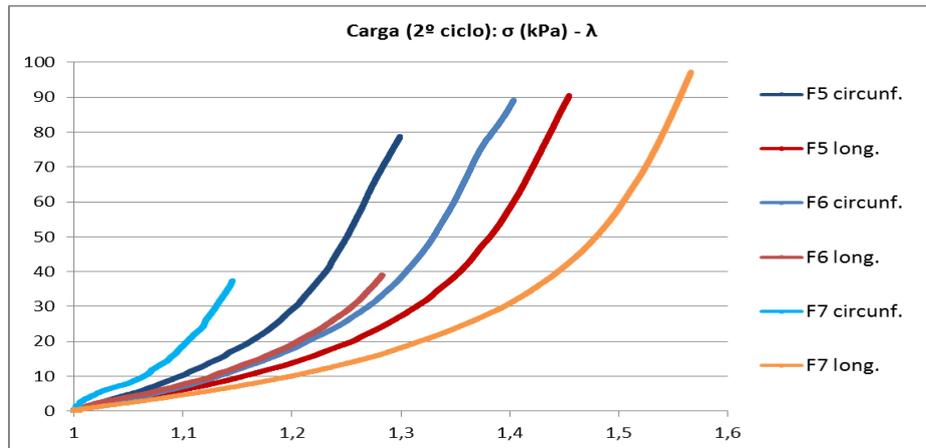


Figura 2. 21. CA_12615_140415

El resto están incluidas en el **Anexo C**.

Se puede apreciar que las muestras en los ensayos biaxiales F7 y F6 (1:2 y 2:1 respectivamente) presentan mayor rigidez en la dirección donde el nivel de carga es más pequeño (circunferencial y longitudinal respectivamente) que en los ensayos equibiaxiales F5 (2:2) en sus respectivas direcciones. Lógicamente, ocurre lo contrario en la dirección donde el nivel de carga es más grande (longitudinal y circunferencial respectivamente), ya que las muestras presentan mayor rigidez en los ensayos equibiaxiales. Esto nos permite afirmar que el comportamiento mecánico obtenido con los ensayos tiene un significado físico.

Como último paso, se unifican por tipo de vaso y dirección de anisotropía, todos los ensayos equibiaxiales 2:2 (F5), ya que será con estas gráficas con las que calcularemos las medias y promedios necesarios para el modelo computacional (Figura 2.22.). El calcular las medias de ensayos no equibiaxiales puede dar lugar a resultados sin sentido.

En el caso de la arteria pulmonar se ha obtenido:

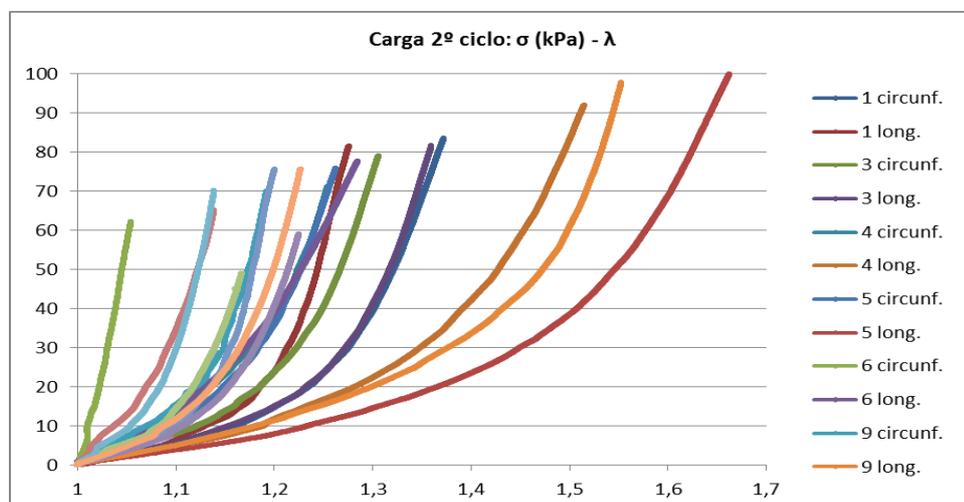


Figura 2. 22. Probetas equibiaxiales de arteria pulmonar.

El resto están incluidas en el **Anexo C**.

Con el objetivo de hacer el ajuste de las curvas a un modelo hiperelástico para introducirlo en el software Abaqus, se han obtenido las curvas promedio del ensayo biaxial mediante el software Matlab (Figuras 2.23. y 2.24.). Estos serán los datos a introducir en el software de elementos finitos Abaqus [16].

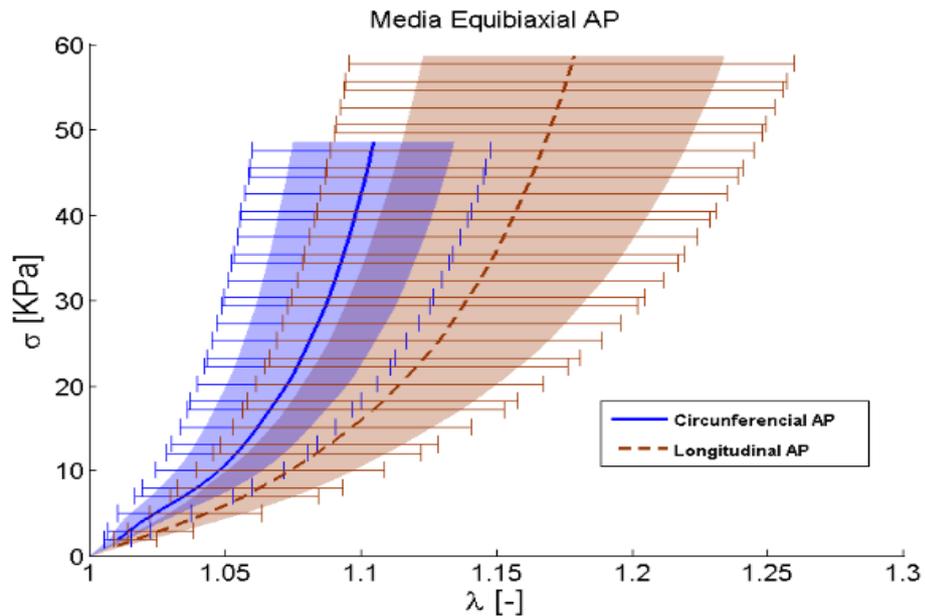


Figura 2. 23. Medias equibiaxiales de arteria pulmonar en ambas direcciones. La zona sombreada delimita Q1 y Q2.

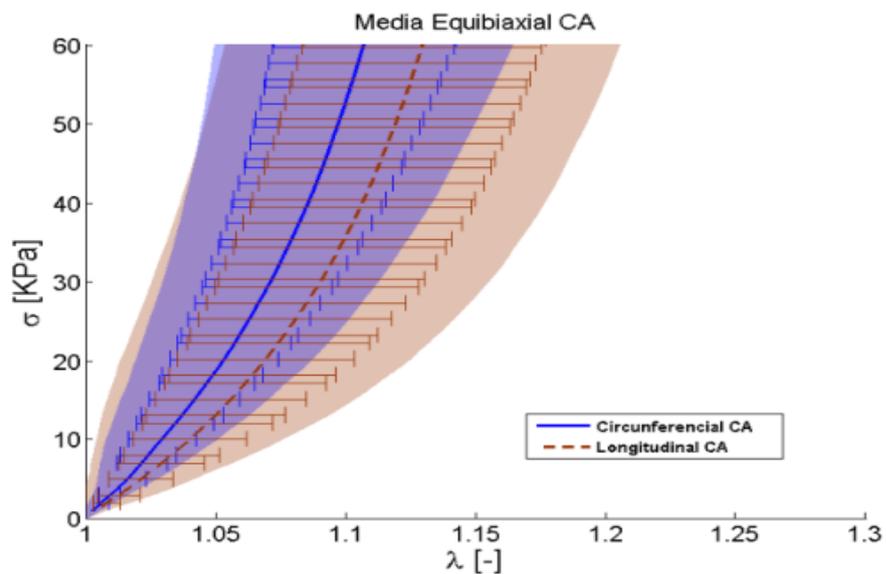


Figura 2. 24. Medias equibiaxiales de arteria aorta ascendente en ambas direcciones. La zona sombreada delimita Q1 y Q2.

Al igual que en los ensayos uniaxiales, la respuesta mecánica de las muestras es una función no lineal, análoga a una exponencial, y con una elevada dispersión entre especímenes.

Se ven reflejados grandes niveles de deformación, siendo en la mayoría de los casos al principio una función más o menos lineal y volviéndose más rígido el tejido a altas deformaciones (exponencial).

Analizando las figuras 2.23 y 2.24, donde aparecen las medias equibiaxiales de cada tipo de vaso, de nuevo vuelve a verse el fenómeno de la anisotropía, ya que las curvas características de ambas direcciones no se superponen.

Sin embargo, sí que se aprecia que en el caso de las muestras de arteria aorta ascendente esta anisotropía es mucho menor que en las de arteria pulmonar. La explicación de este hecho es la siguiente. La arteria aorta soporta la presión del flujo de salida de la sangre del corazón a 120 mm Hg aproximadamente. Como es justo a la salida cuando la arteria toma forma de curva, el flujo no sigue la dirección longitudinal del vaso y choca con fuerza contra sus paredes. Este hecho implica que además de tener alta rigidez en dirección circunferencial como las arterias elásticas, necesite también tener alta rigidez en dirección longitudinal, lo que le confiere carácter más isótropo.

3. MODELO COMPUTACIONAL

3.1. INTRODUCCIÓN

En esta parte del proyecto se va a introducir el ensayo equibiaxial, de las muestras promedio obtenidas anteriormente, en el software de elementos finitos Abaqus. Se van a realizar cuatro simulaciones, dos por cada tipo de vaso, con distintas condiciones de contorno.

De esta forma se podrán obtener por un lado, los valores de tensión que soportan las muestras a lo largo de los cortes centrales en dirección circunferencial y longitudinal (distribución no uniforme), y por otro lado las tensiones obtenidas de las fuerzas de reacción resultantes en la unión con las mordazas (distribución uniforme), con el fin de compararlas y demostrar así la validez de los resultados del ensayo biaxial [12].

3.2. INTRODUCCIÓN DEL MODELO EN ABAQUS

Geometría

En primer lugar hay que introducir la geometría de las muestras en el programa. Para ello se realiza el promedio de todas las medidas de todas las muestras biaxiales de cada tipo de probeta (los promedios aparecen en el **Anexo A**). Además como son conocidas tanto la geometría como las cotas de las mordazas, se modeliza la probeta incluyendo unos agujeros circulares, los cuales simulan el agarre entre la muestra y el equipo (Figura 3.1.). El eje x representa la dirección circunferencial y el eje y la dirección longitudinal.

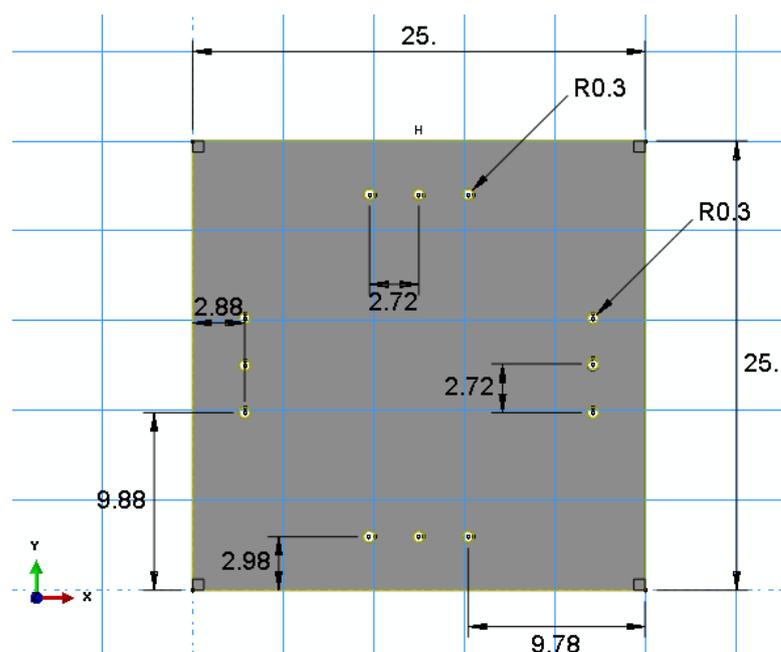


Figura 3. 1. Geometría promedio para los ensayos equibiaxiales

Materiales: caracterización de los vasos

De la realización de los ensayos experimentales se han obtenido valores de deformación y tensión para cada tipo de material. El siguiente paso es la deducción de una ley general que relacione ambas magnitudes. En el caso de materiales elásticos lineales se efectúa mediante la Ley de Hooke o las ecuaciones de Lamé, universalmente conocidas. Sin embargo, en el caso de materiales hiperelásticos en grandes deformaciones, que sería el caso de los tejidos biológicos, la definición de esta ley se complica.

La función de energía de deformación o función de energía almacenada (Ψ) es una función escalar que permite encontrar la ecuación constitutiva de un material hiperelástico. Representa el trabajo efectuado en una unidad de volumen por las tensiones al producirse la deformación elástica del sólido, es decir, es la energía elástica acumulada en un sólido por unidad de volumen.

La función de densidad de energía de deformación considerada en este proyecto es la propuesta en Holzapfel et al. (2005) por ser uno de los modelos que mejor representa el comportamiento del material de la pared arterial:

$$\Psi = \mu(I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} (\exp\{k_2[\rho(I_4 - 1)^2 + (1 - \rho)(I_1 - 3)^2]\} - 1) + \frac{k_3}{2k_4} (\exp\{k_4[\rho(I_6 - 1)^2 + (1 - \rho)(I_1 - 3)^2]\} - 1). \quad (1)$$

En esta ecuación I_1 simboliza el primer invariante del tensor Cauchy-Green por la derecha que representa la respuesta mecánica isótropa del material, mientras I_4 e I_6 introducen la anisotropía de las fibras en las direcciones preferentes ($I_4 \geq 1$ e $I_6 \geq 1$). Estos dos últimos invariantes también pueden expresarse como:

$$I_4 = \lambda_1^2 \cos^2 \theta_1 + \lambda_2^2 \sin^2 \theta_1$$
$$I_6 = \lambda_1^2 \cos^2 \theta_2 + \lambda_2^2 \sin^2 \theta_2 \quad (2)$$

En la ecuación 1, μ , k_1 y k_3 son los parámetros con significado de energía ($\mu > 0$, $k_1 > 0$ y $k_3 > 0$) y, k_2 y k_4 son adimensionales ($k_2 > 0$ y $k_4 > 0$).

El parámetro $\rho \in [0,1]$ es también adimensional y es el responsable de la dispersión de las fibras, $\rho=0$ significa material anisótropo y $\rho=1$ significa que no hay dispersión en las fibras.

Dado que se considera que, tanto el haz de fibras que representa la dirección longitudinal como el que representa la circunferencial, son iguales, ambas familias de fibras se supone que tienen la misma respuesta mecánica ($k_1=k_3$ y $k_2=k_4$).

Además, las direcciones de anisotropía se supone que están orientadas de forma helicoidal a $\pm \Theta$ grados con respecto a la dirección longitudinal. En este caso, en la ecuación 2, $\Theta_1 = \Theta$ y $\Theta_2 = -\Theta$ (Figura 3.2.).

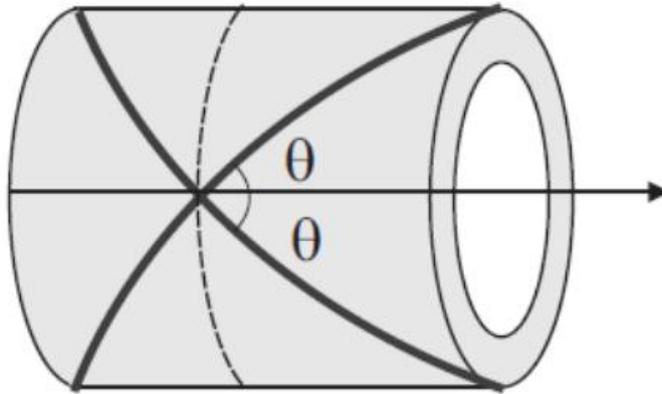


Figura 3. 2. Esquema de la disposición helicoidal de las fibras en un tejido biológico. Fuente: [17]

Todos los valores de los parámetros que definen el modelo han sido calculados por la directora por quedar fuera del alcance del proyecto [16, 17].

El material de las probetas es *arteria pulmonar* y *arteria aorta (aorta ascendente)*. Dado que el material hiperelástico anisótropo utilizado en este proyecto no se incluye en la librería de materiales de Abaqus, se utilizará un modelo implementado mediante una rutina de usuario (UMAT) desarrollada por el grupo de investigación.

Ambos materiales se consideran incompresibles.

Condiciones de contorno

Se han realizado dos simulaciones para cada tipo de tejido, para dos situaciones distintas de condiciones de contorno.

Situación 1:

Esta situación representa un ensayo equibiaxial donde el anclaje de la muestra con la máquina se realiza a través de agujas, las cuales permiten el movimiento de los agujeros tanto en dirección x como en y.

- Step 1: empotramiento en el eje z de los contornos de los agujeros de las mordazas, imposibilitando el movimiento en este eje.
- Desp mordazas: desplazamiento permitido en el eje y (dirección longitudinal) y desplazamiento impuesto en el x (dirección circunferencial) en los agujeros de las mordazas, con los valores obtenidos del Excel del Matlab (Figura 3.3.).

Situación 2:

Esta situación sin embargo representa mejor la situación real que se ha dado durante el ensayo en el laboratorio, en la que las agujas están ancladas en unas mordazas las cuales no permiten el movimiento de los agujeros en la dirección perpendicular al desplazamiento.

- Step 1: empotramiento en el eje z de los contornos de los agujeros de las mordazas, imposibilitando el movimiento en este eje.
- Desp mordazas: desplazamiento permitido en la dirección del desplazamiento, con los valores obtenidos del Excel del Matlab, pero impedido en su dirección perpendicular (Figura 3.4.).

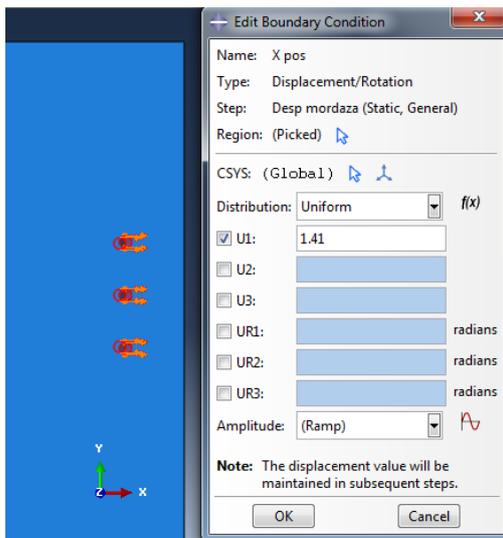


Figura 3. 3. Ejemplo de condición de contorno en situación 1

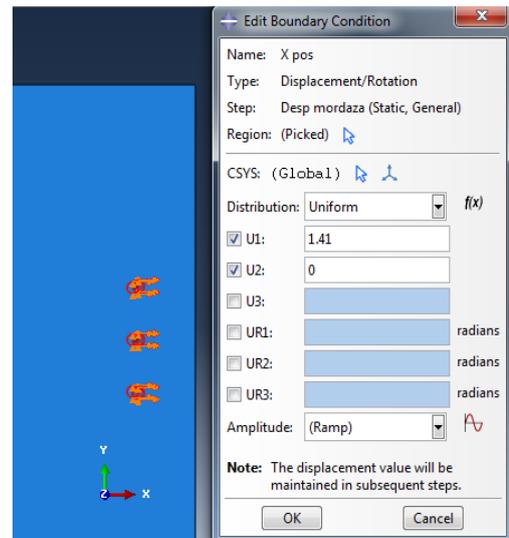


Figura 3. 4. Ejemplo de condición de contorno en situación 2

Velocidad de desplazamiento

Las muestras tienen un comportamiento elástico, es decir, la velocidad de desplazamiento no influye en los resultados finales de tensión y deformación obtenidos en los ensayos. Por esta razón, no ha sido necesaria la definición de esta velocidad.

Mallado

El mallado consta de 34095 nodos y 26728 elementos. Los elementos son hexaedros formados por 8 nodos, del tipo C3D8H. Se ha cuidado siempre que al menos hubiera dos elementos en el espesor de la probeta y se ha intentado buscar una malla lo más simétrica posible para que el eje central de esta coincida con la dirección de la carga (Figura 3.5.).

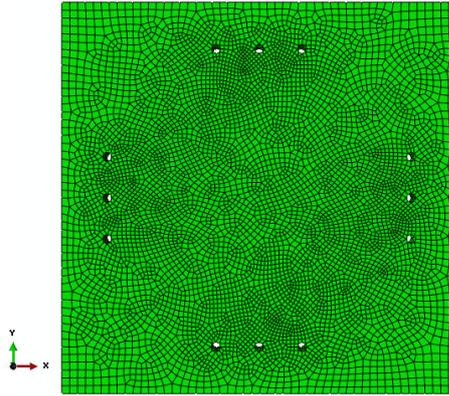


Figura 3. 5. Mallado de la muestra

3.3. RESULTADOS

Se han obtenido tres imágenes para cada uno de los ensayos simulados. La primera y la segunda representan el mapa de tensiones principales en dirección longitudinal (S22) y circunferencial (S11), y por último, en la tercera aparecen las tensiones tangenciales.

A modo de ejemplo se presentan a continuación los mapas de tensiones obtenidos tanto del tejido de arteria pulmonar (Figura 3.6.) como de arteria aorta ascendente (Figura 3.7.) bajo la situación 2 de condiciones de contorno. El resto están incluidas en el **Anexo D**.

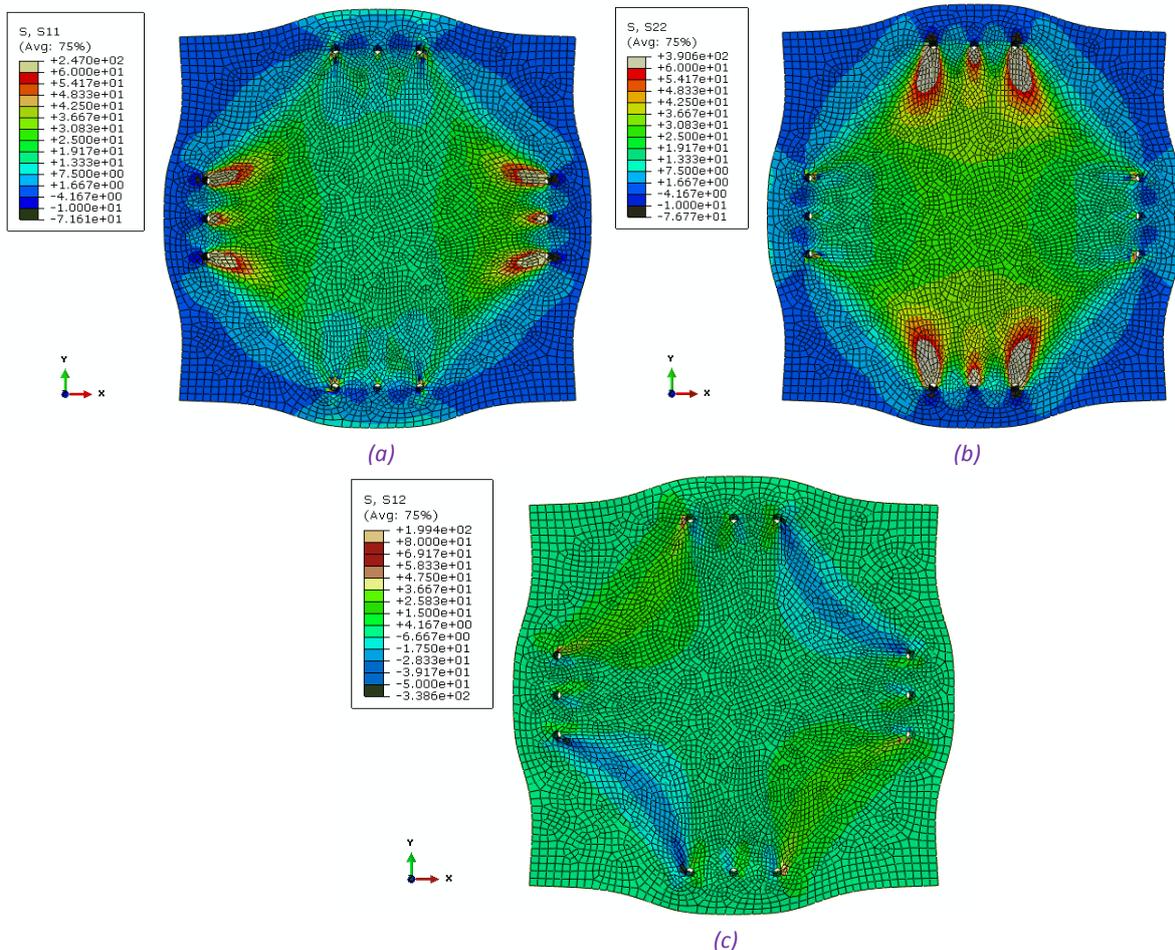


Figura 3. 6. Mapas de tensiones principales en dirección circunferencial (a) y longitudinal (b), y tensiones tangenciales (c).

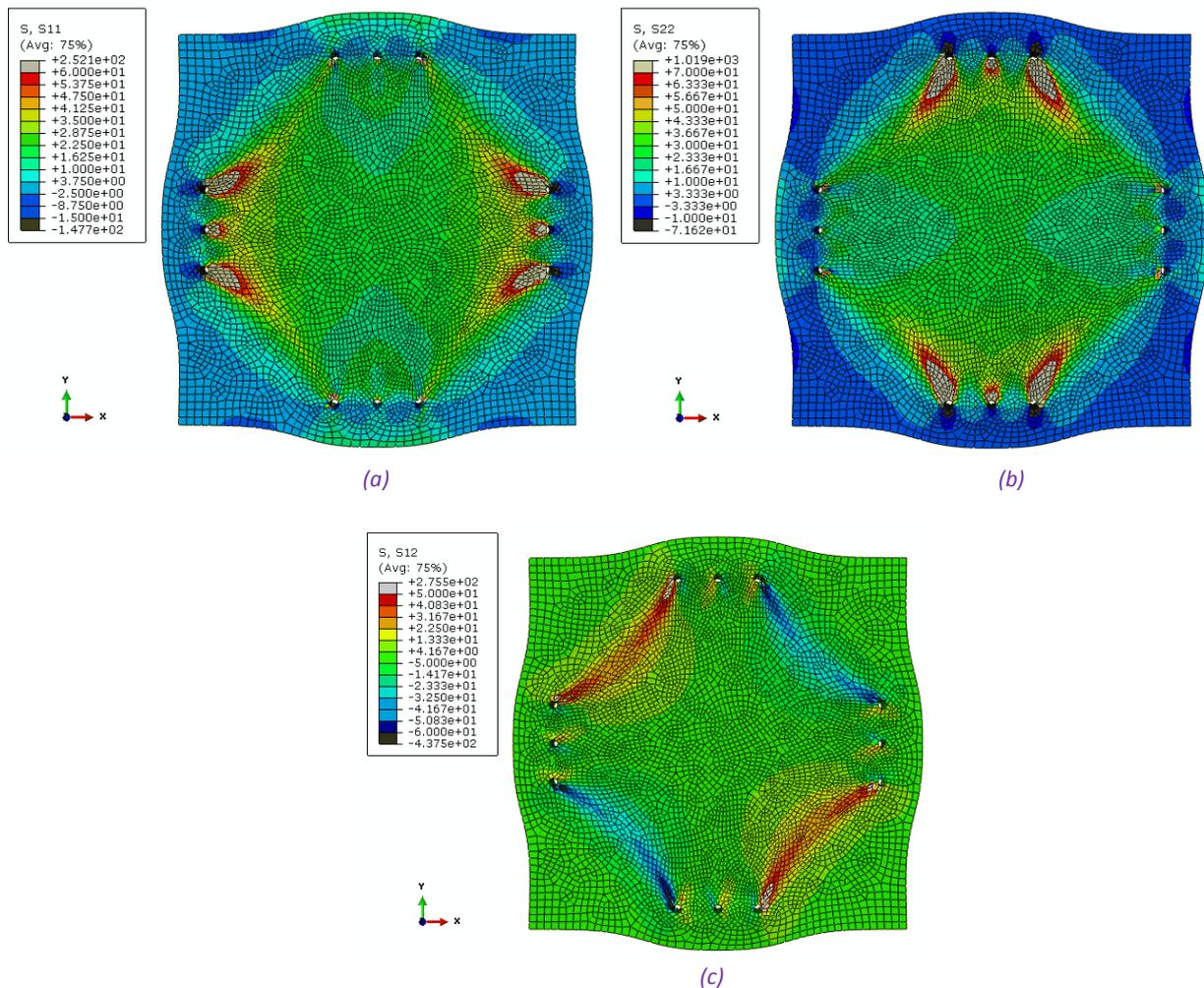


Figura 3. 7. Mapas de tensiones principales en dirección circunferencial (a) y longitudinal (b), y tensiones tangenciales (c).

Se observa que en general la zona central de todas las muestras presenta una distribución de tensiones uniforme, que es la que se va a utilizar para los cálculos posteriores.

Además aparecen las mayores tensiones concentradas en la zona de las agujas que están en la dirección del desplazamiento, por lo que lo más probable será que si se sigue aumentando la fuerza que realizan las mordazas, se produzca la rotura de la muestra por ahí.

Siguiendo con el análisis de las tensiones, queda latente que la carga aplicada por las mordazas no se transmite completamente por toda la muestra, ya que aparecen zonas periféricas con tensión cero (zonas en azul oscuro).

Por último, atendiendo a las figuras donde aparece la distribución de las tensiones tangenciales, se observa que en la zona central es cero, confirmando la hipótesis de partida (Figuras 3.6. (c) y 3.7. (c)).

3.4. POSTPROCESADO

Para graficar el perfil de tensiones a lo largo de una sección, se ha obtenido en Abaqus la tensión del

perfil nodo a nodo (Figura 3.7.) . Esta distribución representa el modelo real y es la que aparece en azul en las gráficas finales. Para el caso del tejido de arteria aorta ascendente bajo la situación 1 de condiciones de contorno, por ejemplo, se ha procedido de la siguiente manera:

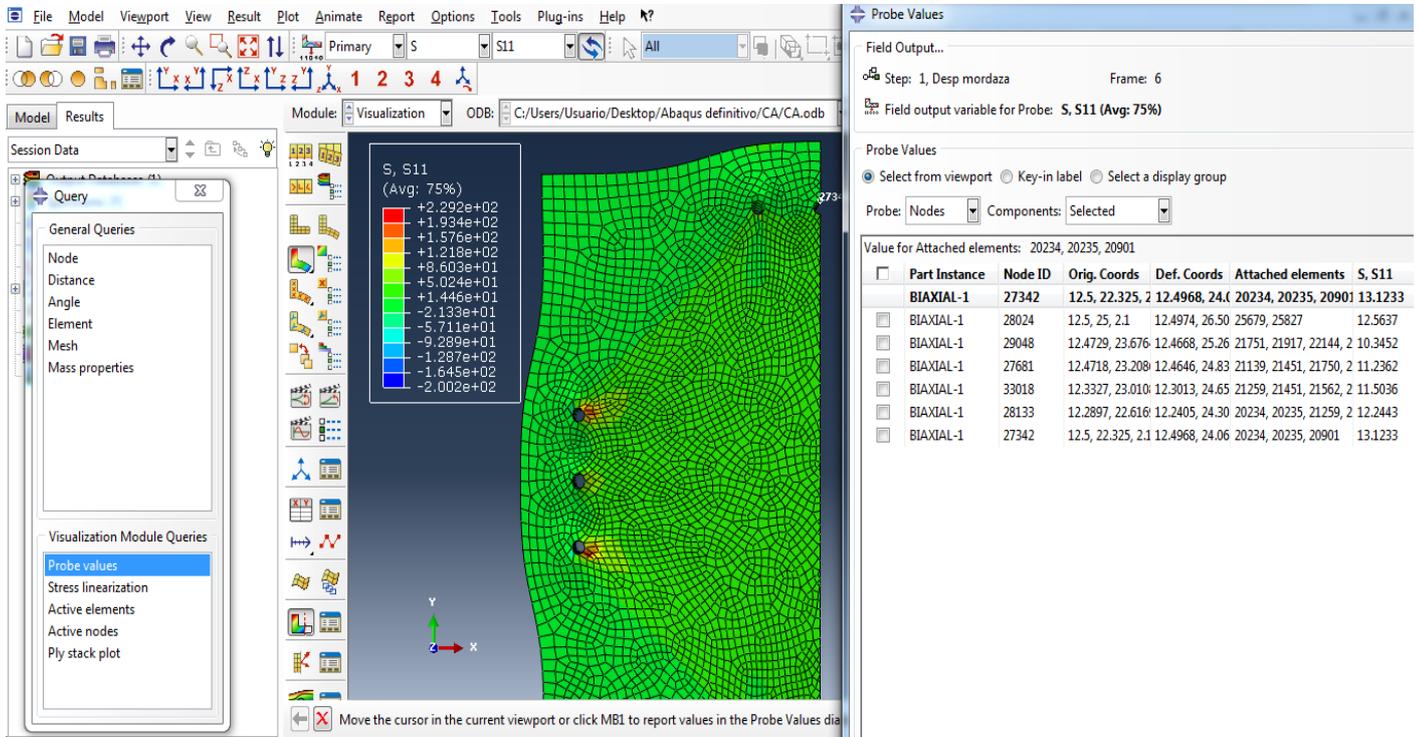


Figura 3. 7. Procedimiento para la obtención de la tensión en cada nodo

Por otro lado, nótese que la suma de las fuerzas de reacción (FR) resultantes que aparecen en los agujeros o puntos de unión con las mordazas, es la fuerza que realiza la máquina. Por lo que con ese dato, el valor del desplazamiento y el área de la sección sobre la que se aplica dicha fuerza, se puede hallar la tensión teórica equivalente a la evaluada en los ensayos y así comprobar la validez de las mismas. Esta distribución representa el modelo teórico y aparece en rojo en las gráficas finales.

A continuación se muestra un ejemplo de las gráficas para la comparación de las tensiones, obtenidas para cada situación de condiciones de contorno. El resto se adjuntan en el **Anexo D**.

Situación 1

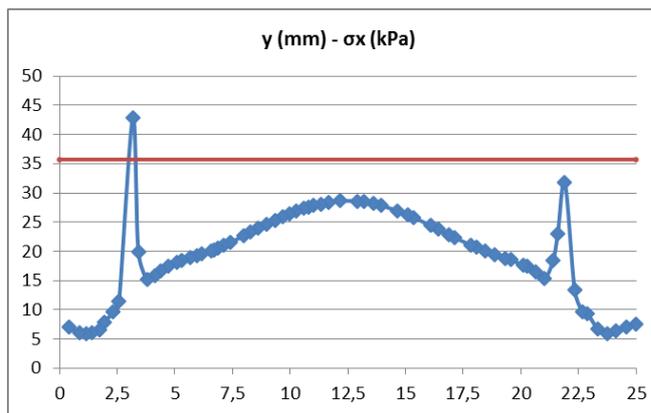


Figura 3. 8. Perfil de tensiones de AP, dirección circunf.

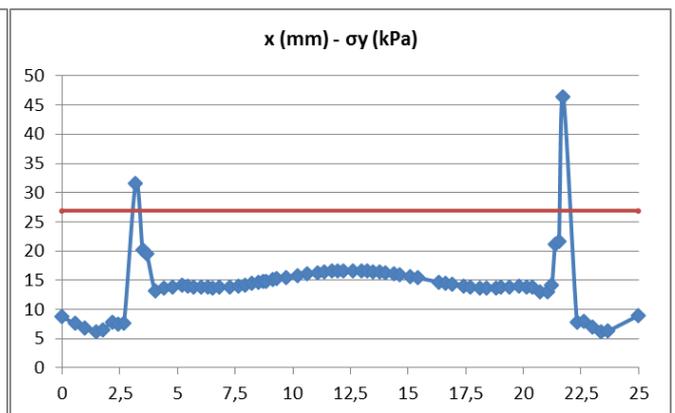


Figura 3. 9. Perfil de tensiones de AP, dirección long.

Situación 2

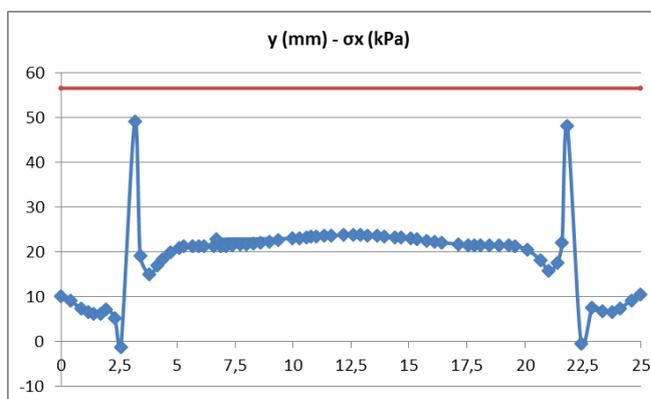


Figura 3. 10. Perfil de tensiones de CA dirección circunf.

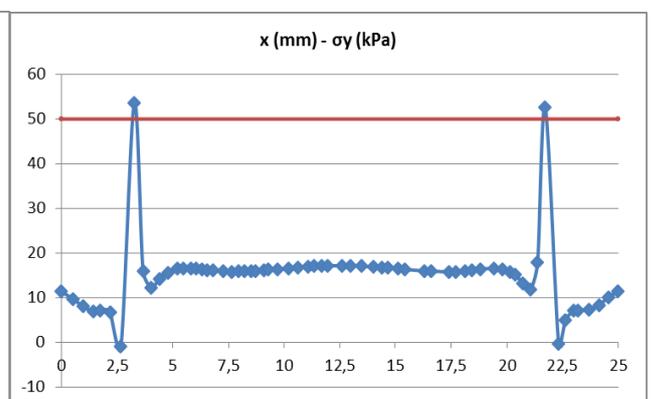


Figura 3. 11. Perfil de tensiones de CA dirección long.

A la vista de los resultados, comparando ambas distribuciones de tensión en la zona central de las muestras, en la situación 1 (Figuras 3.8. y 3.9.), el modelo teórico y el experimental se aproximan más que en la situación 2 (Figuras 3.10. y 3.11.). Esto significa que la formulación universalmente aceptada para grandes deformaciones se ajusta más en el caso en el que las uniones permitan desplazamiento libre en las dos direcciones del plano, que en el caso en el que no esté permitido el desplazamiento en la dirección perpendicular.

Los errores que se cometen en la situación 1 se encuentran entre un 20 y 40%, y en la situación 2 entre un 40 y un 65%.

Haciendo una comparación con otros estudios anteriores de la misma índole [12], en este proyecto se han obtenido errores menores debido a que se han simulado agujas, y no mordazas.

4. CONCLUSIONES

En el presente proyecto de final de carrera se ha hecho un análisis del comportamiento mecánico del tejido arterial pulmonar y aórtico ascendente, a través de ensayos de tracción uniaxial y biaxial, y su posterior procesado computacional.

Pese a la variabilidad de los ensayos experimentales y la compresión del problema en la simulación computacional, tanto los objetivos específicos como el objetivo global se han cumplido en su totalidad.

En este apartado se concluyen los puntos más importantes llevados a cabo durante la realización de los ensayos experimentales y el análisis computacional.

- Se ha obtenido una gran variabilidad en los resultados de los ensayos, ya que cada organismo es único y no se han criado en condiciones controladas. Generalmente en todas las aplicaciones de bioingeniería la dispersión de datos es tal que la desviación típica suele ser del mismo orden de magnitud que la media.
- Las curvas de comportamiento de ambos tejidos biológicos son funciones exponenciales (no lineales) y heterogéneas.
- En general la tensión máxima o de rotura alcanzada en dirección circunferencial es mucho mayor que en longitudinal.
- En los ensayos uniaxiales ha quedado constancia de que el comportamiento de una muestra completa es un compuesto del comportamiento de cada una de sus capas.
- Existe una marcada anisotropía en las muestras de arteria pulmonar. Sin embargo, las muestras de arteria aorta ascendente presentan un comportamiento más isotropo debido a su situación en el árbol arterial.
- Con el análisis computacional se ha llegado a la conclusión final de que la formulación universalmente aceptada para grandes deformaciones se ajusta más en el caso en el que las uniones permitan desplazamiento libre en las dos direcciones del plano, que en el caso en el que no esté permitido el desplazamiento en la dirección perpendicular.

5. LÍNEAS FUTURAS

La valoración de los resultados finales del presente proyecto es positiva por lo que se espera que pueda ser de utilidad para futuras aplicaciones en otros trabajos de investigación enfocados en el desarrollo y diseño de dispositivos intravasculares.

Como líneas futuras de continuación para proyectos de investigación se proponen:

- Estudiar computacionalmente la validez de los ensayos uniaxiales en función de la anisotropía del material.
- Estudiar computacionalmente el efecto de las capas en el comportamiento global del tejido.
- Llevar a cabo un análisis histológico de los tejidos para completar el trabajo experimental, además de ensayos de ángulo de apertura o anillo.
- Estudiar las propiedades de rotura.
- Estudiar la hipótesis de incompresibilidad de las arterias.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Página web de la *Organización Mundial de la Salud (OMS)*, “Enfermedades cardiovasculares (2015)”. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- [2] M. A. Martínez, E. Peña y V. Alastrué, “Capítulo 1. El modelado del sistema cardiovascular. Introducción”, del libro *La Biomecánica: puentes entre la Ingeniería y las Ciencias Biomédicas* (2009).
- [3] M. A. Martínez, E. Peña y V. Alastrué, “Capítulo 1. El modelado del sistema cardiovascular. Estructura de los vasos sanguíneos”, del libro *La Biomecánica: puentes entre la Ingeniería y las Ciencias Biomédicas* (2009).
- [4] A. P. del Palomar, E. Peña, B. Calvo, M. A. Martínez y M. Doblaré, “Capítulo 3. Simulación mediante ordenador del comportamiento de los tejidos y órganos humanos”, del libro *La Biomecánica: puentes entre la Ingeniería y las Ciencias Biomédicas* (2009).
- [5] E. Claes, “Estudio mecánico de las arterias coronarias humanas y sus sustitutos vasculares (2010)”
- [6] Página web de *Drenaje venoso anómalo pulmonar, cirugía cardíaca para el asistente quirúrgico*, “Anatomía (2014)”. <http://dvapiq.weebly.com/anatomiacutea.html>
- [7] Blog *Futura médica... y algo más*, “Aterisclerosis (2012)”, <http://medstnews.blogspot.com.es/2012/10/aterosclerosis.html>
- [8] S. Ira Fox, “Capítulo 13. Sangre, corazón y circulación” y “Capítulo 14. Gasto cardíaco, flujo sanguíneo y presión arterial”, del libro *Fisiología humana*.
- [9] X. Guo y G. S. Kassab, “Distribution of stress and strain along the porcine aorta and coronary arterial tree (2004)”
- [10] G. A. Holzapfel, G. Sommer, C. T. Gasser y P. Regitnig, “Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling (2005)”
- [11] C. Lally, A. J. Reid y P. J. Prendergast, “Elastic behavior of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension (2004)”
- [12] D. R. Nolan y J. P. McGarry, “On the correct interpretation of measured force and calculation of material stress in biaxial test (2015)”
- [13] A. Pandit, X. Lu, C. Wang y G. S. Kassab, “Biaxial elastic material properties of porcine coronary media and adventitia (2005)”
- [14] C. A. J. Schulze-Bauer, P. Regitnig y G. A. Holzapfel, “Mechanics of the human femoral adventitia including the high-pressure response (2002)”

- [15] J. Tong, T. Cohnert, P. Regitnig y G. A. Holzapfel, "Effects of age on the elastic properties of the intraluminal thrombus and the thrombus-covered wall in abdominal aortic aneurysms: biaxial extension behavior and material modelling (2011)"
- [16] J. A. Peña, M. A. Martínez y E. Peña, "Layer-specific residual deformations and uniaxial and biaxial mechanical properties of thoracic porcine aorta (2015)"
- [17] Q. M. Hernández y E. Peña, "Determinación numérico-experimental de las propiedades mecánicas de vena cava mediante el método de los elementos finitos (2014)"

7. ANEXOS

ANEXO A. TABLAS RESUMEN DE MEDIDAS

En el presente Anexo se muestran las tablas con las medidas recogidas de las diferentes muestras ensayadas en el laboratorio. Todos los espesores y longitudes han sido medidos tres veces, pero para facilitar la lectura del documento y reducir su extensión solo aparecen las medias de dichas medidas.

A.1. MUESTRAS UNIAXIALES

A.1.1. Arteria pulmonar

Arteria pulmonar						
Día de laboratorio	Muestra	Probeta	Longitud (L) (mm)	Anchura (mm)	Espesor (mm)	Área (A orig.) (mm ²)
14/04/2015	AP_12515_140415	14-4 CP_C1	16,75	2,847	1,237	3,52174
		14-4 CP_C2	13,95	3,01	1,161	3,49461
		14-4 CP_L1	100	3,433	1,327	4,55559
		14-4 CP_L2	16,637	3,49	1,257	4,38693
		14-4 ADV_C1	14,97	3,85	0,914	3,5189
		14-4 ADV_L1	14,95	3,347	0,486	1,62664
		14-4 M_C1	16,65	3,85	0,914	3,5189
		14-4 M_L1	16,48	3,74	0,442	1,65308
		14-4 ADV_L2	14,04	3,917	0,672	2,63222
21/04/2015	AP_15015_210415	21-4 CP_C1	20,23	3,34	1,308	4,36872
		21-4 CP_L1	16,04	3,77	1,171	4,41467
		21-4 ADV_C1	22,79	2,41	0,435	1,04835
		21-4 ADV_L1	100	10	1	10
		21-4 M_C1	16,66	2,83	0,497	1,40651
		21-4 M_L1	18,26	3,49	0,843	2,94207
07/05/2015	AP_19115_070515	7-5 CP_C1	7,058	3,18	1,185	3,7683
		7-5 CP_L1	12,91	3,63	1,135	4,12005
		7-5 ADV_C1	9,16	3,71	0,61	2,2631
		7-5 ADV_L1	8,067	3,16	0,609	1,92444
		7-5 M_C1	10,72	2,907	0,591	1,71804
		7-5 M_L1	8,87	3,3	0,691	2,2803
14/05/2015	AP_19815_140515	14-5 CP_C1	13,79	2,82	1,25	3,525
		14-5 CP_L1	13,57	2,46	1,55	3,813
		14-5 CP_C2	13,87	2,493	1,172	2,9218
		14-5 CP_L2	18,37	2,92	1,387	4,05004
		14-5 ADV_C1	19,92	2,123	0,34	0,72182
		14-5 ADV_L1	19,18	2,913	0,514	1,49728
		14-5 M_C1	14,67	2,637	1,172	3,09056
		14-5 M_L1	15,02	2,3	1,165	2,6795

28/05/2015	AP_25215_280515	28-5 CP_C1	18,19	3,52	1,086	3,82272
		28-5 CP_L1	18,84	2,797	1,32	3,69204
		28-5 ADV_C1	21,02	3,1	0,466	1,4446
		28-5 ADV_L1	21,89	2,4	0,557	1,3368
		28-5 M_C1	16,23	3,22	0,661	2,12842
		28-5 M_L1	19,69	2,19	0,905	1,98195
18/06/2015	AP_26415_180615	18-6 CP_C1	22,51	2,85	1,486	4,2351
		18-6 CP_L1	15,96	2,443	1,237	3,02199
		18-6 ADV_C1	31,85	2,31	0,34	0,7854
		18-6 ADV_L1	100	10	1	10
		18-6 M_C1	30,34	2,69	0,915	2,46135
		18-6 M_L1	18,95	1,84	0,74	1,3616

Tabla A.1. Registro de medidas de las muestras de arterias pulmonares para ensayos uniaxiales

A.1.2. Arteria aorta ascendente

Arteria aorta ascendente						
Día de laboratorio	Muestra	Probeta	Longitud (L) (mm)	Anchura (mm)	Espesor (mm)	Área (A orig.) (mm ²)
14/04/2015	CA_12615_140415	14-4 CP_C1	16,67	3,12	1,37	4,2744
		14-4 CP_L1	17,89	3,64	2,226	8,10264
		14-4 INT_C1	15,17	3,003	0,387	1,16216
		14-4 INT_L1	21,674	3,76	0,643	2,41768
		14-4 M_C1	15,64	3,16	1,027	3,24532
		14-4 M_L1	23,37	3,91	1,42	5,5522
		14-4 ADV_C1	14,42	3,16	0,494	1,56104
		14-4 ADV_L1	24,63	3,38	0,516	1,74408
21/04/2015	CA_15115_210415	21-4 CP_C1	13,72	2,087	1,505	3,14094
		21-4 CP_L1	16,81	3,44	1,758	6,04752
		21-4 ADV_C1	20,82	1,7	0,334	0,5678
		21-4 ADV_L1	5,513	3,25	0,483	1,56975
		21-4 M_C1	22,92	2,12	0,97	2,0564
		21-4 M_L1	17,72	3,7	1,319	4,8803
		21-4 INT_C1	22,77	2,053	0,529	1,08604
		21-4 INT_L1	11,78	2,89	0,2666	0,77047
07/05/2015	CA_19215_070515	7-5 CP_C1	12,732	2,853	1,947	5,55479
		7-5 CP_L1	10,93	1,81	2,13	3,8553
		7-5 ADV_C1	17,62	3,023	0,763	2,30655
		7-5 ADV_L1	24,95	2,287	0,708	1,6192
		7-5 M_C1	15,45	3,09	0,843	2,60487
		7-5 M_L1	19,31	3,073	0,718	2,20641
		7-5 INT_C1	19,87	2,983	0,363	1,08283
		7-5 INT_L1	28,22	2,113	0,396	0,83675

14/05/2015 CA_19915_140515	14-5 CP_C1	13,13	2,9932	1	2,9932
	14-5 CP_L1	16,46	3,01	1,993	5,99893
	14-5 ADV_C1	15,69	2,357	0,682	1,60747
	14-5 ADV_L1	12,8	2,297	0,792	1,81922
	14-5 M_C1	19,11	2,077	0,743	1,54321
	14-5 M_L1	16,73	2,66	1,209	3,21594
	14-5 INT_C1	15,92	2,25	0,368	0,828
	14-5 INT_L1	19,02	3,387	0,454	1,5377
28/05/2015 CA_25315_280515	28-5 CP_C1	16,67	2,603	1,77	4,60731
	28-5 CP_L1	15,9	2,55	1,61	4,1055
	28-5 ADV_C1	19,93	2,417	0,693	1,67498
	28-5 ADV_L1	10,69	2,48	0,44	1,0912
	28-5 M_C1	23,54	2,221	0,693	1,53915
	28-5 M_L1	17,71	2,337	1,0003	2,3377
	28-5 INT_C1	22,58	1,91	0,352	0,67232
	28-5 INT_L1	14,68	2,4	0,317	0,7608
18/06/2015 CA_26415_180615	18-6 CP_C1	30,46	2,69	2,247	6,04443
	18-6 CP_L1	18,73	4,06209	1	4,06209
	18-6 ADV_C1	29,5	2,607	0,381	0,99327
	18-6 ADV_L1	21,33	2,587	0,63	1,62981
	18-6 M_C1	26,13	2,45	0,864	2,1168
	18-6 M_L1	21,77	2,317	0,728	1,68678
	18-6 INT_C1	25,74	2,78	0,953	2,64934
	18-6 INT_L1	23,43	2,23	0,698	1,55654

Tabla A.2. Registro de medidas de las muestras de arterias aortas ascendentes para ensayos uniaxiales

A.1.3. Geometría promedio

	Longitud (L) (mm)	Anchura (mm)	Espesor (mm)
Promedio	17,87559302	2,849782442	0,920394186
Modelo Abaqus	17,9	2,9	0,9

Tabla A.3. Registro de medidas de la muestra uniaxial promedio

A.2. MUESTRAS BIAXIALES

A.2.1. Arteria pulmonar

Arteria pulmonar	Día de laboratorio	Muestra	Probeta	Dirección circunferencial			Dirección longitudinal		
				Espesor A (mm)	Anchura A (mm) LB	Área A (mm ²) AA	Espesor B (mm)	Anchura B (mm) LA	Área B (mm ²) AB
	14/04/2015	AP_12515_140415	1) AP 14-4	1,507	16,6	25,0162	1,507	18	27,126
	21/04/2015	AP_15015_210415	3) AP 21-4	2,113	18	38,034	2,113	18	38,034

07/05/2015	AP_19115_070515	4) AP 7-5	1,6	10	16	1,6	13,5	21,6
14/05/2015	AP_19815_140515_BX1	5) AP1 14-5	2,033	10,5	21,3465	2,033	12,8	26,0224
	AP_19815_140515_BX2	6) AP2 14-5	2	10	20	2	8	16
28/05/2015	AP_25215_280515_BX1	9) AP1 28-5	1,537	10	15,37	1,537	13,5	20,7495
	AP_25215_280515_BX2	10) AP2 28-5	1,733	16	27,728	1,733	14,5	25,1285
18/06/2015	AP_26415_180615_BX1	13) AP1 18-6	0,7	13,8	9,66	0,7	13,2	9,24
	AP_26415_180615_BX1	13) AP1 18-6	2,1	13,8	28,98	2,1	13,2	27,72
	AP_26415_180615_BX2	14) AP2 18-6	2,033	13,6	27,6488	2,033	14	28,462

Tabla A.4. Registro de medidas de las muestras de arterias pulmonares para ensayos biaxiales

A.2.2. Arteria aorta ascendente

Arteria aorta ascendente				Dirección circunferencial			Dirección longitudinal		
	Día de laboratorio	Muestra	Probeta	Espesor A (mm)	Anchura A (mm) LB	Área A (mm ²) AA	Espesor B (mm)	Anchura B (mm) LA	Área B (mm ²) AB
	14/04/2015	CA_12615_140415	2) CA 14-4	2,343	18	42,174	2,343	18	42,174
	21/04/2015	CA_15115_210415	rompe	2,57	16	41,12	2,57	15	38,55
	07/05/2015	CA_19215_070515	rompe	2,033	12,3	25,0059	2,033	13	26,429
	14/05/2015	CA_19915_140515_BX1	7) CA1 14-5	1,767	12	21,204	1,767	11	19,437
		CA_19915_140515_BX2	8) CA2 14-5	1,767	12	21,204	1,767	11	19,437
	28/05/2015	CA_25315_280515_BX1	11) CA1 28-5	2,663	11,7	31,1571	2,663	10,7	28,4941
		CA_25315_280515_BX2	12) CA2 28-5	2,423	11,4	27,6222	2,423	13,1	31,7413
	18/06/2015	CA_26415_180615_BX1	15) CA1 18-6	3,1	13,2	40,92	3,1	14	43,4
		CA_26415_180615_BX2	16) CA2 18-6	2,833	14	39,662	2,833	13	36,829

Tabla A.5. Registro de medidas de las muestras de arterias aortas ascendentes para ensayos biaxiales

A.2.3. Geometría promedio

	Dirección circunferencial			Dirección longitudinal		
	Espesor A (mm)	Anchura A (mm) LB	Área A (mm ²) AA	Espesor B (mm)	Anchura B (mm) LA	Área B (mm ²) AB
Promedio	2,0968	13,13333333	27,53797333	2,0968	13,54	28,390672
Modelo Abaqus	2,1	13,1	27,5	2,1	13,5	28,4

Tabla A.6. Registro de medidas de la muestra biaxial promedio

ANEXO B. GRÁFICAS ENSAYOS DE TRACCIÓN UNIAXIAL

Este Anexo contiene todas las gráficas resultantes de los ensayos de tracción uniaxial realizados durante los seis días de laboratorio, expuestos en el Capítulo 2 de la memoria. Se adjuntan tres gráficas por cada ensayo. La primera representa la actuación completa del ensayo, en la segunda se pueden ver más detalladamente los primeros ciclos de carga (preacondicionamiento) y en la tercera se muestra únicamente la curva de carga del cuarto ciclo del segundo nivel.

Además se ha considerado oportuno incluir una gráfica por cada muestra donde quede reflejado el comportamiento de las probetas completas únicamente.

Al final del Anexo, a modo de resumen y para un análisis global, se ha añadido una gráfica para cada tipo de tejido y cada dirección de anisotropía.

B.1. PRIMER DÍA DE LABORATORIO

B.1.1. Arteria pulmonar AP_12515_140415

Dirección circunferencial

Completa 1

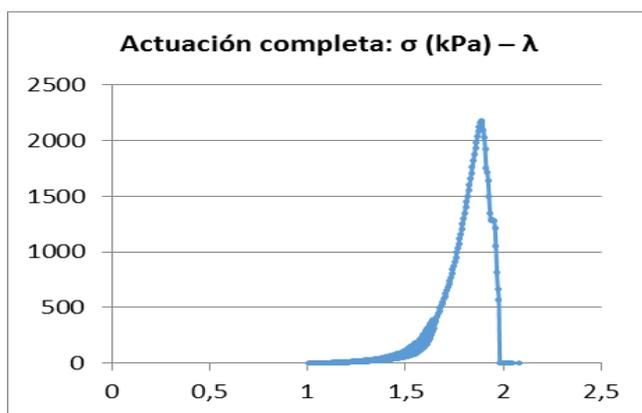


Figura B. 1. Muestra AP_12515_140415, completa 1

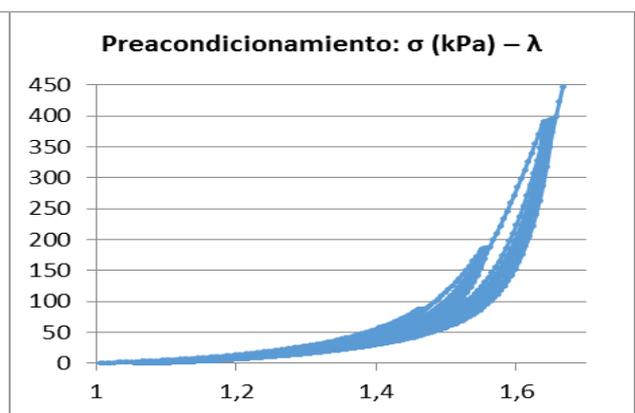


Figura B. 2. Muestra AP_12515_140415, completa 1

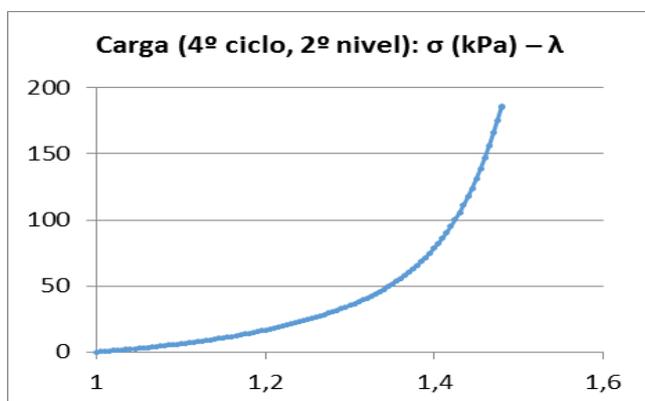


Figura B. 3. Muestra AP_12515_140415, completa 1

Completa 2

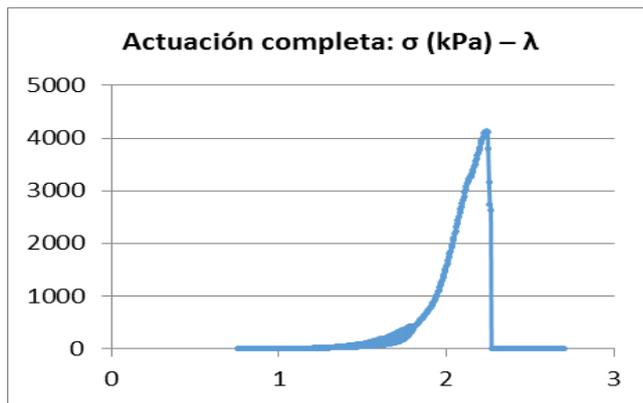


Figura B. 4. Muestra AP_12515_140415, completa 2

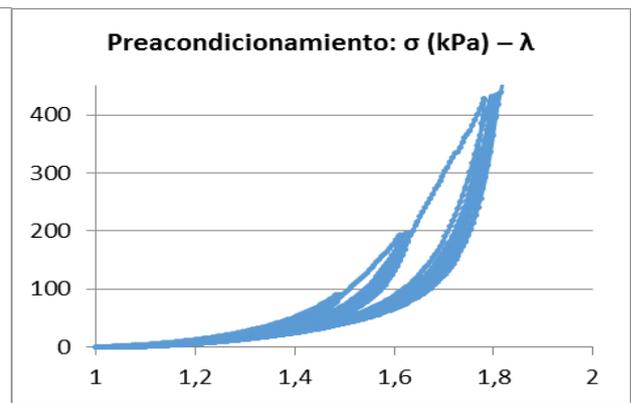


Figura B. 5. Muestra AP_12515_140415, completa 2

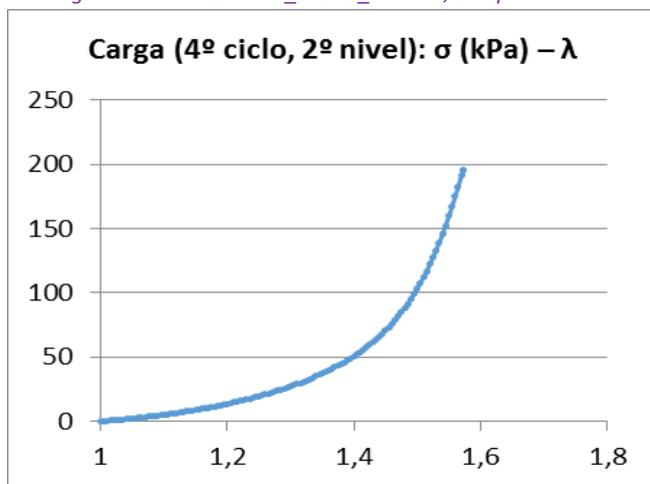


Figura B. 6. Muestra AP_12515_140415, completa 2

Advertencia

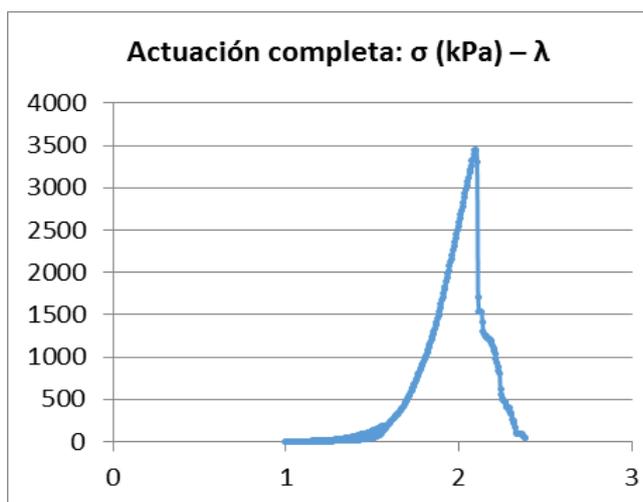


Figura B. 7. Muestra AP_12515_140415, advertencia

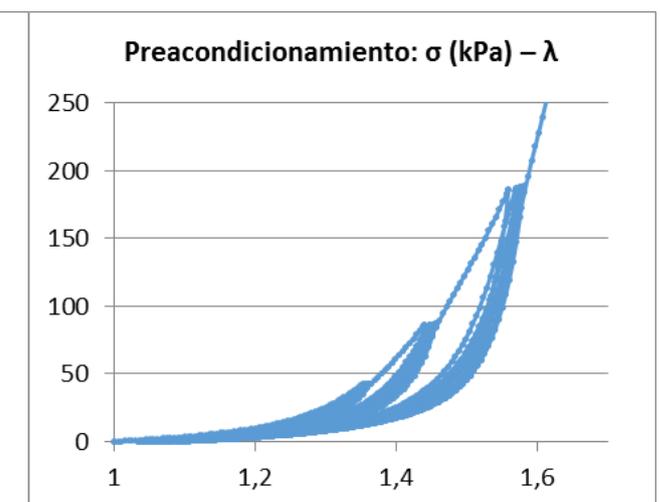


Figura B. 8. Muestra AP_12515_140415, advertencia

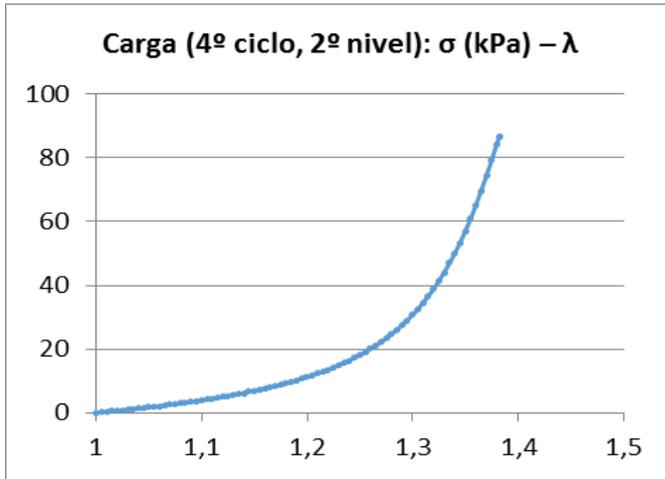


Figura B. 9. Muestra AP_12515_140415, adventicia

Media

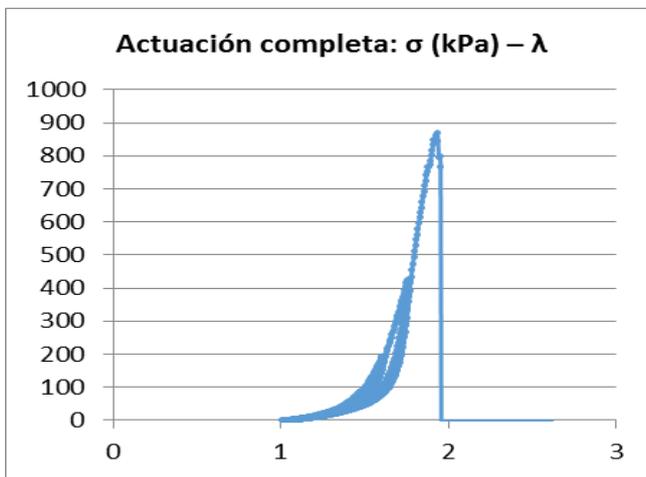


Figura B. 10. Muestra AP_12515_140415, media

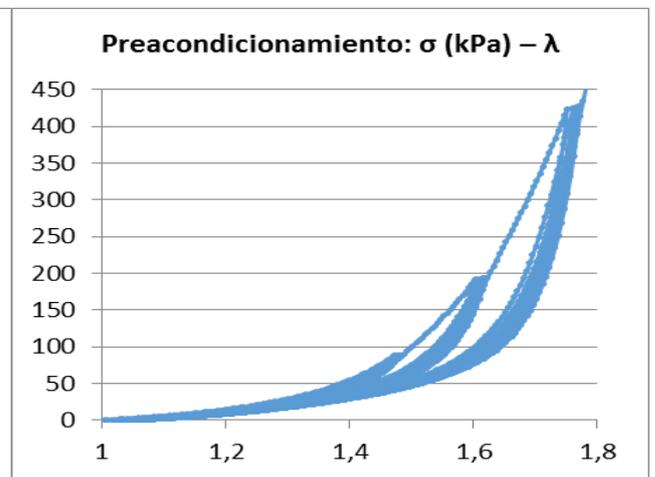


Figura B. 11. Muestra AP_12515_140415, media

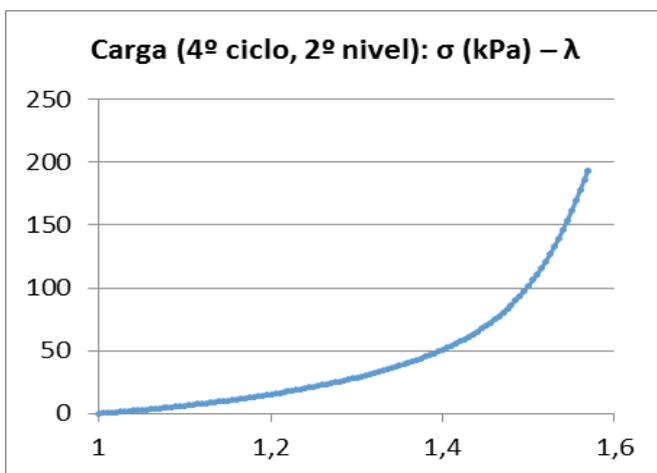


Figura B. 12. Muestra AP_12515_140415, media

Dirección longitudinal

Completa 1

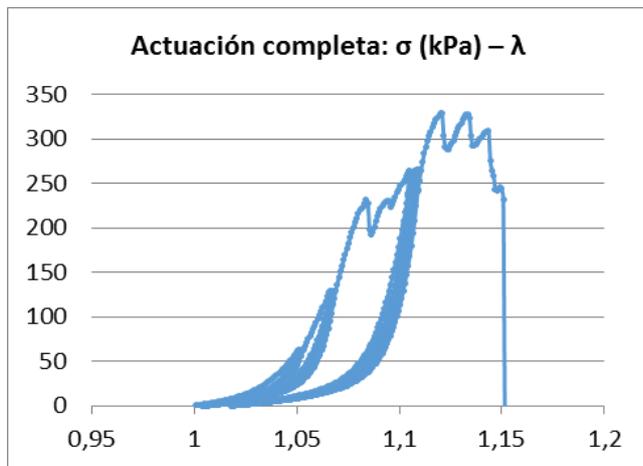


Figura B. 13. Muestra AP_12515_140415, completa 1

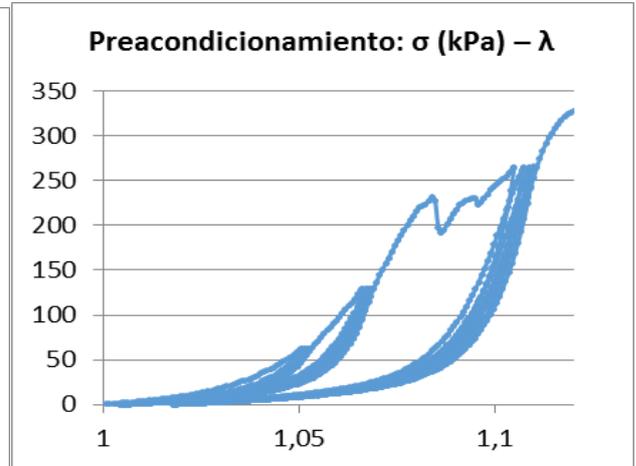


Figura B. 14. Muestra AP_12515_140415, completa 1

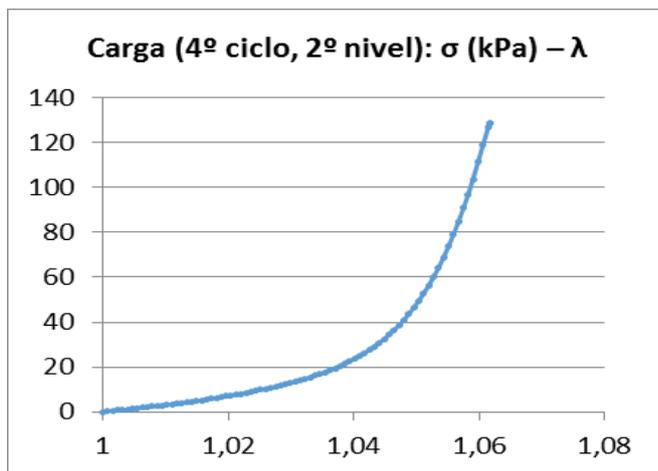


Figura B. 15. Muestra AP_12515_140415, completa 1

Completa 2

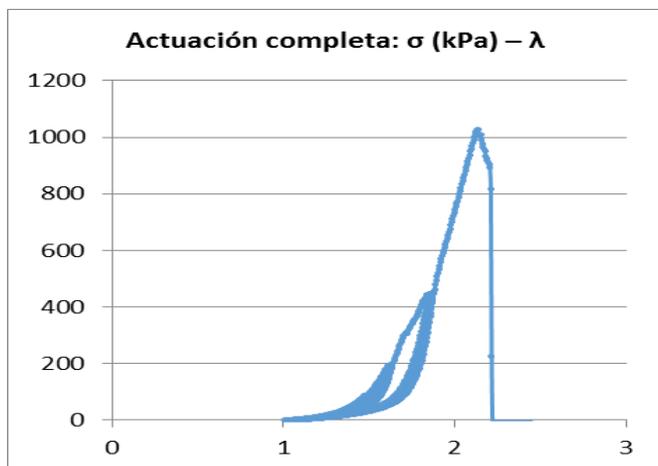


Figura B. 16. Muestra AP_12515_140415, completa 2

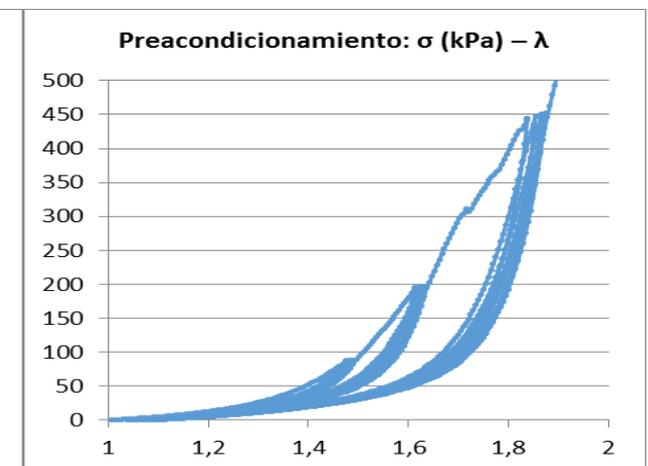


Figura B. 17. Muestra AP_12515_140415, completa 2

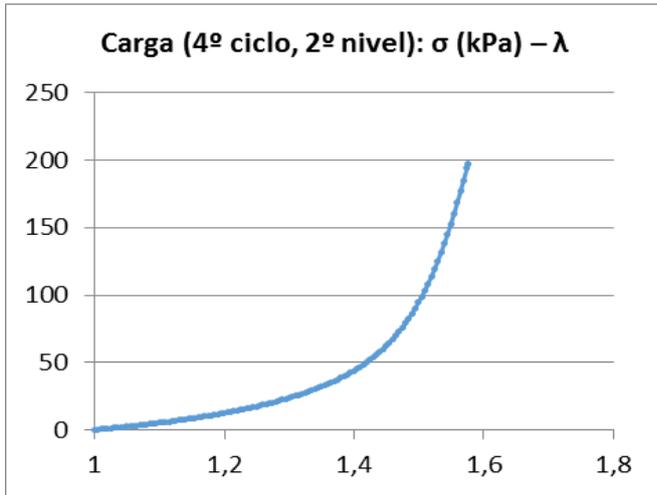


Figura B. 18. Muestra AP_12515_140415, completa 2

Adventicia 1 (rompe)

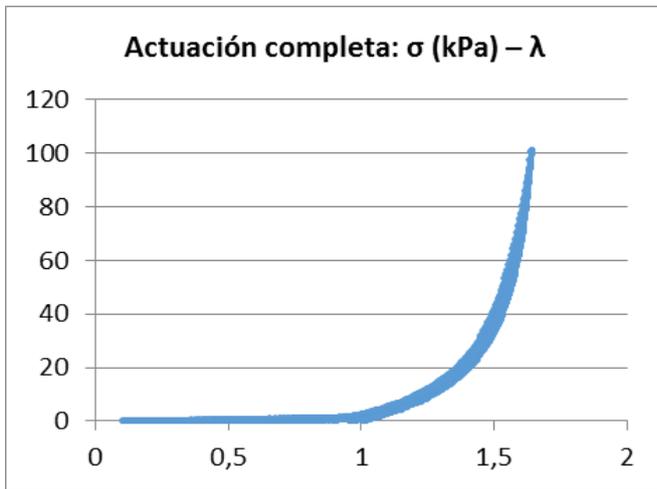


Figura B.19. Muestra AP_12515_140415, adventicia 1

Adventicia 2

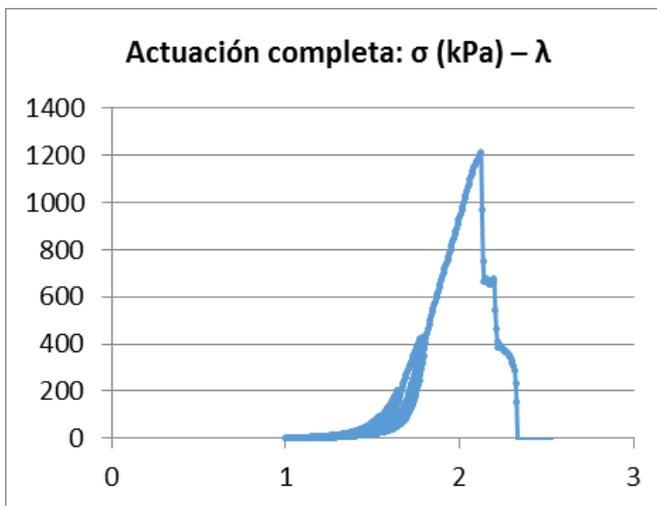


Figura B. 20. Muestra AP_12515_140415, adventicia 2

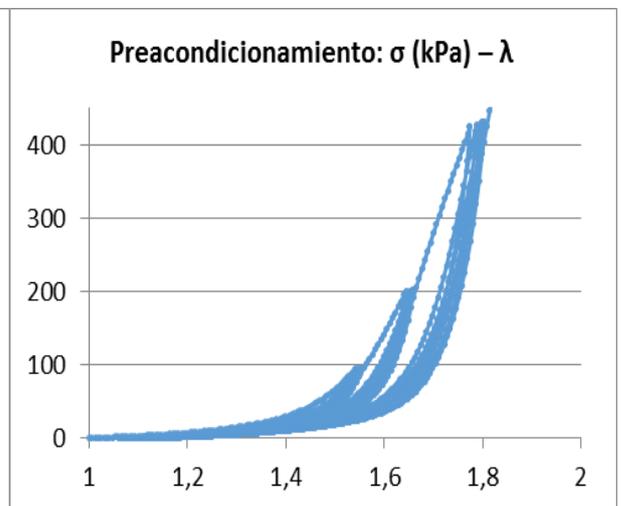


Figura B. 21. Muestra AP_12515_140415, adventicia 2

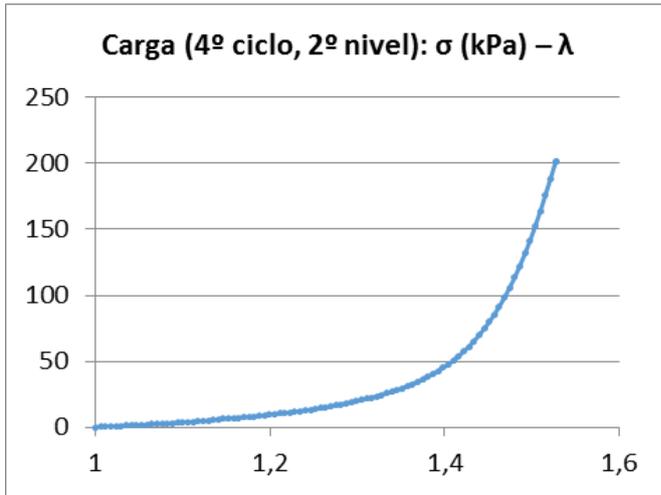


Figura B. 22. Muestra AP_12515_140415, adventicia 2

Media

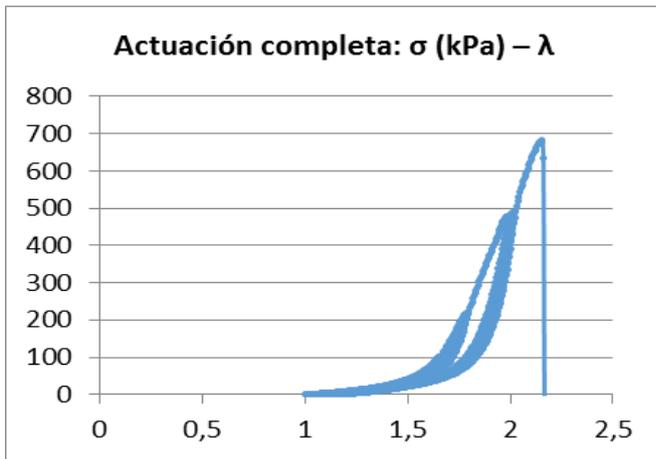


Figura B. 23. Muestra AP_12515_140415, media

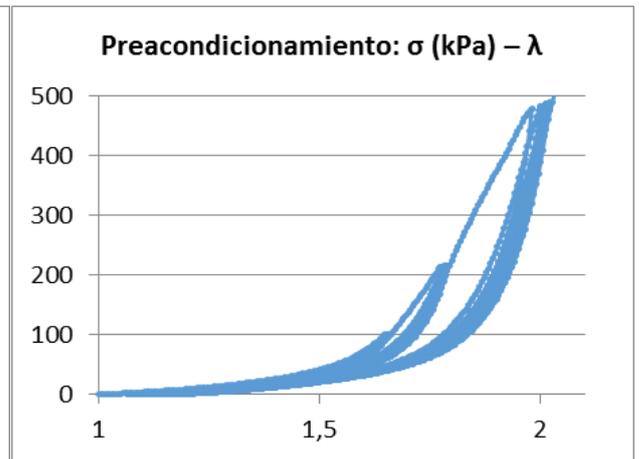


Figura B. 24. Muestra AP_12515_140415, media

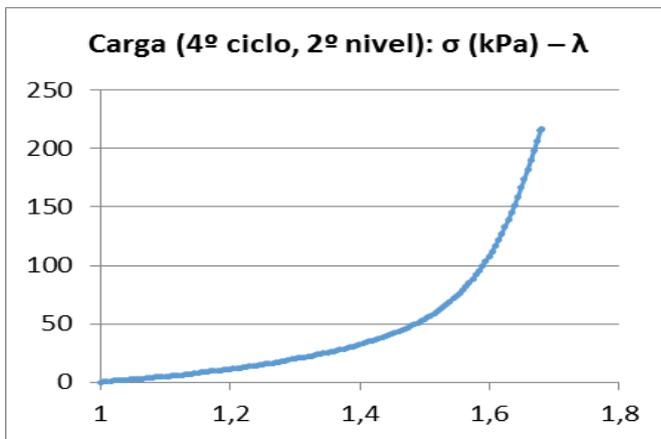


Figura B. 25. Muestra AP_12515_140415, media

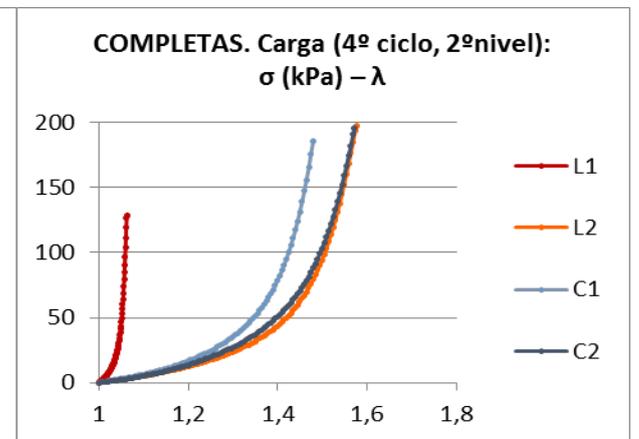


Figura B. 26. Muestra AP_12515_140415, completas

B.1.2. Arteria aorta ascendente CA_12615_140415

Dirección circunferencial

Completa

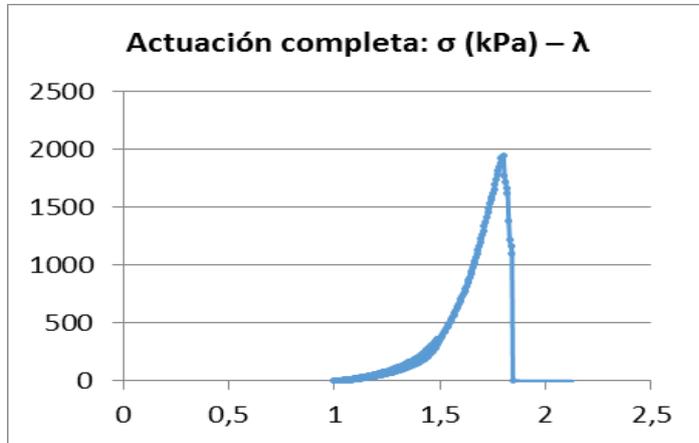


Figura B. 27. Muestra CA_12615_140415, completa

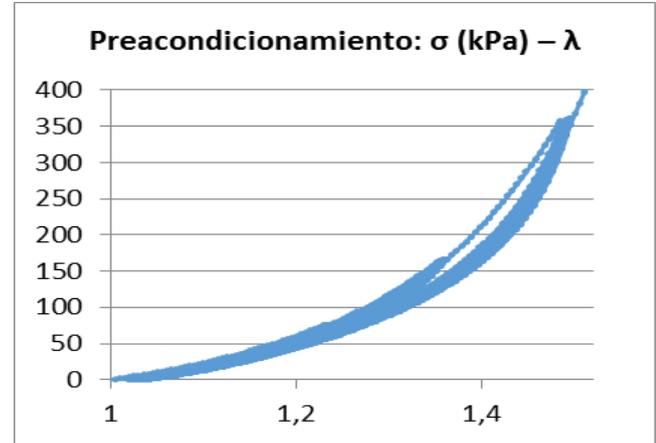


Figura B. 28. Muestra CA_12615_140415, completa

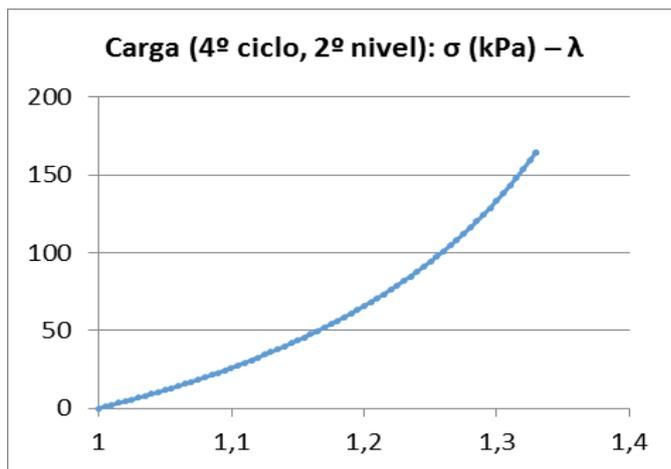


Figura B.29. Muestra CA_12615_140415, completa

Adventicia

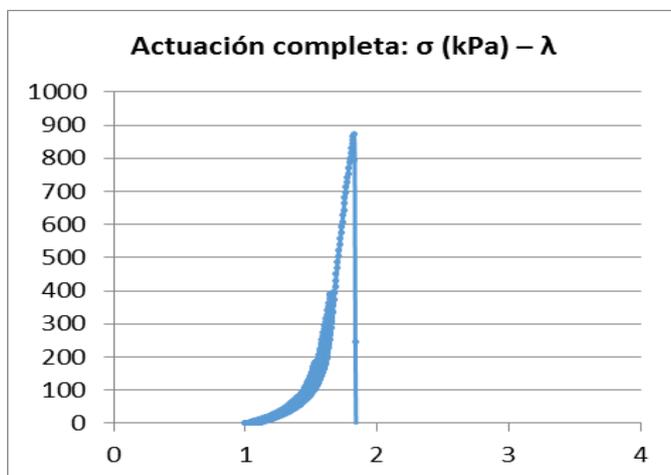


Figura B. 30. Muestra CA_12615_140415, adventicia

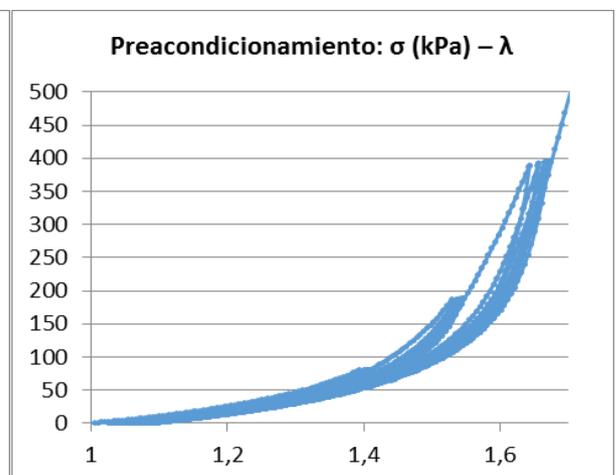


Figura B. 31. Muestra CA_12615_140415, adventicia

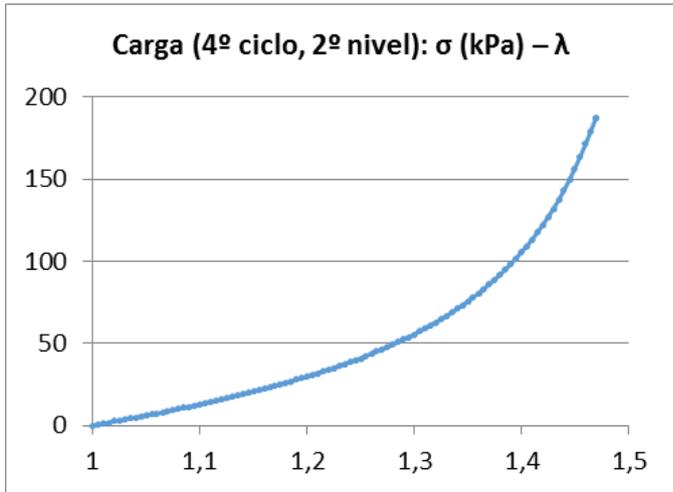


Figura B. 32. Muestra CA_12615_140415, adventicia

Media

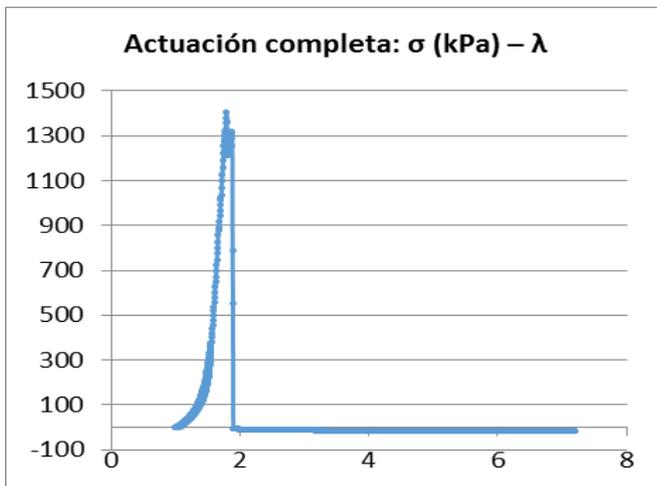


Figura B. 33. Muestra CA_12615_140415, media

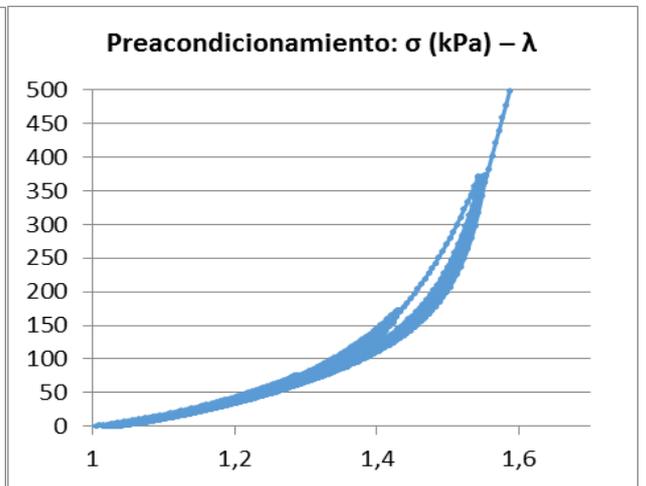


Figura B. 34. Muestra CA_12615_140415, media

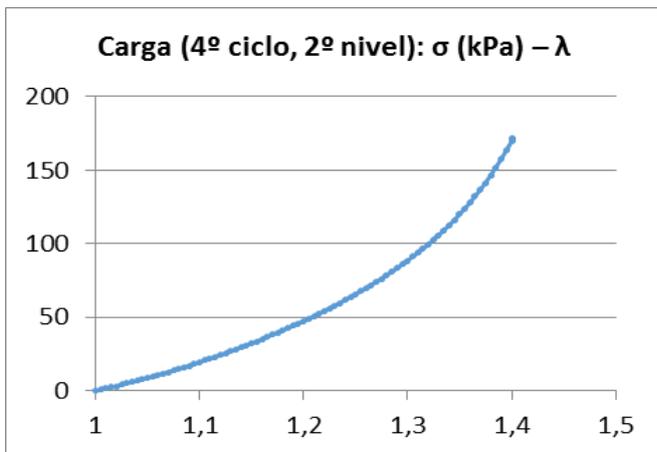


Figura B. 35. Muestra CA_12615_140415, media

Íntima

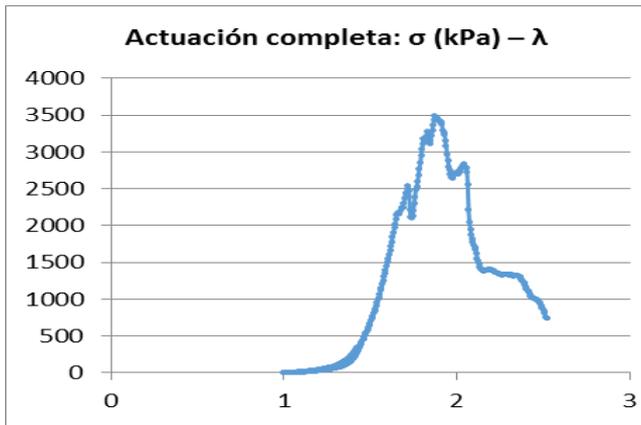


Figura B. 36. Muestra CA_12615_140415, íntima

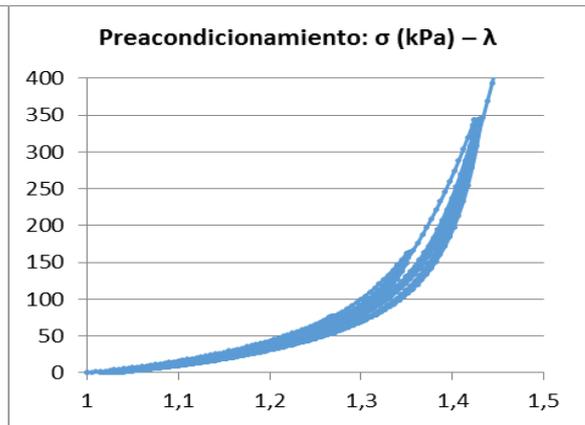


Figura B. 37. Muestra CA_12615_140415, íntima

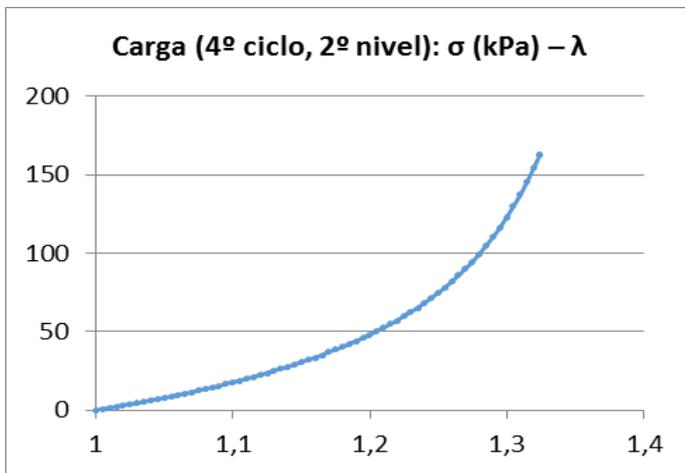


Figura B. 38. Muestra CA_12615_140415, íntima

Dirección longitudinal

Completa

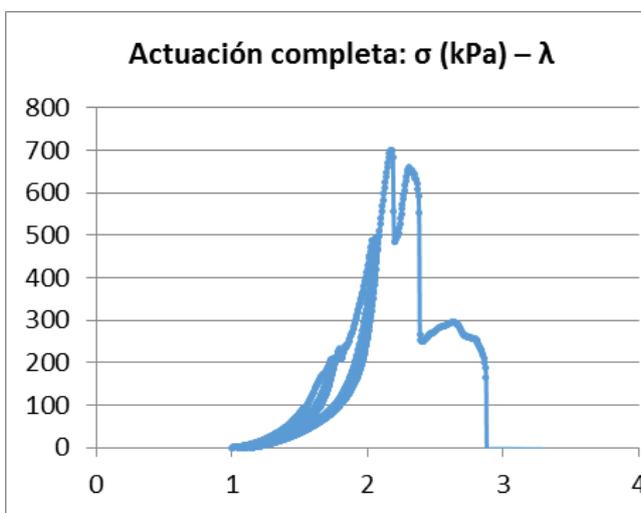


Figura B. 39. Muestra CA_12615_140415, completa

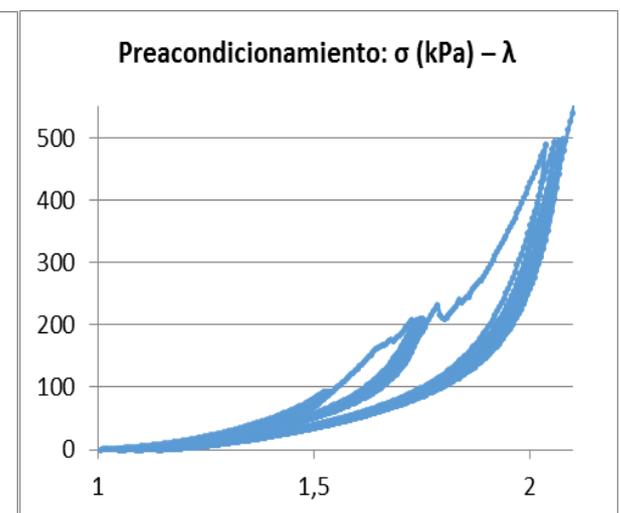


Figura B. 40. Muestra CA_12615_140415, completa

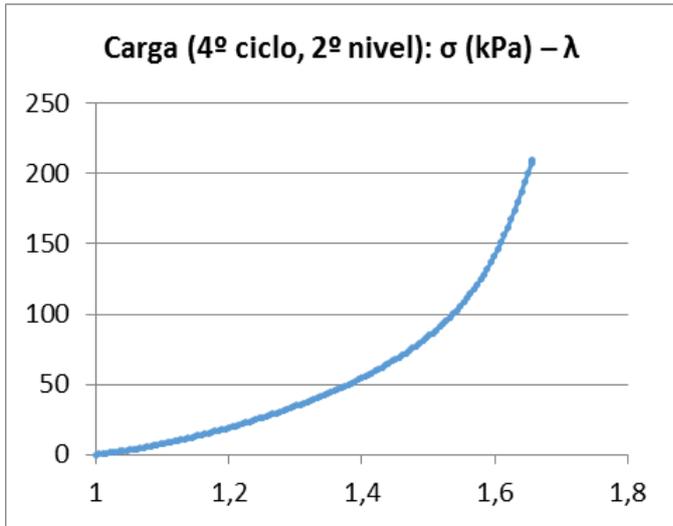


Figura B. 41. Muestra CA_12615_140415, completa

Adventicia

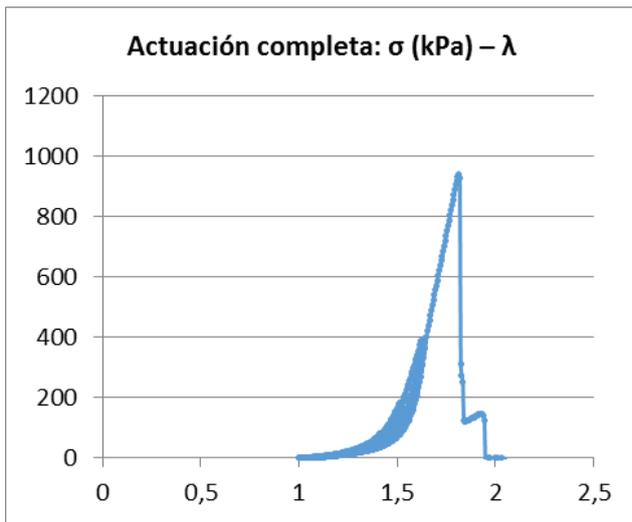


Figura B. 42. Muestra CA_12615_140415, adventicia

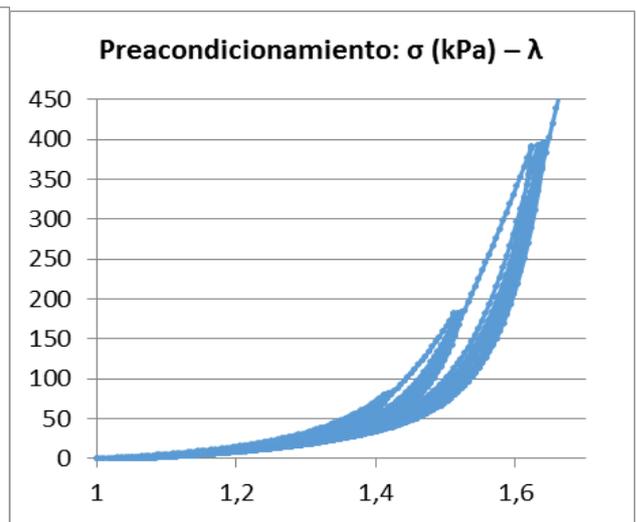


Figura B. 43. Muestra CA_12615_140415, adventicia

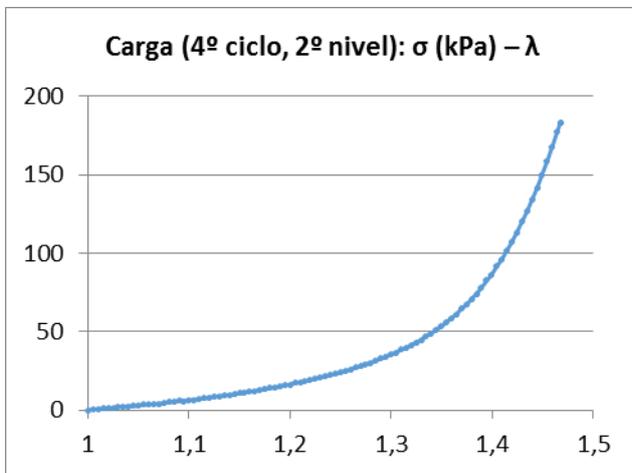


Figura B. 44. Muestra CA_12615_140415, adventicia

Media

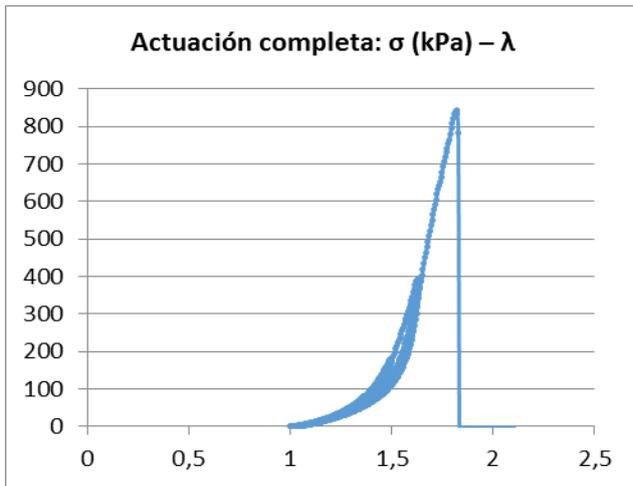


Figura B. 45. Muestra CA_12615_140415, media

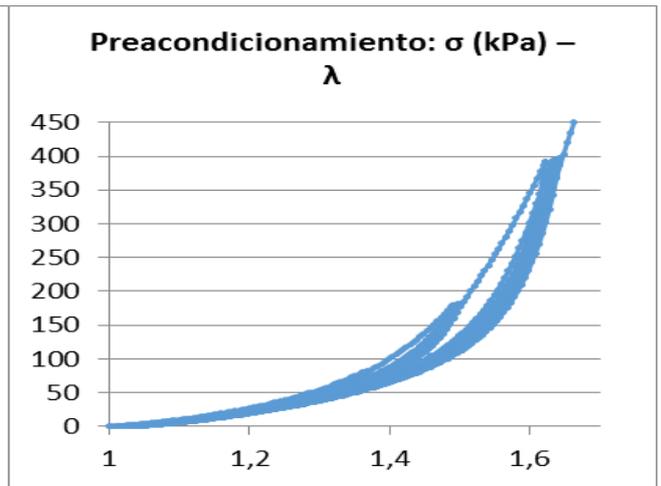


Figura B. 46. Muestra CA_12615_140415, media

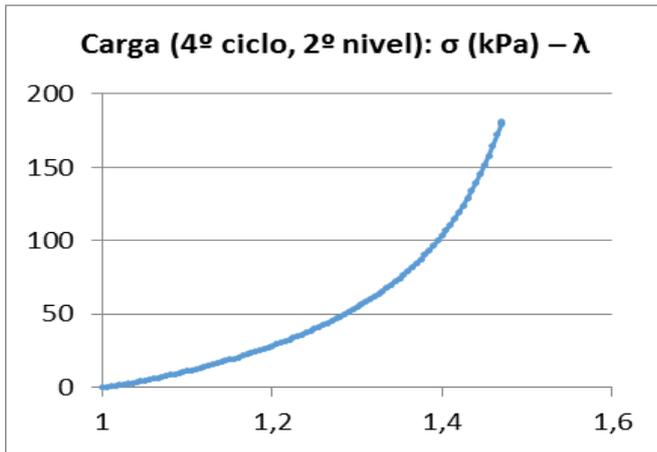


Figura B. 47. Muestra CA_12615_140415, media

Íntima

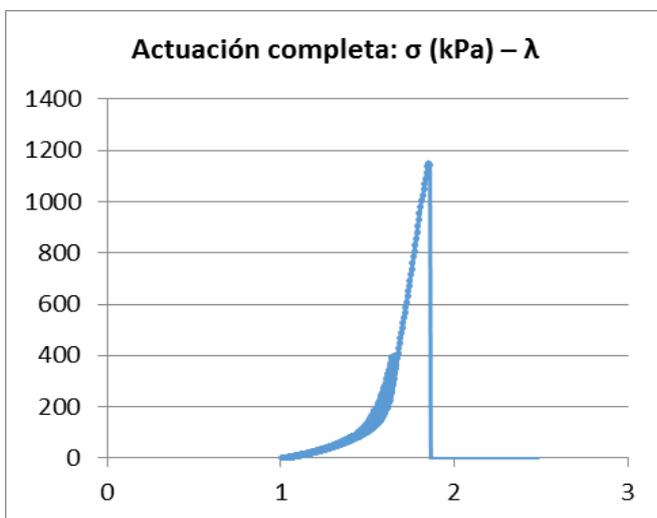


Figura B. 48. Muestra CA_12615_140415, íntima

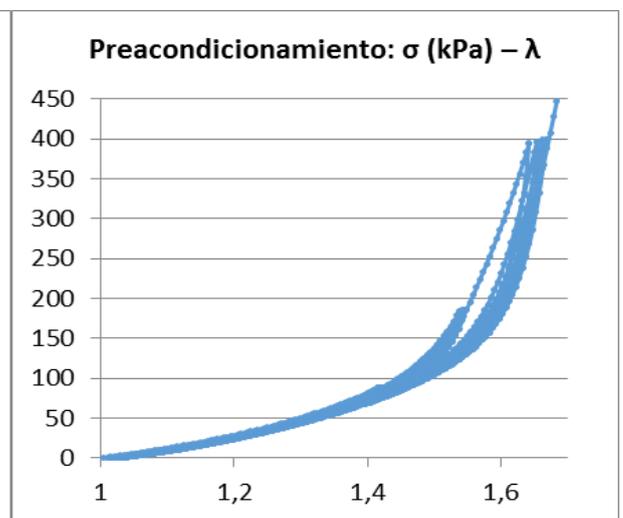


Figura B. 49. Muestra CA_12615_140415, íntima

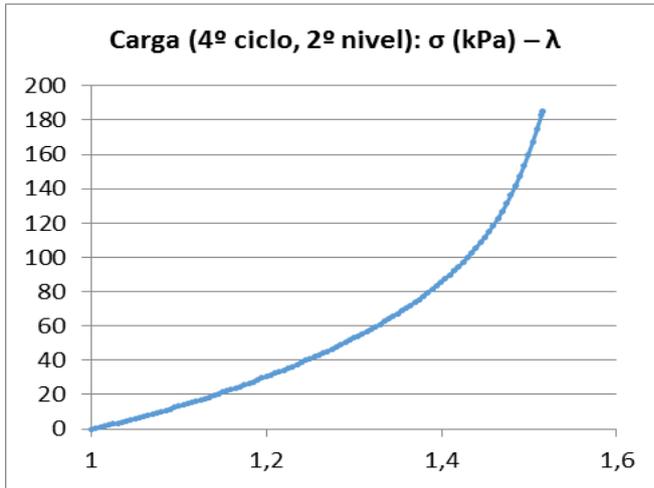


Figura B. 50. Muestra CA_12615_140415, íntima

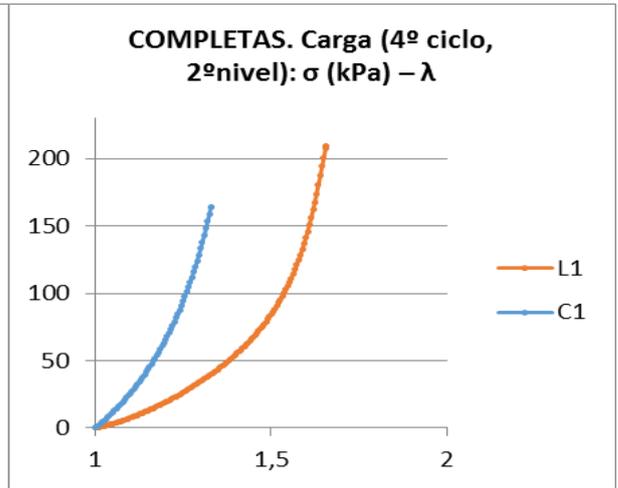


Figura B. 51. Muestra CA_12615_140415, completas

B.2. SEGUNDO DÍA DE LABORATORIO

B.2.1. Arteria pulmonar AP_15015_210415

Dirección circunferencial

Completa

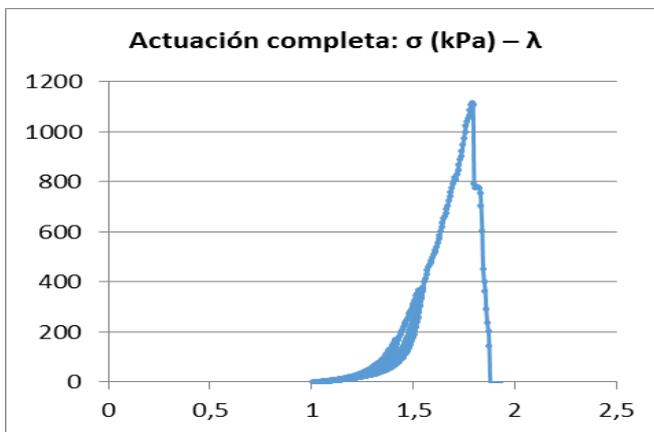


Figura B. 52. Muestra AP_15015_210415, completa

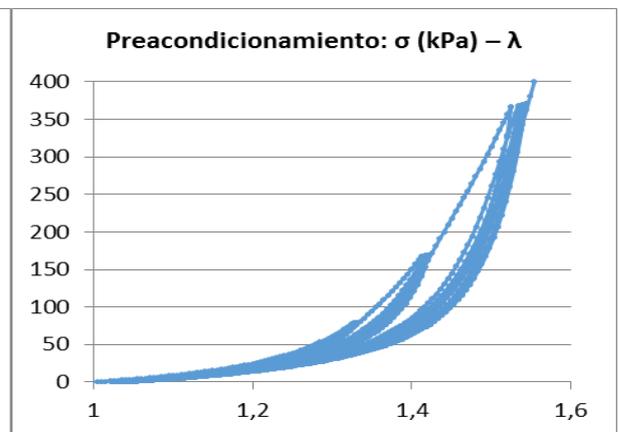


Figura B. 53. Muestra AP_15015_210415, completa

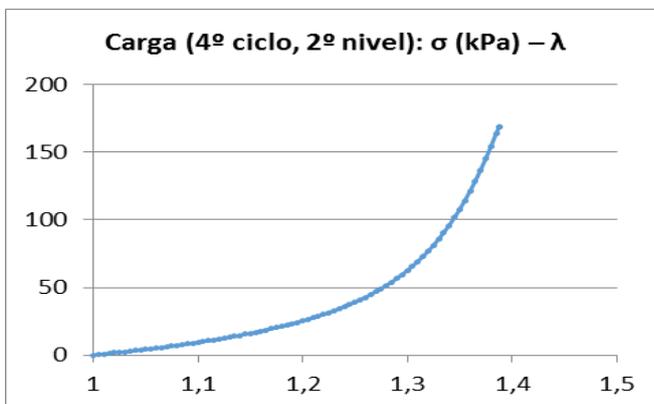


Figura B. 54. Muestra AP_15015_210415, completa

Adventicia

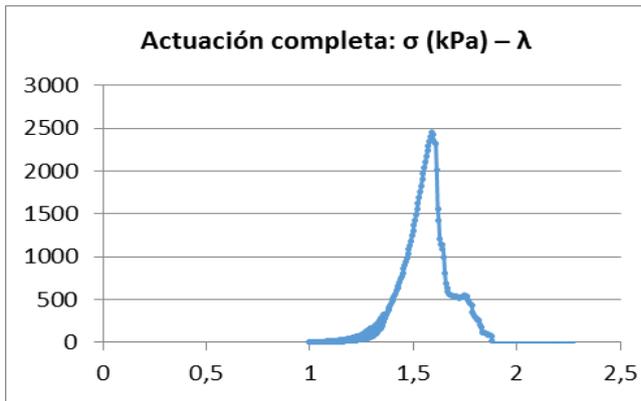


Figura B. 55. Muestra AP_15015_210415, adventicia

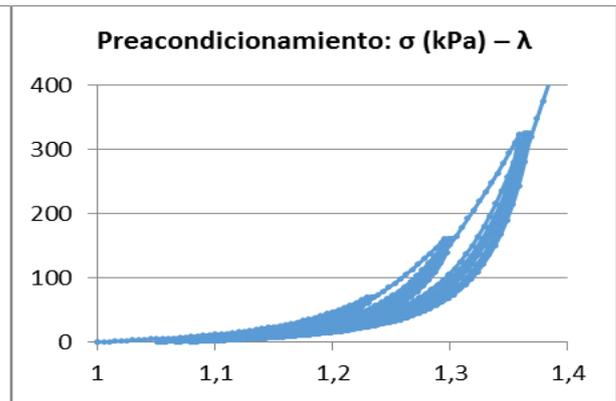


Figura B. 56. Muestra AP_15015_210415, adventicia

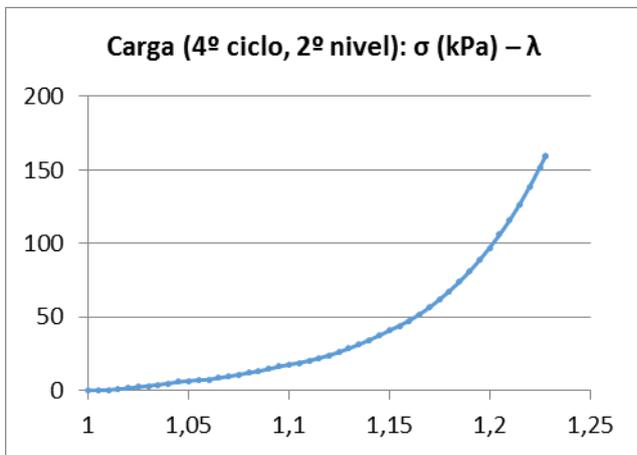


Figura B. 57. Muestra AP_15015_210415, adventicia

Media

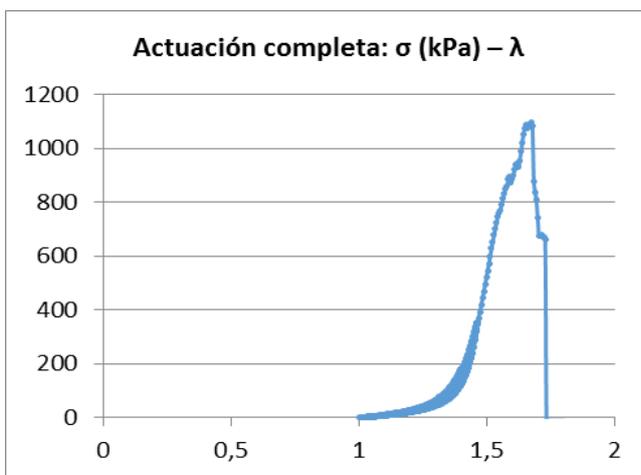


Figura B. 58. Muestra AP_15015_210415, media

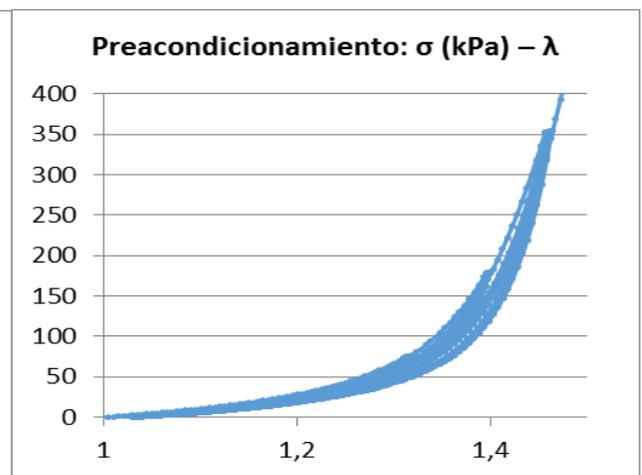


Figura B. 59. Muestra AP_15015_210415, media

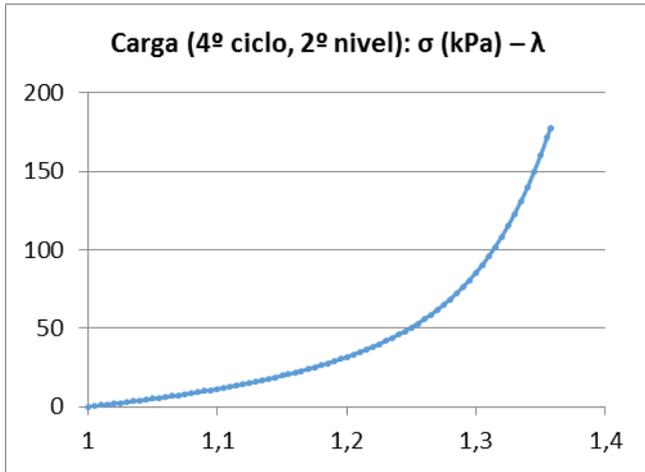


Figura B. 60. Muestra AP_15015_210415, media

Dirección longitudinal

Completa

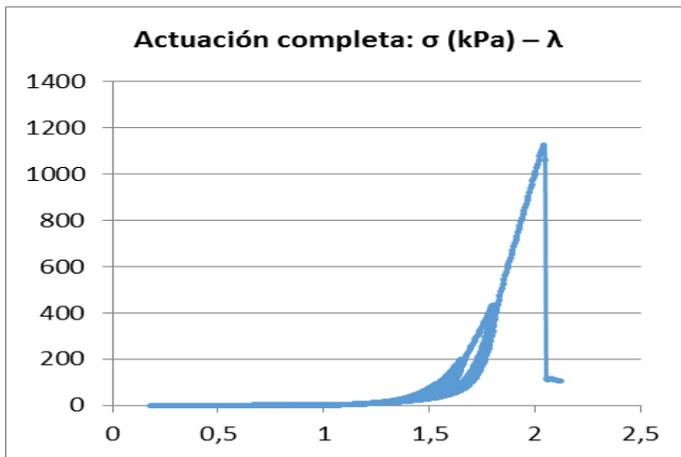


Figura B. 61. Muestra AP_15015_210415, completa

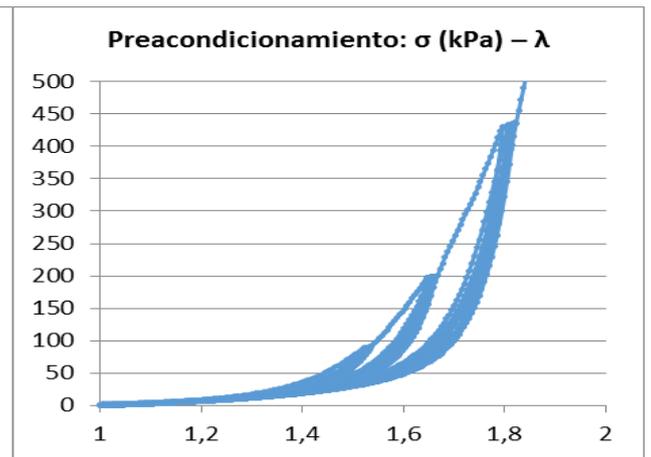


Figura B. 62. Muestra AP_15015_210415, completa

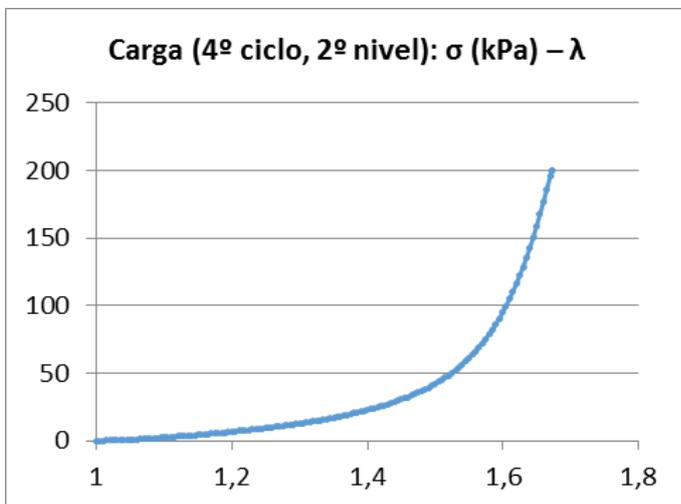


Figura B. 63. Muestra AP_15015_210415, completa

Adventicia (rompe)

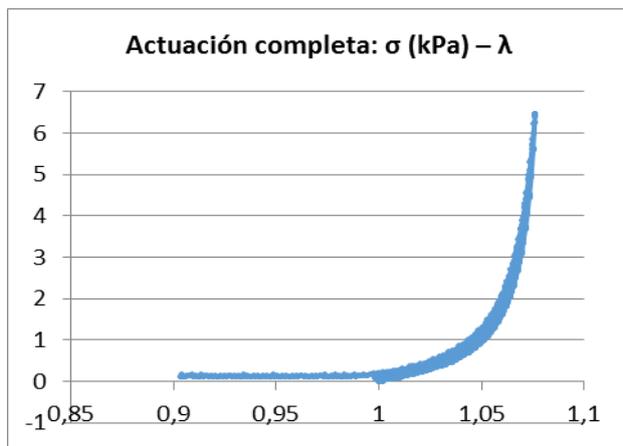


Figura B. 64. Muestra AP_15015_210415, adventicia

Media

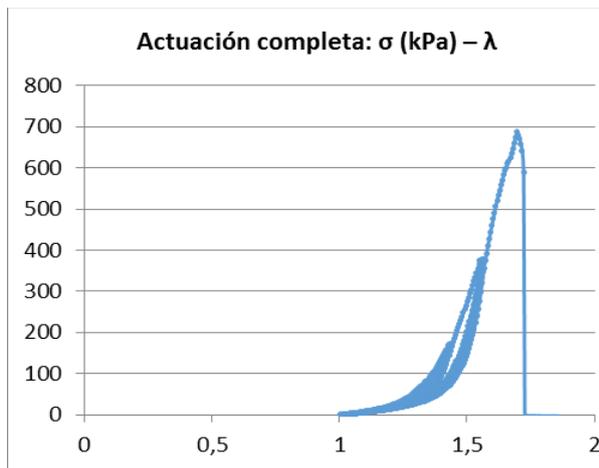


Figura B. 65. Muestra AP_15015_210415, media

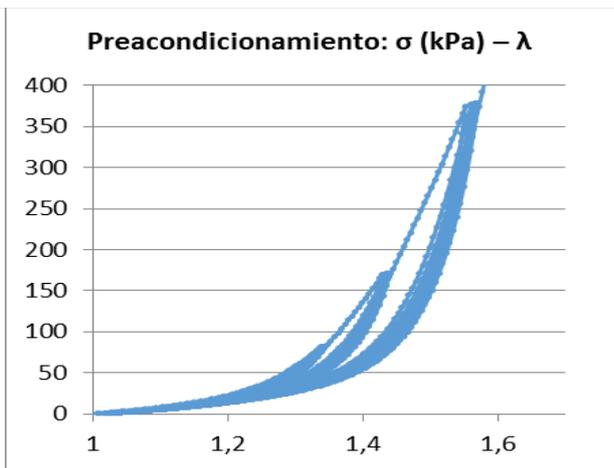


Figura B. 66. Muestra AP_15015_210415, media

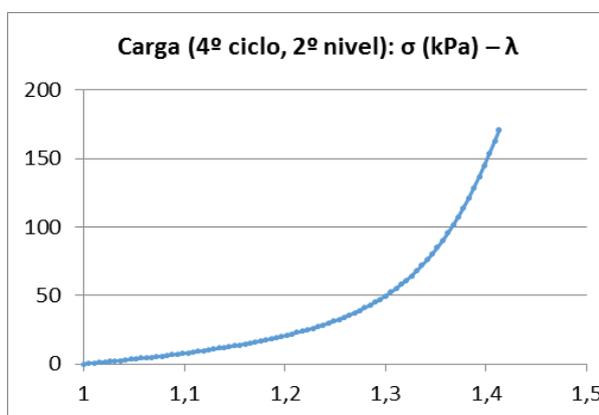


Figura B. 67. Muestra AP_15015_210415, media

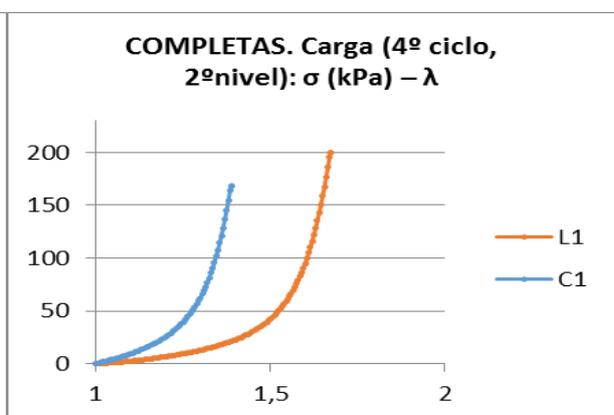


Figura B. 68. Muestra AP_15015_210415, completas

B.2.2. Arteria aorta ascendente CA_15115_210415

Dirección circunferencial

Completa

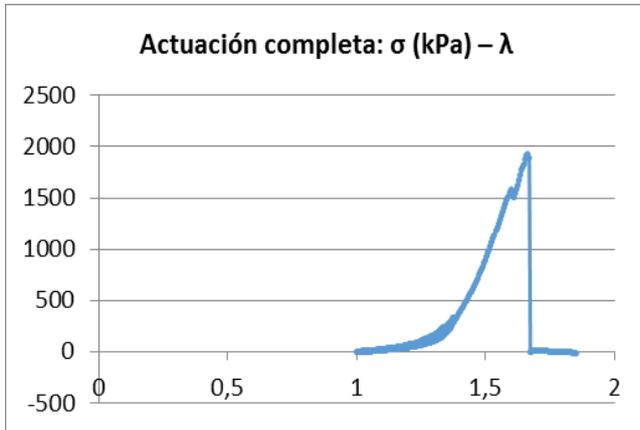


Figura B. 69. Muestra CA_15115_210415, completa

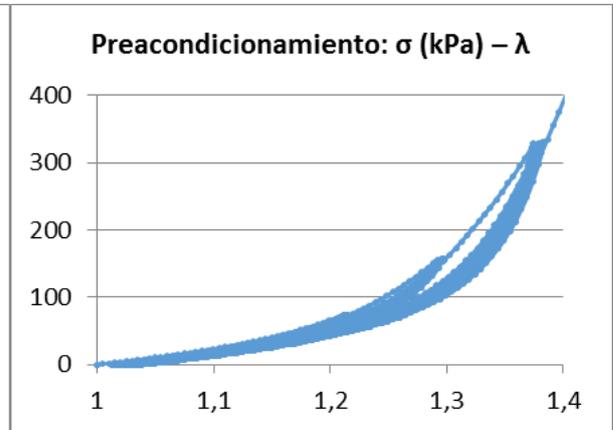


Figura B. 70. Muestra CA_15115_210415, completa

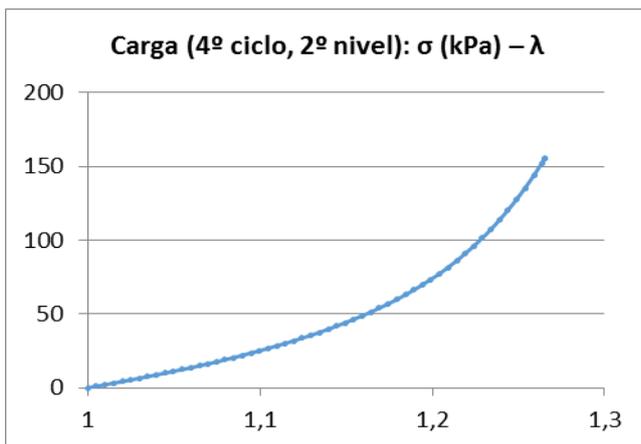


Figura B. 71. Muestra CA_15115_210415, completa

Íntima

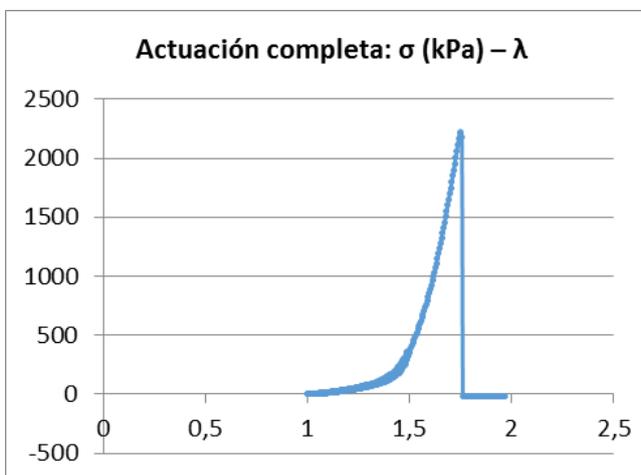


Figura B. 72. Muestra CA_15115_210415, íntima

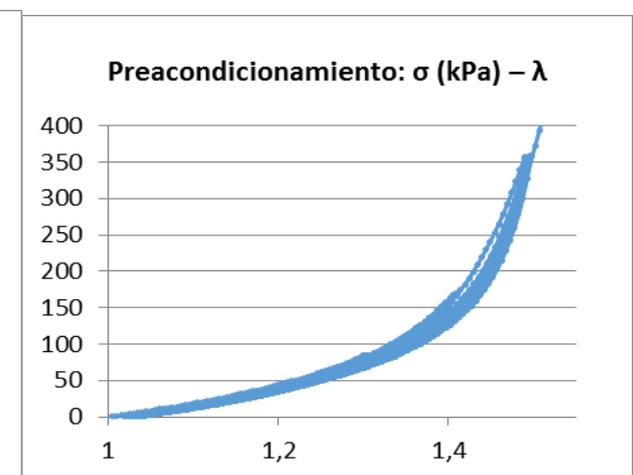


Figura B. 73. Muestra CA_15115_210415, íntima

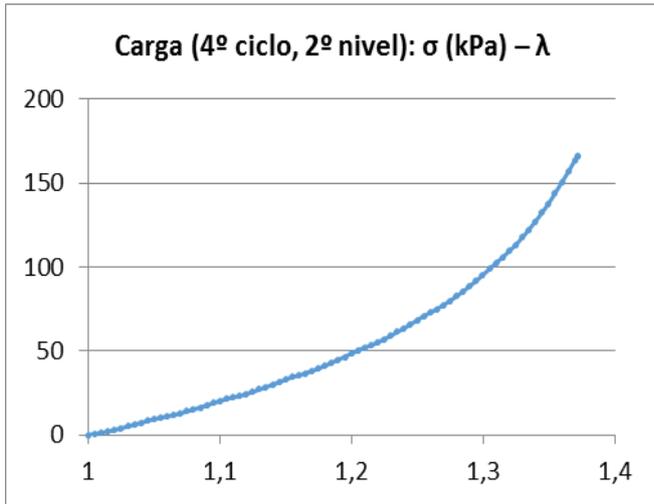


Figura B. 74. Muestra CA_15115_210415, íntima

Media

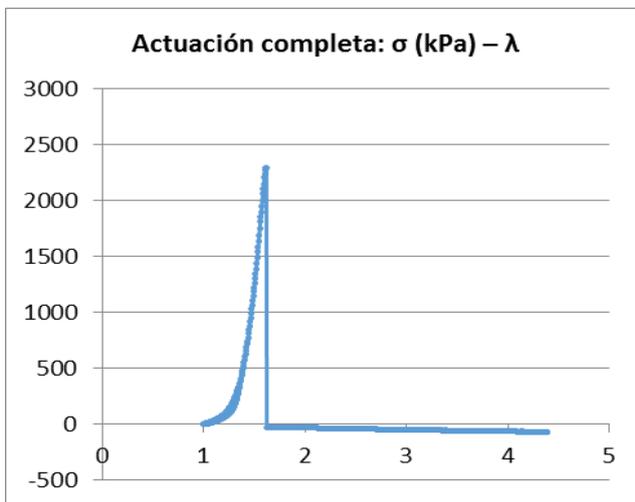


Figura B. 75. Muestra CA_15115_210415, media

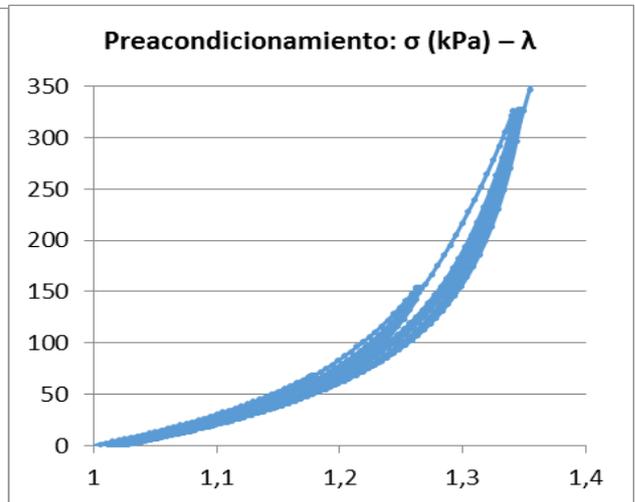


Figura B. 76. Muestra CA_15115_210415, media

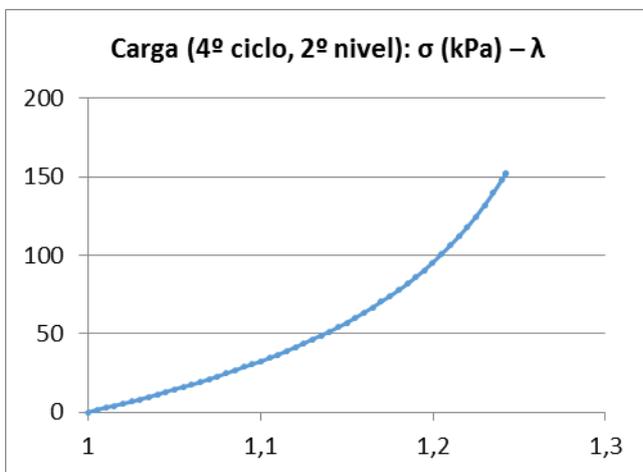


Figura B. 77. Muestra CA_15115_210415, media

Adventicia

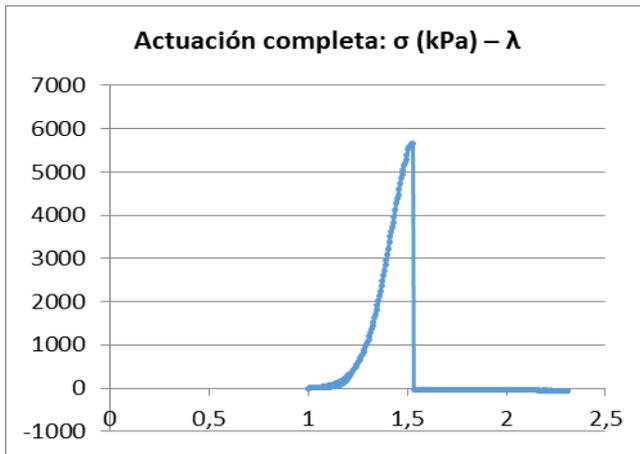


Figura B. 78. Muestra CA_15115_210415, adventicia

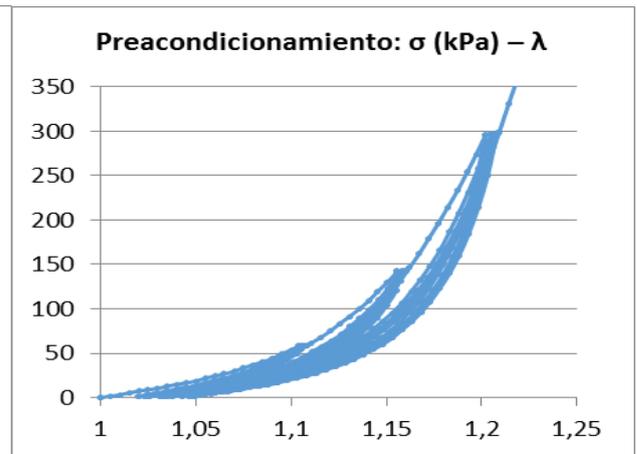


Figura B. 79. Muestra CA_15115_210415, adventicia

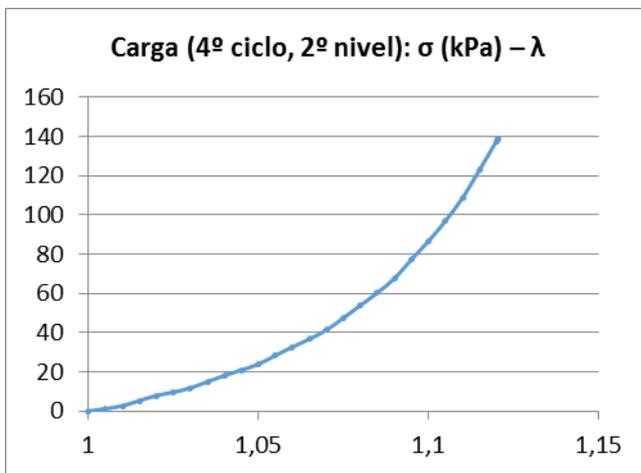


Figura B. 80. Muestra CA_15115_210415, adventicia

Dirección longitudinal

Completa

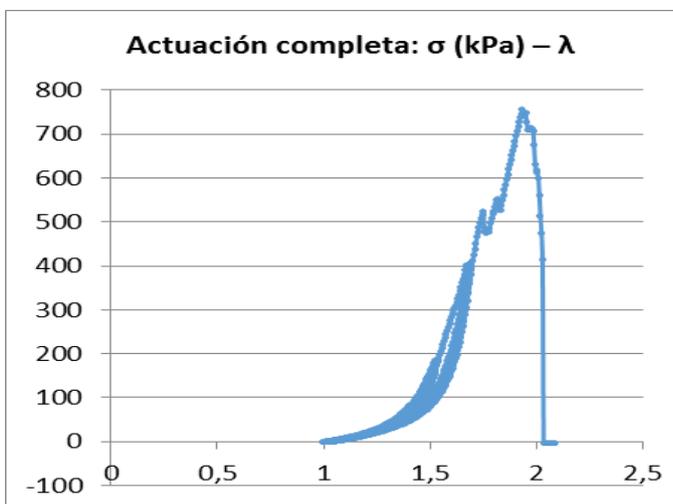


Figura B. 81. Muestra CA_15115_210415, completa

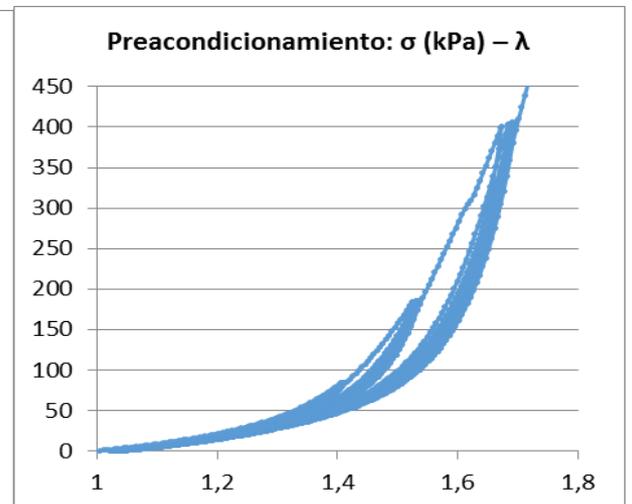


Figura B. 82. Muestra CA_15115_210415, completa

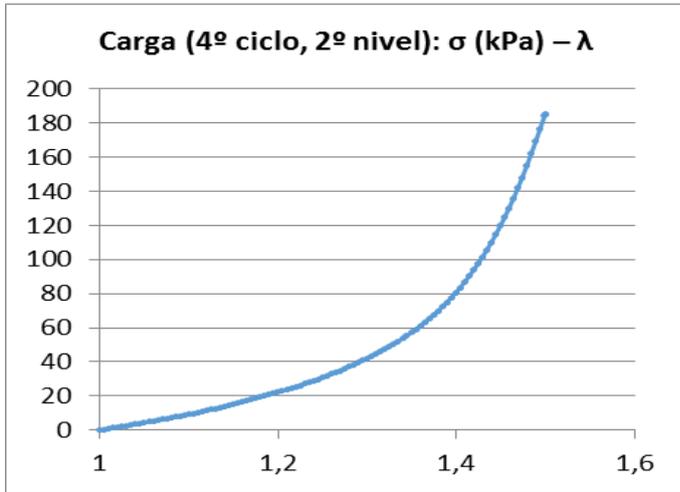


Figura B. 83. Muestra CA_15115_210415, completa

Íntima

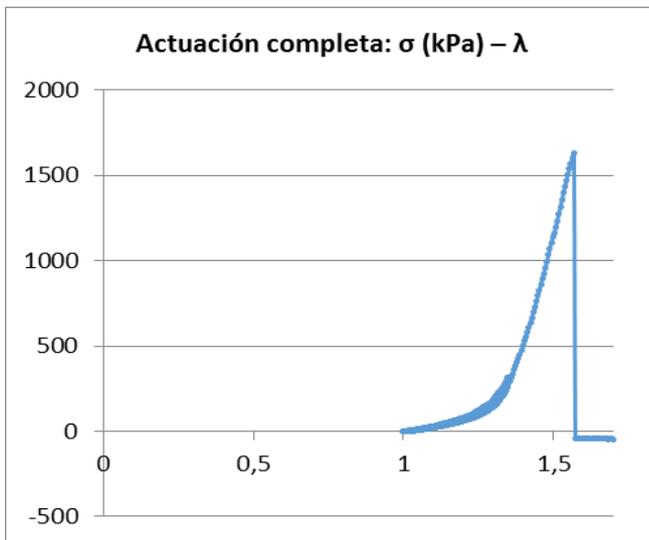


Figura B. 84. Muestra CA_15115_210415, íntima

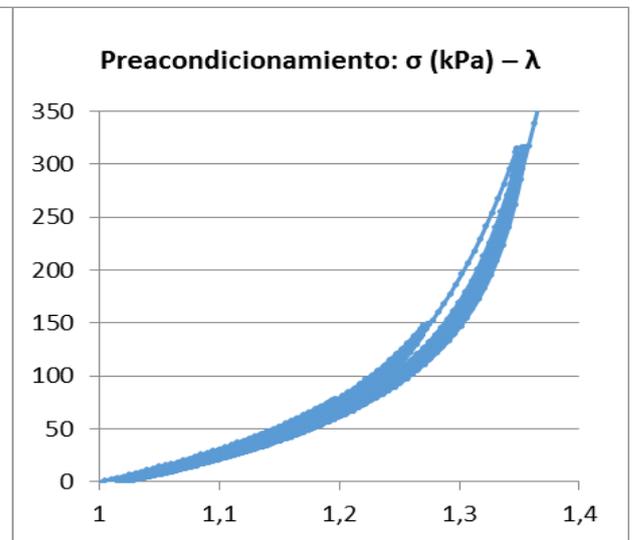


Figura B. 85. Muestra CA_15115_210415, íntima

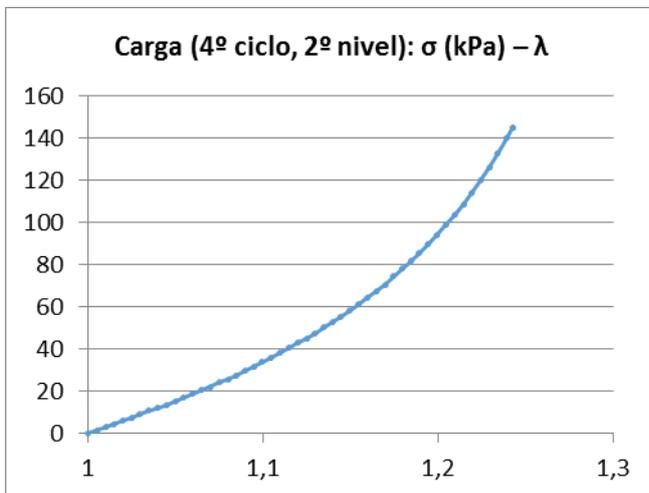


Figura B. 86. Muestra CA_15115_210415, íntima

Media

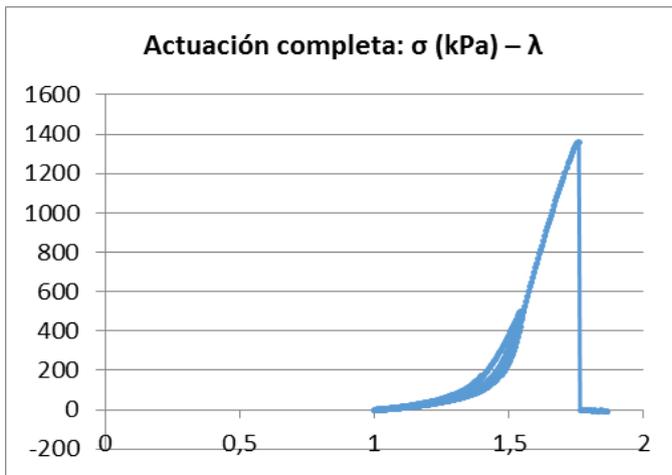


Figura B. 87. Muestra CA_15115_210415, media

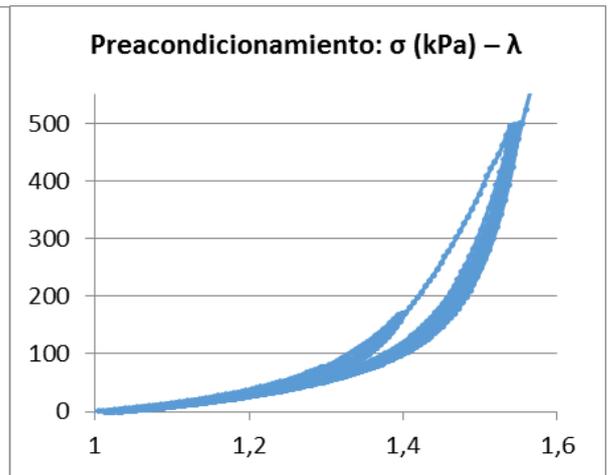


Figura B. 88. Muestra CA_15115_210415, media

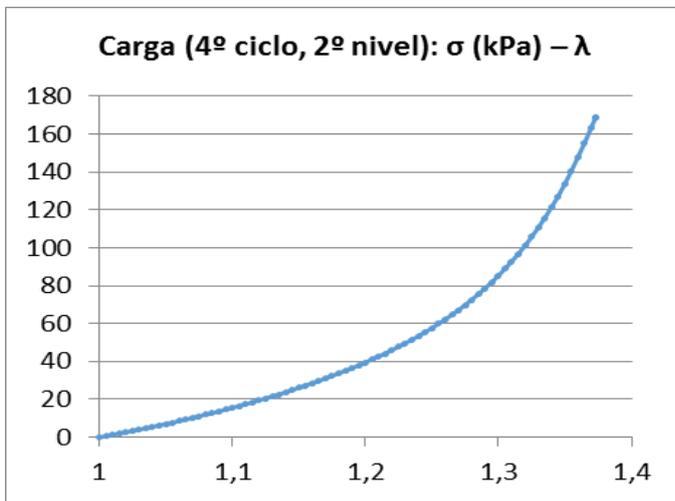


Figura B. 89. Muestra CA_15115_210415, media

Advertencia

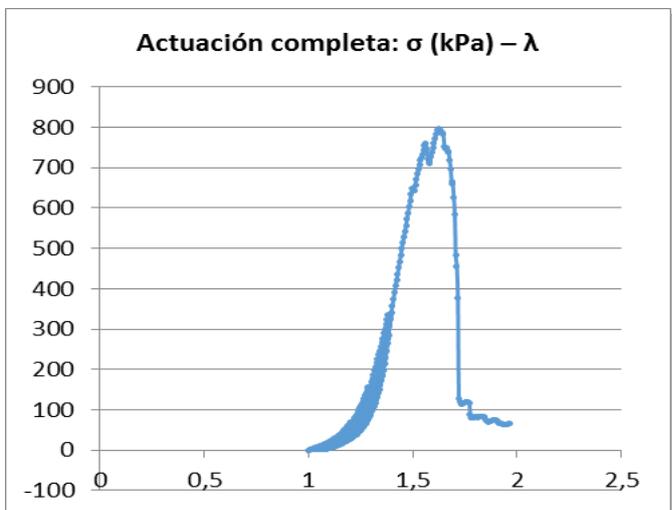


Figura B. 90. Muestra CA_15115_210415, advertencia

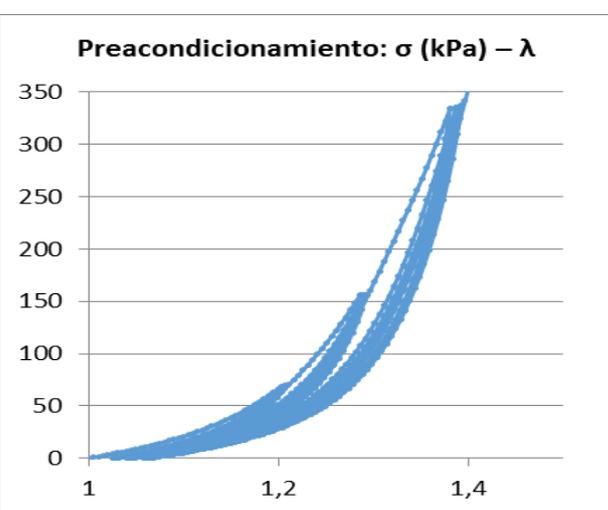


Figura B. 91. Muestra CA_15115_210415, advertencia

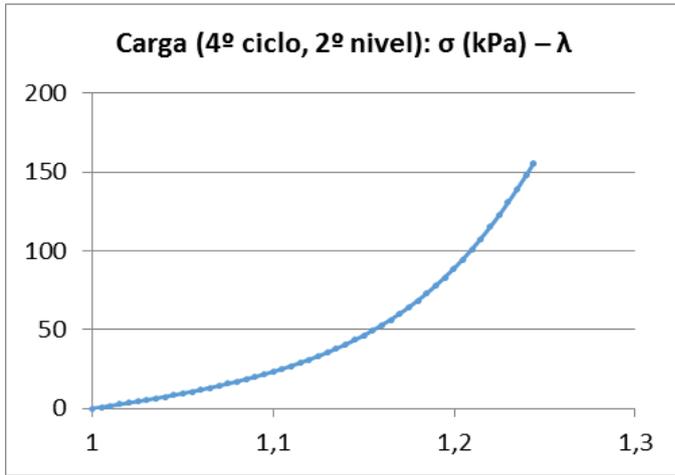


Figura B. 92. Muestra CA_15115_210415, adventicia

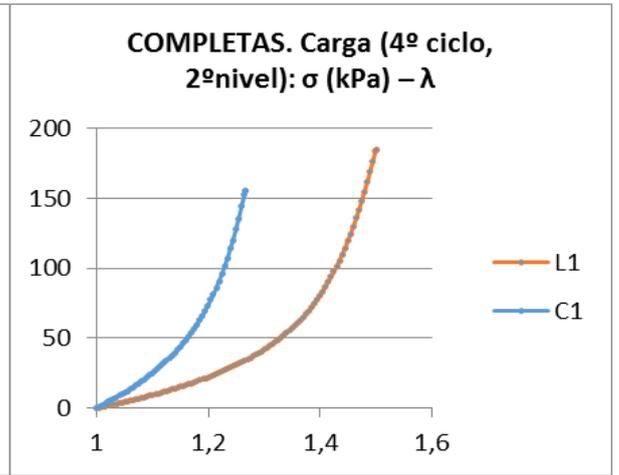


Figura B. 93. Muestra CA_15115_210415, completas

B.3. TERCER DÍA DE LABORATORIO

B.3.1. Arteria pulmonar AP_19115_070515

Dirección circunferencial

Completa

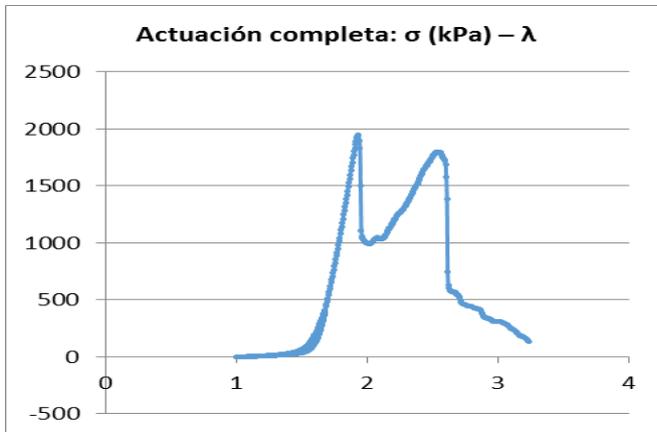


Figura B. 94. Muestra AP_19115_070515, completa

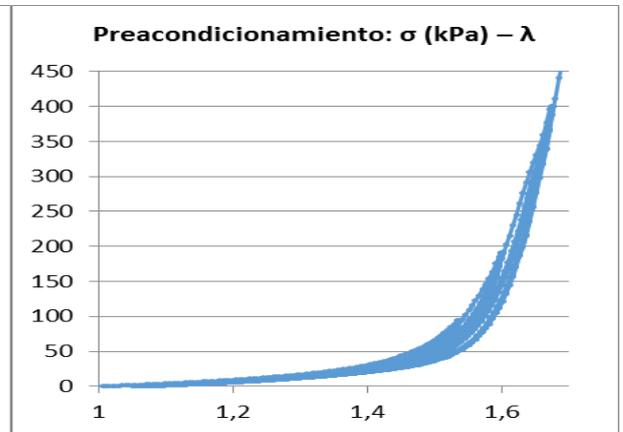


Figura B. 95. Muestra AP_19115_070515, completa

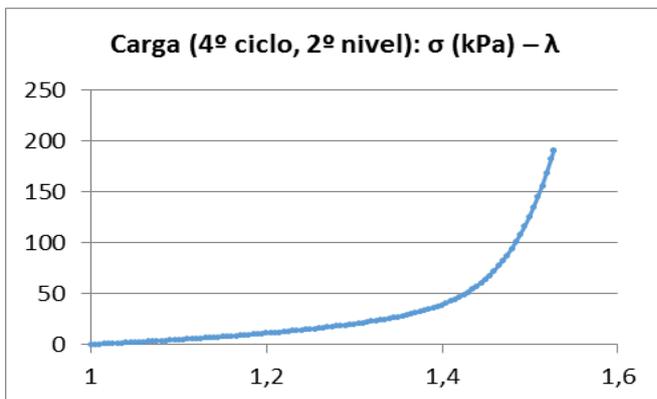


Figura B. 96. Muestra AP_19115_070515, completa

Adventicia

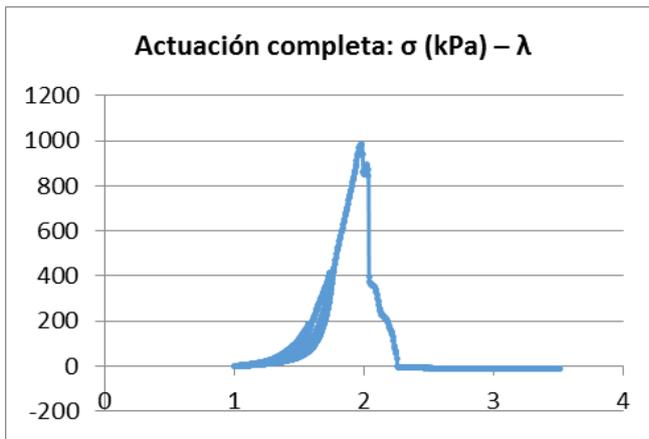


Figura B. 97. Muestra AP_19115_070515, adventicia

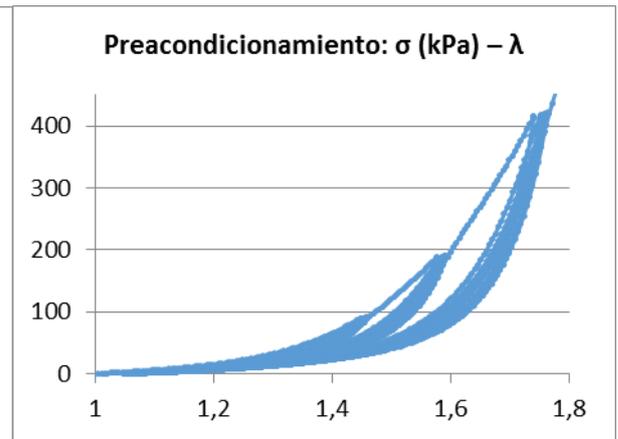


Figura B. 98. Muestra AP_19115_070515, adventicia

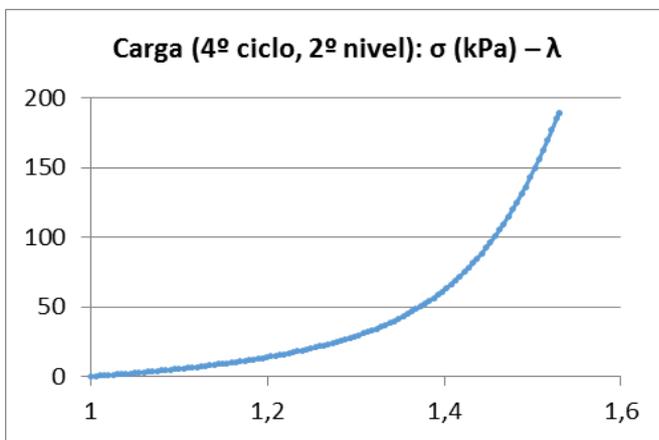


Figura B. 99. Muestra AP_19115_070515, adventicia

Media (rompe)

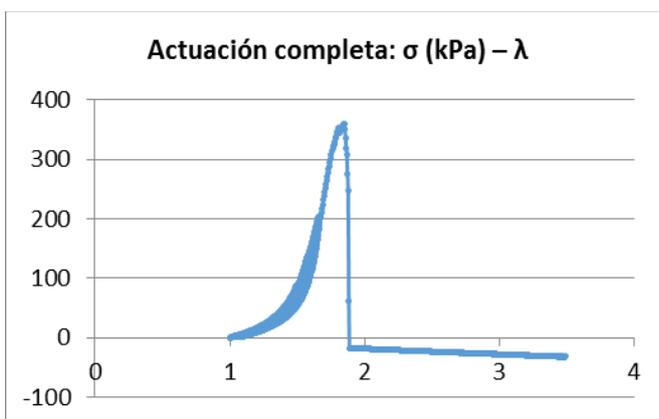


Figura B. 100. Muestra AP_19115_070515, media

Dirección longitudinal

Completa

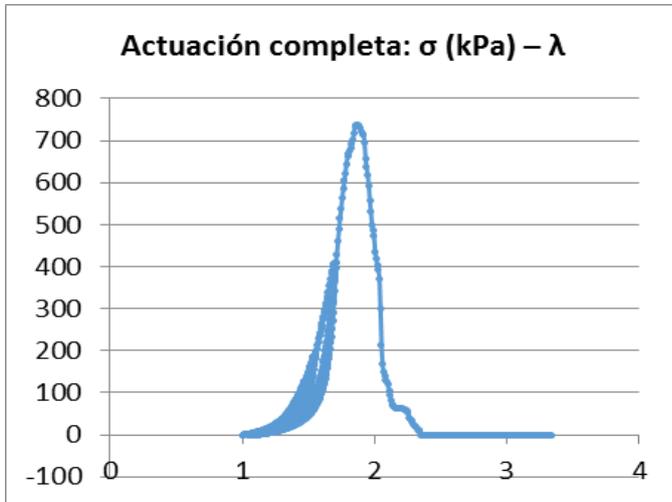


Figura B. 101. Muestra AP_19115_070515, completa

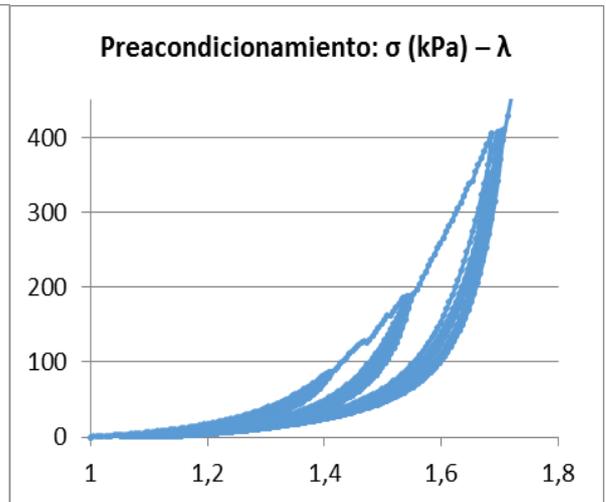


Figura B. 102. Muestra AP_19115_070515, completa

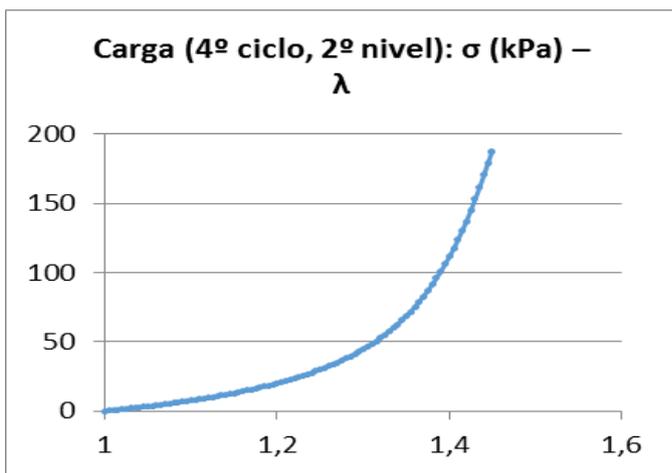


Figura B. 103. Muestra AP_19115_070515, completa

Adventicia

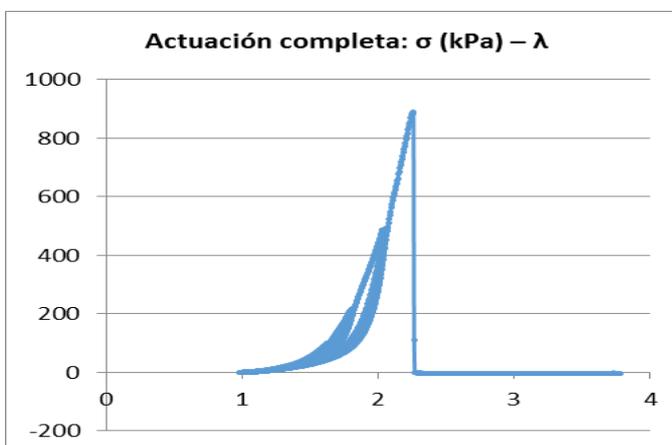


Figura B. 104. Muestra AP_19115_070515, adventicia

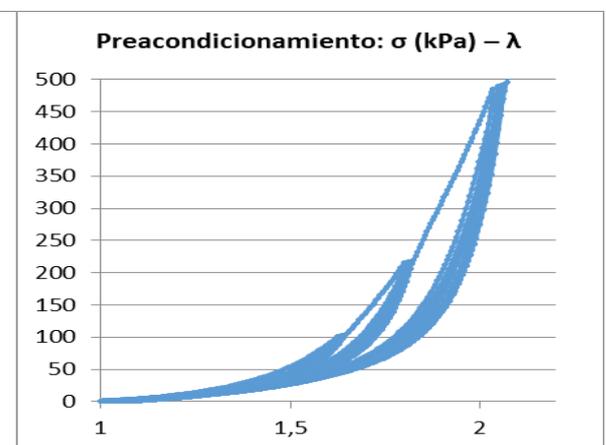


Figura B. 105. Muestra AP_19115_070515, adventicia

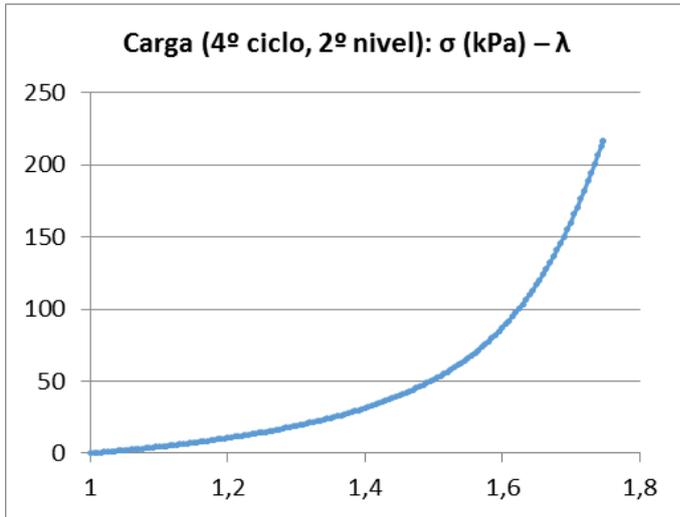


Figura B. 106. Muestra AP_19115_070515, adventicia

Media

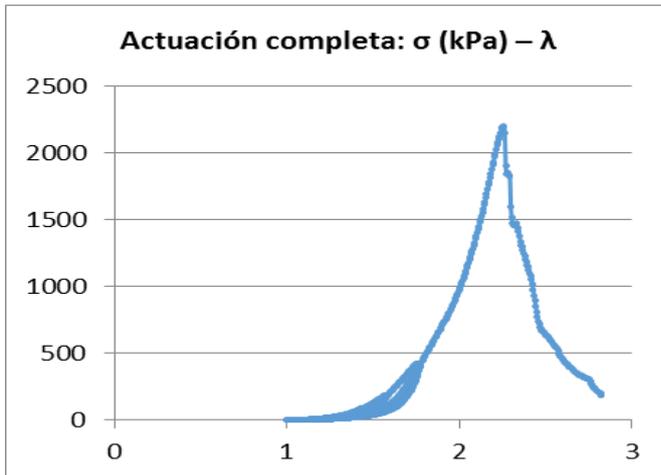


Figura B. 107. Muestra AP_19115_070515, media

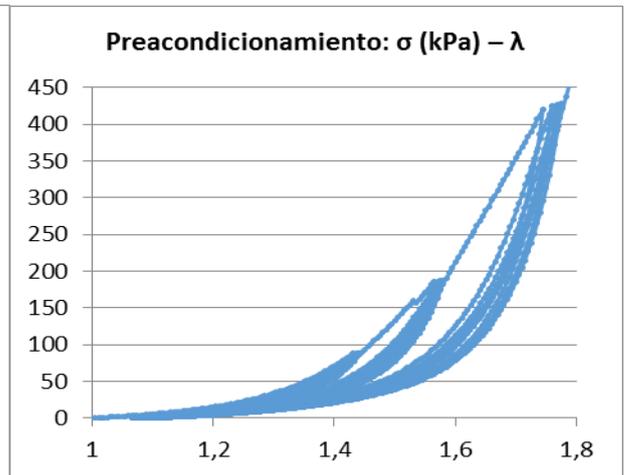


Figura B. 108. Muestra AP_19115_070515, media

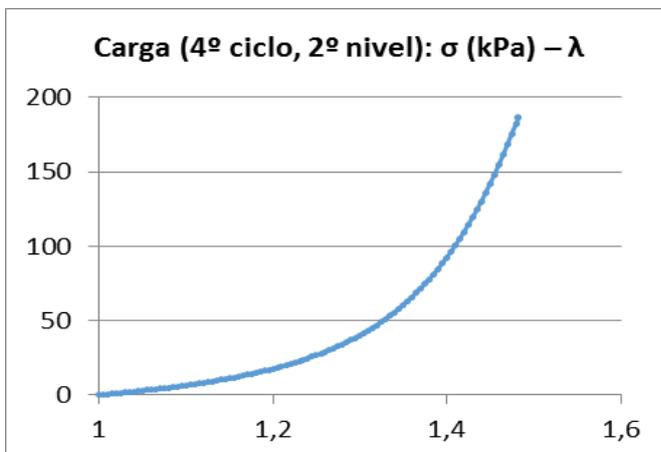


Figura B. 109. Muestra AP_19115_070515, media

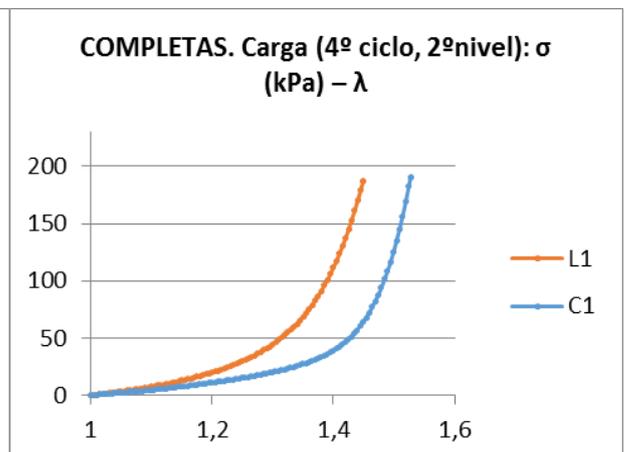


Figura B. 110. Muestra AP_19115_070515, completas

B.3.2. Arteria aorta ascendente CA_19215_070515

Dirección circunferencial

Completa

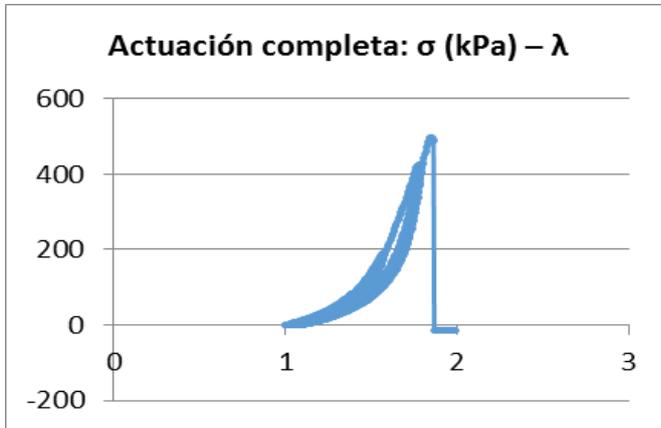


Figura B. 111. Muestra CA_19215_070515, completa

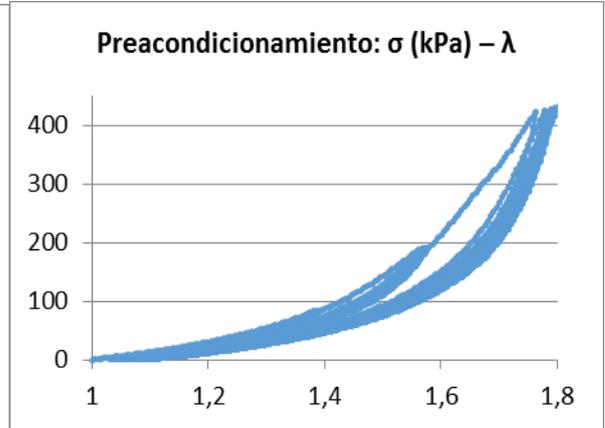


Figura B. 112. Muestra CA_19215_070515, completa

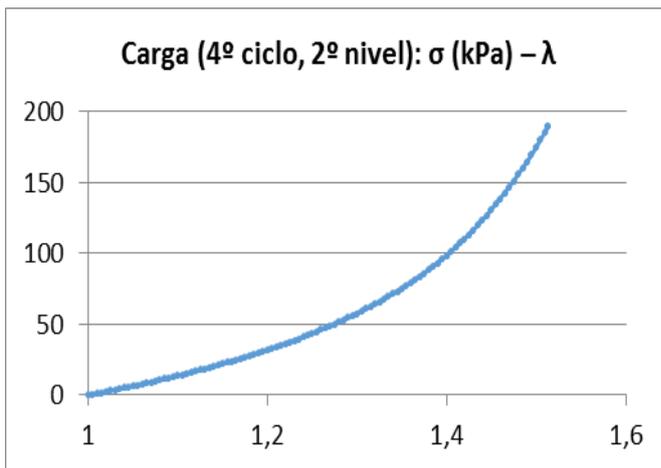


Figura B. 113. Muestra CA_19215_070515, completa

Íntima

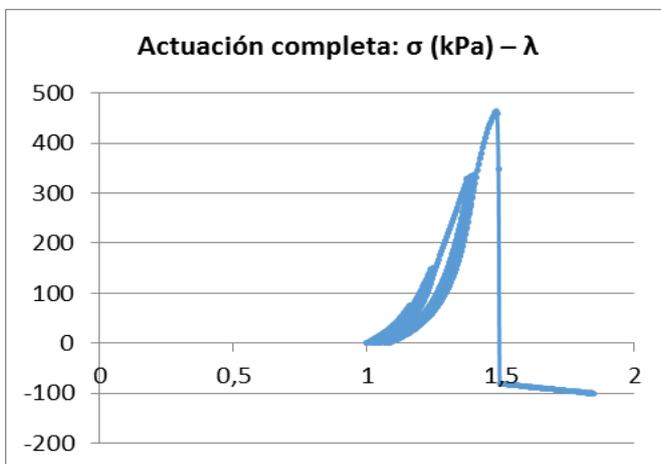


Figura B. 114. Muestra CA_19215_070515, íntima

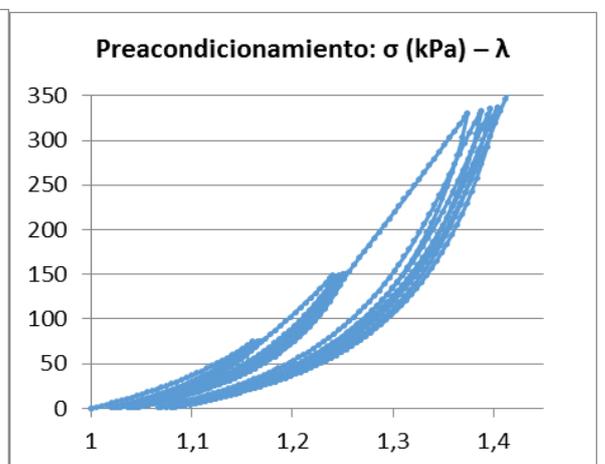


Figura B. 115. Muestra CA_19215_070515, íntima

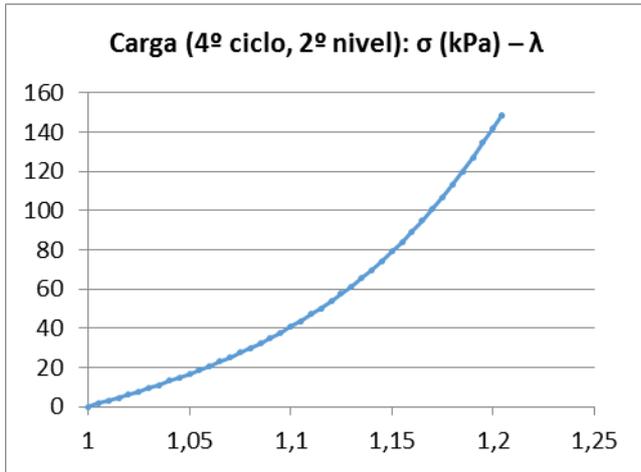


Figura B. 116. Muestra CA_19215_070515, íntima

Media

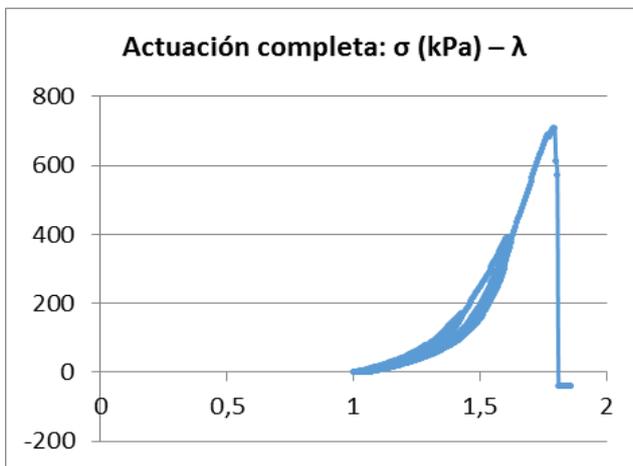


Figura B. 117. Muestra CA_19215_070515, media

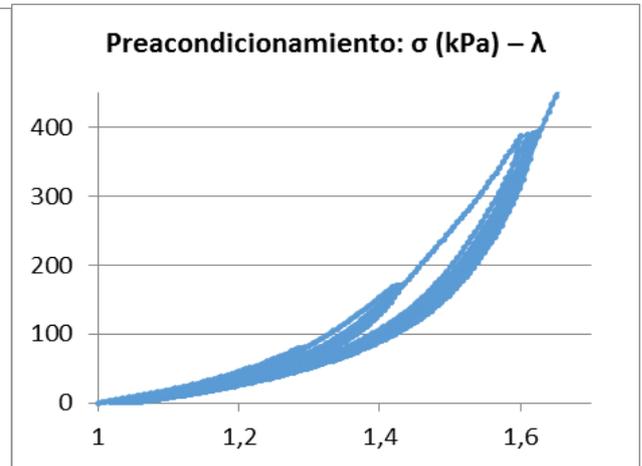


Figura B. 118. Muestra CA_19215_070515, media

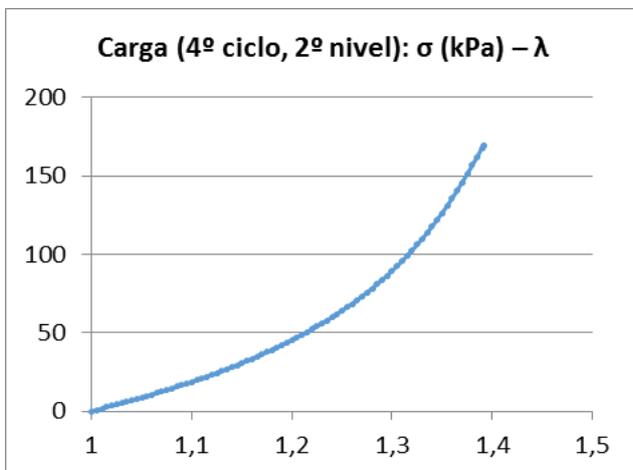


Figura B. 119. Muestra CA_19215_070515, media

Adventicia

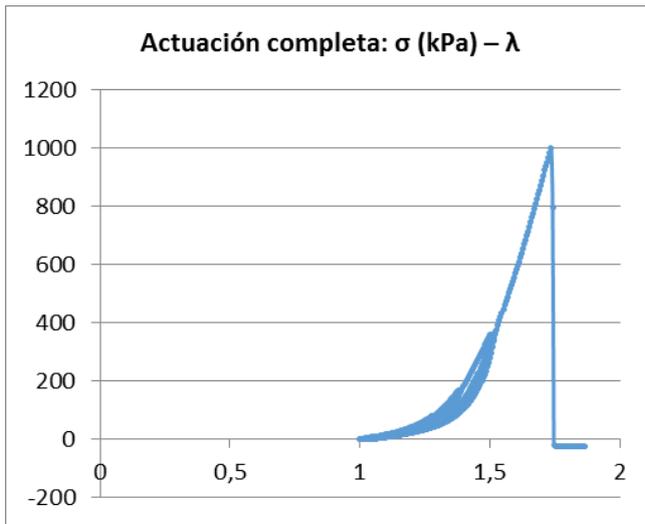


Figura B. 120. Muestra CA_19215_070515, adventicia

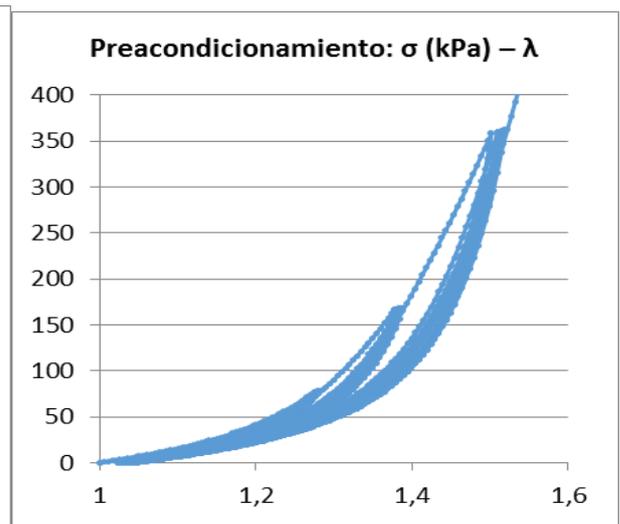


Figura B. 121. Muestra CA_19215_070515, adventicia

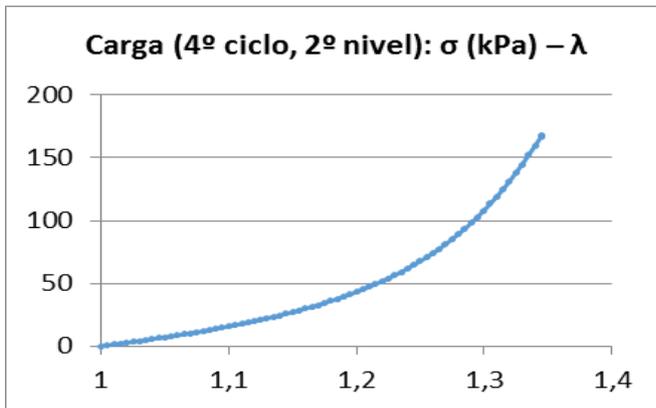


Figura B. 122. Muestra CA_19215_070515, adventicia

Dirección longitudinal

Completa

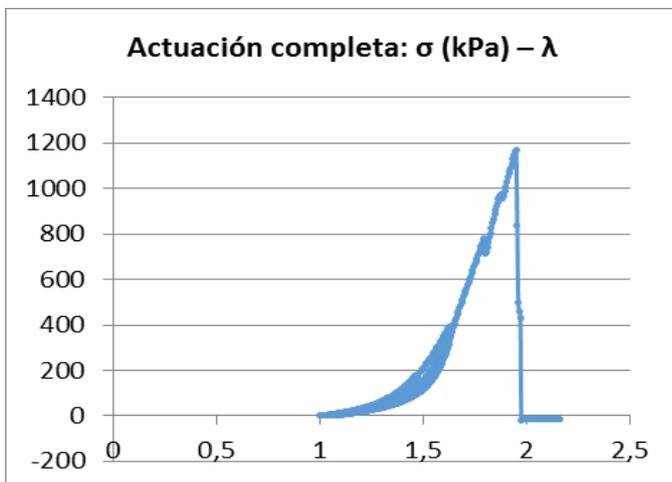


Figura B. 123. Muestra CA_19215_070515, completa

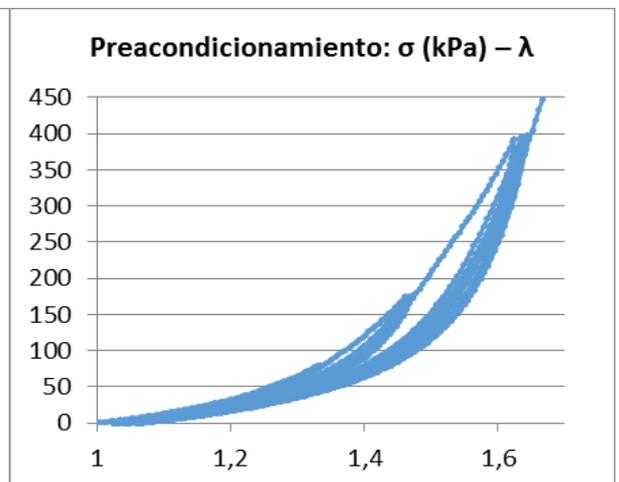


Figura B. 124. Muestra CA_19215_070515, completa

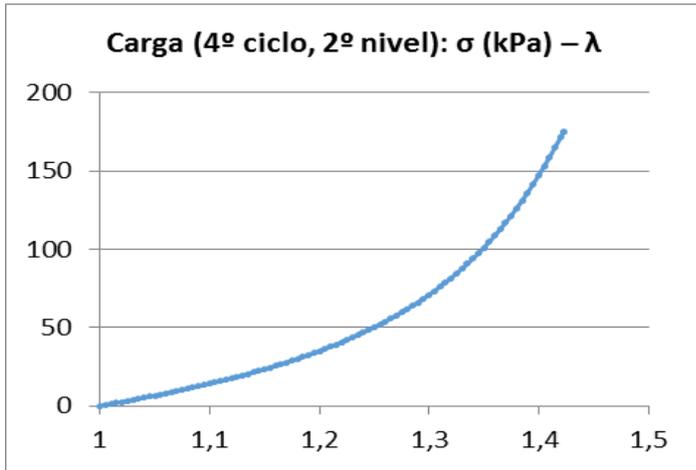


Figura B. 125. Muestra CA_19215_070515, completa

Íntima

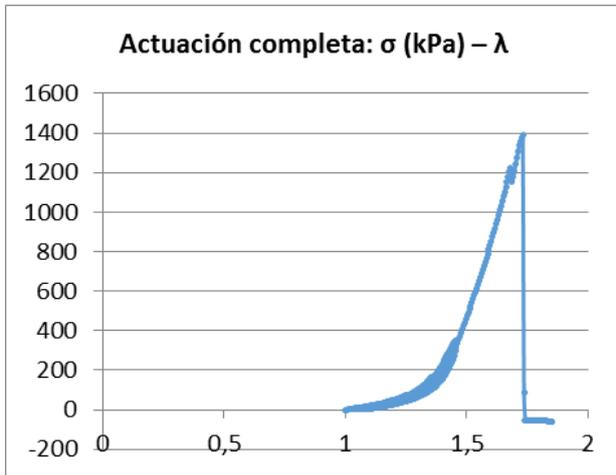


Figura B. 126. Muestra CA_19215_070515, íntima

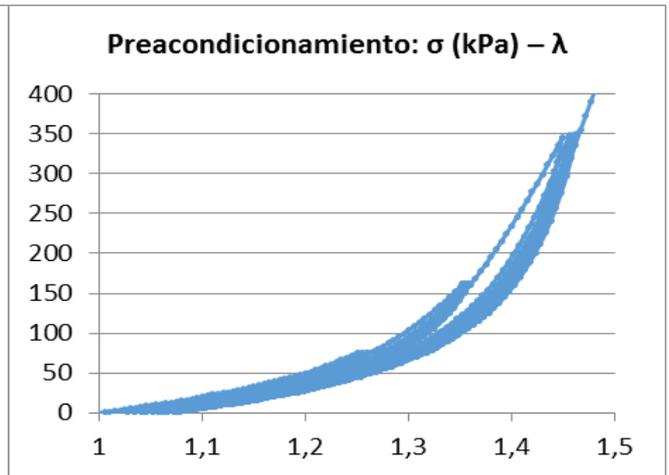


Figura B. 127. Muestra CA_19215_070515, íntima

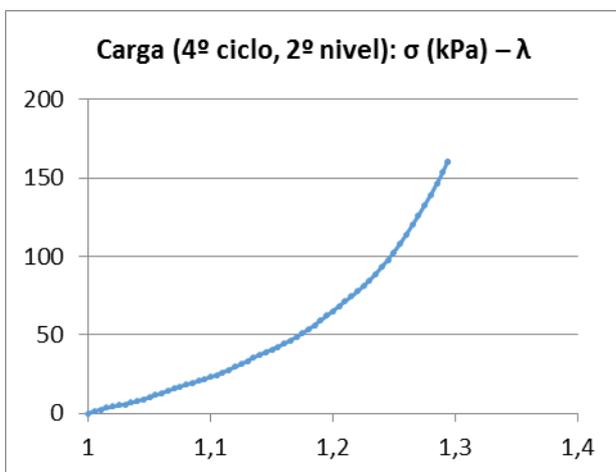


Figura B. 128. Muestra CA_19215_070515, íntima

Media

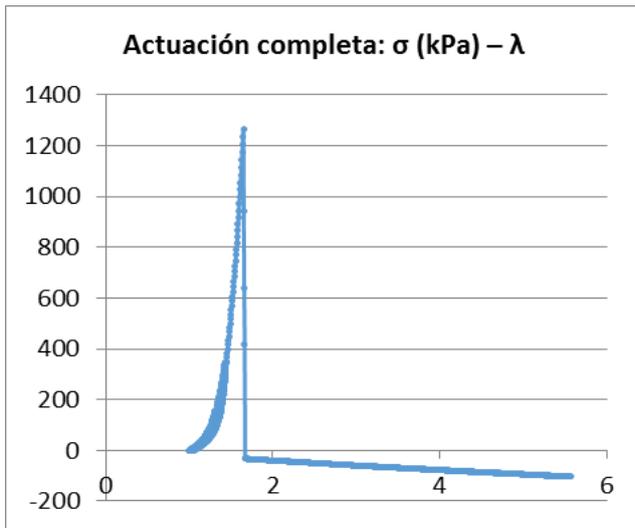


Figura B. 129. Muestra CA_19215_070515, media

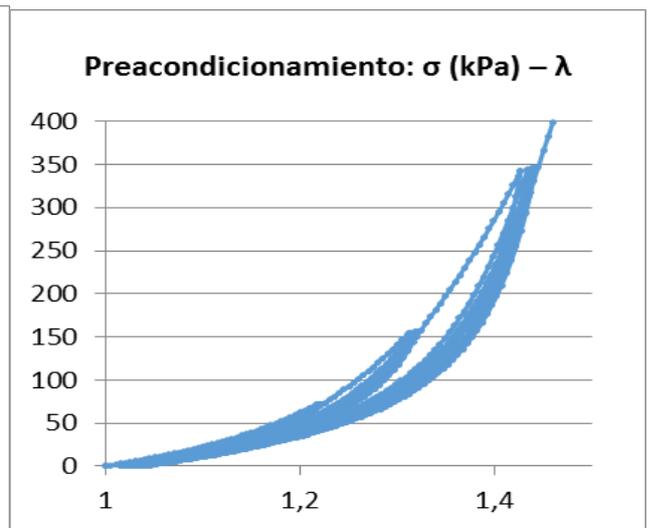


Figura B. 130. Muestra CA_19215_070515, media

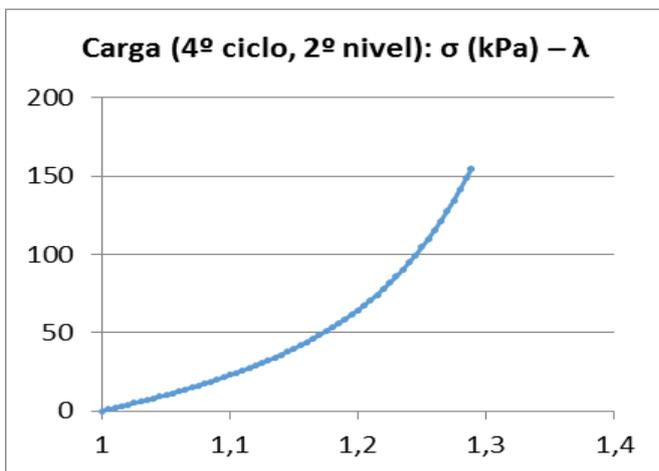


Figura B. 131. Muestra CA_19215_070515, media

Advertencia

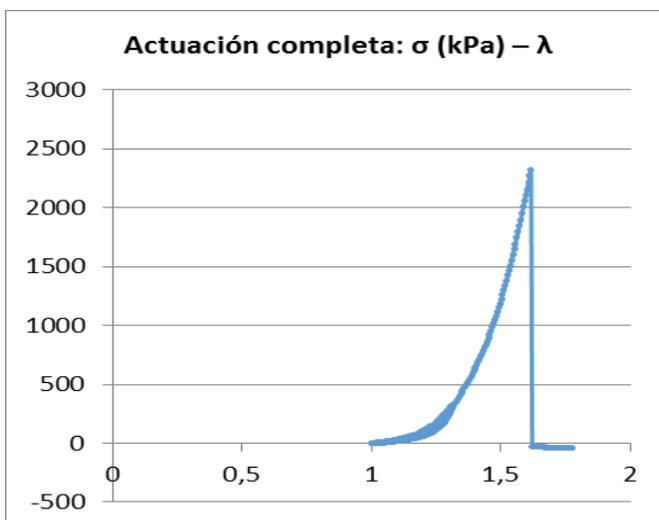


Figura B. 132. Muestra CA_19215_070515, advertencia

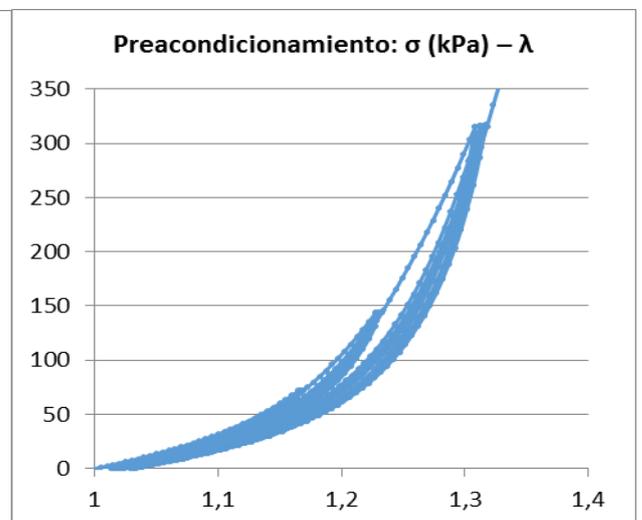


Figura B. 133. Muestra CA_19215_070515, advertencia

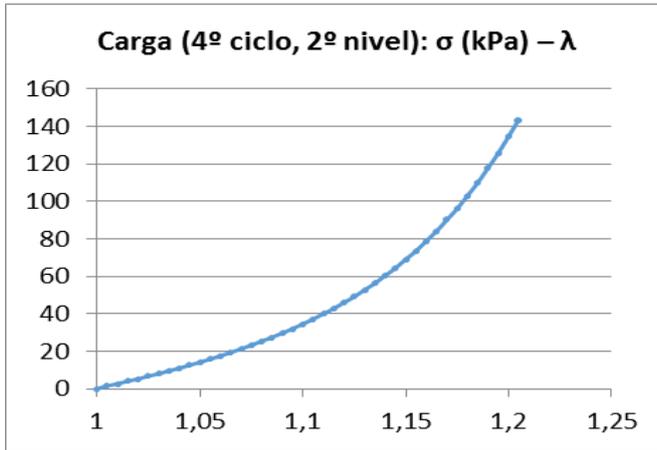


Figura B. 134. Muestra CA_19215_070515, adventicia

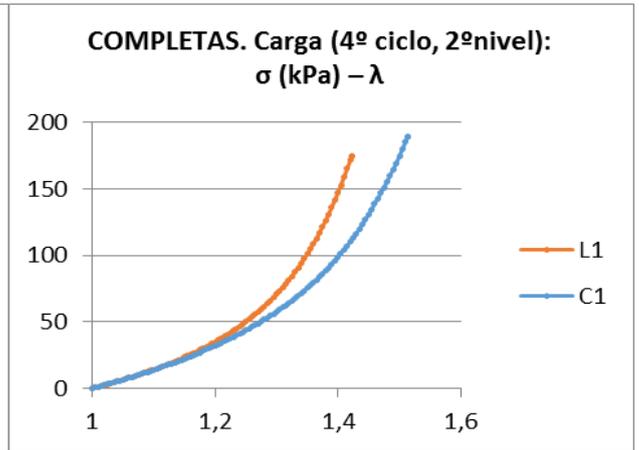


Figura B. 135. Muestra CA_19215_070515, completas

B.4. CUARTO DÍA DE LABORATORIO

B.4.1. Arteria pulmonar AP_19815_140515

Dirección circunferencial

Completa 1

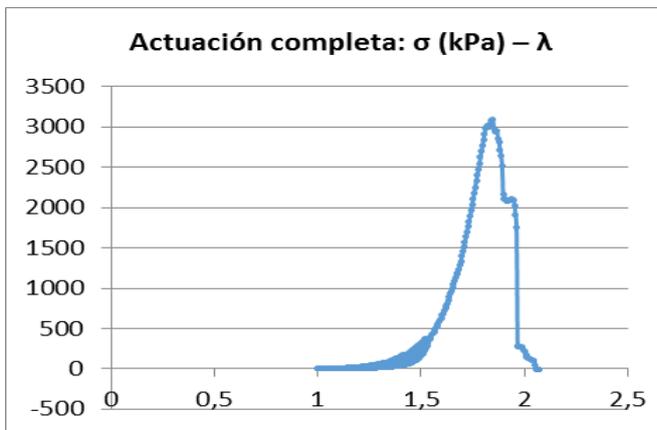


Figura B. 136. Muestra AP_19815_140515, completa 1

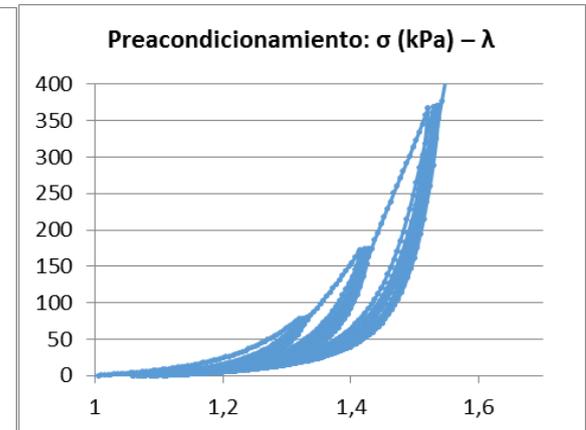


Figura B. 137. Muestra AP_19815_140515, completa 1

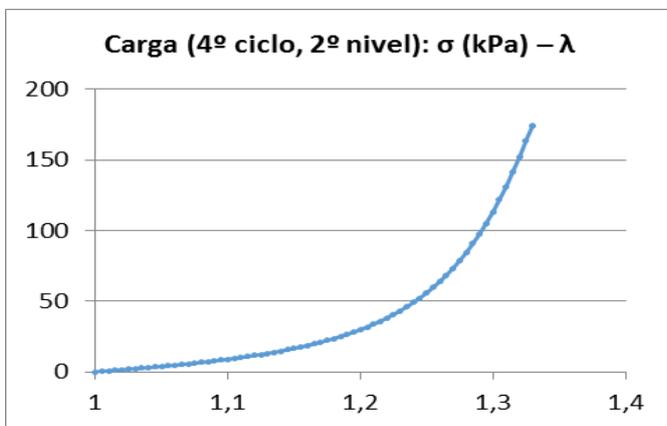


Figura B. 138. Muestra AP_19815_140515, completa 1

Completa 2

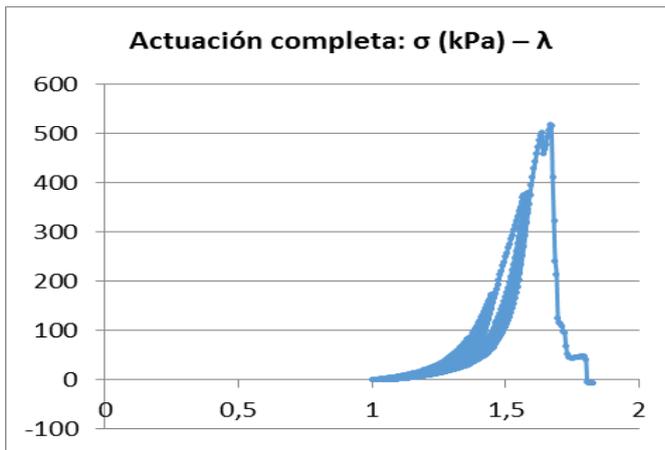


Figura B. 139. Muestra AP_19815_140515, completa 2

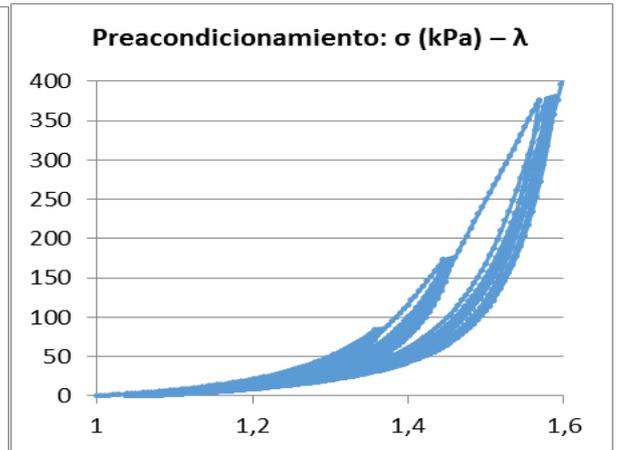


Figura B. 140. Muestra AP_19815_140515, completa 2

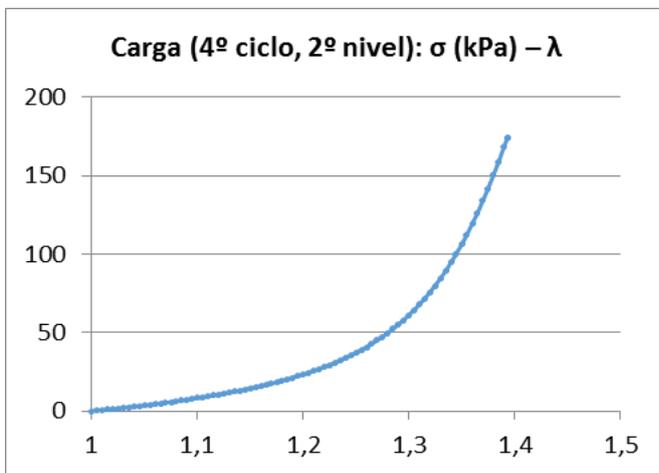


Figura B. 141. Muestra AP_19815_140515, completa 2

Media

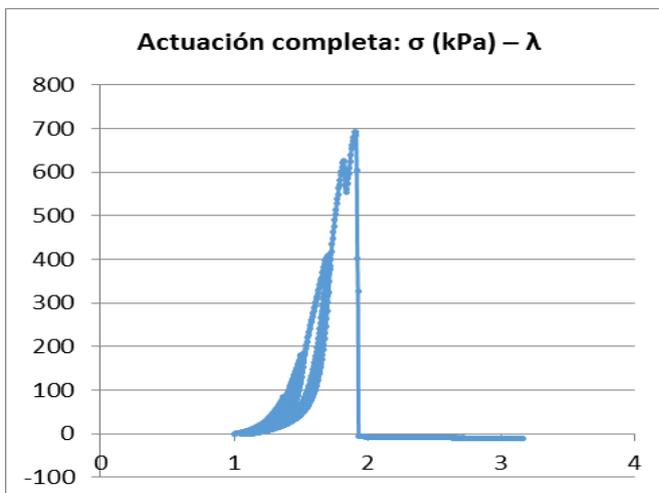


Figura B. 142. Muestra AP_19815_140515, media

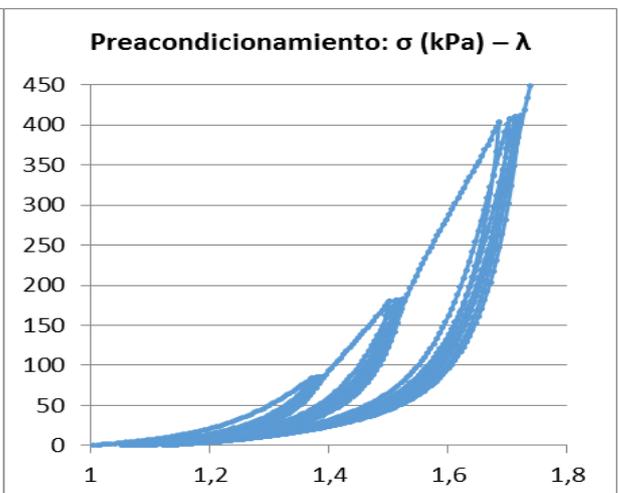


Figura B. 143. Muestra AP_19815_140515, media

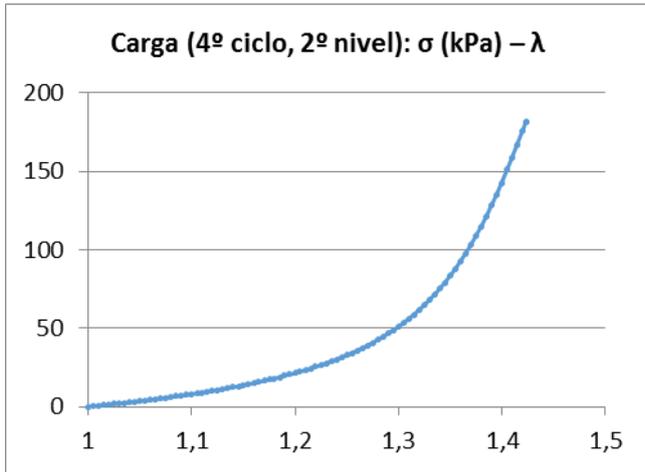


Figura B. 144. Muestra AP_19815_140515, media

Adventicia

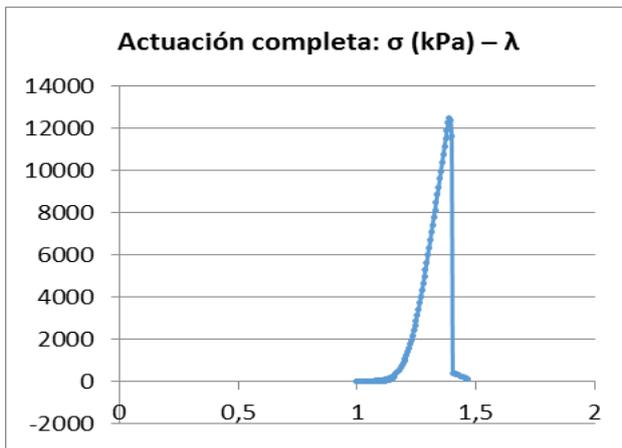


Figura B. 145. Muestra AP_19815_140515, adventicia

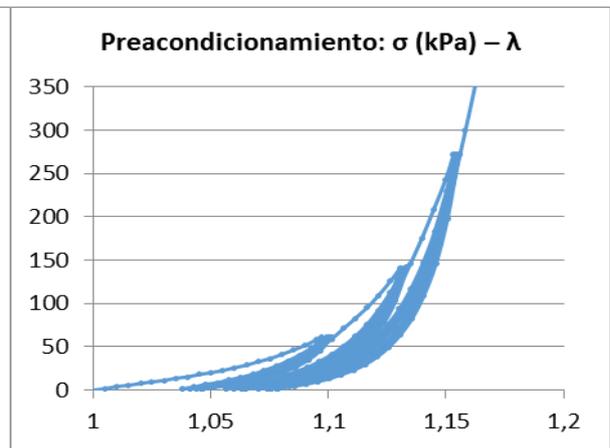


Figura B. 146. Muestra AP_19815_140515, adventicia

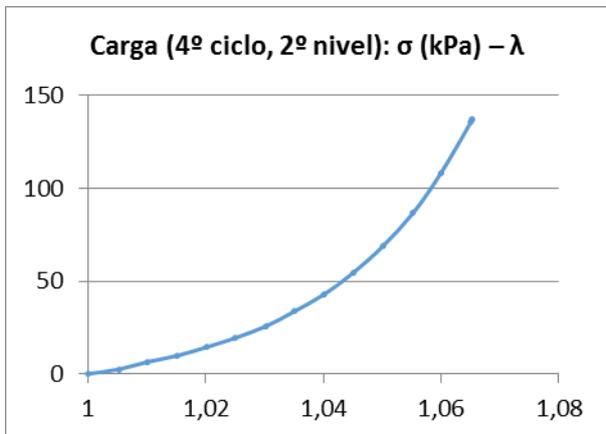


Figura B. 147. Muestra AP_19815_140515, adventicia

Dirección longitudinal

Completa 1

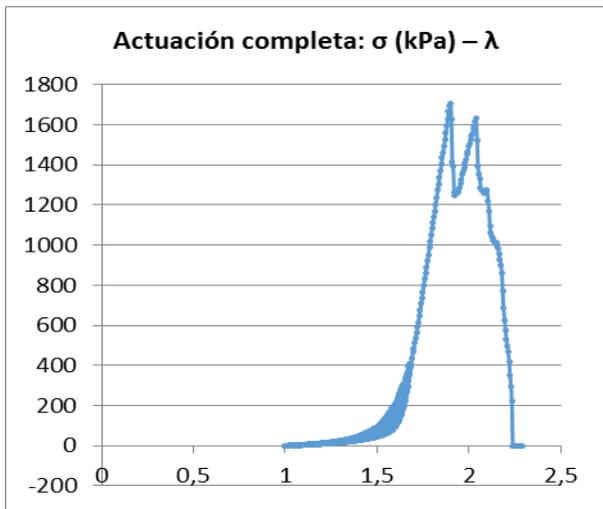


Figura B. 148. Muestra AP_19815_140515, completa 1

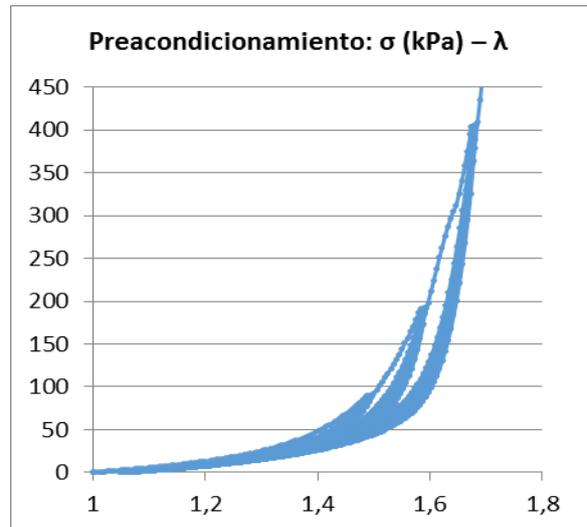


Figura B. 149. Muestra AP_19815_140515, completa 1

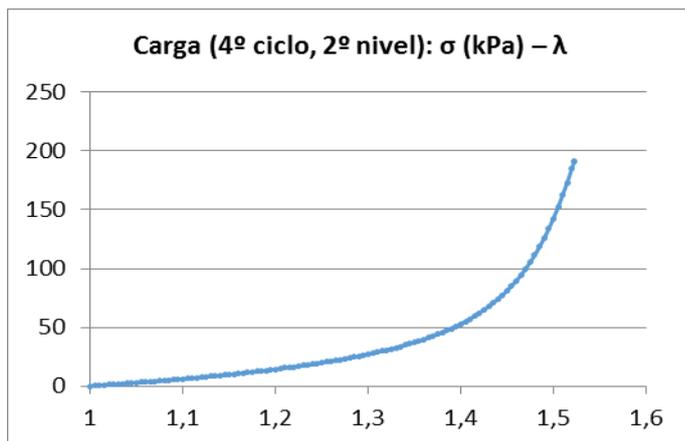


Figura B. 150. Muestra AP_19815_140515, completa 1

Completa 2

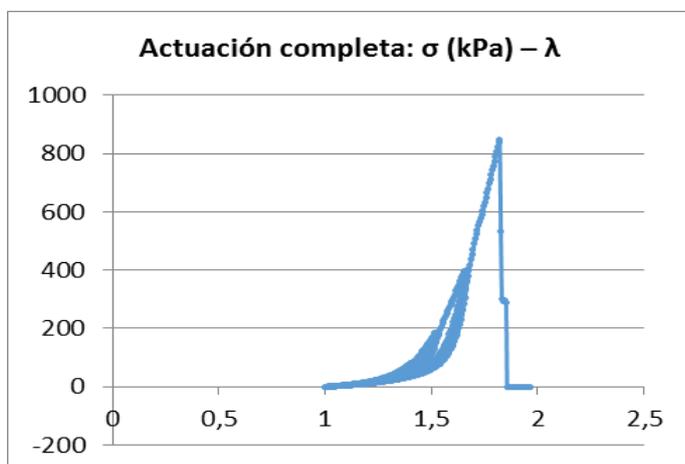


Figura B. 151. Muestra AP_19815_140515, completa 2

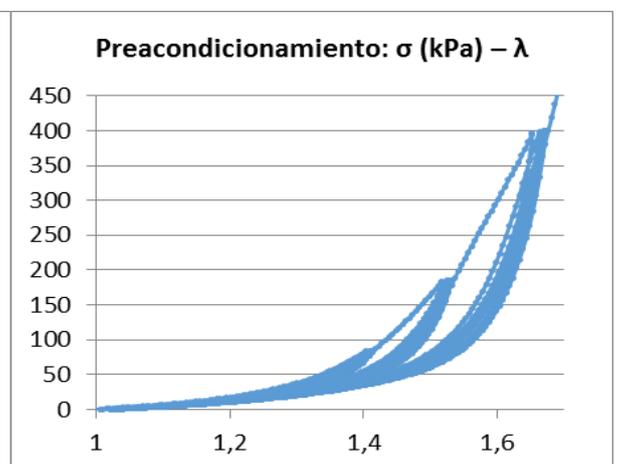


Figura B. 152. Muestra AP_19815_140515, completa 2

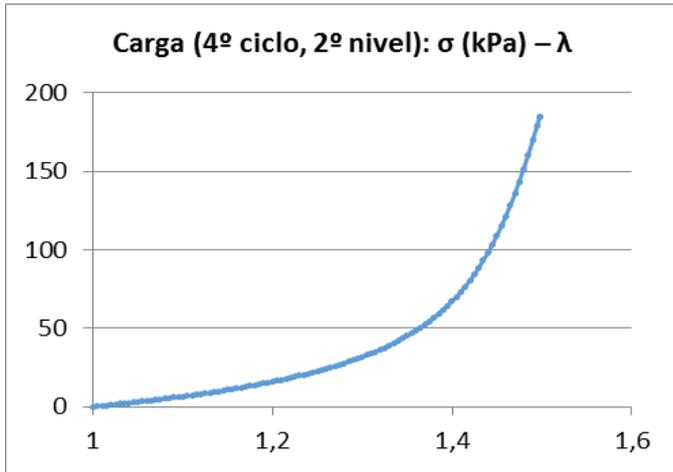


Figura B. 153. Muestra AP_19815_140515, completa 2

Media

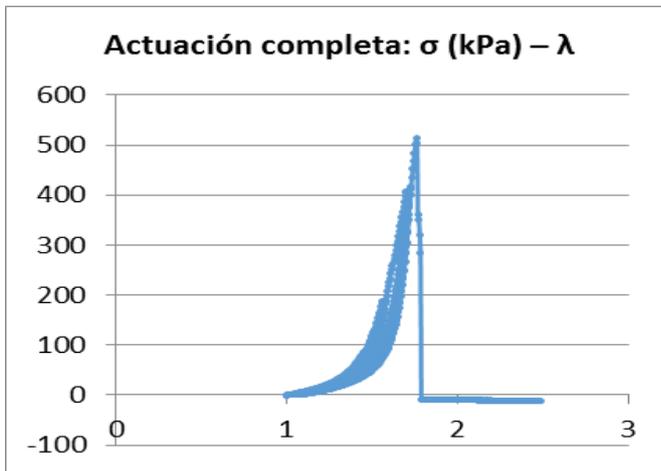


Figura B. 154. Muestra AP_19815_140515, media

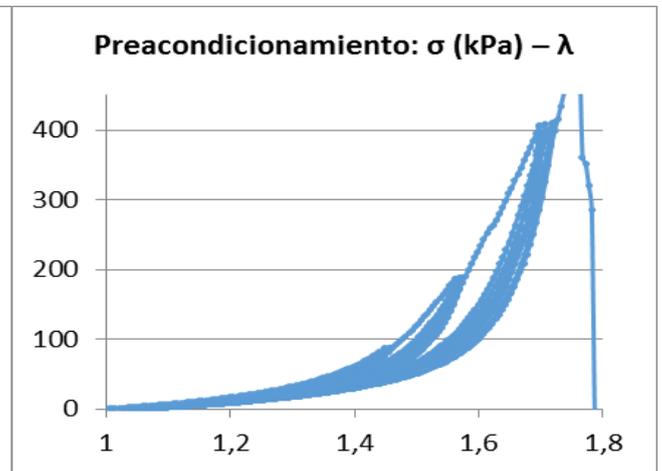


Figura B. 155. Muestra AP_19815_140515, media

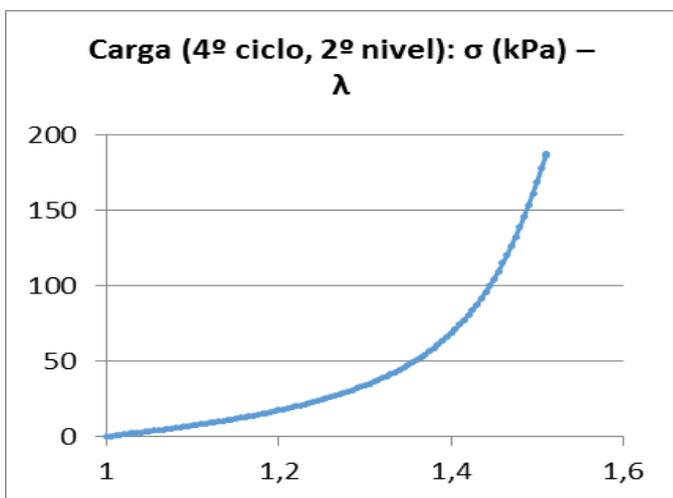


Figura B. 156. Muestra AP_19815_140515, media

Adventicia

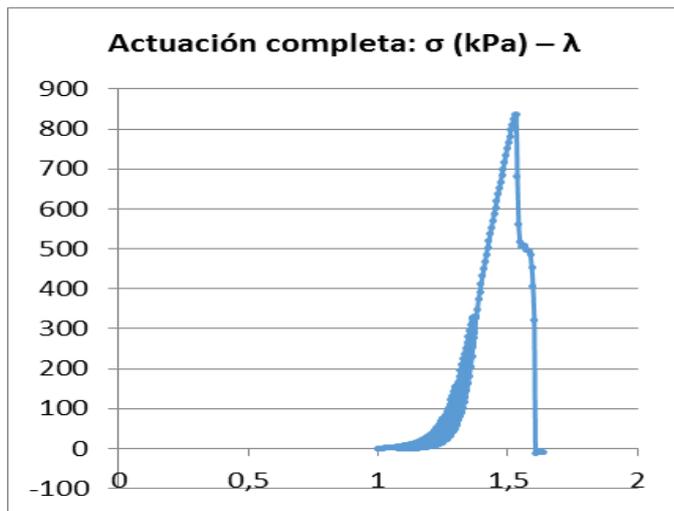


Figura B. 157. Muestra AP_19815_140515, adventicia

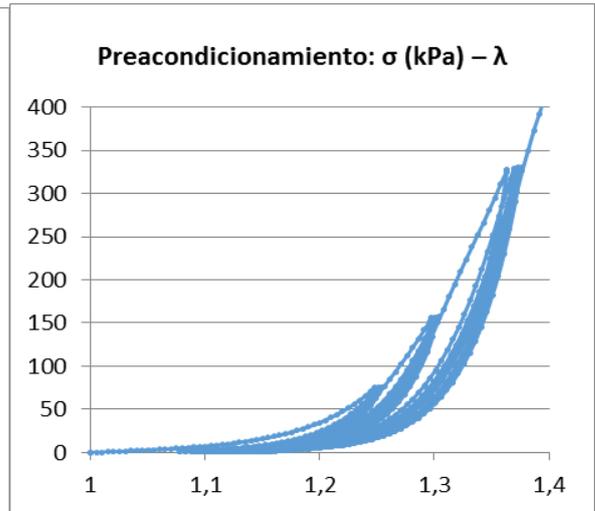


Figura B. 158. Muestra AP_19815_140515, adventicia

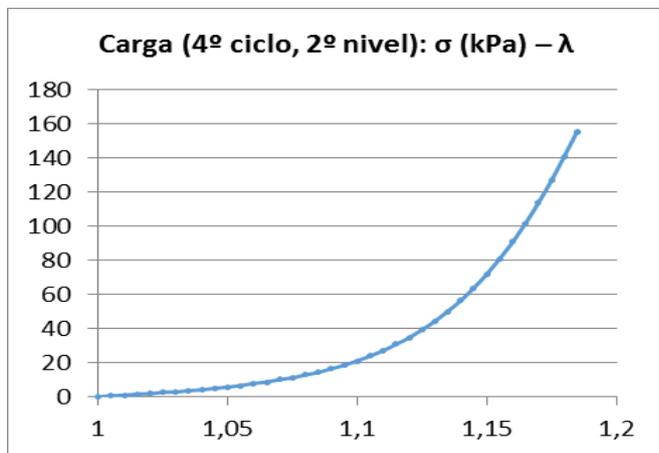


Figura B. 159. Muestra AP_19815_140515, adventicia

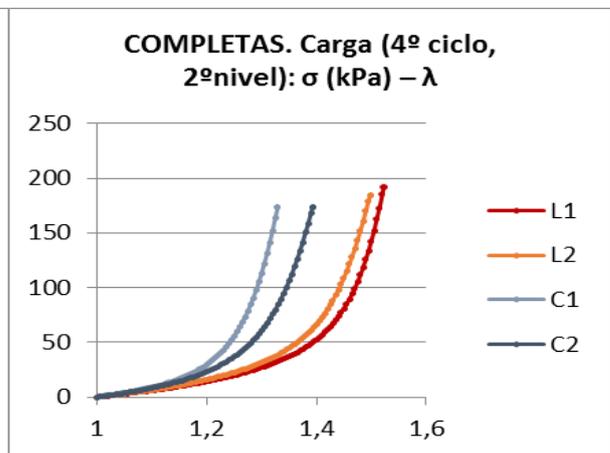


Figura B. 160. Muestra AP_19815_140515, completas

B.4.2. Arteria aorta ascendente CA_19915_140515

Dirección circunferencial

Completa

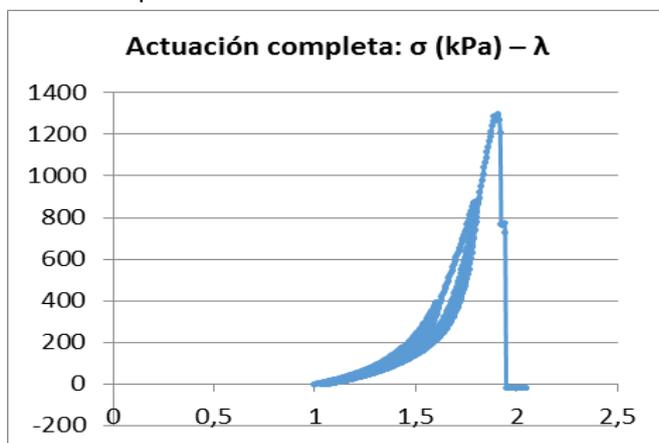


Figura B. 161. Muestra CA_19915_140515, completa

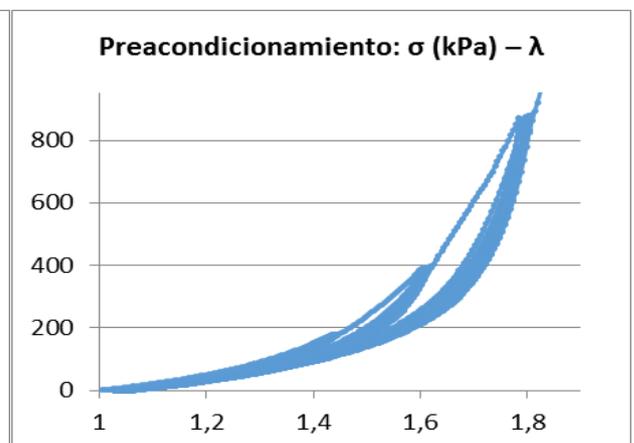


Figura B. 162. Muestra CA_19915_140515, completa

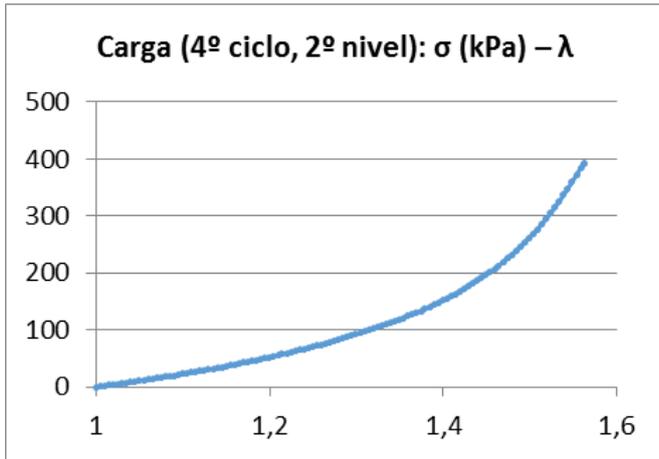


Figura B. 163. Muestra CA_19915_140515, completa

Íntima

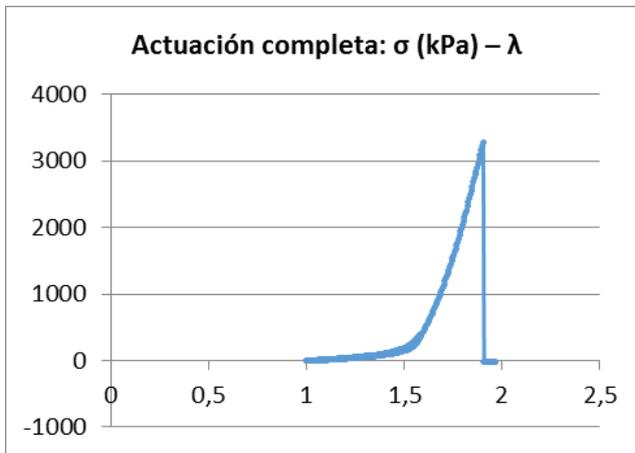


Figura B. 164. Muestra CA_19915_140515, íntima

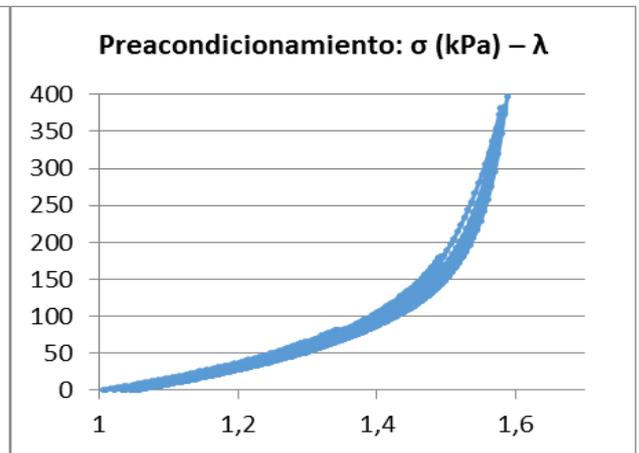


Figura B. 165. Muestra CA_19915_140515, íntima

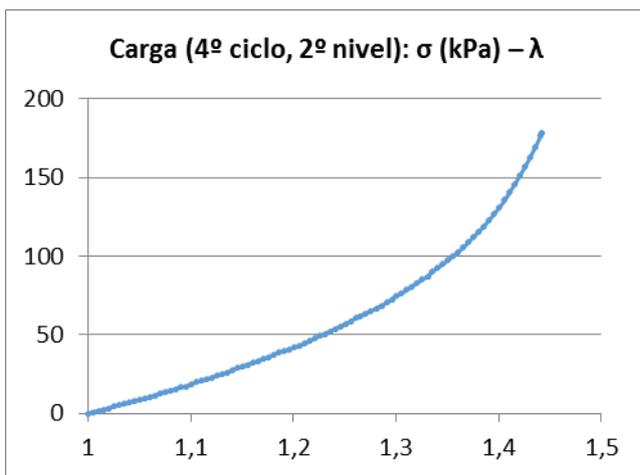


Figura B. 166. Muestra CA_19915_140515, íntima

Media

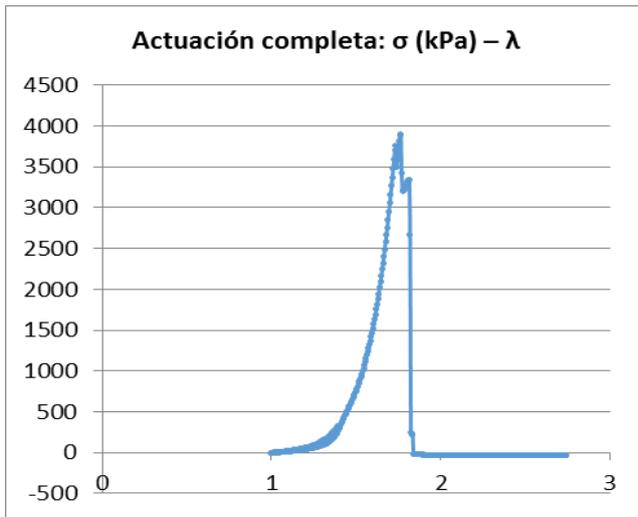


Figura B. 167. Muestra CA_19915_140515, media

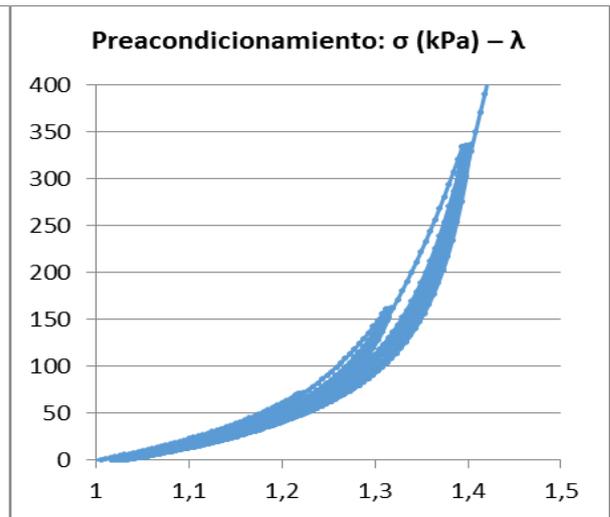


Figura B. 168. Muestra CA_19915_140515, media

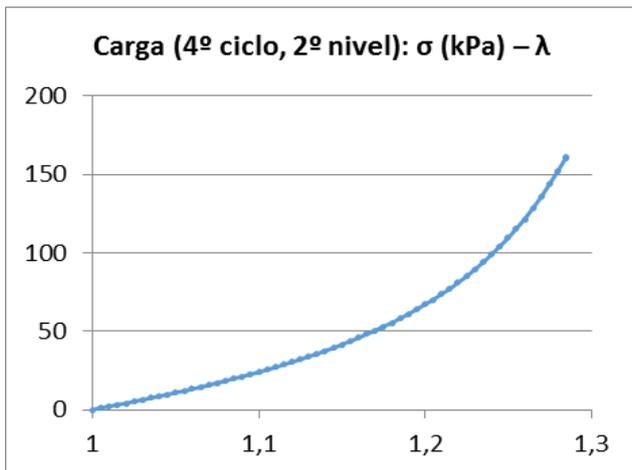


Figura B. 169. Muestra CA_19915_140515, media

Advertencia

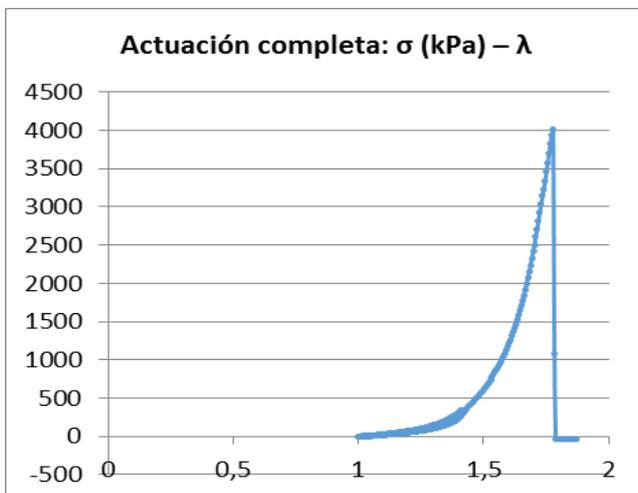


Figura B. 170. Muestra CA_19915_140515, advertencia

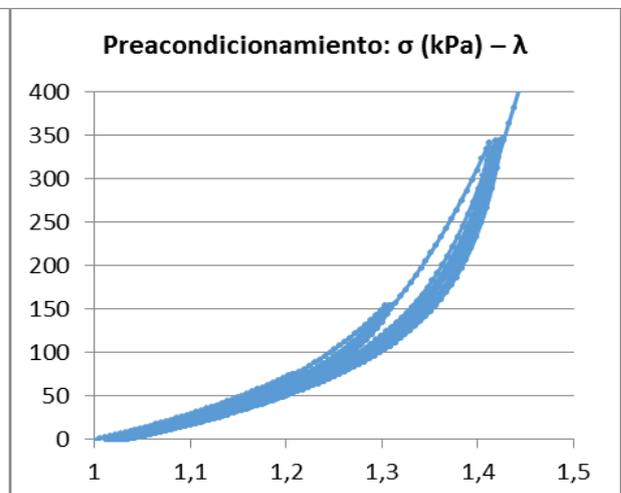


Figura B. 171. Muestra CA_19915_140515, advertencia

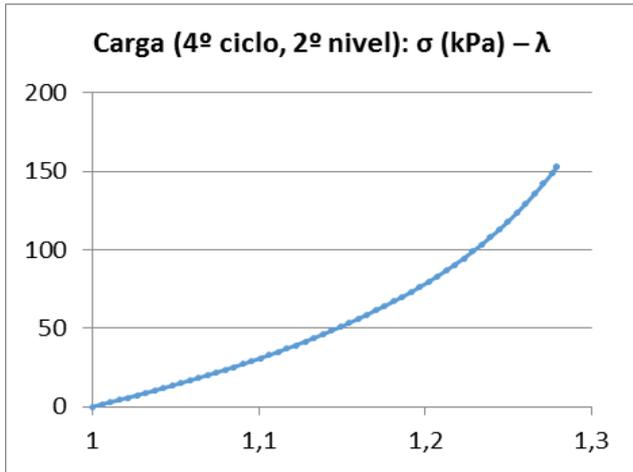


Figura B. 172. Muestra CA_19915_140515, adventicia

Dirección longitudinal

Completa

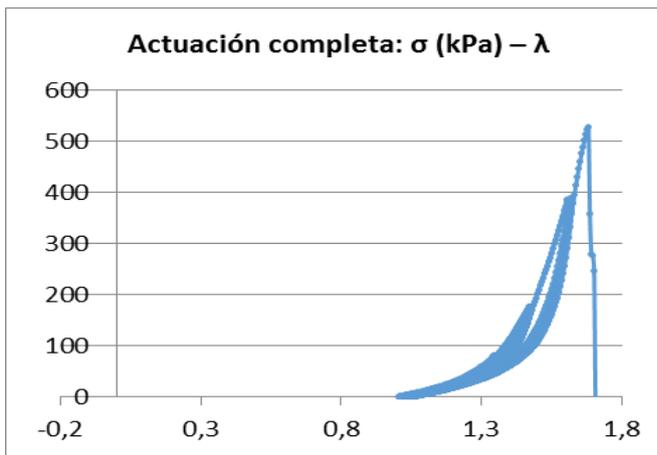


Figura B. 173. Muestra CA_19915_140515, completa

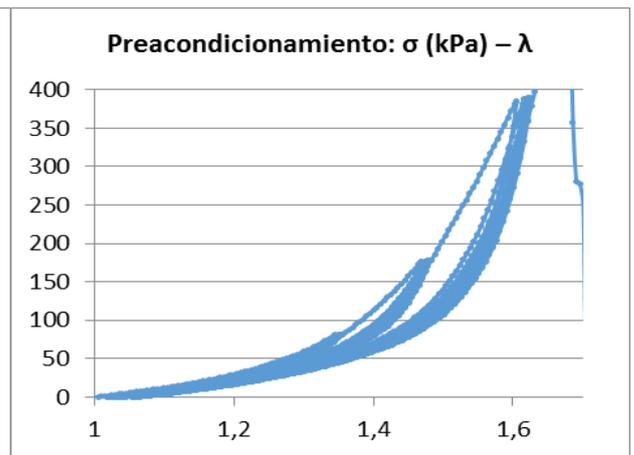


Figura B. 174. Muestra CA_19915_140515, completa

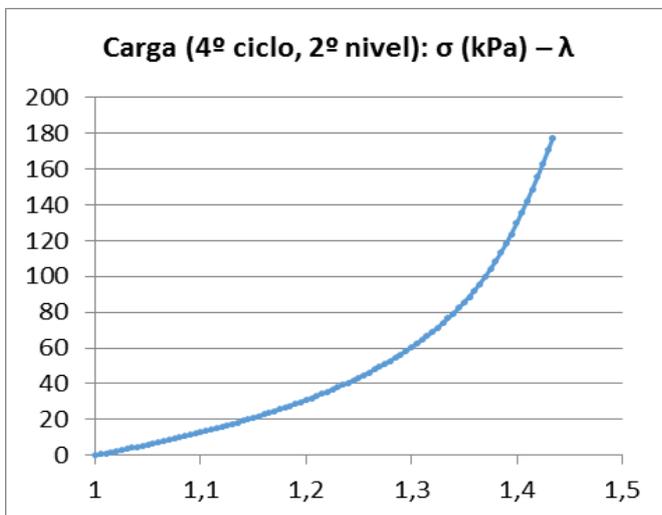


Figura B. 175. Muestra CA_19915_140515, completa

Íntima

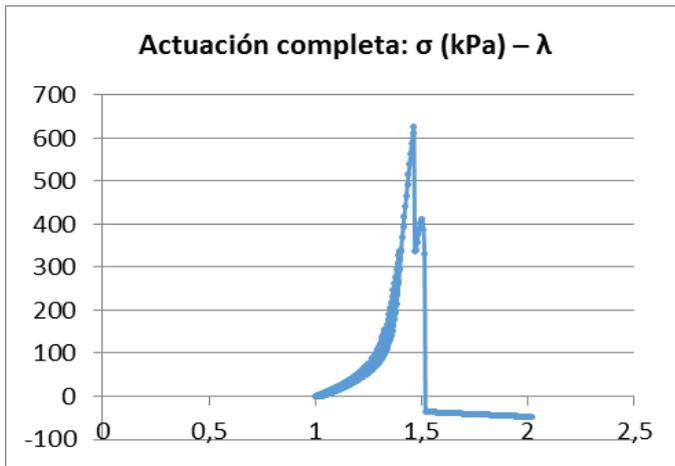


Figura B. 176. Muestra CA_19915_140515, íntima

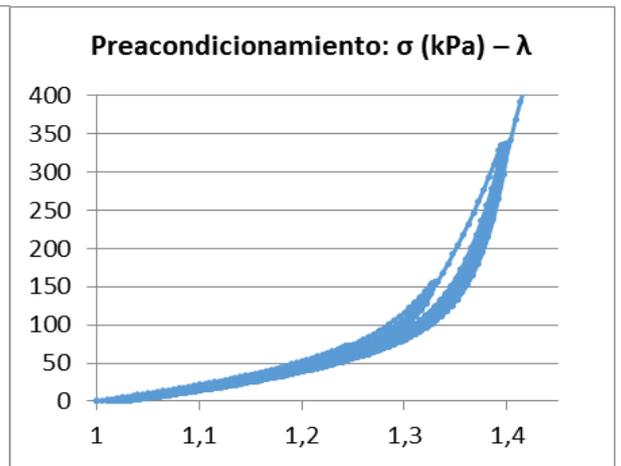


Figura B. 177. Muestra CA_19915_140515, íntima

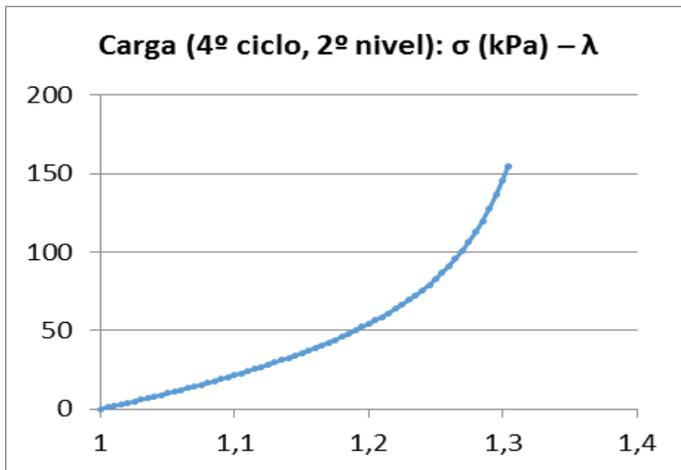


Figura B. 178. Muestra CA_19915_140515, íntima

Media

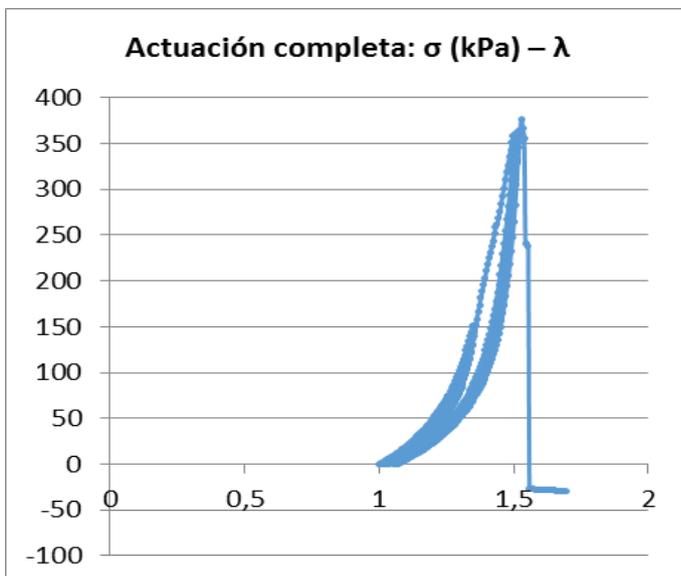


Figura B. 179. Muestra CA_19915_140515, media

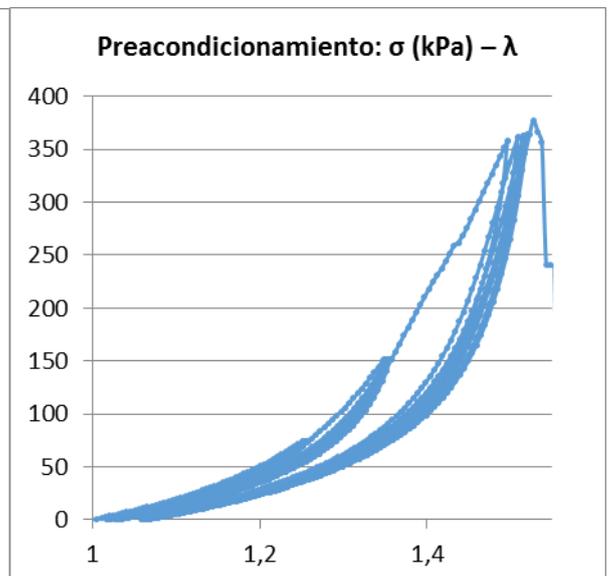


Figura B. 180. Muestra CA_19915_140515, media

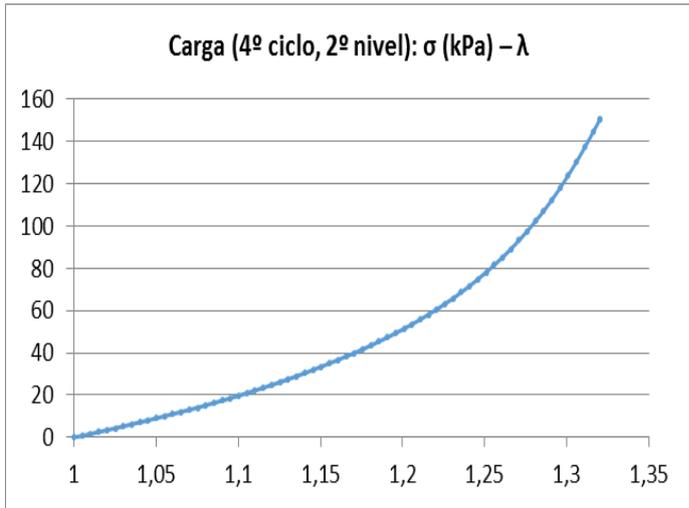


Figura B. 181. Muestra CA_19915_140515, media

Advertencia

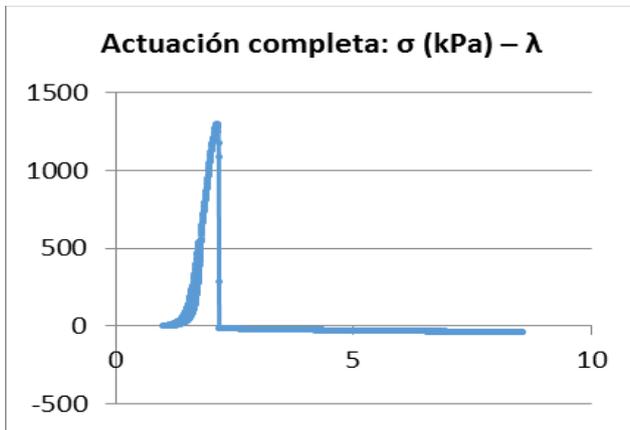


Figura B. 182. Muestra CA_19915_140515, advertencia

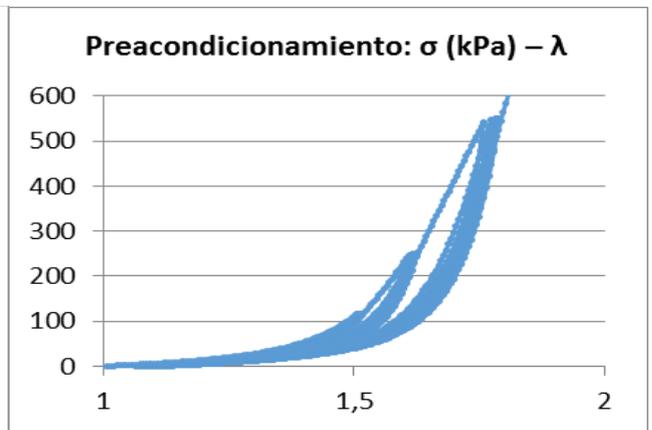


Figura B. 183. Muestra CA_19915_140515, advertencia

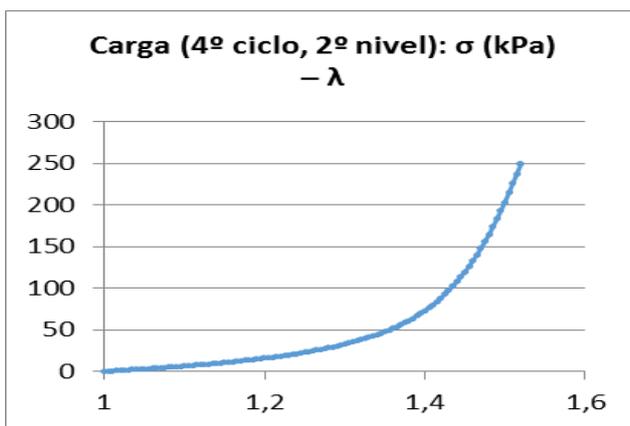


Figura B. 184. Muestra CA_19915_140515, advertencia

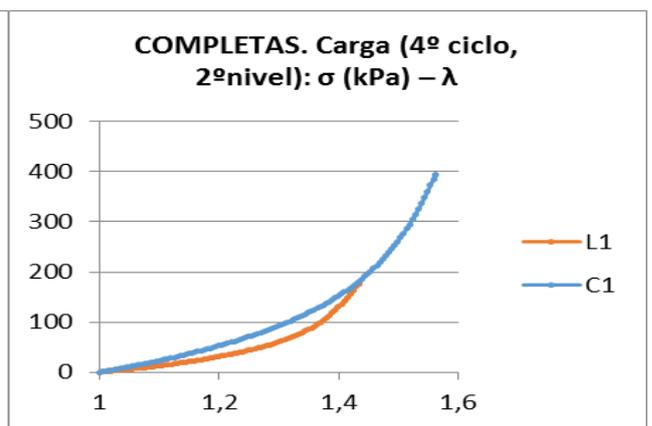


Figura B. 185. Muestra CA_19915_140515, completas

B.5. QUINTO DÍA DE LABORATORIO

B.5.1. Arteria pulmonar AP_25215_280515

Dirección circunferencial

Completa

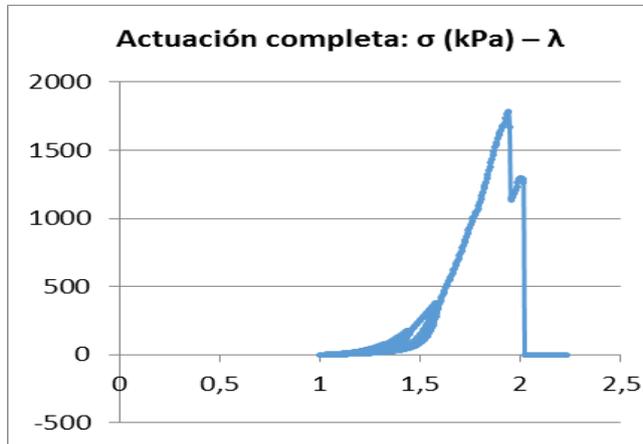


Figura B. 186. Muestra AP_25215_280515, completa

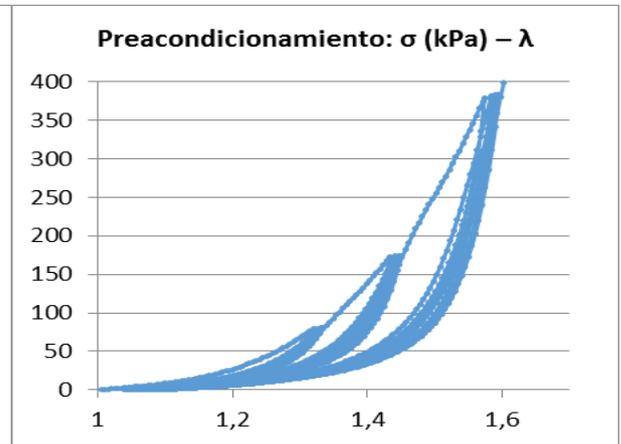


Figura B. 187. Muestra AP_25215_280515, completa

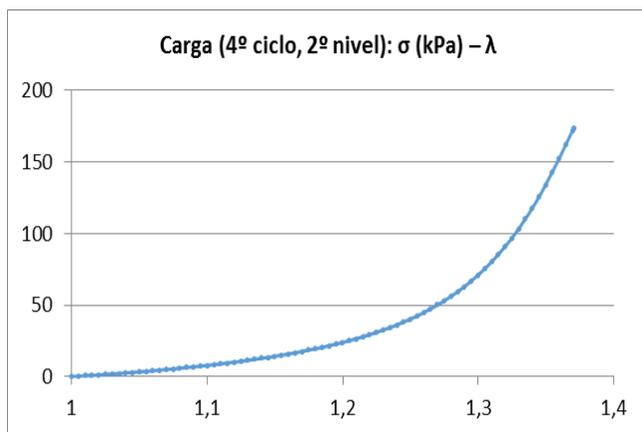


Figura B. 188. Muestra AP_25215_280515, completa

Media

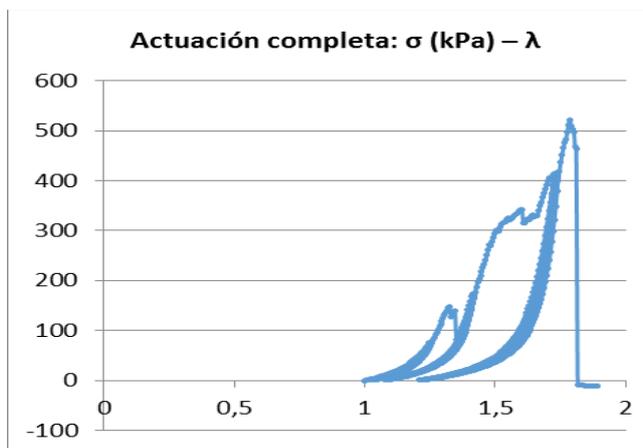


Figura B. 189. Muestra AP_25215_280515, media

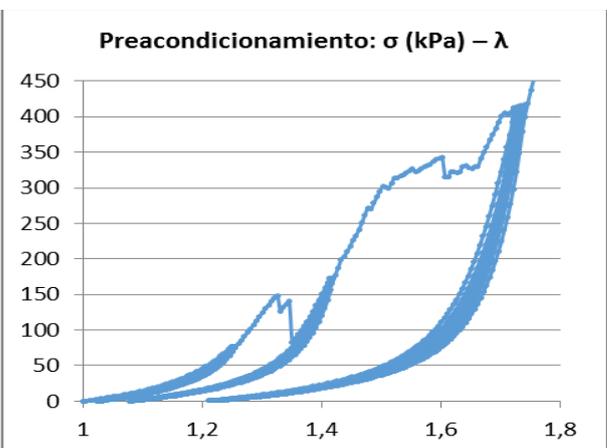


Figura B. 190. Muestra AP_25215_280515, completa

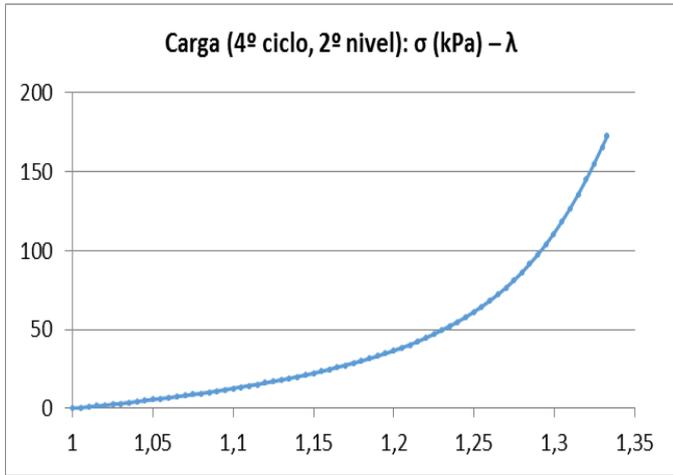


Figura B. 191. Muestra AP_25215_280515, completa

Advertencia

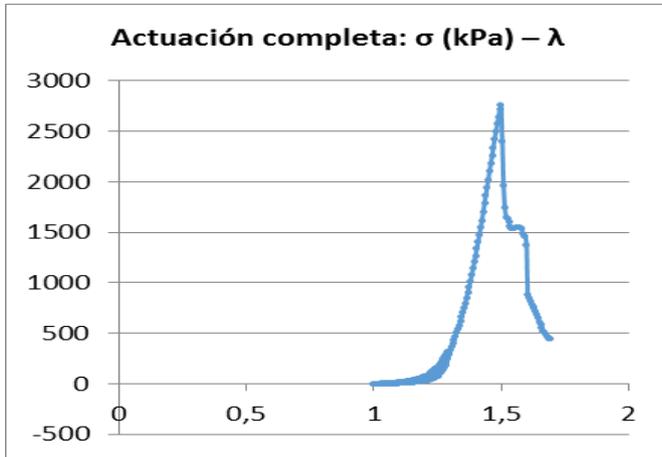


Figura B. 192. Muestra AP_25215_280515, advertencia

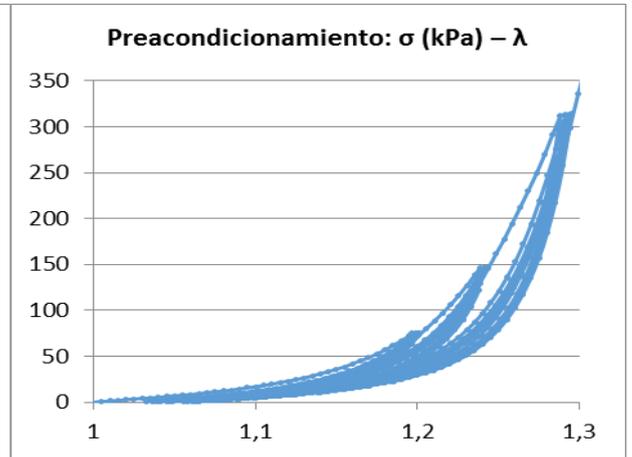


Figura B. 193. Muestra AP_25215_280515, advertencia

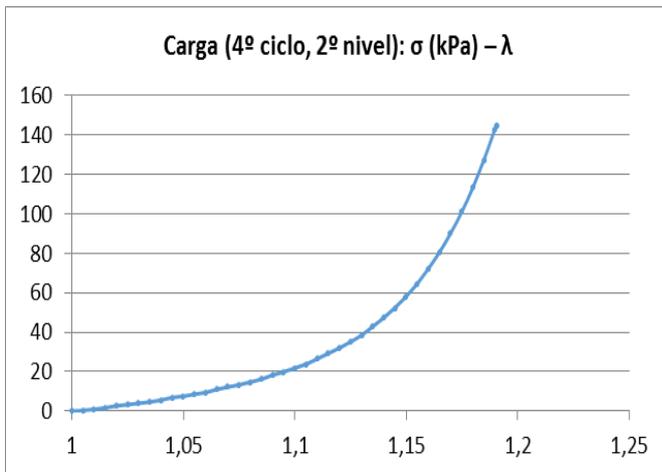


Figura B. 194. Muestra AP_25215_280515, advertencia

Dirección longitudinal

Completa (rompe)

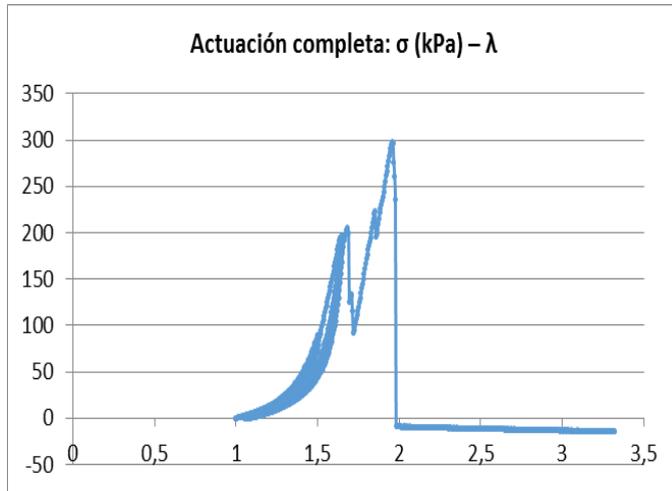


Figura B. 195. Muestra AP_25215_280515, completa

Media (rompe)

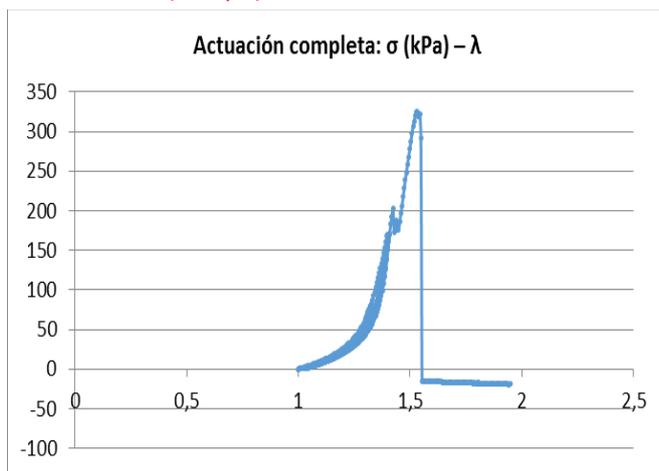


Figura B. 196. Muestra AP_25215_280515, media

Advertencia

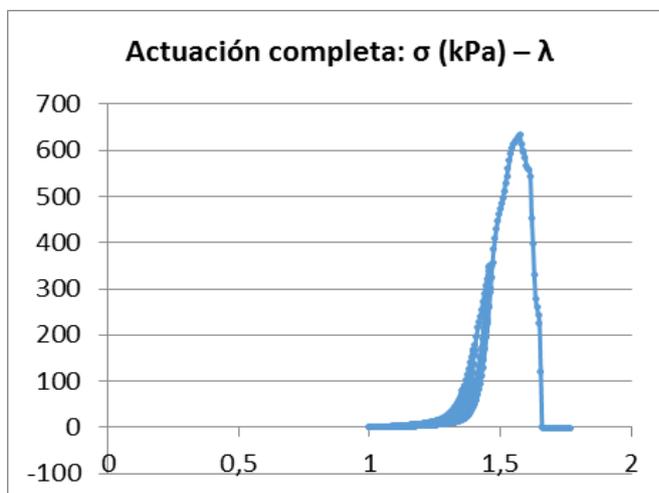


Figura B. 197. Muestra AP_25215_280515, advertencia

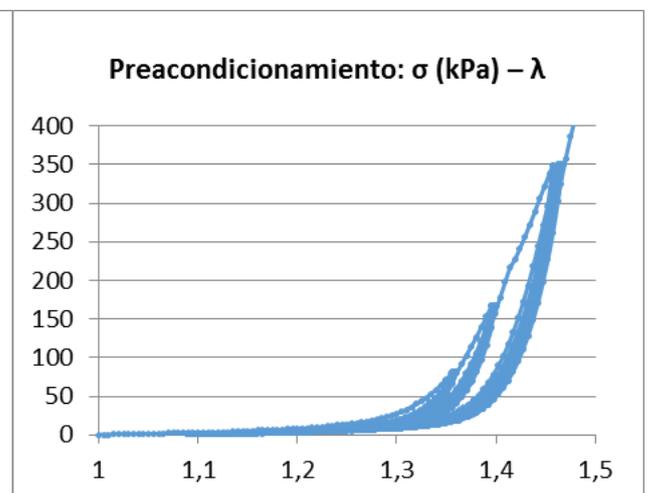


Figura B. 198. Muestra AP_25215_280515, media

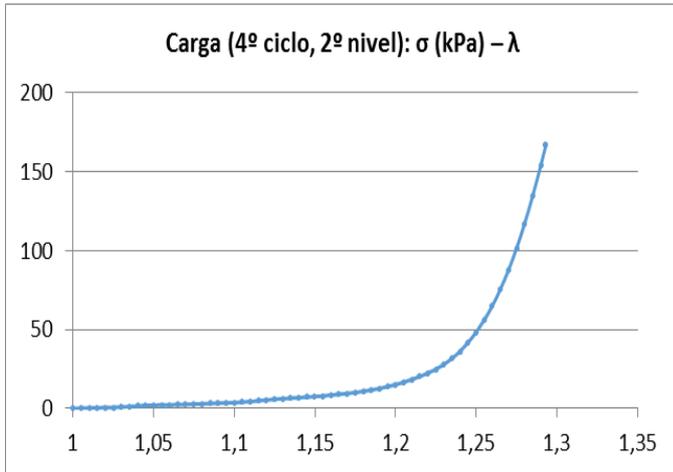


Figura B. 199. Muestra AP_25215_280515, media

B.5.2. Arteria aorta ascendente CA_25315_280515

Dirección circunferencial

Completa

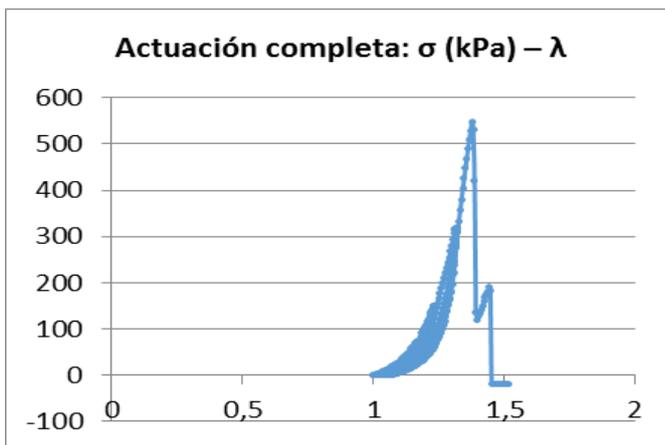


Figura B. 200. Muestra CA_25315_280515, completa

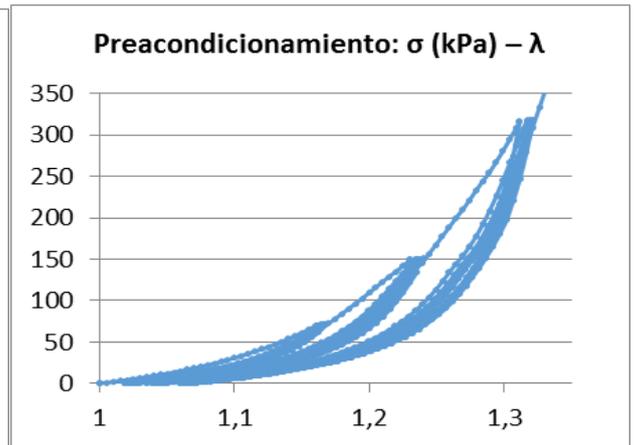


Figura B. 201. Muestra CA_25315_280515, completa

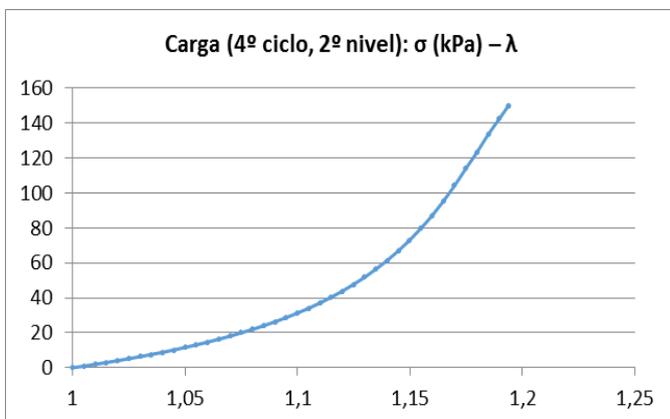


Figura B. 202. Muestra CA_25315_280515, completa

Íntima

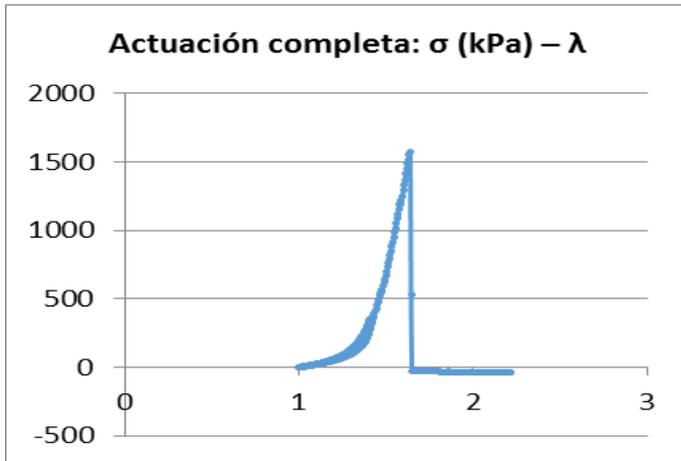


Figura B. 203. Muestra CA_25315_280515, íntima

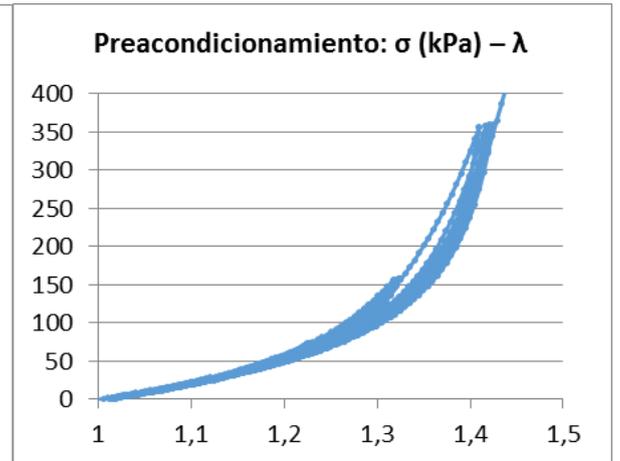


Figura B. 204. Muestra CA_25315_280515, íntima

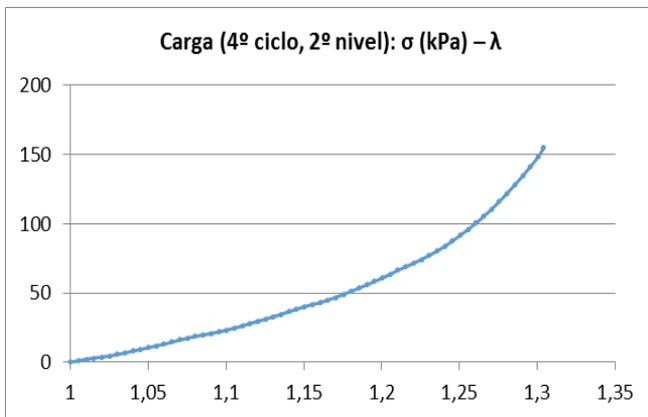


Figura B. 205. Muestra CA_25315_280515, íntima

Media

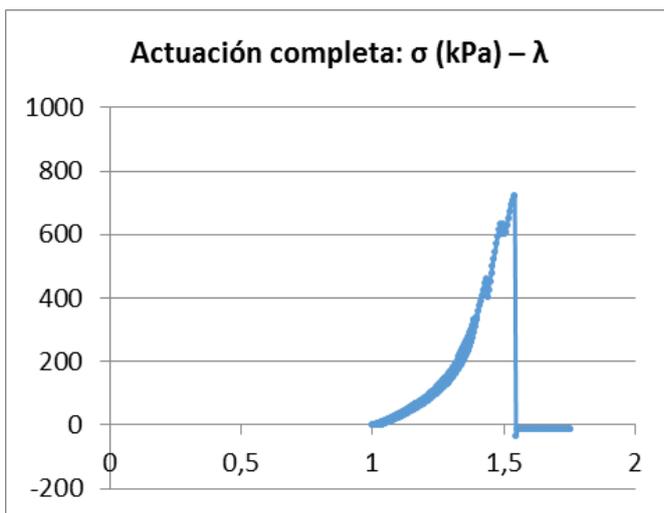


Figura B. 206. Muestra CA_25315_280515, media

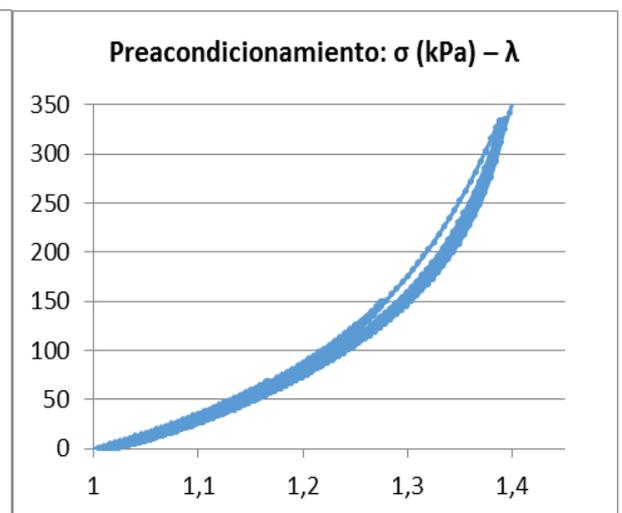


Figura B. 207. Muestra CA_25315_280515, media

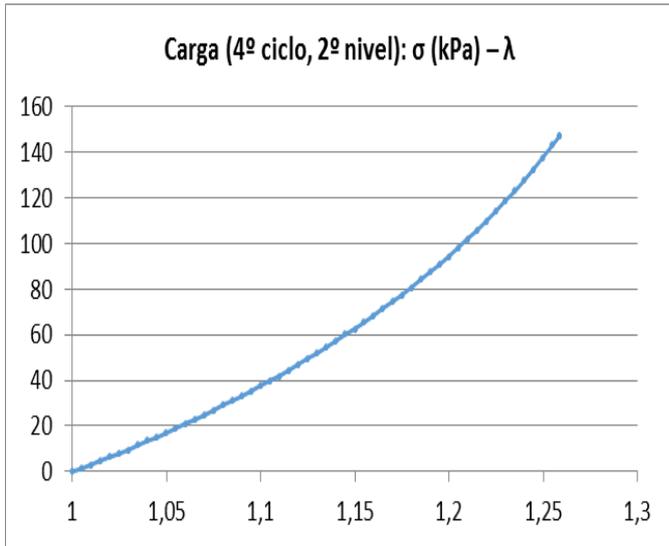


Figura B. 208. Muestra CA_25315_280515, media

Adventicia

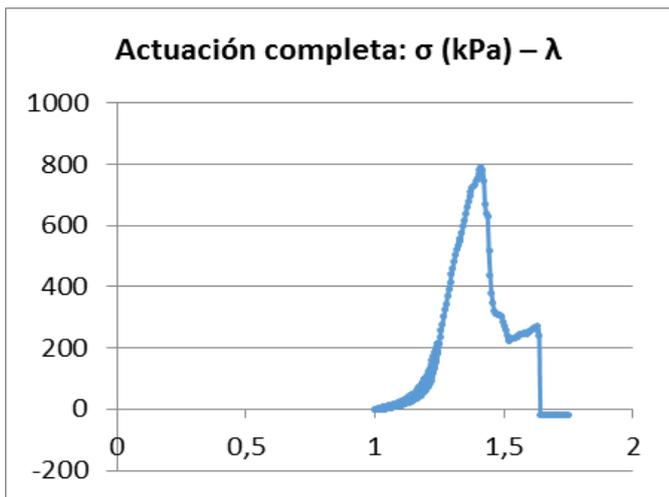


Figura B. 209. Muestra CA_25315_280515, adventicia

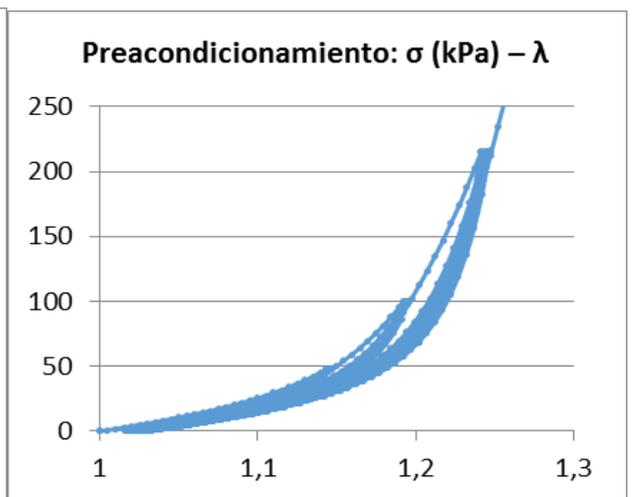


Figura B. 210. Muestra CA_25315_280515, adventicia

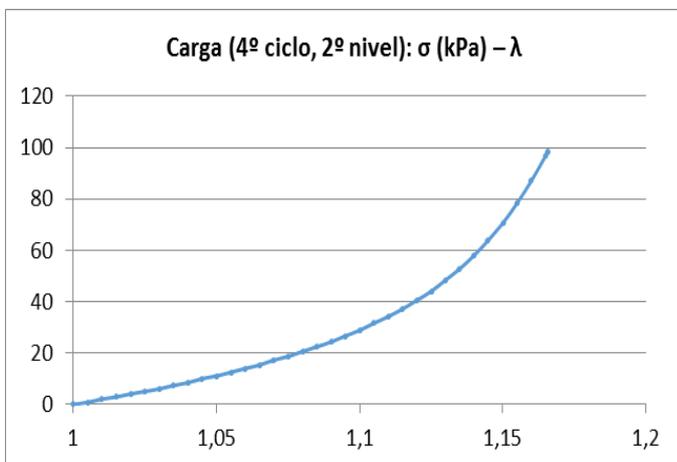


Figura B. 211. Muestra CA_25315_280515, adventicia

Dirección longitudinal

Completa

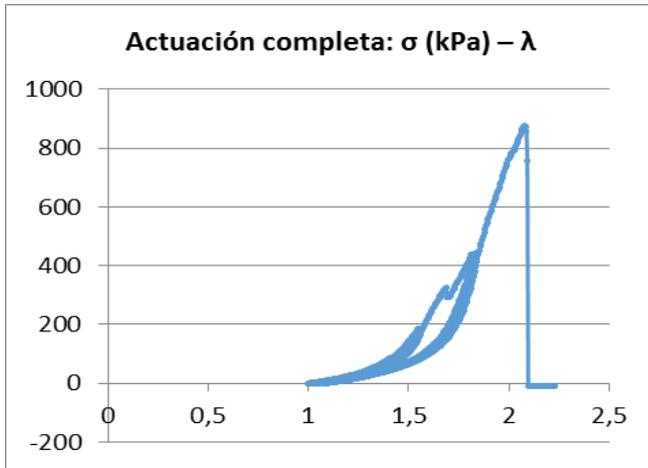


Figura B. 212. Muestra CA_25315_280515, completa

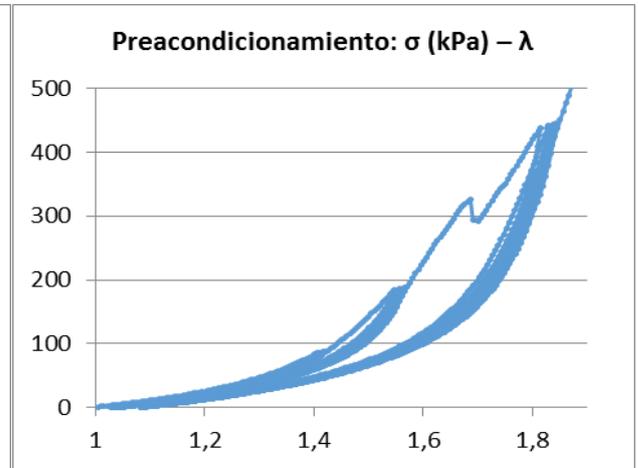


Figura B. 213. Muestra CA_25315_280515, completa

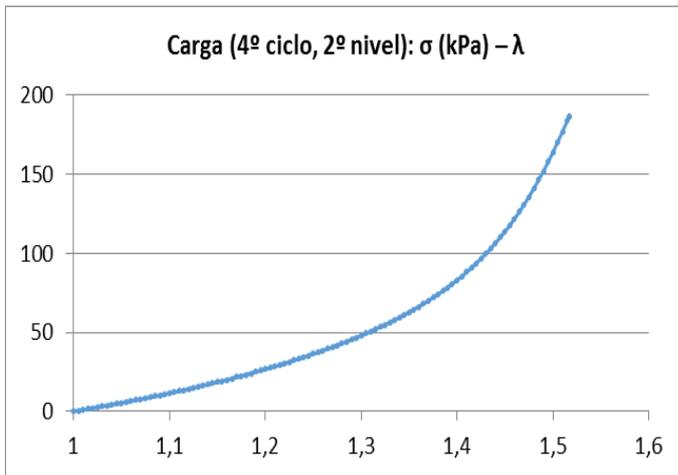


Figura B. 214. Muestra CA_25315_280515, completa

Íntima

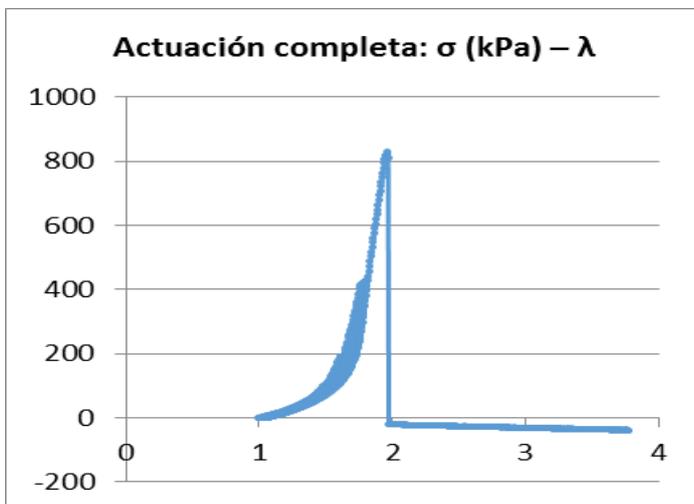


Figura B. 215. Muestra CA_25315_280515, íntima

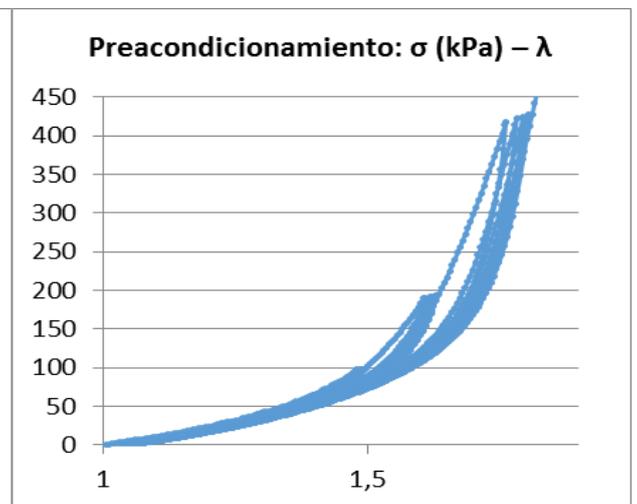


Figura B. 216. Muestra CA_25315_280515, íntima

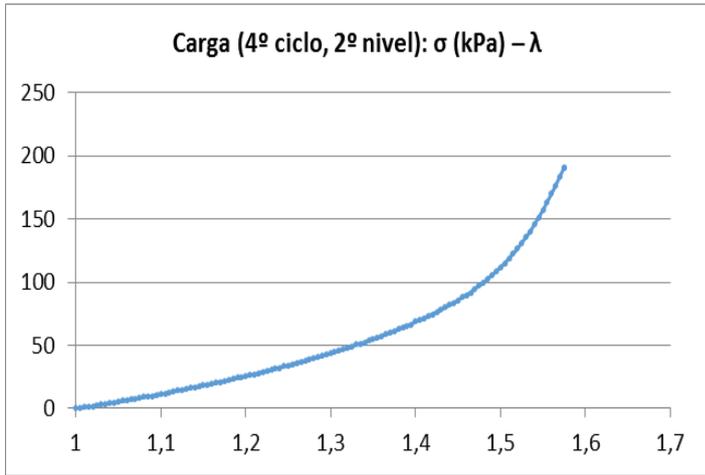


Figura B. 217. Muestra CA_25315_280515, íntima

Media

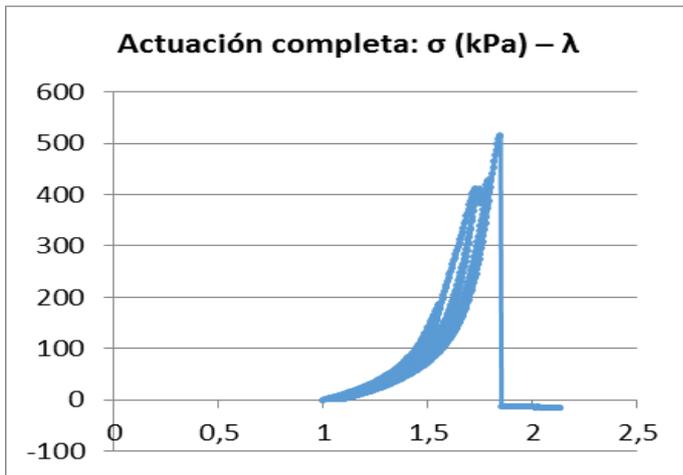


Figura B. 218. Muestra CA_25315_280515, media

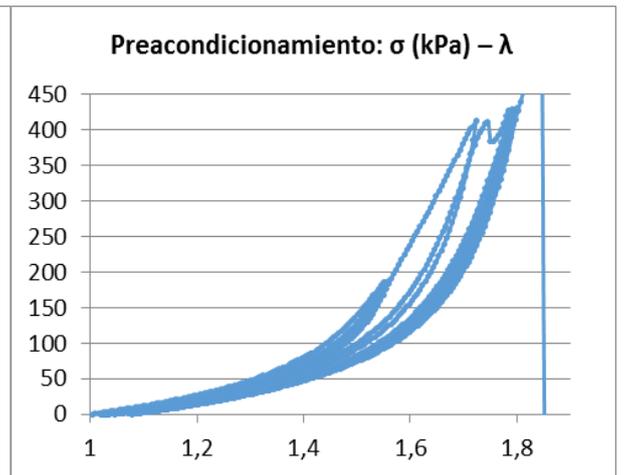


Figura B. 219. Muestra CA_25315_280515, media

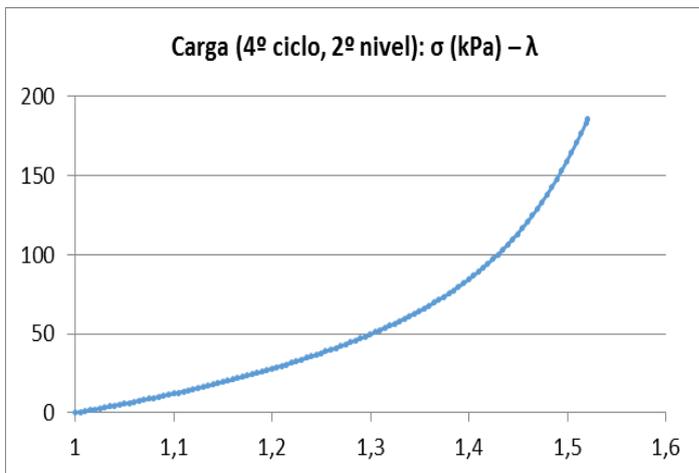


Figura B. 220. Muestra CA_25315_280515, media

Adventicia (rompe)

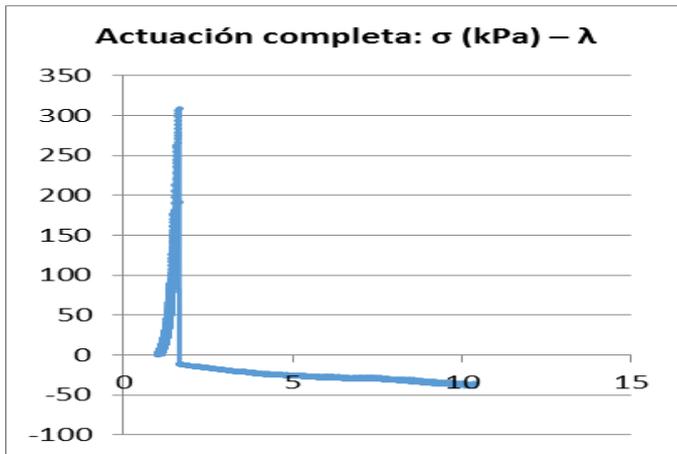


Figura B. 221. Muestra CA_25315_280515, adventicia

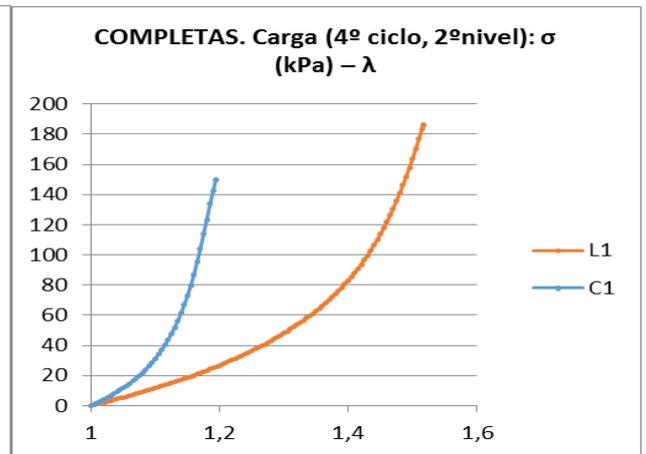


Figura B. 222. Muestra CA_25315_280515, completas

B.6. SEXTO DÍA DE LABORATORIO

B.6.1. Arteria pulmonar AP_26415_180615

Dirección circunferencial

Completa

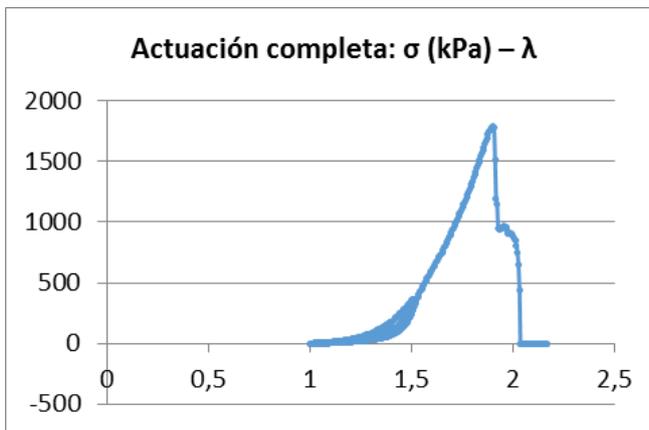


Figura B. 223. Muestra PA_26415_180615, completa

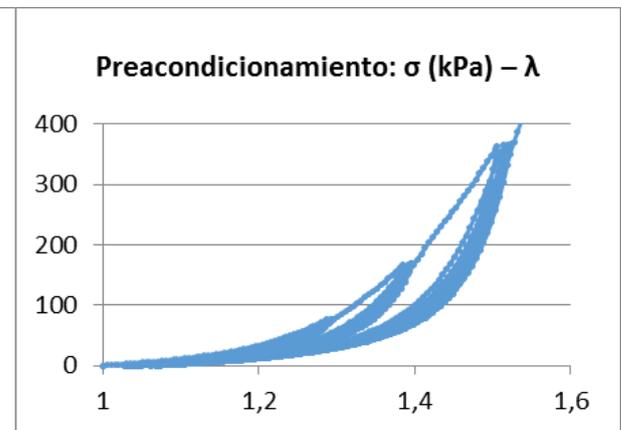


Figura B. 224. Muestra PA_26415_180615, completa

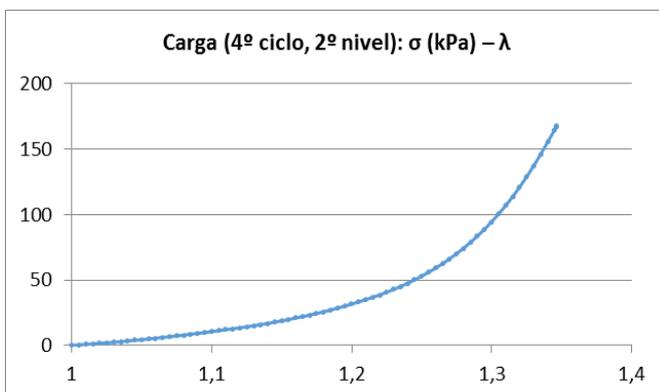


Figura B. 225. Muestra PA_26415_180615, completa

Media

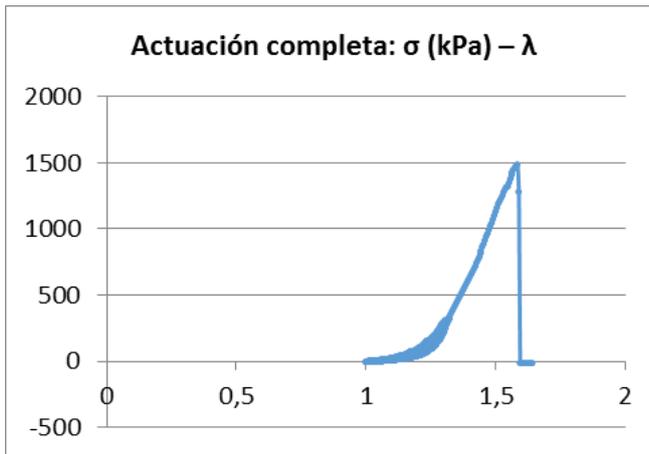


Figura B. 226. Muestra PA_26415_180615, media

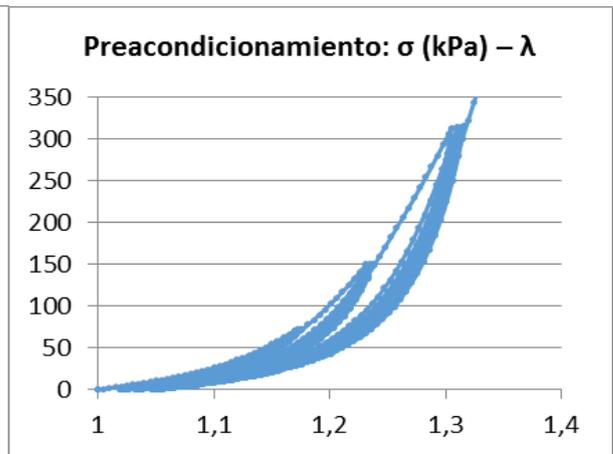


Figura B. 227. Muestra PA_26415_180615, media

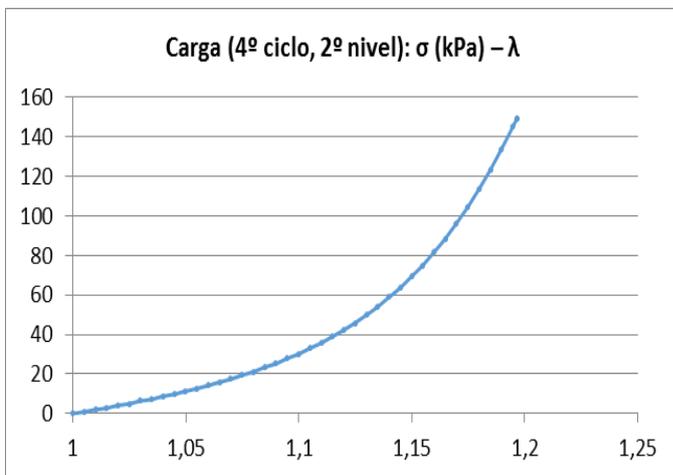


Figura B. 228 Muestra PA_26415_180615, media

Advertencia

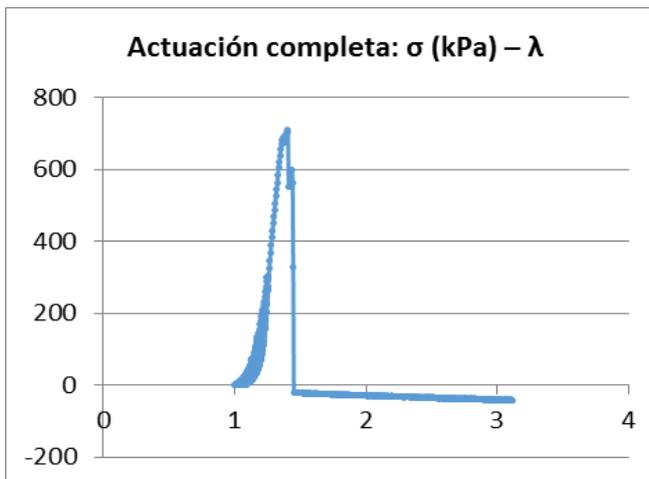


Figura B. 229. Muestra PA_26415_180615, advertencia

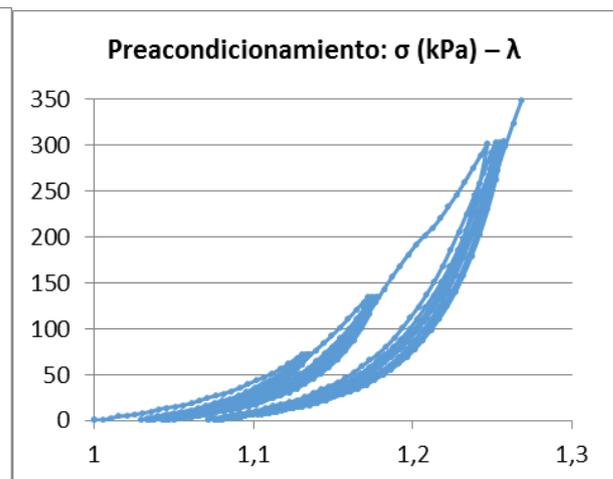


Figura B. 230. Muestra PA_26415_180615, advertencia

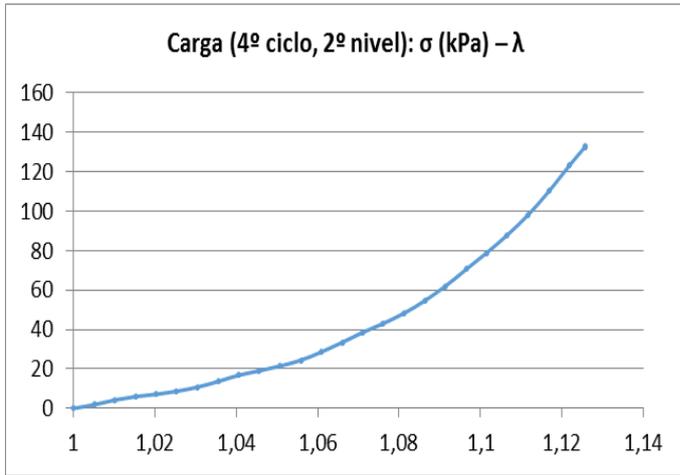


Figura B. 231. Muestra PA_26415_180615, adventicia

Dirección longitudinal

Completa

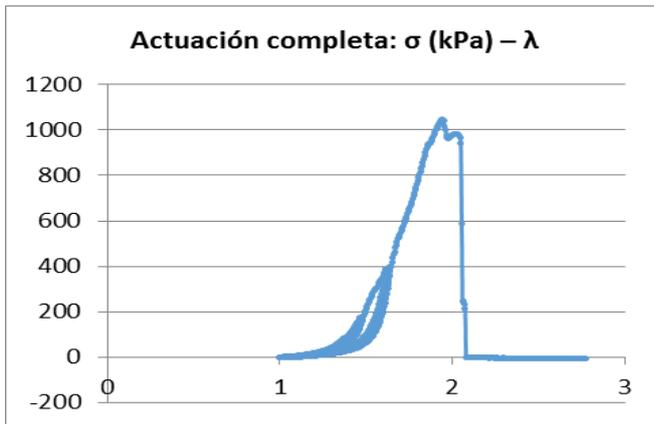


Figura B. 232. Muestra PA_26415_180615, completa

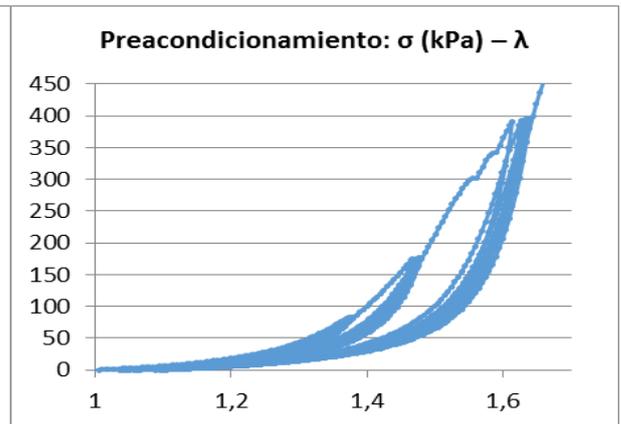


Figura B. 233. Muestra PA_26415_180615, completa

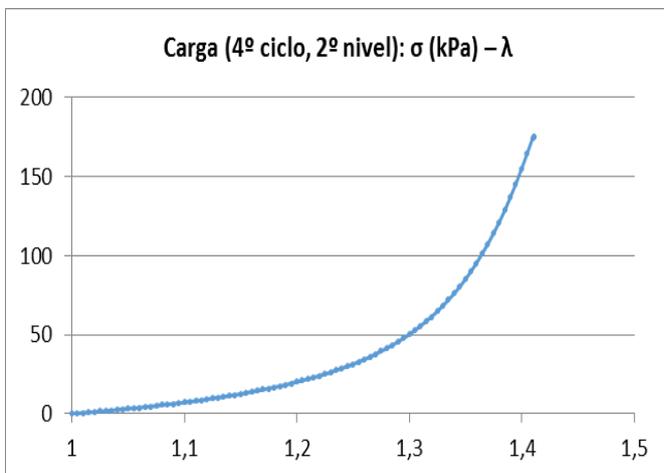


Figura B. 234. Muestra PA_26415_180615, completa

Media

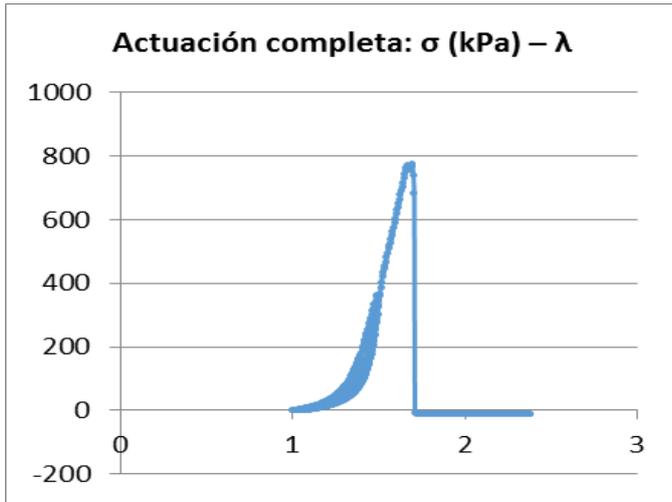


Figura B. 235. Muestra PA_26415_180615, media

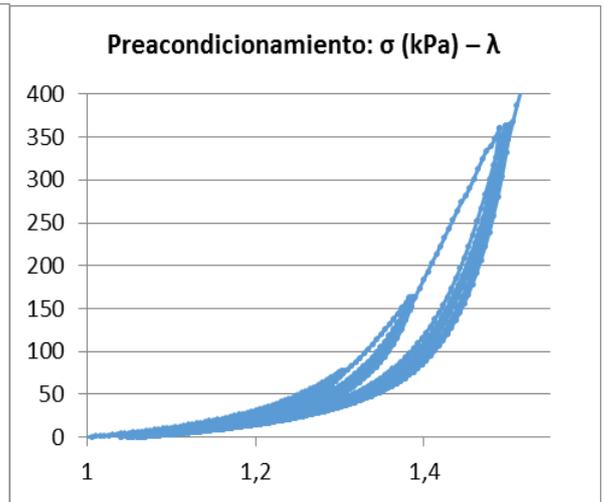


Figura B. 236. Muestra PA_26415_180615, media

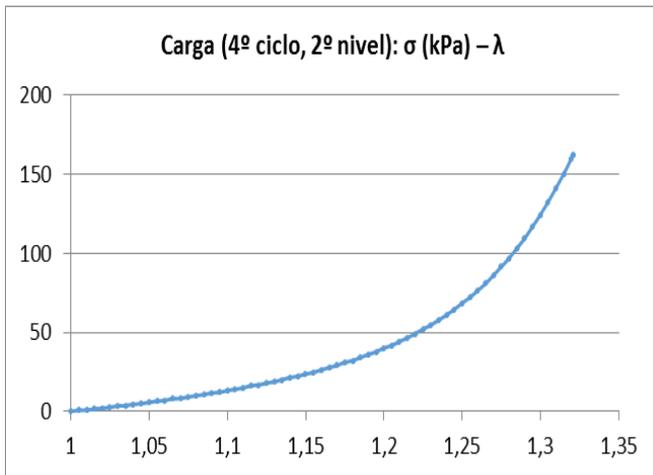


Figura B. 237. Muestra PA_26415_180615, media

Adventicia (distinto espesor)

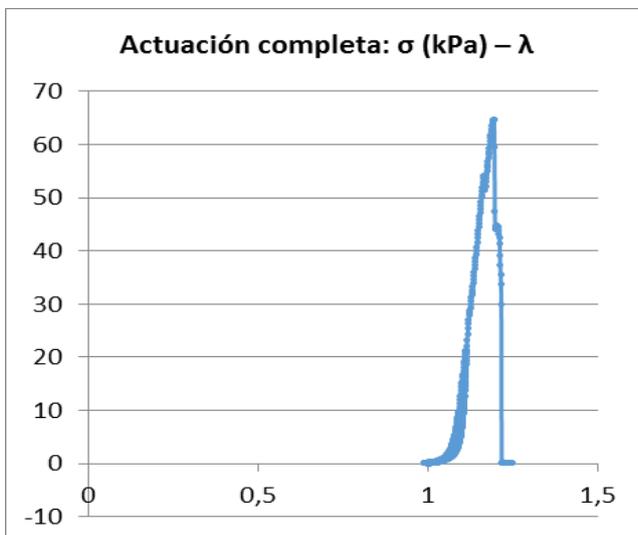


Figura B. 238. Muestra PA_26415_180615, adventicia

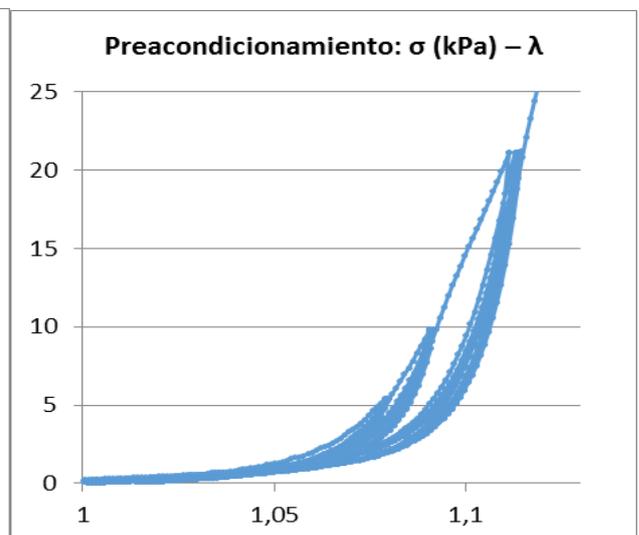


Figura B. 239. Muestra PA_26415_180615, adventicia

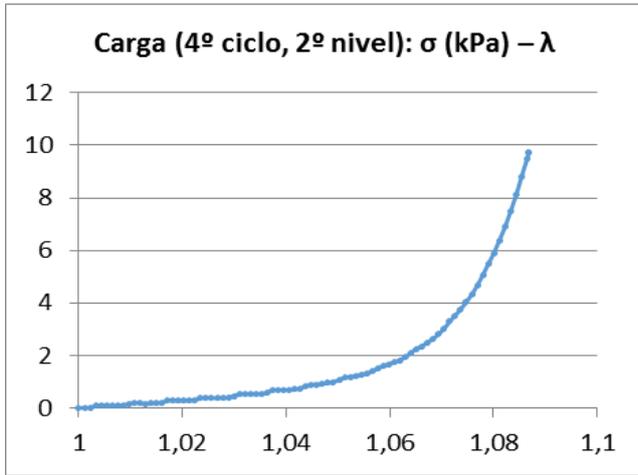


Figura B. 240. Muestra PA_26415_180615, adventicia

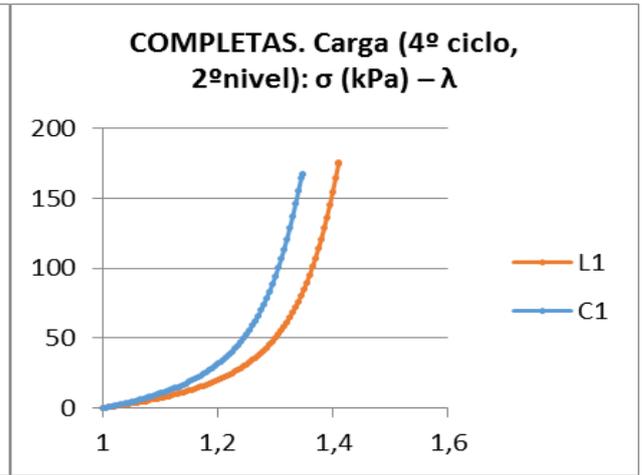


Figura B. 241. Muestra PA_26415_180615, completas

B.6.2. Arteria aorta ascendente CA_26415_180615

Dirección circunferencial

Completa

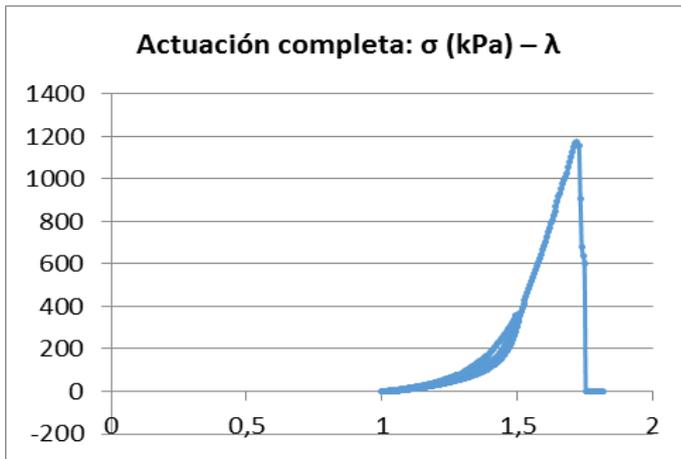


Figura B. 242. Muestra CA_26415_180615, completa

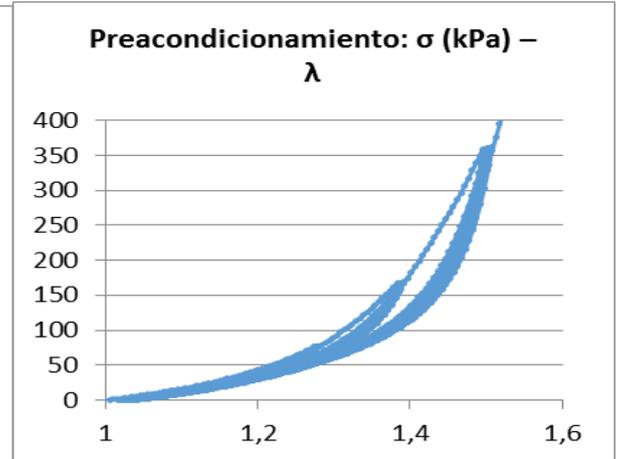


Figura B. 243. Muestra CA_26415_180615, completa

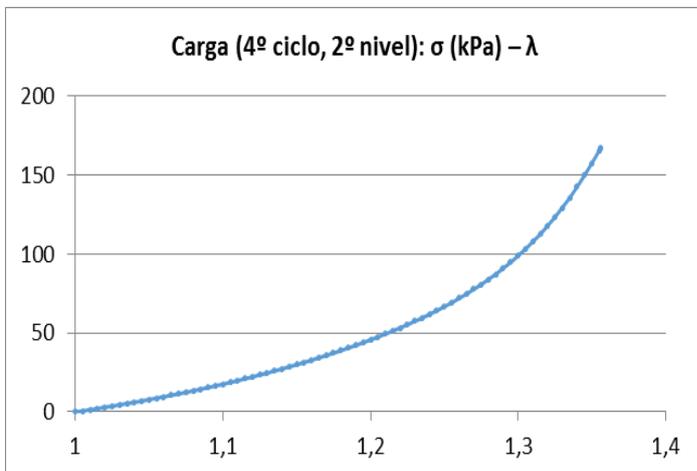


Figura B. 244. Muestra CA_26415_180615, completa

Íntima

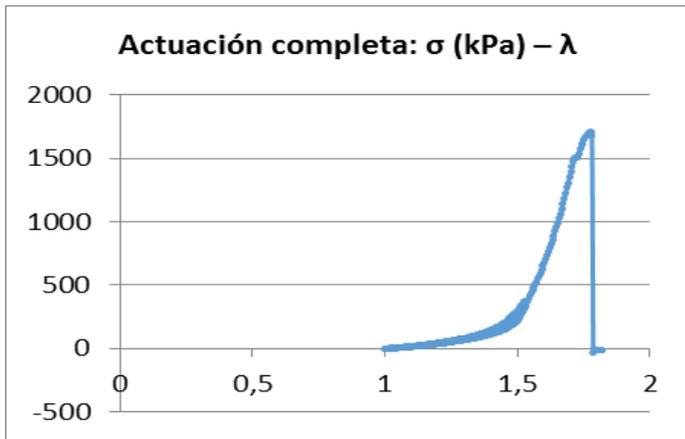


Figura B. 245. Muestra CA_26415_180615, íntima

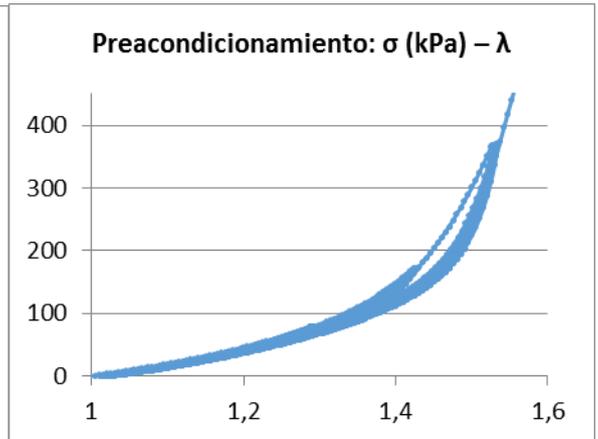


Figura B. 246. Muestra CA_26415_180615, íntima

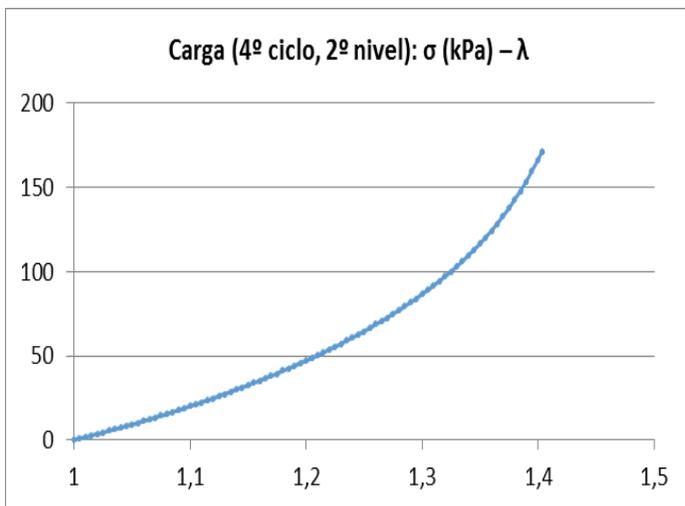


Figura B. 247. Muestra CA_26415_180615, íntima

Media

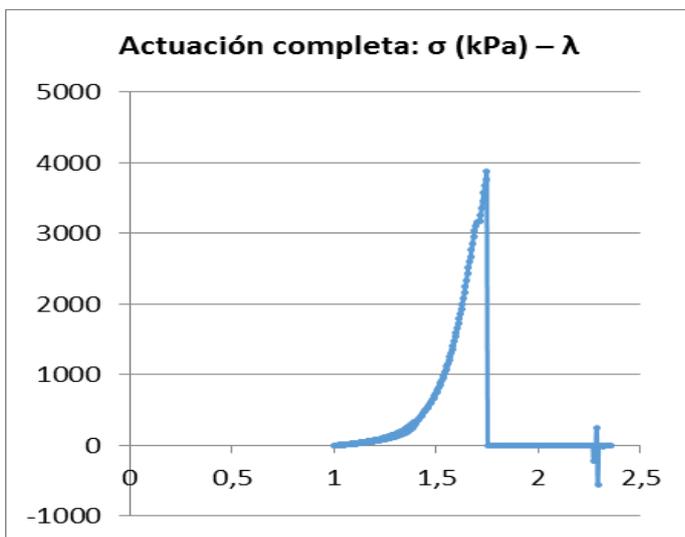


Figura B. 248. Muestra CA_26415_180615, media

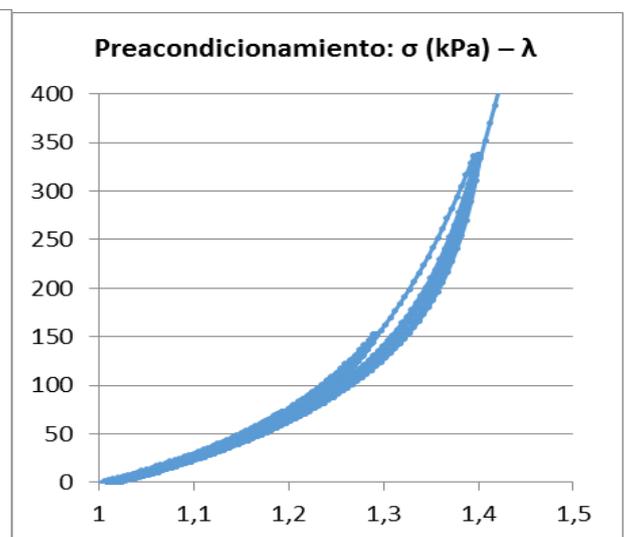


Figura B.249. Muestra CA_26415_180615, media

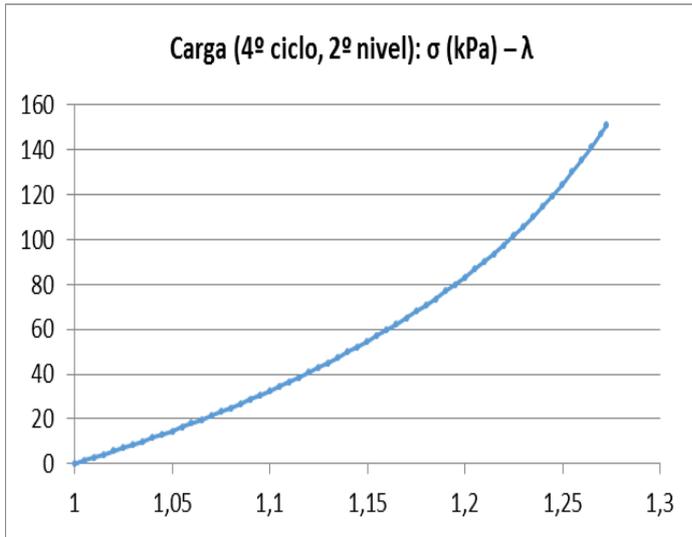


Figura B. 250. Muestra CA_26415_180615, media

Advertencia

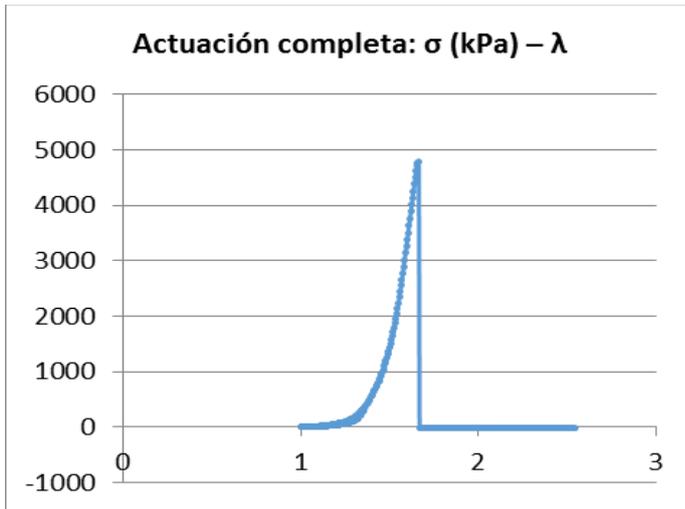


Figura B. 251. Muestra CA_26415_180615, advertencia

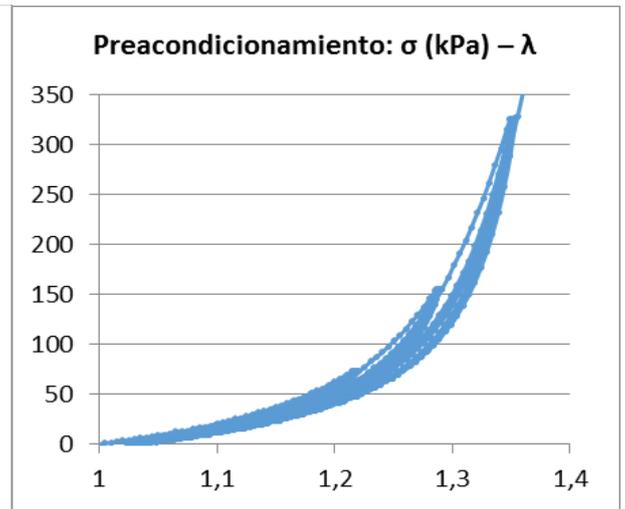


Figura B. 252. Muestra CA_26415_180615, advertencia

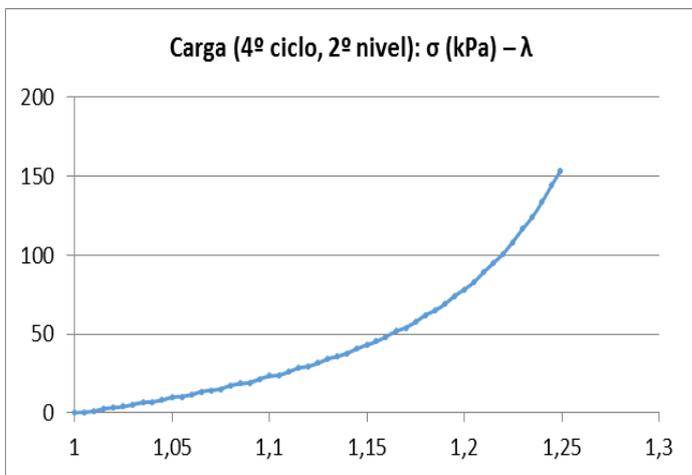


Figura B. 253. Muestra CA_26415_180615, advertencia

Dirección longitudinal

Completa

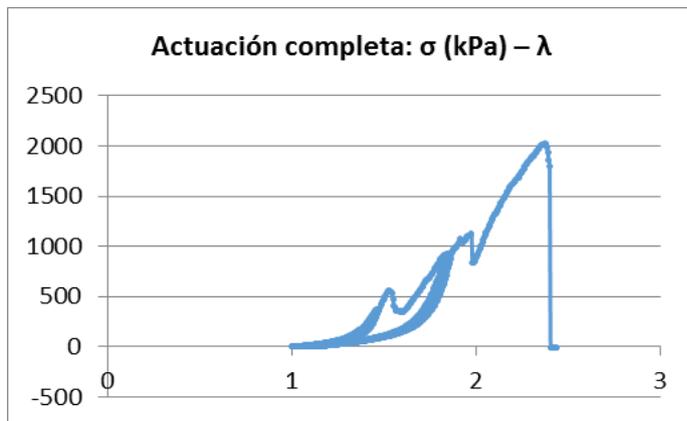


Figura B. 254. Muestra CA_26415_180615, completa

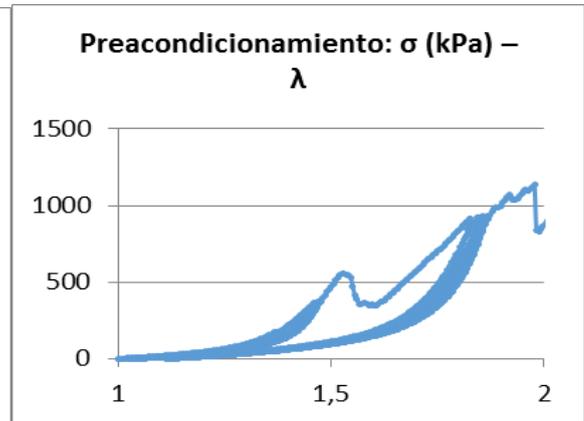


Figura B. 255. Muestra CA_26415_180615, completa

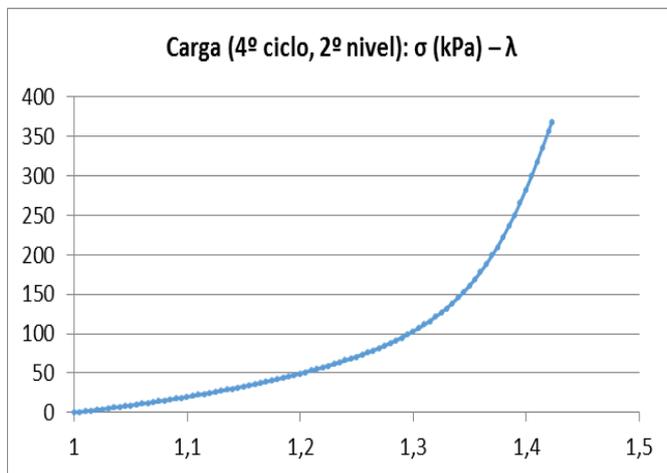


Figura B. 256. Muestra CA_26415_180615, completa

Íntima

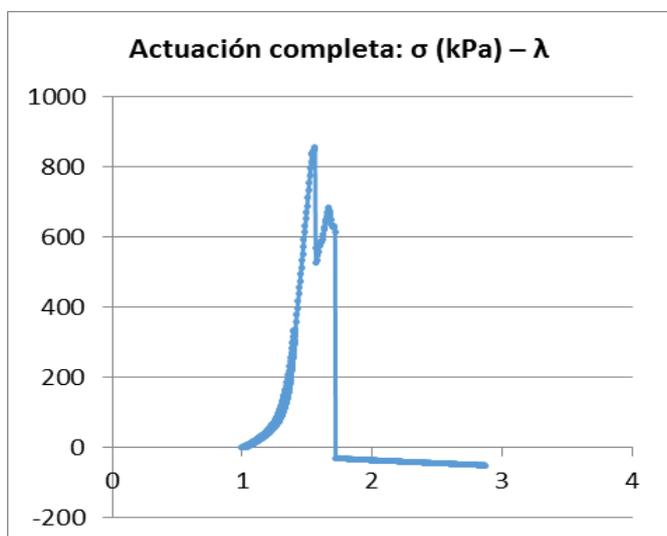


Figura B. 257. Muestra CA_26415_180615, íntima

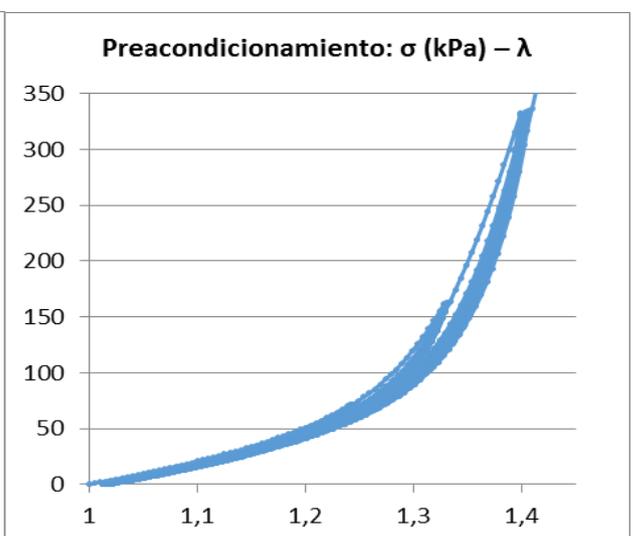


Figura B. 258. Muestra CA_26415_180615, íntima

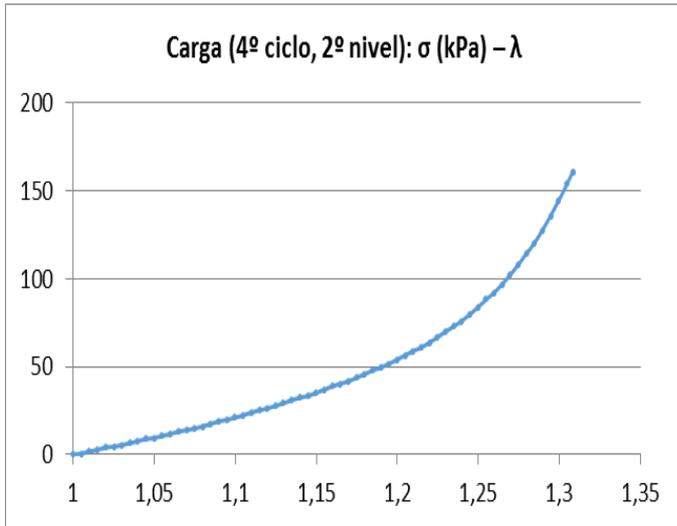


Figura B. 259. Muestra CA_26415_180615, íntima

Media

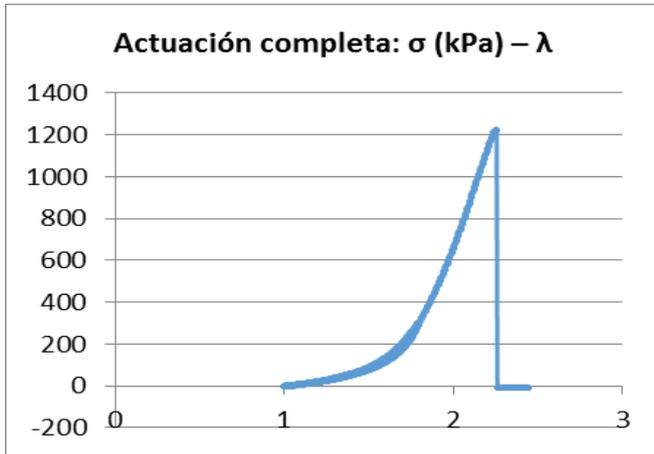


Figura B. 260. Muestra CA_26415_180615, media

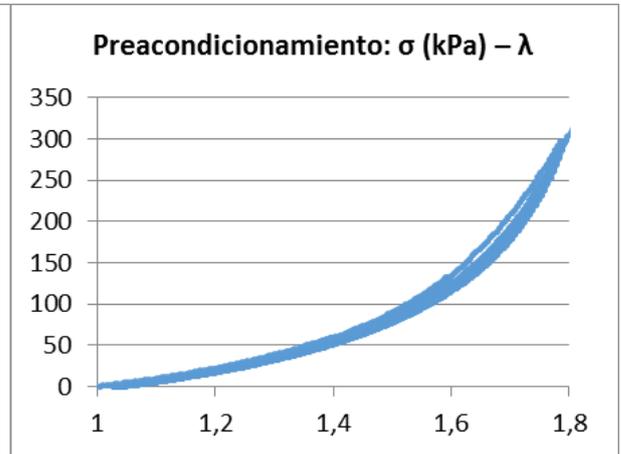


Figura B. 261. Muestra CA_26415_180615, media

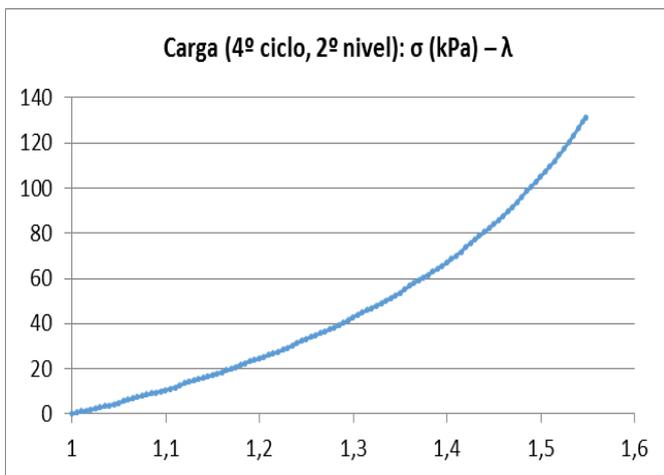


Figura B. 262. Muestra CA_26415_180615, media

Adventicia

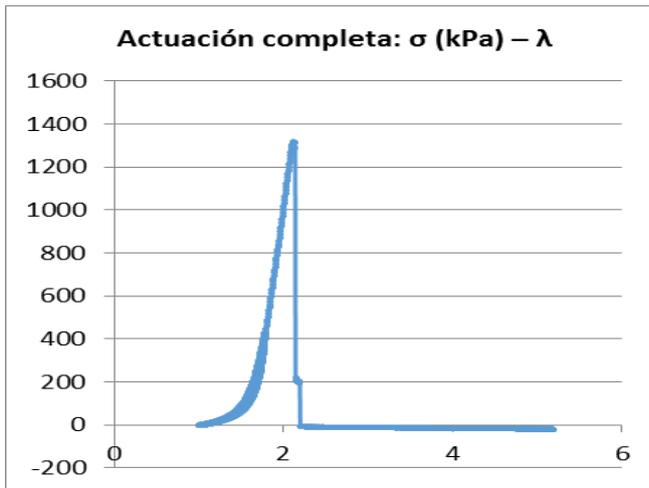


Figura B. 263. Muestra CA_26415_180615, adventicia

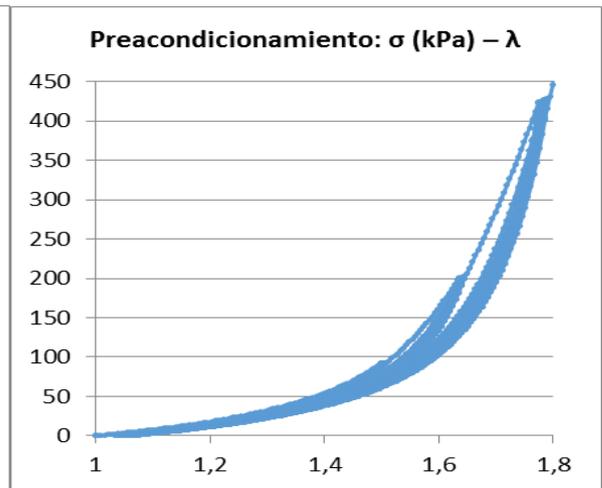


Figura B. 264. Muestra CA_26415_180615, adventicia

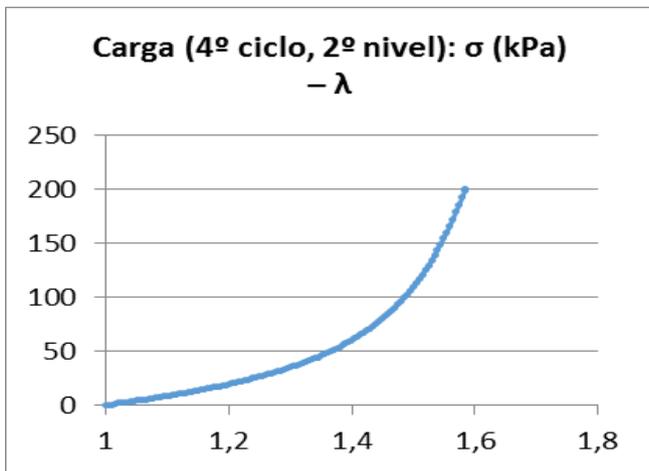


Figura B. 265. Muestra CA_26415_180615, adventicia

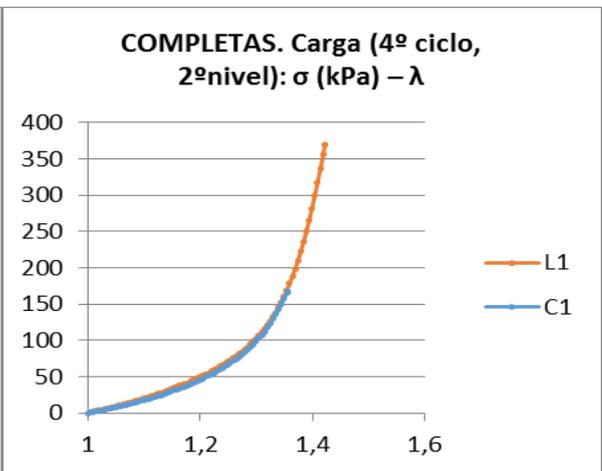


Figura B. 266. Muestra CA_26415_180615, completas

B.7. ANÁLISIS GLOBAL

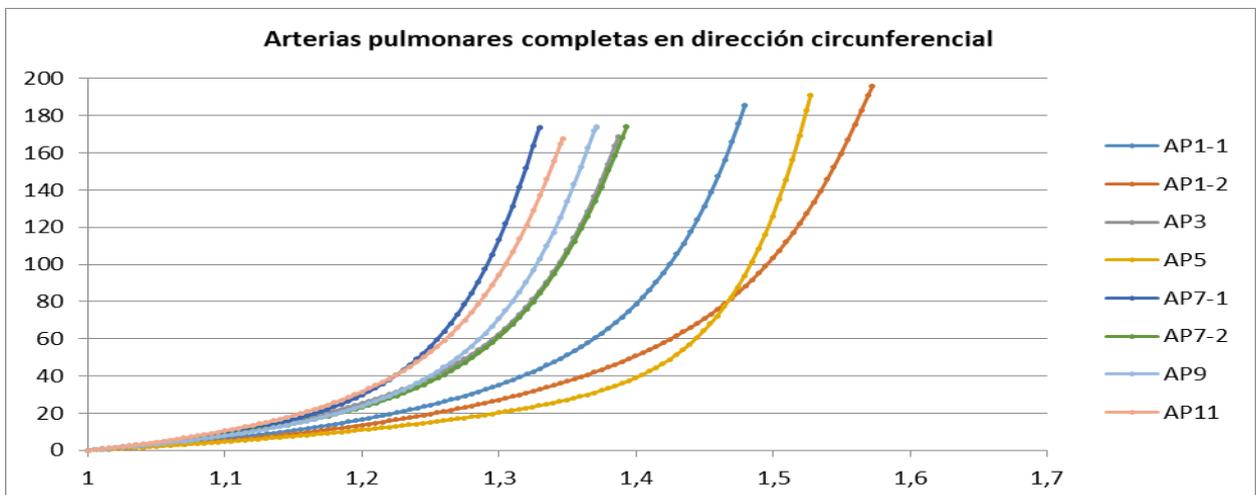


Figura B. 267. Arterias pulmonares completas en dirección circunferencial

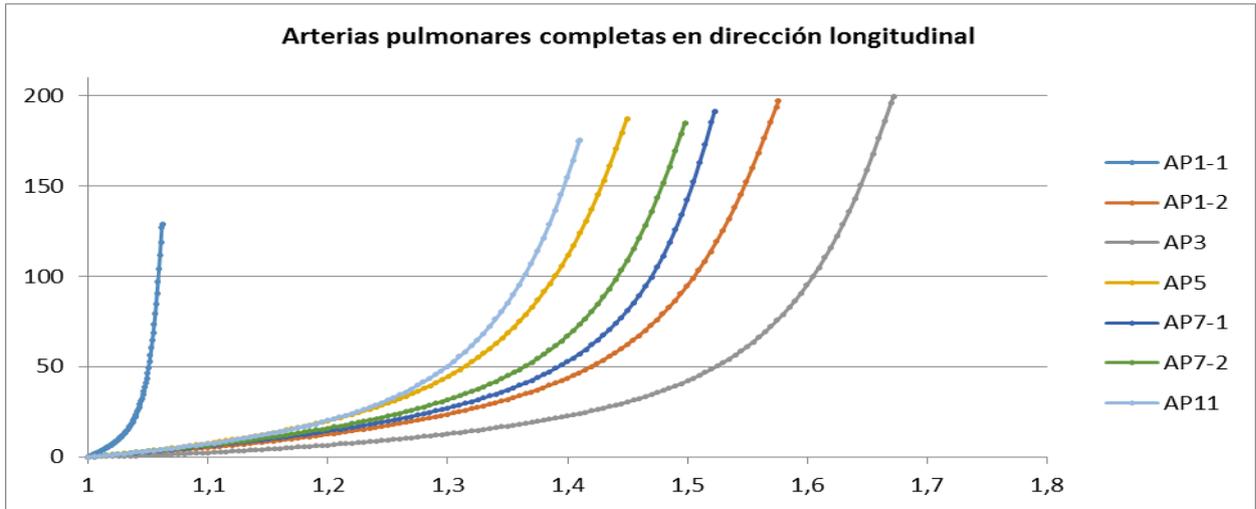


Figura B. 268. Arterias pulmonares completas en dirección longitudinal

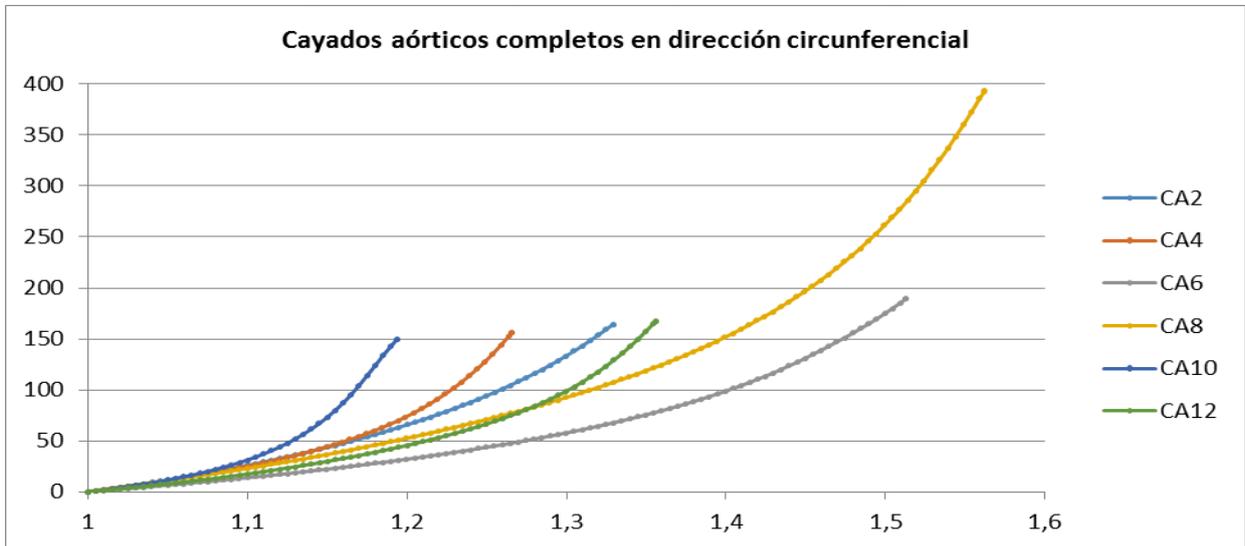


Figura B. 269. Arterias aortas ascendentes completas en dirección circunferencial

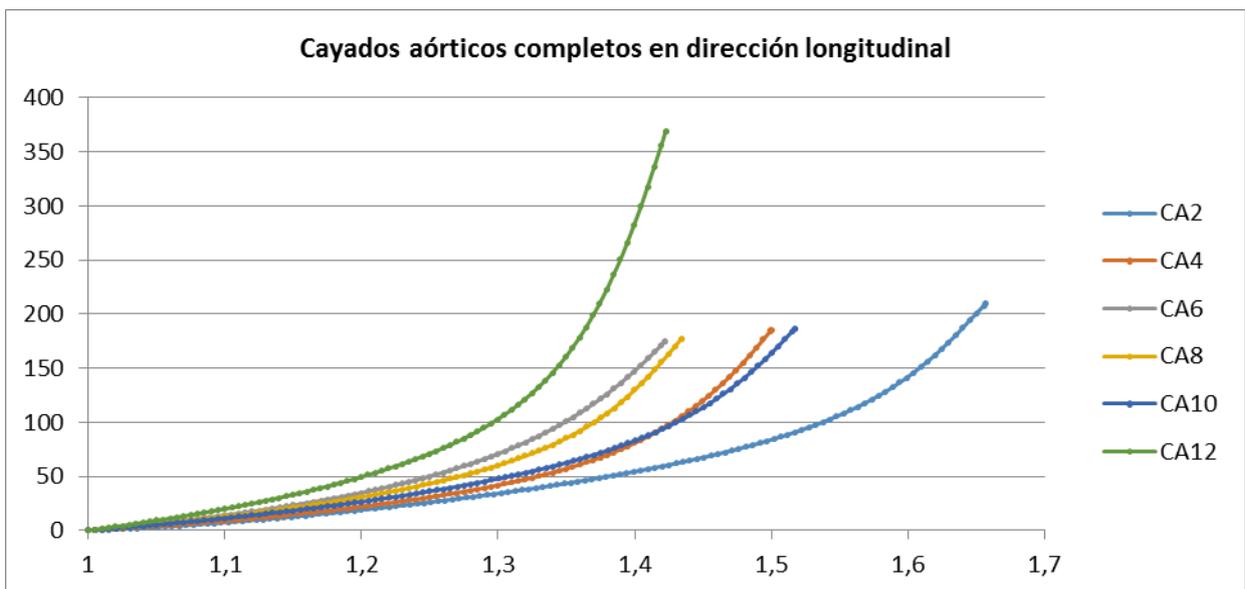


Figura B. 270. Arterias aortas ascendentes completas en dirección longitudinal

ANEXO C. GRÁFICAS ENSAYOS DE TRACCIÓN BIAxIAL

Este Anexo contiene todas las gráficas resultantes de los ensayos de tracción biaxial realizados durante los seis días de laboratorio, expuestos en el Capítulo 2 de la memoria. Hay dos gráficas por ensayo realizado, una que representa la actuación completa y otra que grafica la curva de carga del segundo ciclo. Se han utilizado colores azules para la dirección circunferencial y marrones para la longitudinal.

Además se ha incluido para cada muestra, una gráfica que unifica las curvas de carga del segundo ciclo de los tres tipos de ensayo (F5, F6 y F7), tanto longitudinales como circunferenciales.

Al final del Anexo se ha añadido, para cada tipo de vaso y dirección de anisotropía, una gráfica con todos los ensayos equibiaxiales.

C.1. PRIMER DÍA DE LABORATORIO

C.1.1. Arteria pulmonar AP_12515_140415

F5

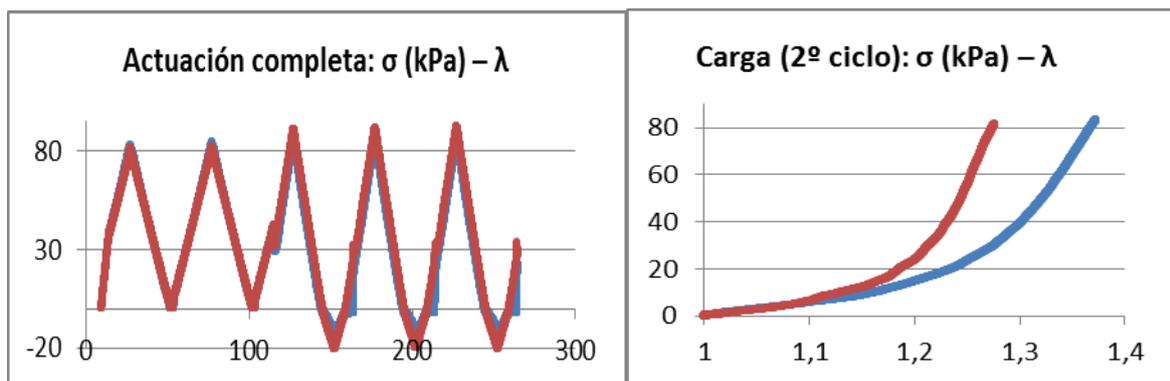


Figura C. 4. Muestra AP_12515_140415

Figura C. 2. Muestra AP_12515_140415

F6

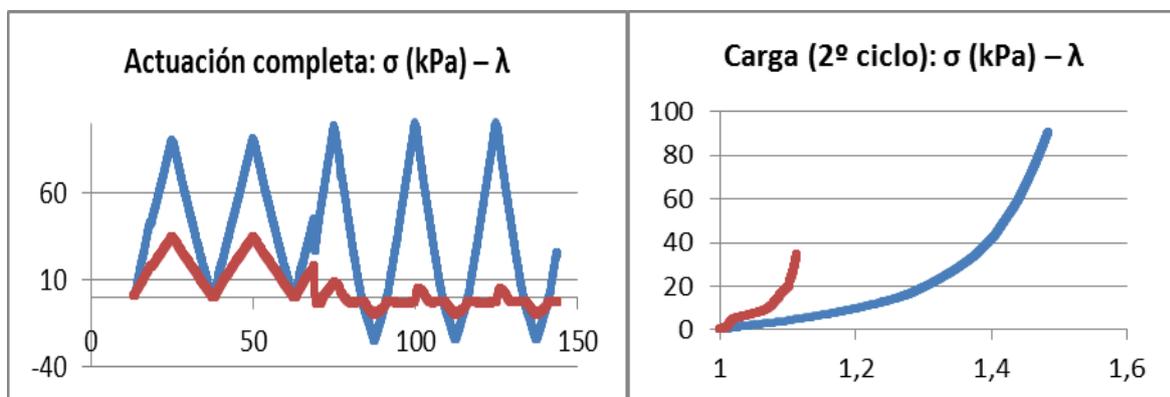


Figura C. 3. Muestra AP_12515_140415

Figura C. 4. Muestra AP_12515_140415

F7

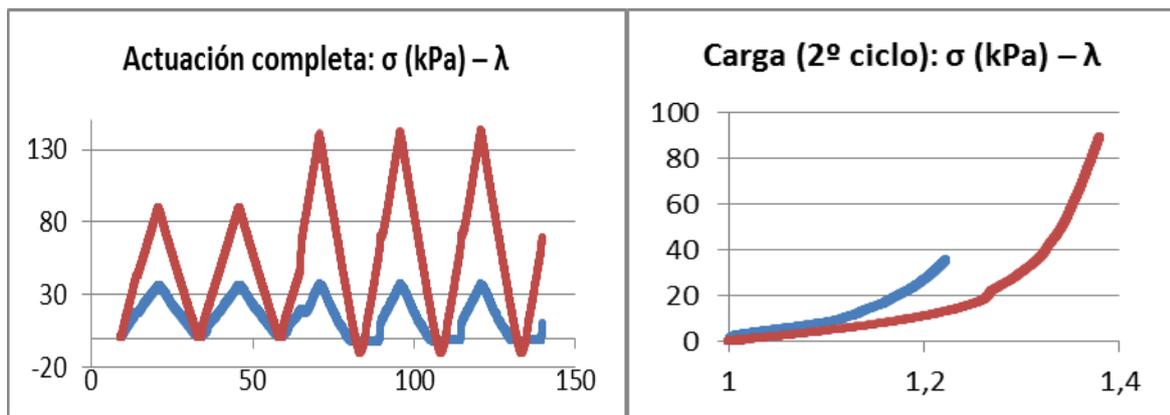


Figura C. 5. Muestra AP_12515_140415

Figura C. 6. Muestra AP_12515_140415

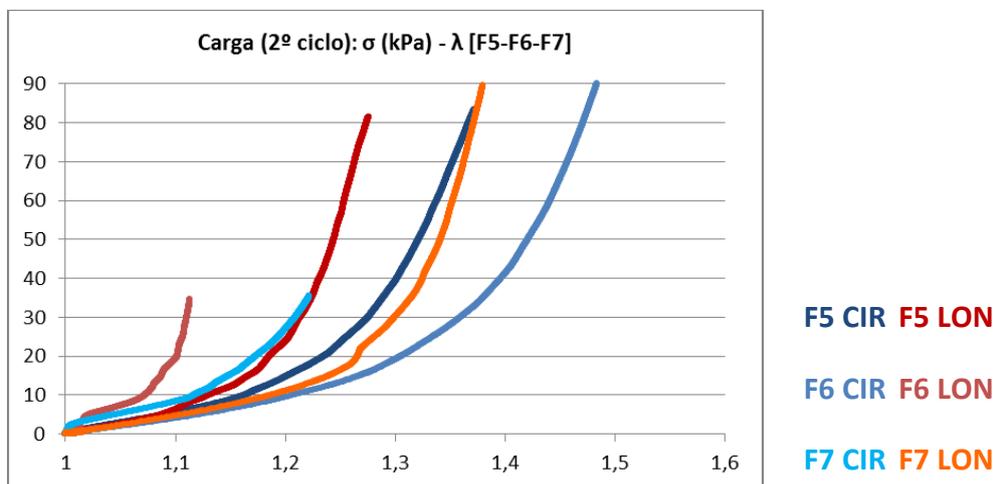


Figura C. 7. Muestra AP_12515_140415

C.1.2. Arteria aorta ascendente CA_12615_140415

F5

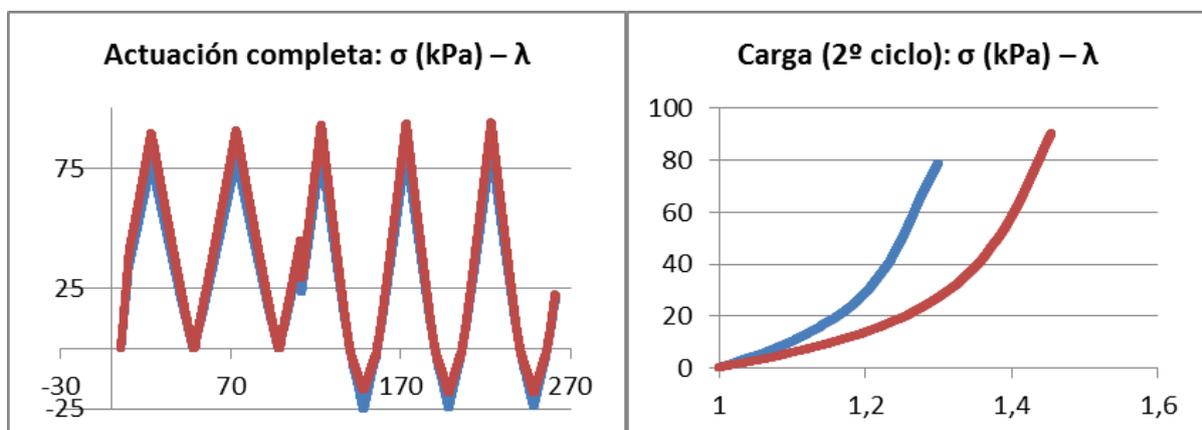


Figura C. 8. Muestra CA_12615_140415

Figura C. 9. Muestra CA_12615_140415

F6

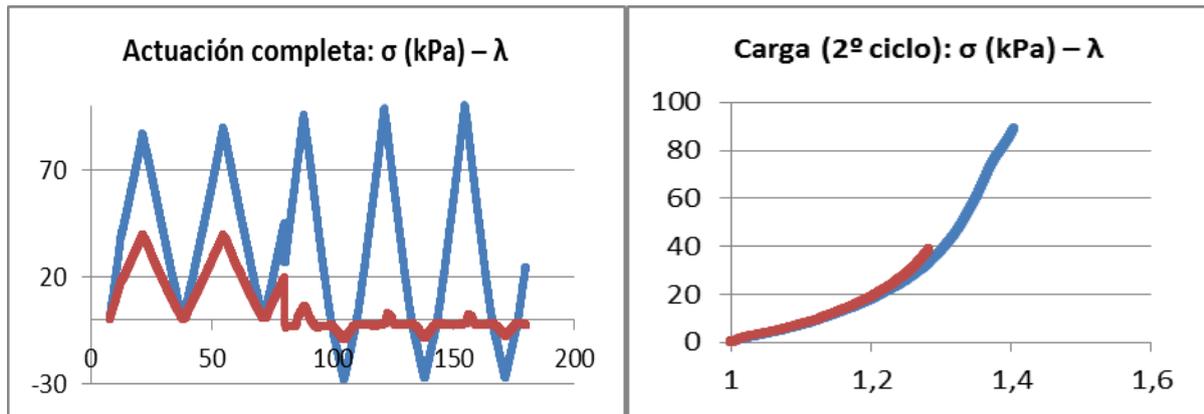


Figura C. 50. Muestra CA_12615_140415

Figura C. 61. Muestra CA_12615_140415

F7

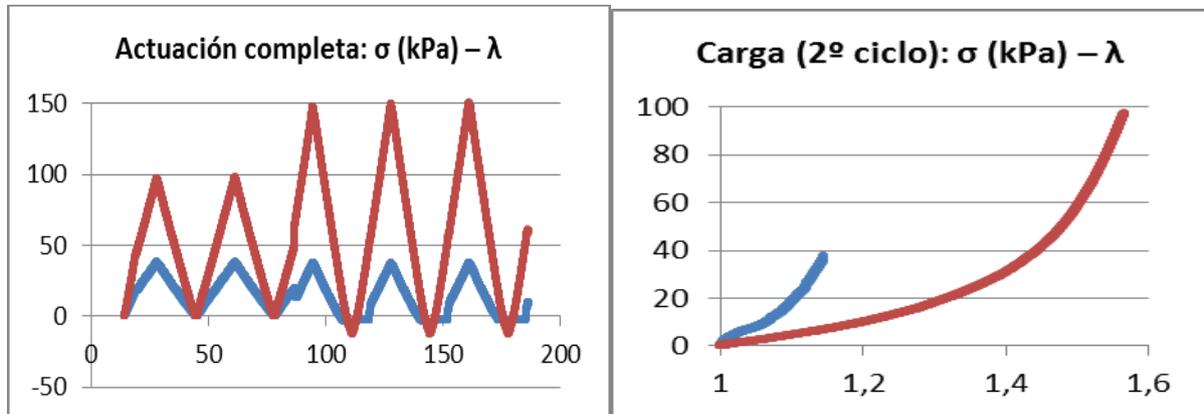


Figura C. 72. Muestra CA_12615_140415

Figura C. 83. Muestra CA_12615_140415

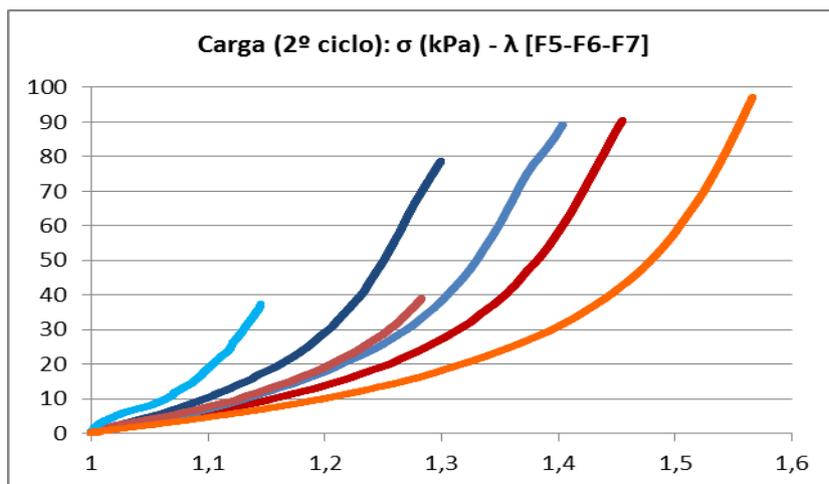


Figura C. 14. Muestra CA_12615_140415

C.2. SEGUNDO DÍA DE LABORATORIO

C.2.1. Arteria pulmonar AP_15015_210415

F5

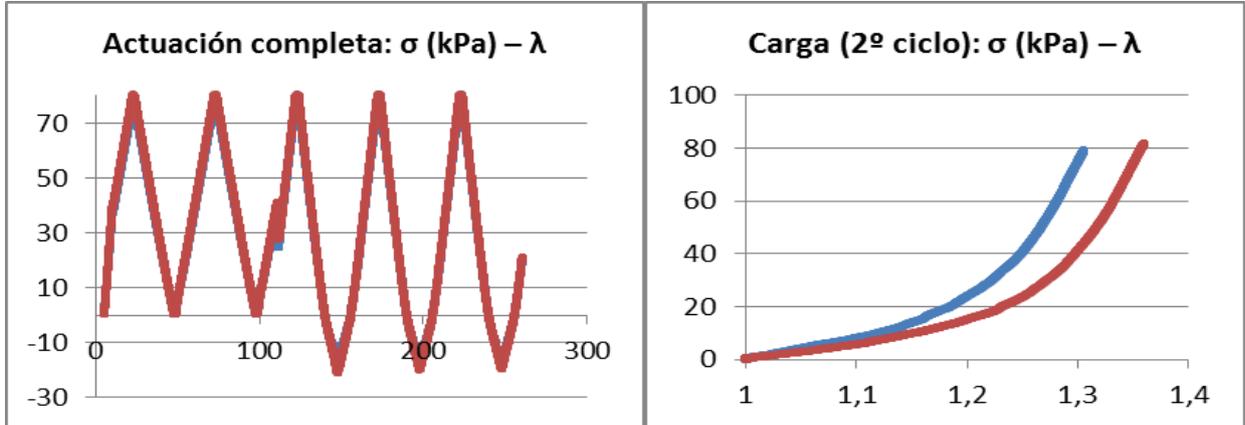


Figura C. 95. Muestra AP_15015_210415

Figura C. 106. Muestra AP_15015_210415

F6

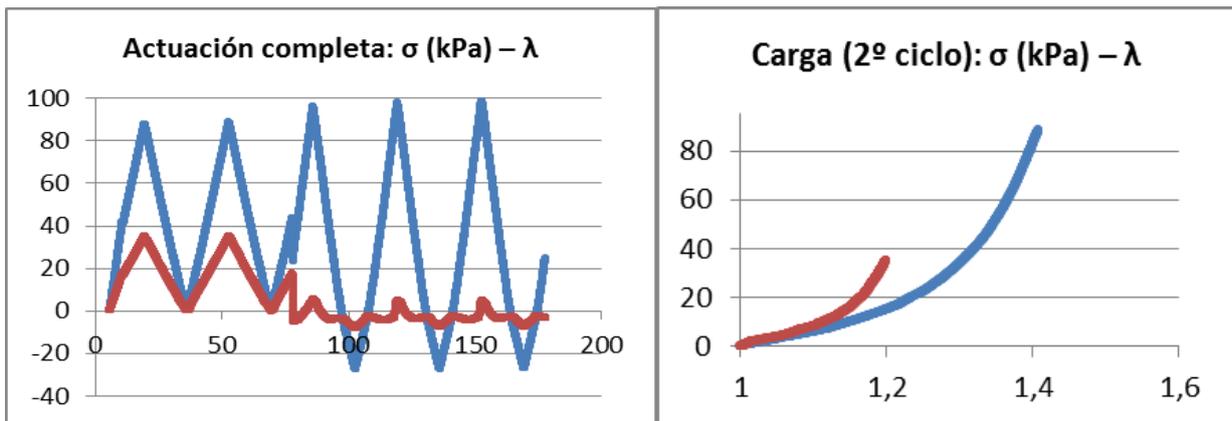


Figura C. 117. Muestra AP_15015_210415

Figura C. 128. Muestra AP_15015_210415

F7

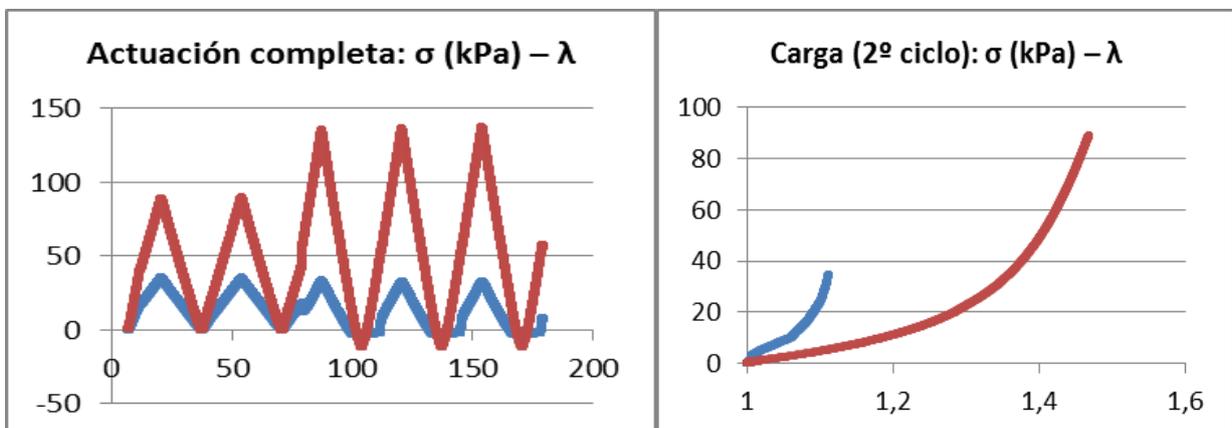


Figura C. 139. Muestra AP_15015_210415

Figura C. 20. Muestra AP_15015_210415

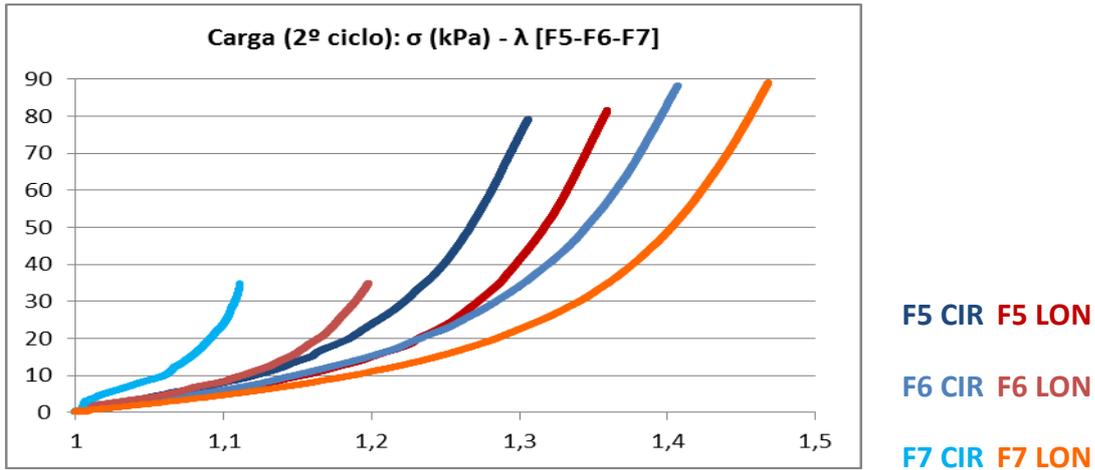


Figura C. 214. Muestra AP_15015_210415

C.2.2. Arteria aorta ascendente CA_15115_210415 (rompe)

F5

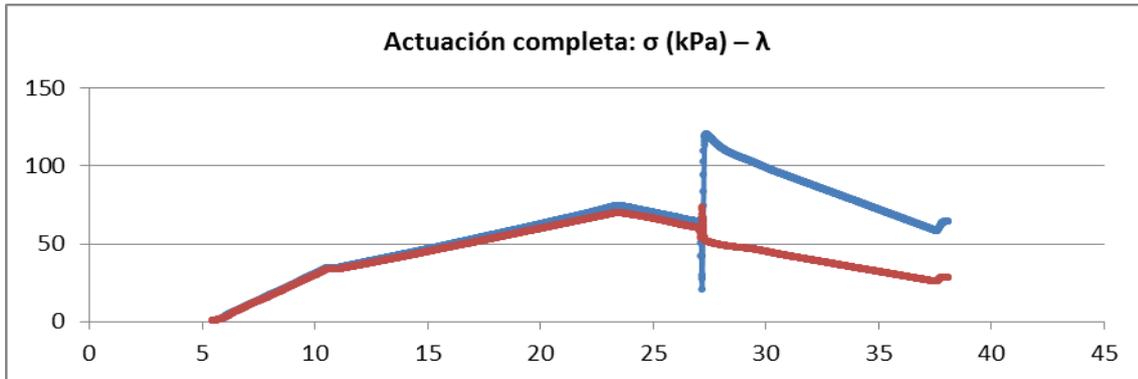


Figura C. 22. Muestra CA_15115_210415

C.3. TERCER DÍA DE LABORATORIO

C.3.1. Arteria pulmonar AP_19115_070515

F5

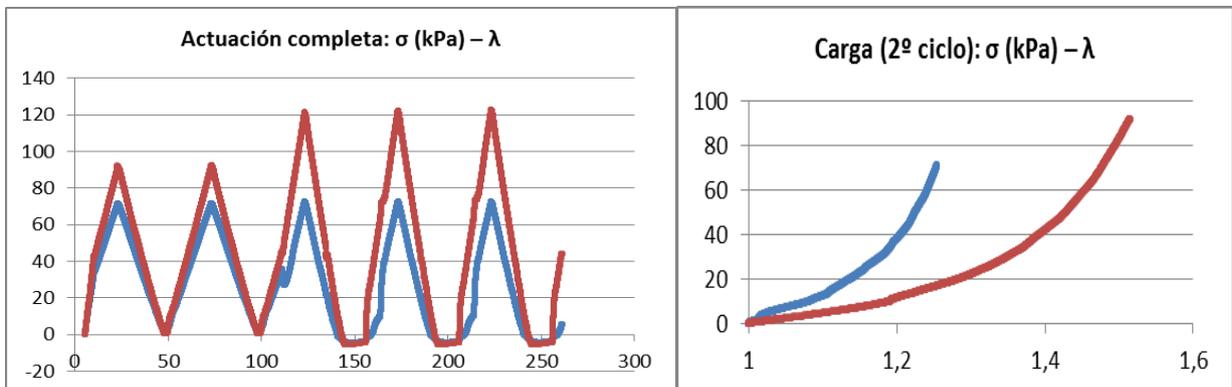


Figura C. 23. Muestra AP_19115_070515

Figura C. 24. Muestra AP_19115_070515

F6

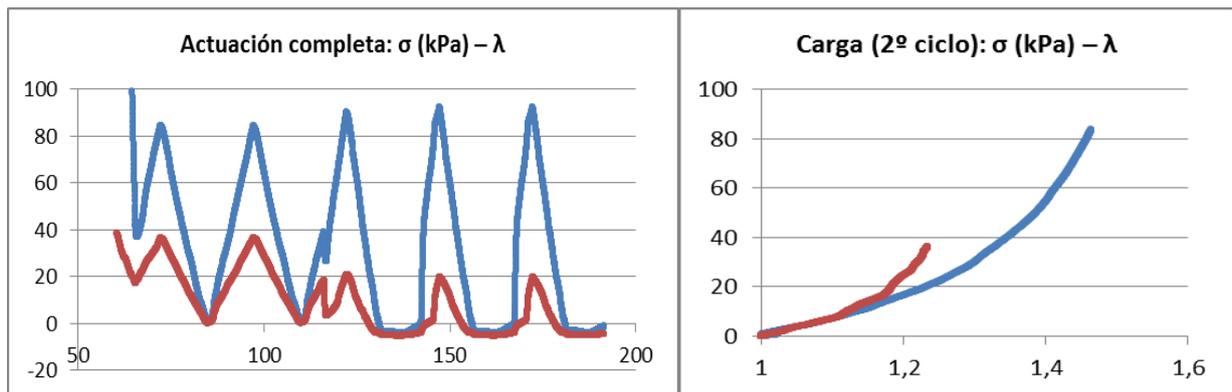


Figura C. 25. Muestra AP_19115_070515

Figura C. 26. Muestra AP_19115_070515

F7

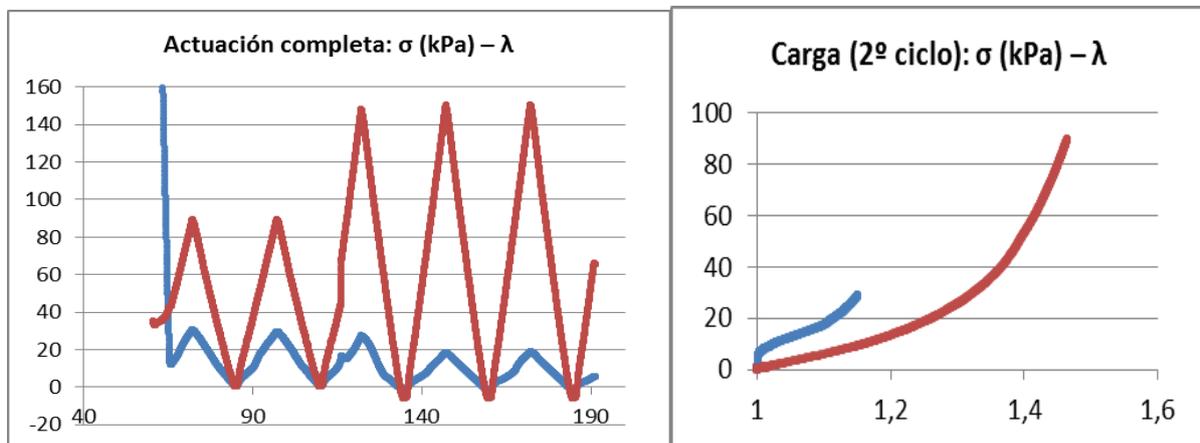


Figura C. 27. Muestra AP_19115_070515

Figura C. 28. Muestra AP_19115_070515

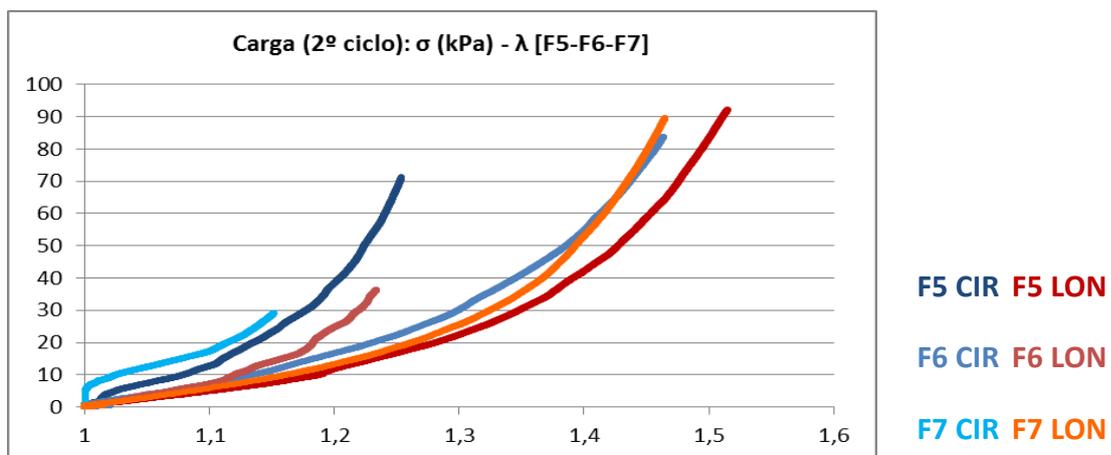


Figura C. 29. Muestra AP_19115_070515

C.3.2. Arteria aorta ascendente CA_19215_070515 (rompe)

C.4. CUARTO DÍA DE LABORATORIO

C.4.1. Arteria pulmonar AP_19815_140515_BX1

F5

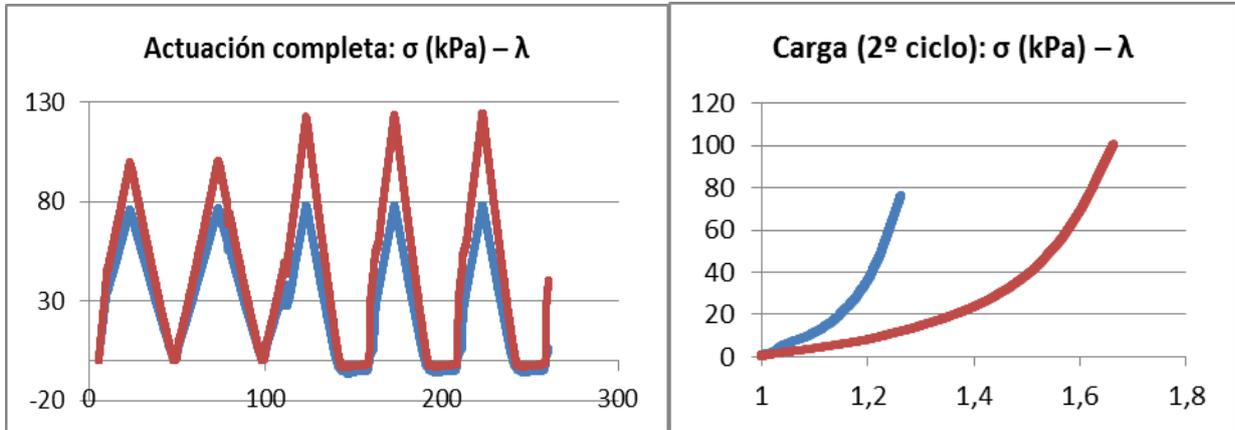


Figura C. 30. Muestra AP_19815_140515

Figura C. 315. Muestra AP_19815_140515

F6

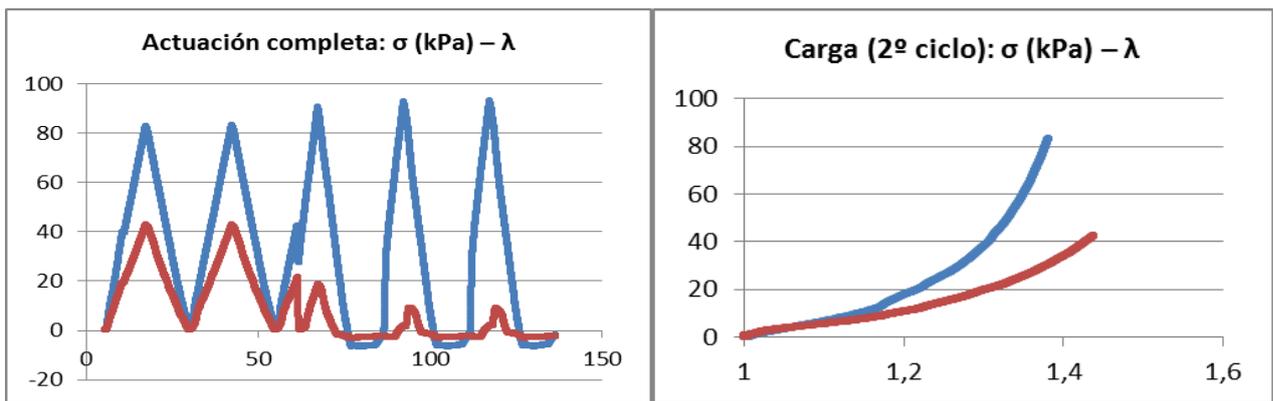


Figura C. 32. Muestra AP_19815_140515_BX1

Figura C. 33. Muestra AP_19815_140515_BX1

F7

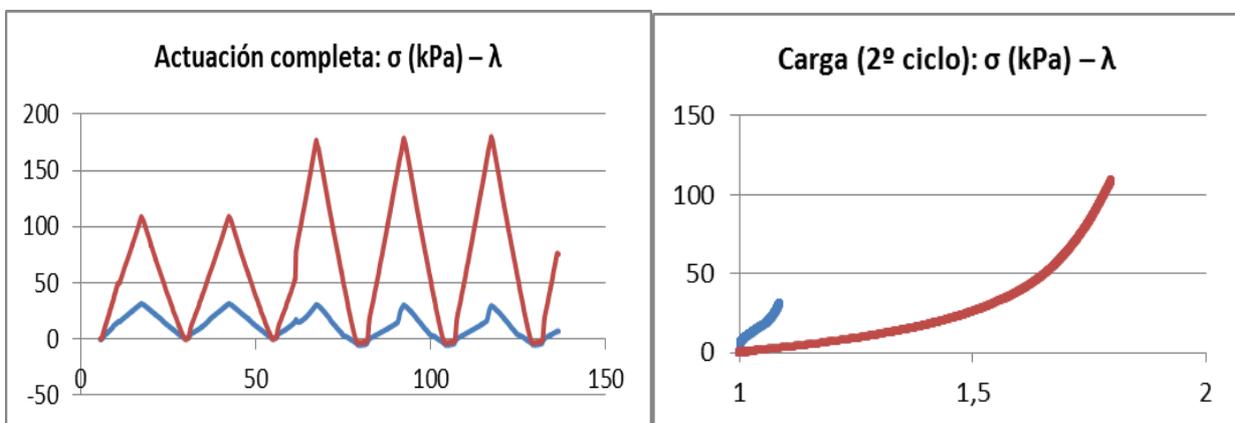


Figura C. 34. Muestra AP_19815_140515_BX1

Figura C. 35. Muestra AP_19815_140515_BX1

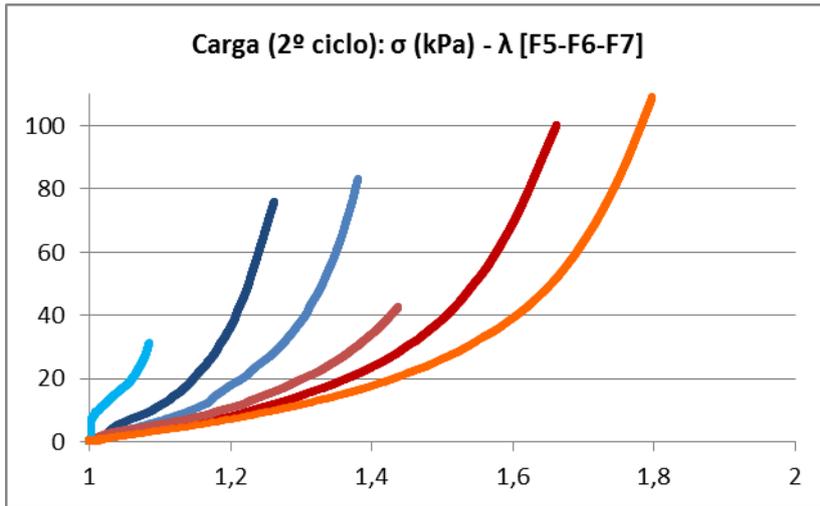


Figura C. 36. Muestra AP_19815_140515_BX1

C.4.2. Arteria pulmonar AP_19815_140515_BX2

F5

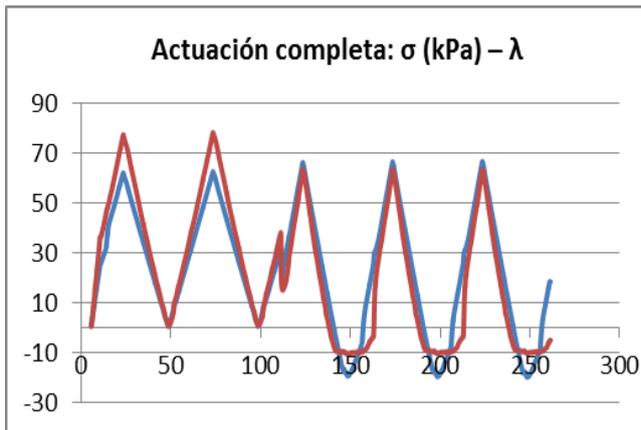


Figura C. 37. Muestra AP_19815_140515_BX2

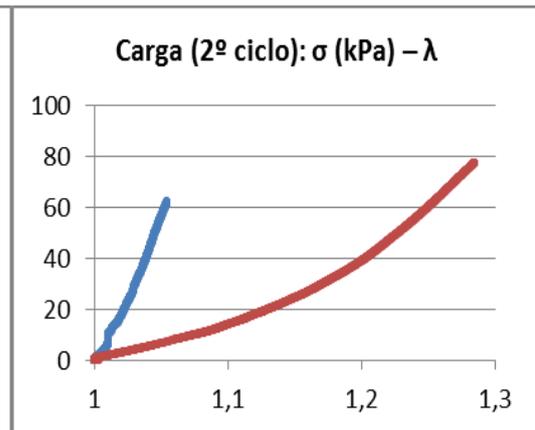


Figura C. 38. Muestra AP_19815_140515_BX2

F6

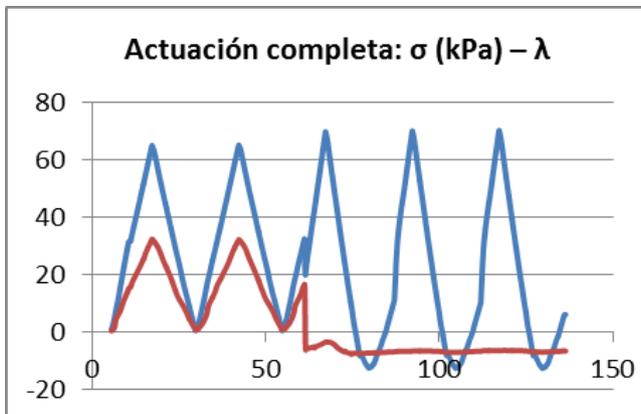


Figura C. 39. Muestra AP_19815_140515_BX2

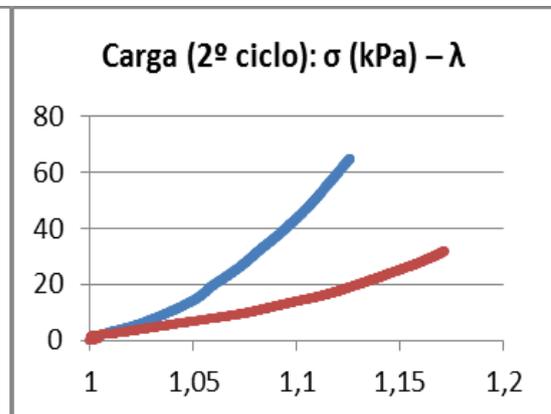


Figura C. 40. Muestra AP_19815_140515_BX2

F7

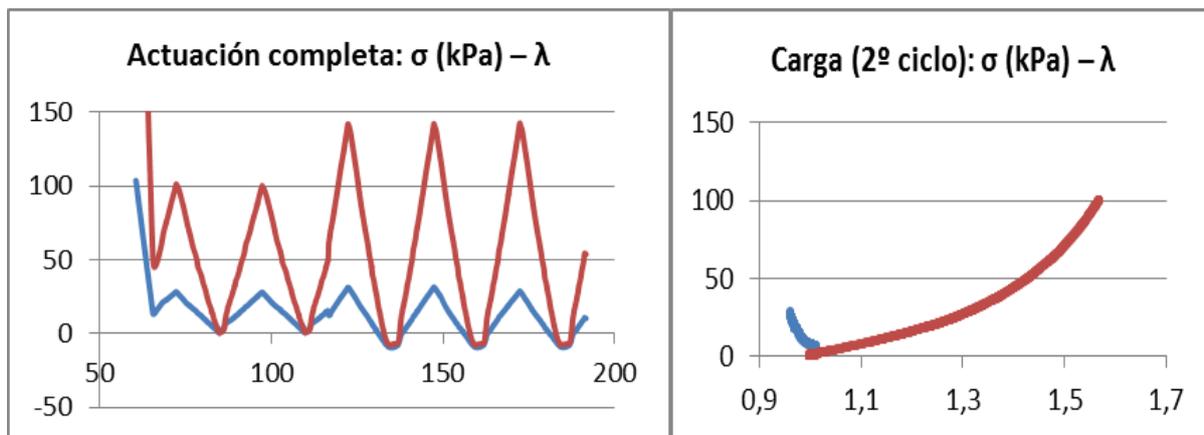


Figura C. 416. Muestra AP_19815_140515_BX2

Figura C. 42. Muestra AP_19815_140515_BX2

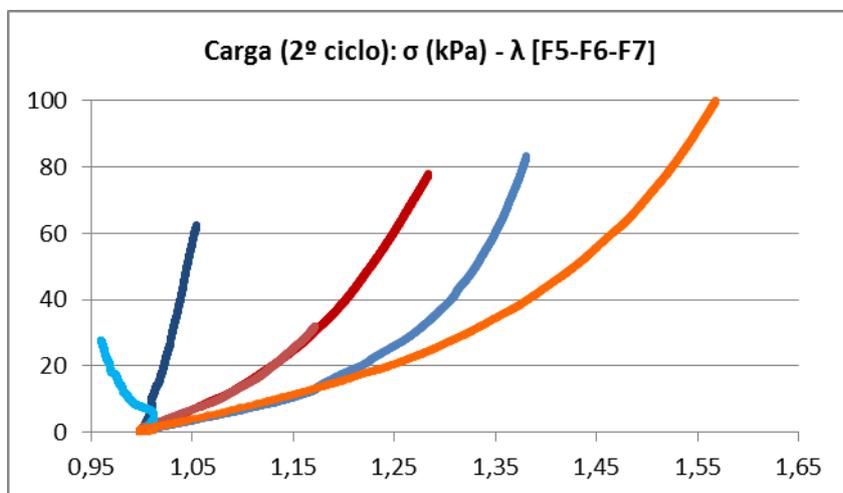


Figura C. 43. Muestra AP_19815_140515_BX2

C.4.3. Arteria aorta ascendente CA_19915_140515_BX1

F5

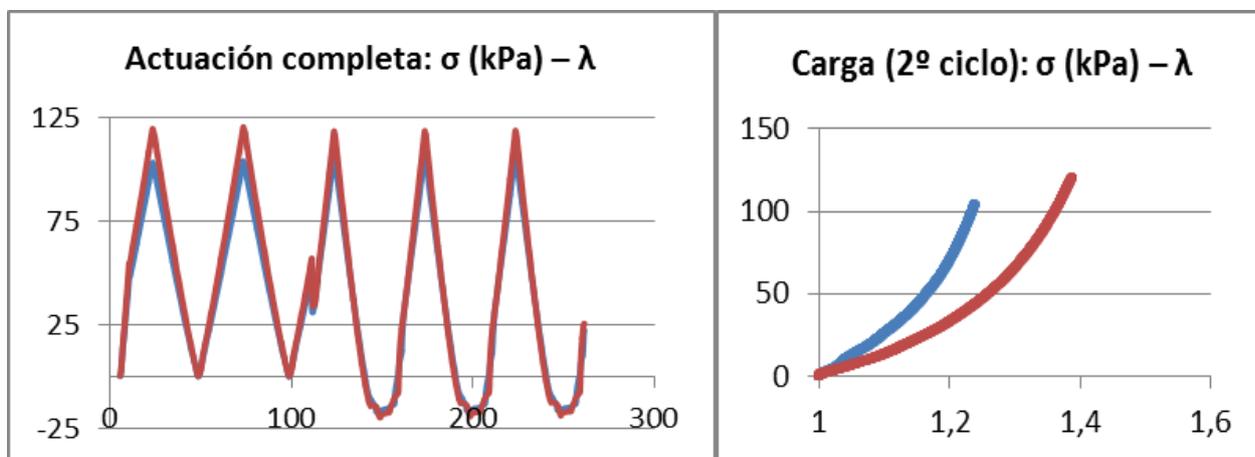


Figura C. 44. Muestra CA_19915_140515_BX1

Figura C. 45. Muestra CA_19915_140515_BX1

F6

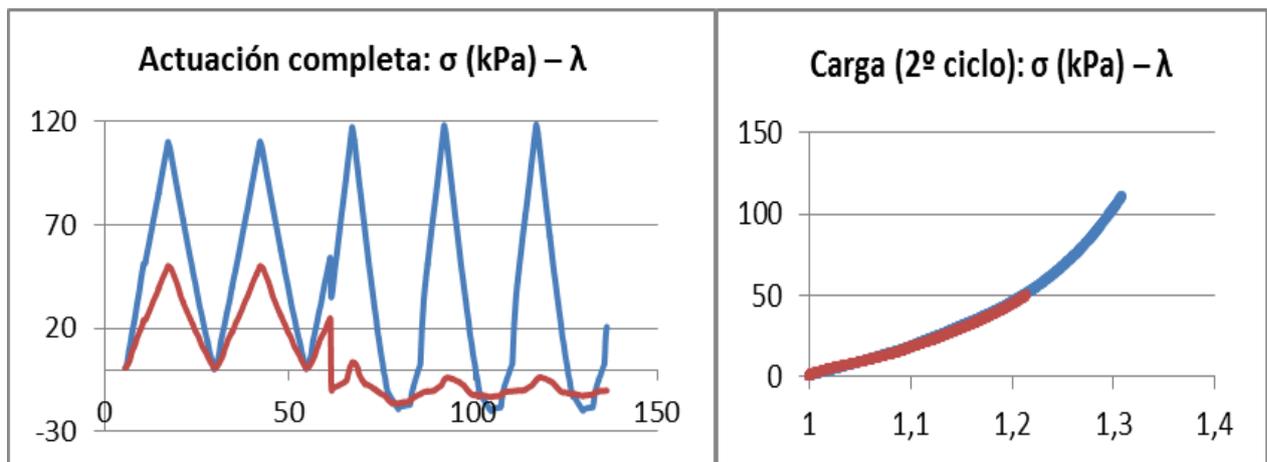


Figura C. 46. Muestra CA_19915_140515_BX1

Figura C. 47. Muestra CA_19915_140515_BX1

F7

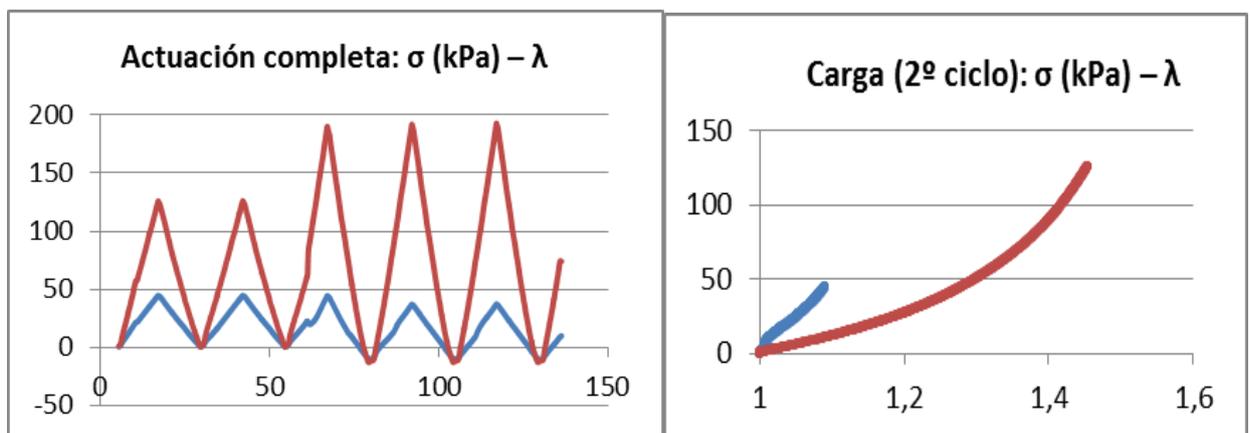


Figura C. 48. Muestra CA_19915_140515_BX1

Figura C. 49. Muestra CA_19915_140515_BX1

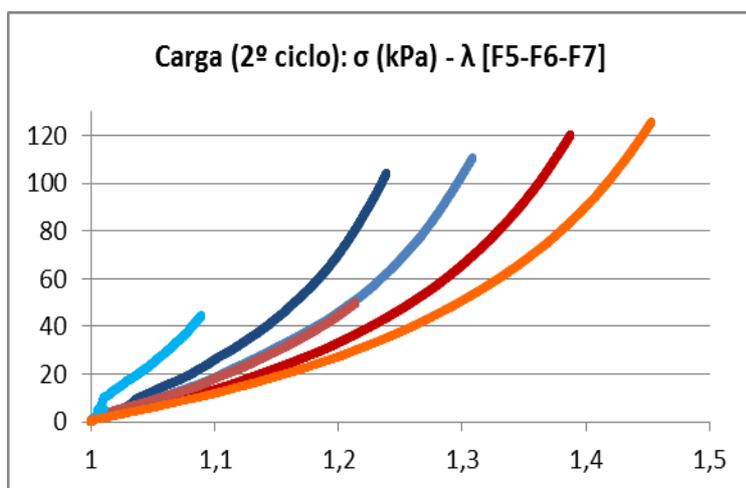


Figura C. 50. Muestra CA_19915_140515_BX1

C.4.3. Arteria aorta ascendente CA_19915_140515_BX2

F5

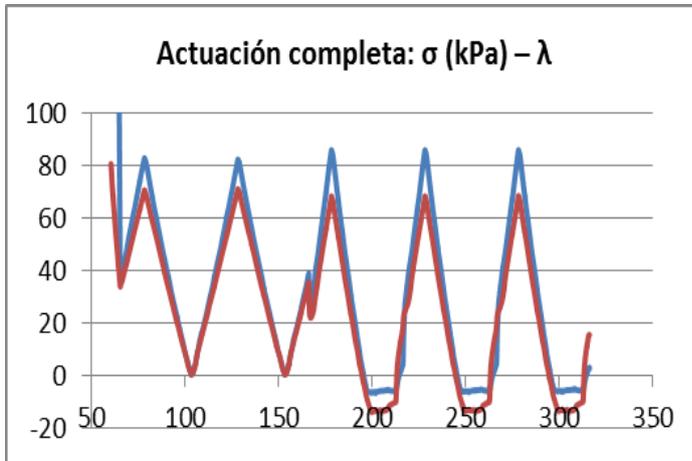


Figura C. 51. Muestra CA_19915_140515_BX2

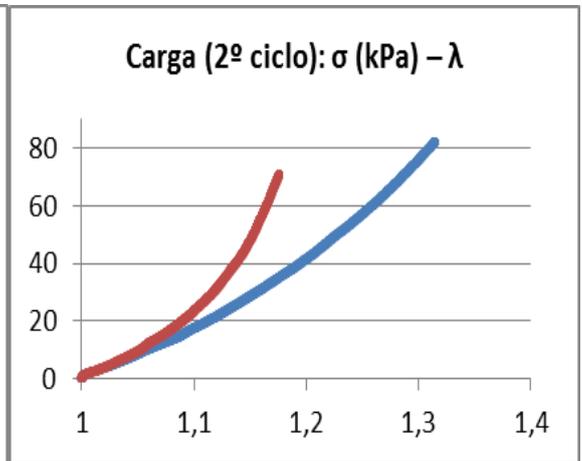


Figura C. 52. Muestra CA_19915_140515_BX2

F6

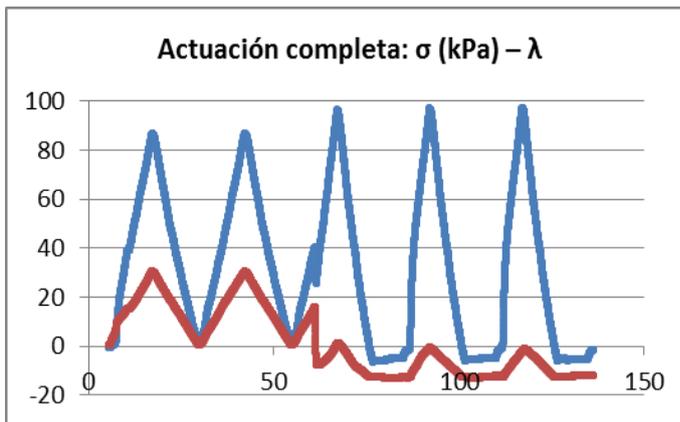


Figura C. 53. Muestra CA_19915_140515_BX2

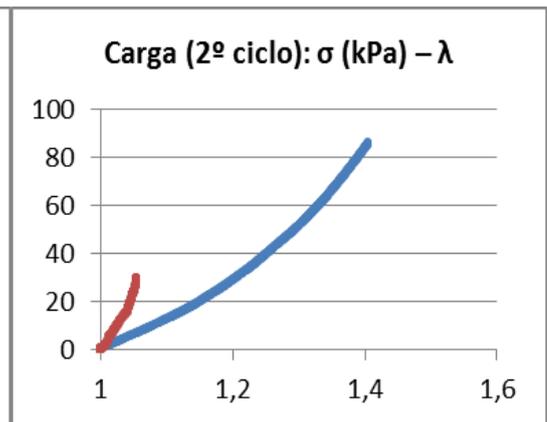


Figura C. 54. Muestra CA_19915_140515_BX2

F7

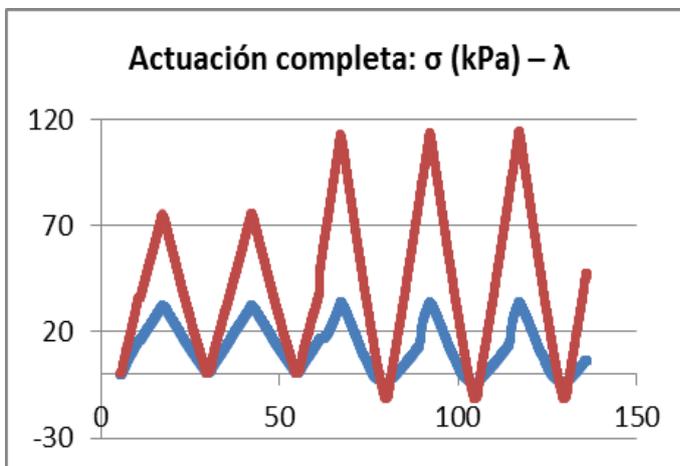


Figura C. 55. Muestra CA_19915_140515_BX2

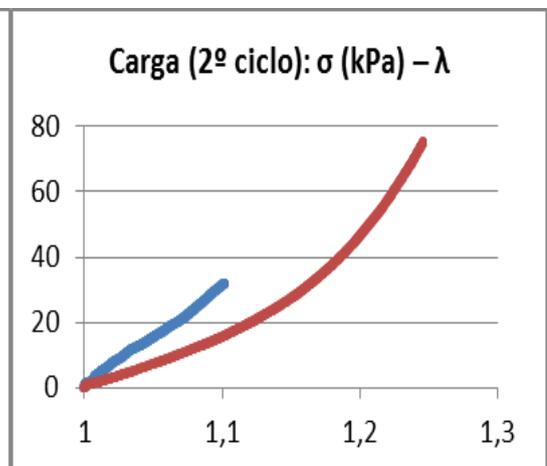


Figura C. 56. Muestra CA_19915_140515_BX2

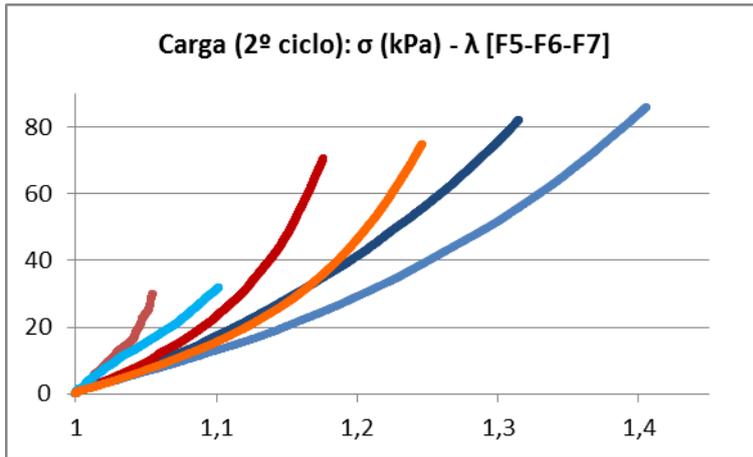


Figura C. 57. Muestra CA_19915_140515_BX2

C.5. QUINTO DÍA DE LABORATORIO

C.5.1. Arteria pulmonar AP_25215_280515_BX1

F5

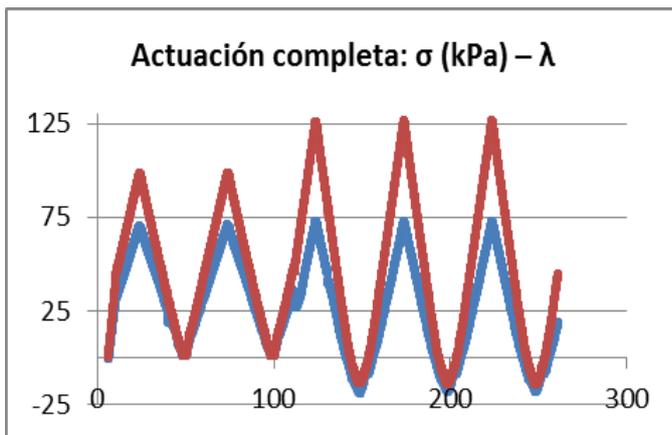


Figura C. 58. Muestra AP_25215_280515_BX1

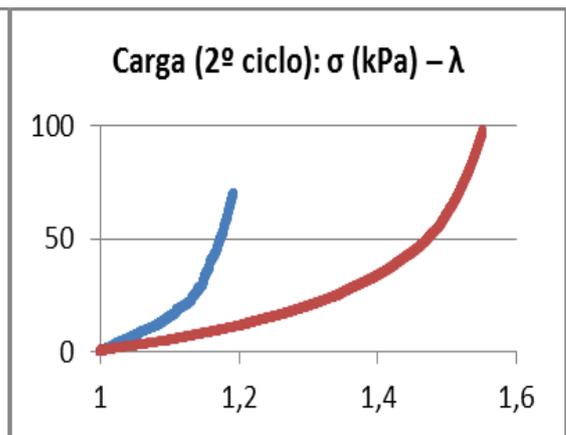


Figura C. 59. Muestra AP_25215_280515_BX1

F6

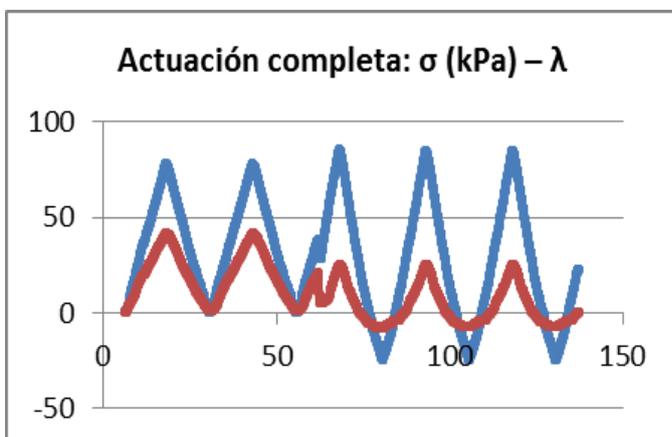


Figura C. 60. Muestra AP_25215_280515_BX1

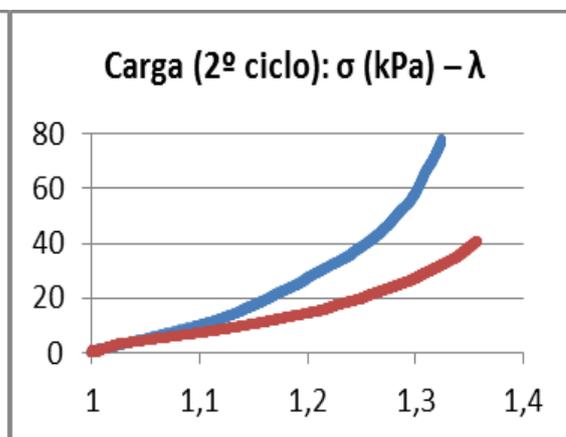


Figura C. 617. Muestra AP_25215_280515_BX1

F7

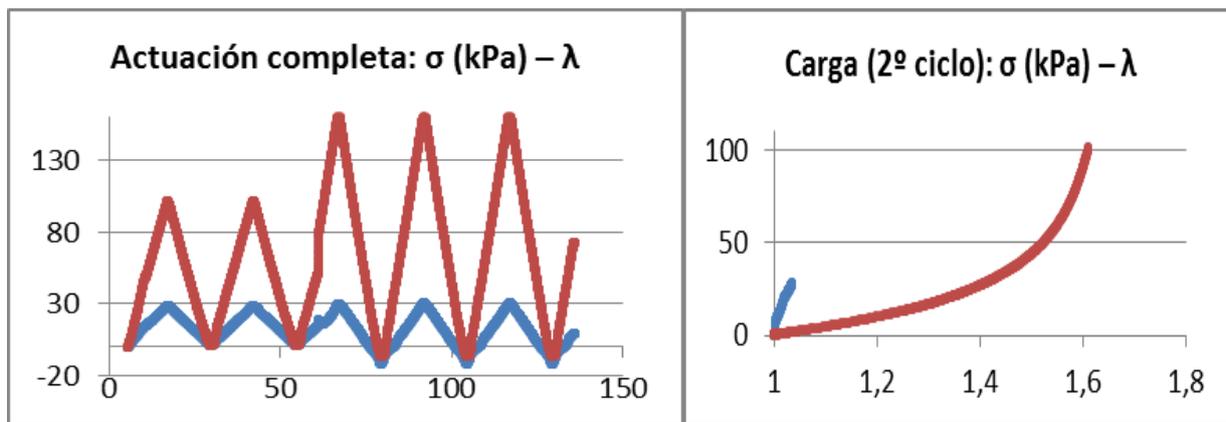


Figura C. 62. Muestra AP_25215_280515_BX1

Figura C. 63. Muestra AP_25215_280515_BX1

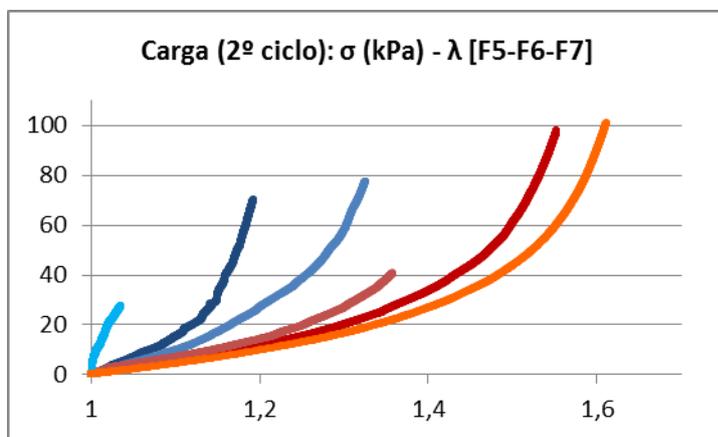


Figura C. 64. Muestra AP_25215_280515_BX1

F5 CIR F5 LON
 F6 CIR F6 LON
 F7 CIR F7 LON

C.5.2. Arteria pulmonar AP_25215_280515_BX2

F5

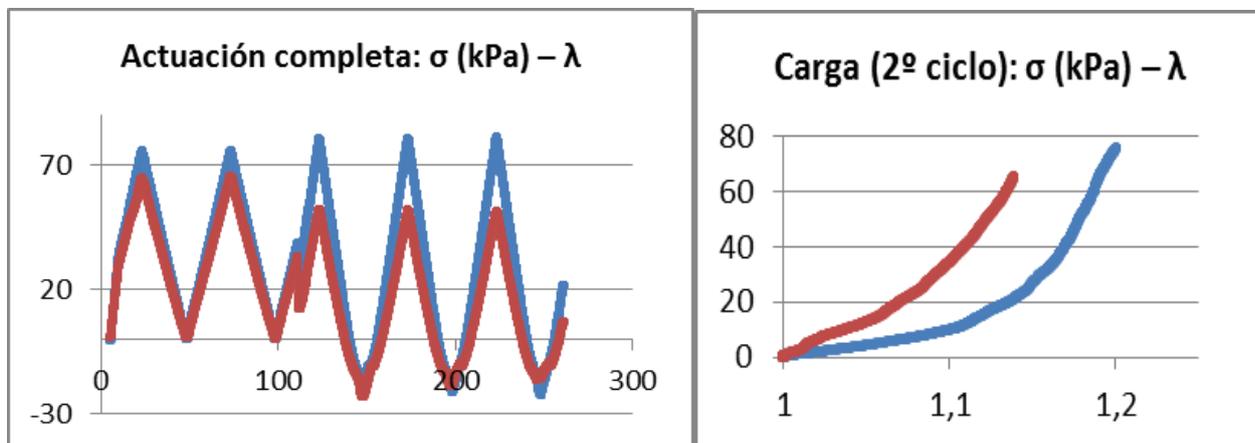


Figura C. 65. Muestra AP_25215_280515_BX2

Figura C. 66. Muestra AP_25215_280515_BX2

F6

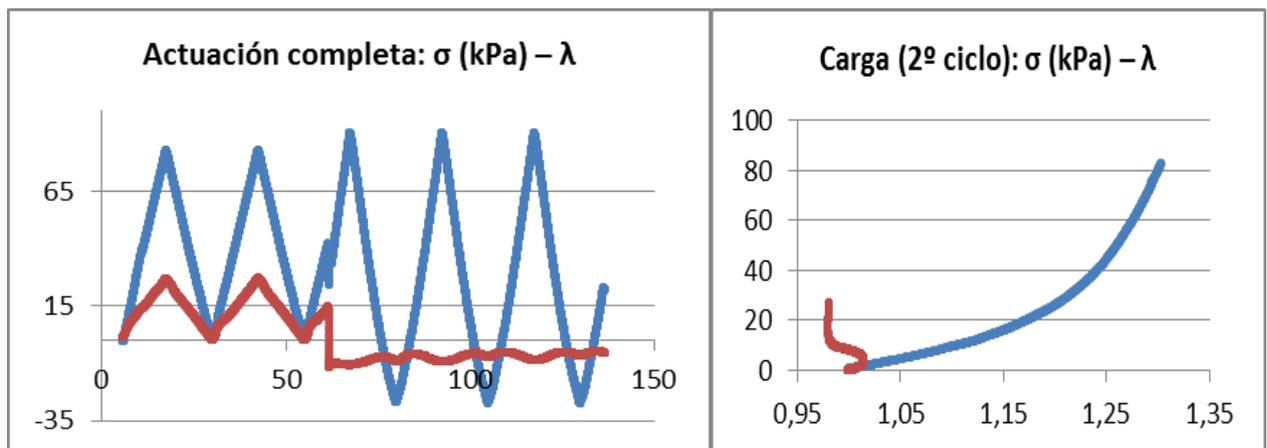


Figura C. 67. Muestra AP_25215_280515_BX2

Figura C. 68. Muestra AP_25215_280515_BX2

F7

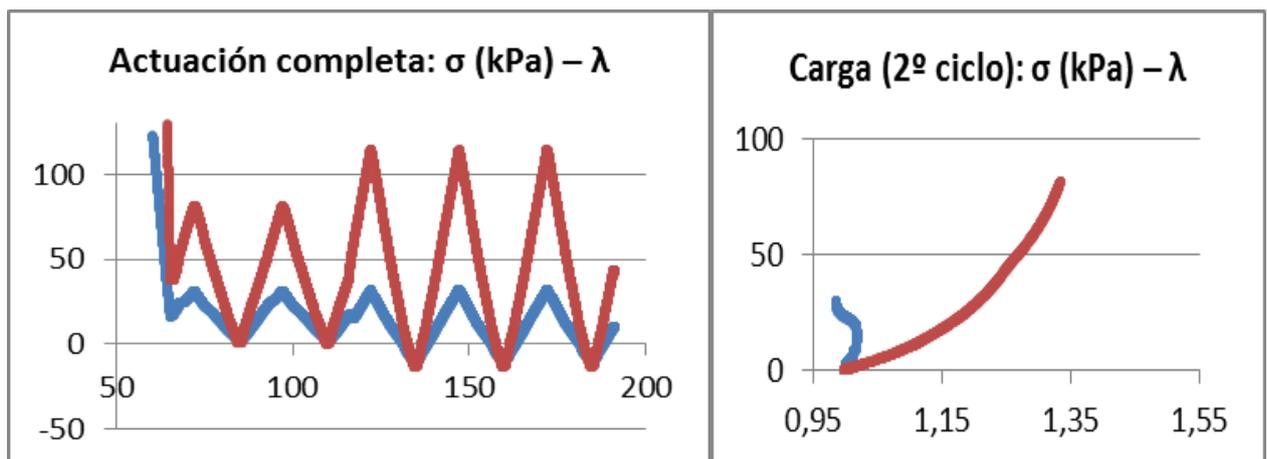


Figura C. 69. Muestra AP_25215_280515_BX2

Figura C. 70. Muestra AP_25215_280515_BX2

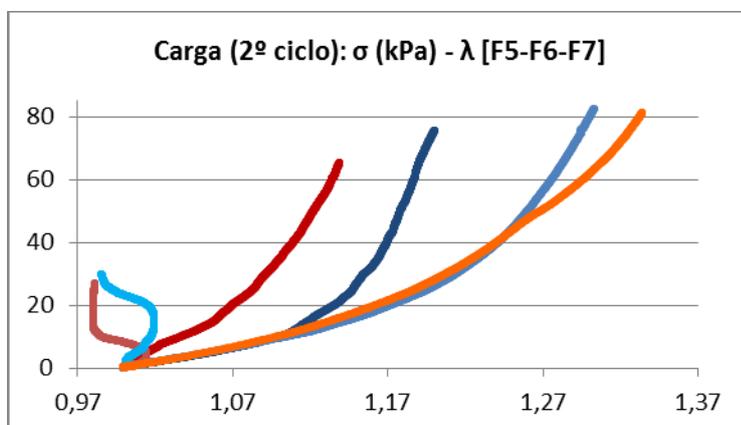


Figura C. 718. Muestra AP_25215_280515_BX2

F5 CIR F5 LON

F6 CIR F6 LON

F7 CIR F7 LON

C.5.3. Arteria aorta ascendente CA_25315_280515_BX1

F5

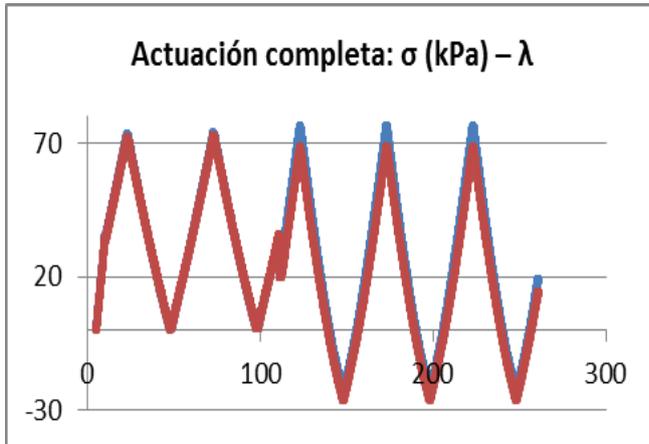


Figura C. 72. Muestra CA_25315_280515_BX1

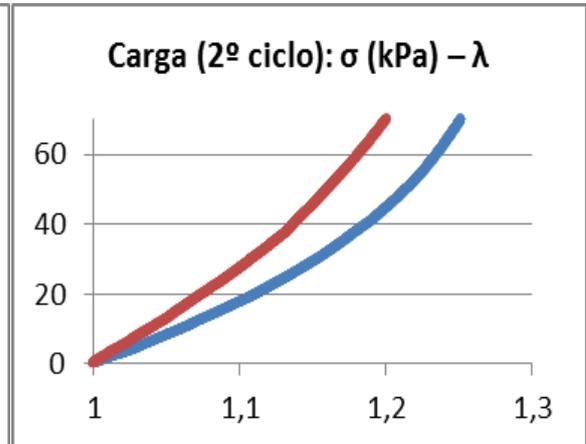


Figura C. 73. Muestra CA_25315_280515_BX1

F6

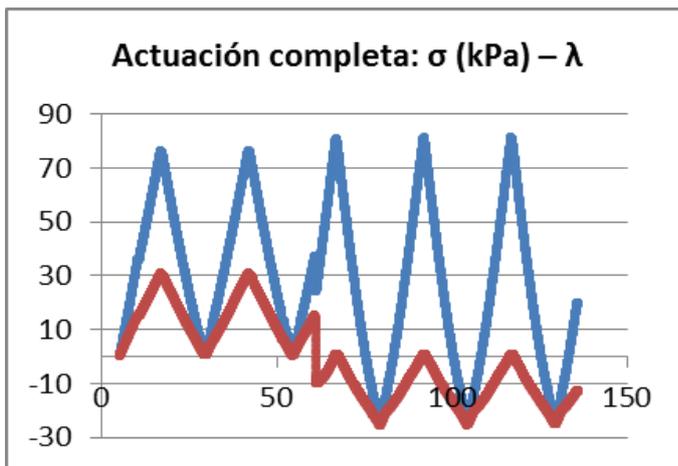


Figura C. 74. Muestra CA_25315_280515_BX1

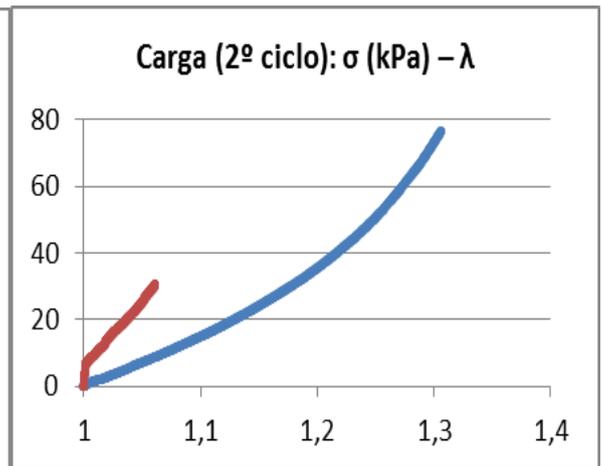


Figura C. 75. Muestra CA_25315_280515_BX1

F7

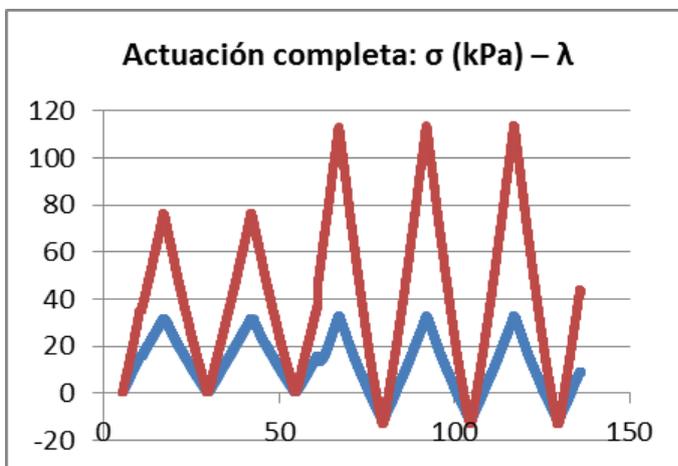


Figura C. 76. Muestra CA_25315_280515_BX1

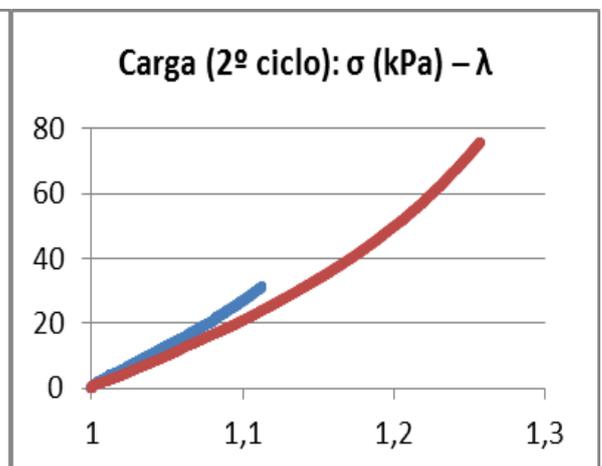


Figura C. 77. Muestra CA_25315_280515_BX1

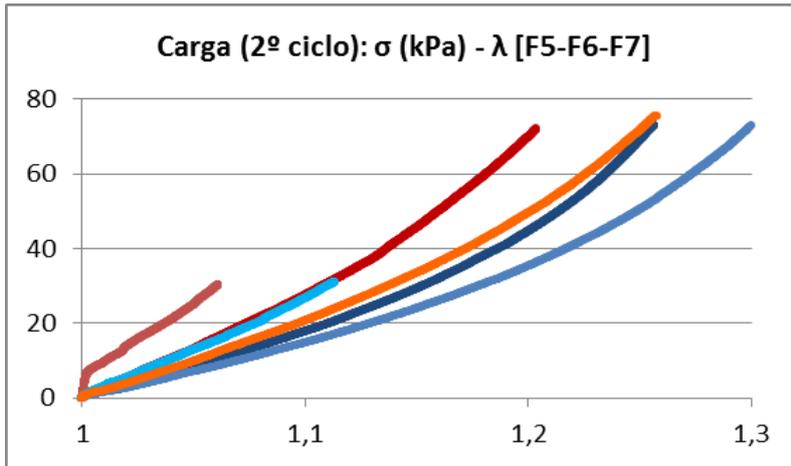


Figura C. 78. Muestra CA_25315_280515_BX1

C.5.4. Arteria aorta ascendente CA_25315_280515_BX2

F5

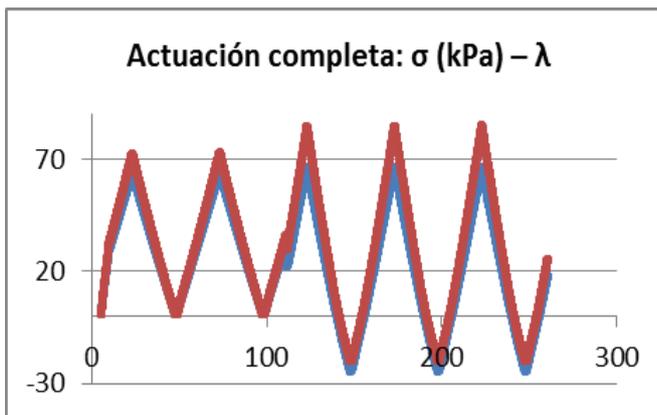


Figura C. 79. Muestra CA_25315_280515_BX2

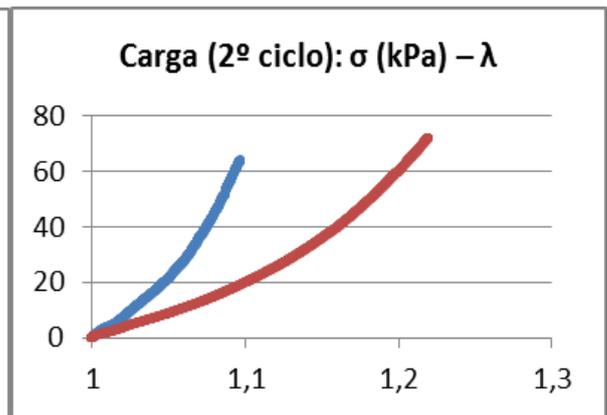


Figura C. 80. Muestra CA_25315_280515_BX2

F6

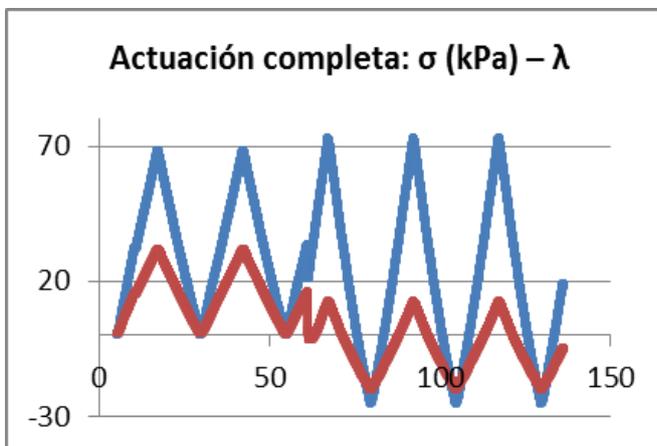


Figura C. 819. Muestra CA_25315_280515_BX2

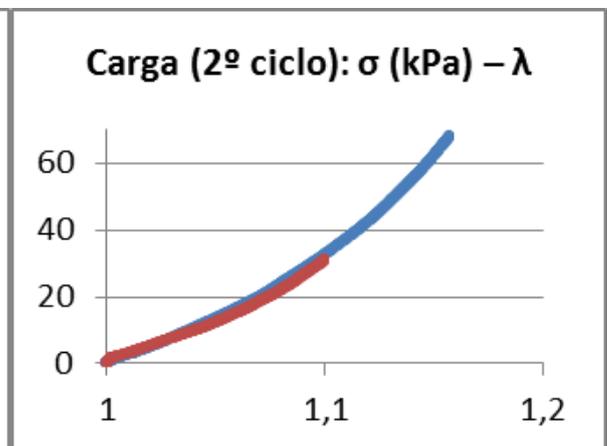


Figura C. 82. Muestra CA_25315_280515_BX2

F7

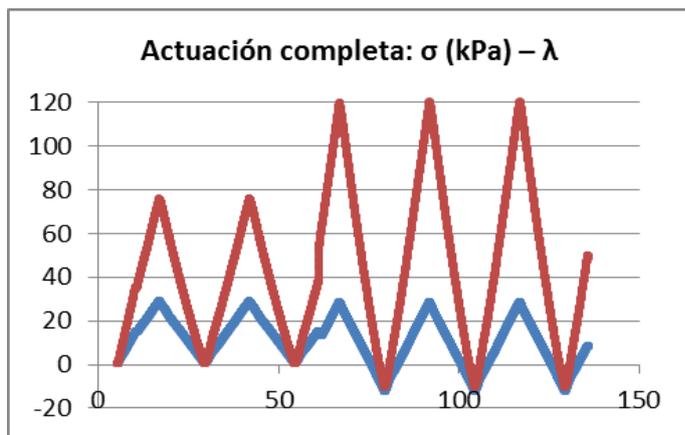


Figura C. 83. Muestra CA_25315_280515_BX2

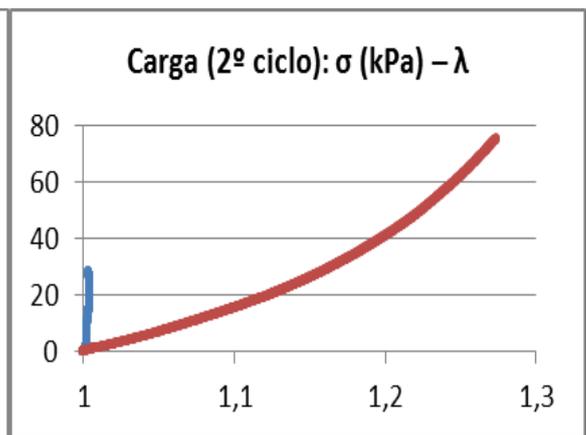


Figura C. 84. Muestra CA_25315_280515_BX2

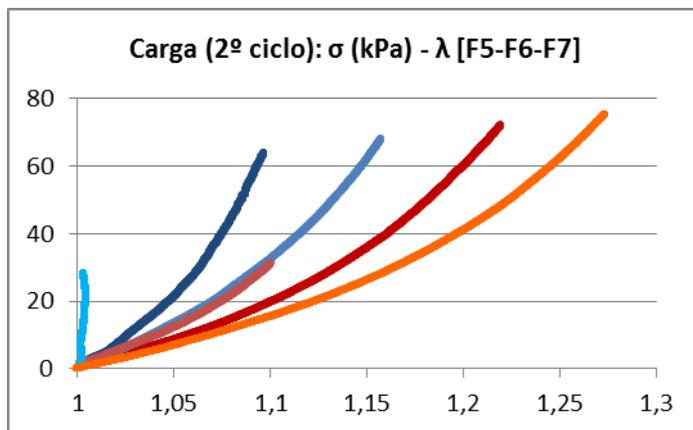


Figura C. 85. Muestra CA_25315_280515_BX2

F5 CIR F5 LON
F6 CIR F6 LON
F7 CIR F7 LON

C.6. SEXTO DÍA DE LABORATORIO

C.6.1. Arteria pulmonar AP_26415_180615_BX1

F5

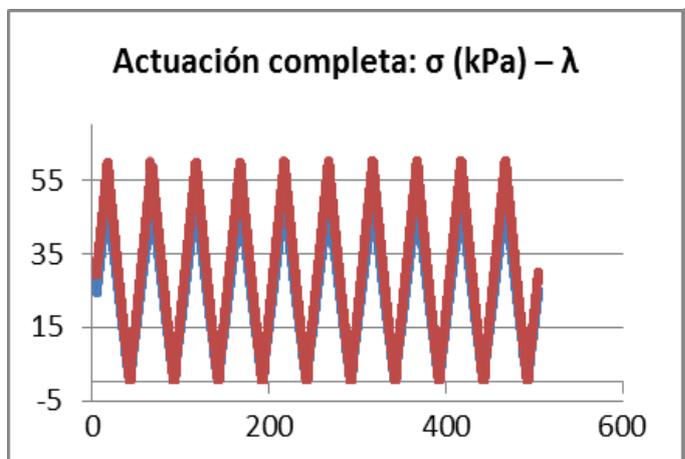


Figura C. 86. Muestra AP_26415_280515_BX1

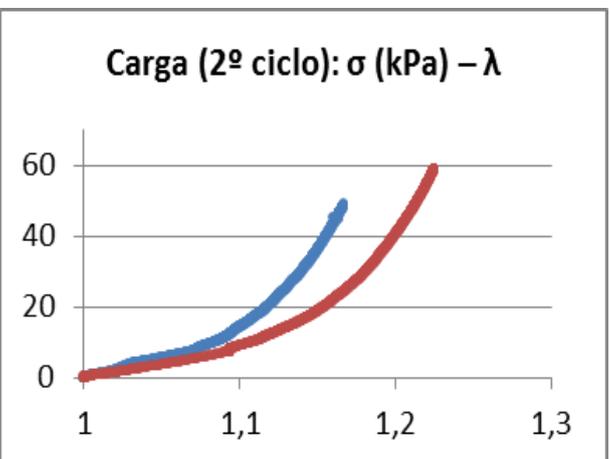


Figura C. 87. Muestra CA_26415_280515_BX1

F6

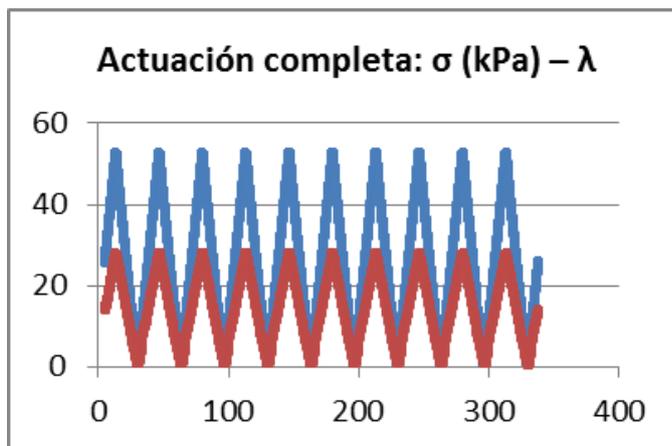


Figura C. 88. Muestra AP_26415_280515_BX1

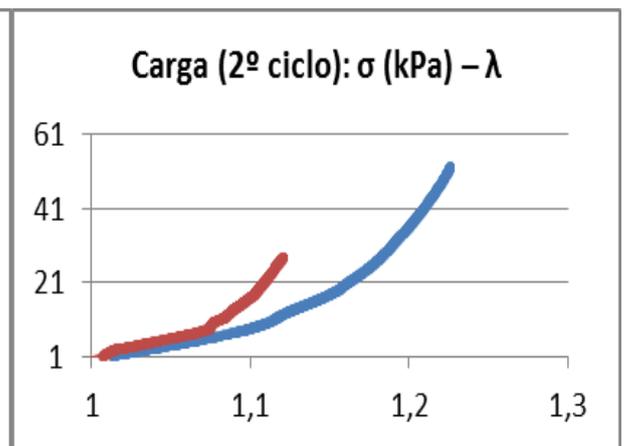


Figura C. 89. Muestra CA_26415_280515_BX1

F7

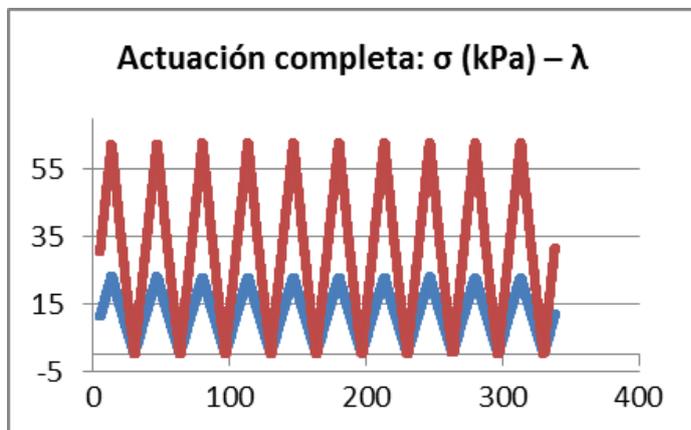


Figura C. 90. Muestra AP_26415_280515_BX1

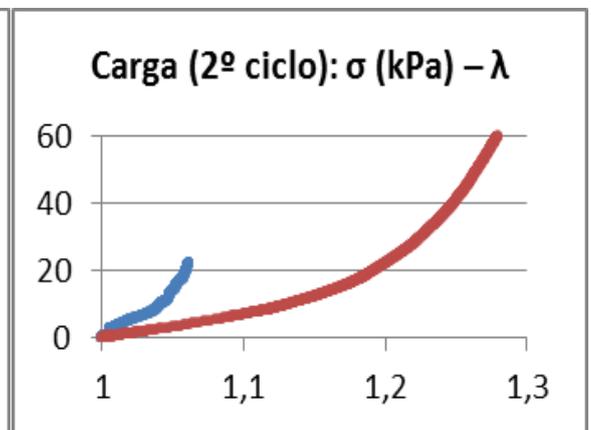


Figura C. 920. Muestra CA_26415_280515_BX1

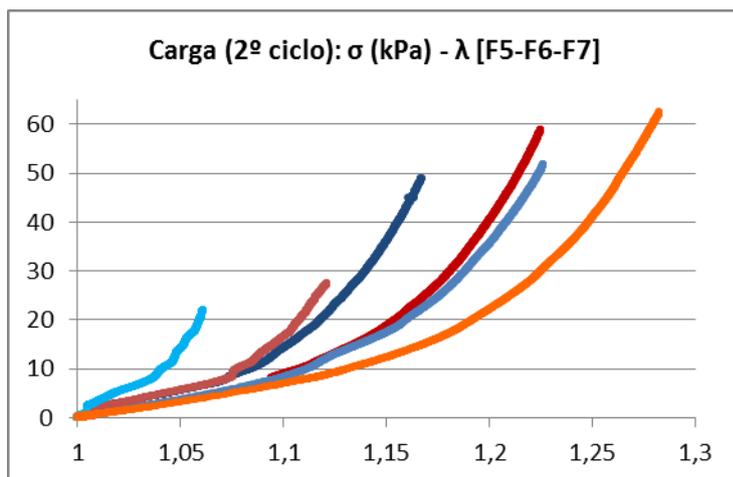


Figura C. 92. Muestra AP_26415_280515_BX1

F5 CIR F5 LON
 F6 CIR F6 LON
 F7 CIR F7 LON

C.6.2. Arteria pulmonar AP_26415_180615_BX2

F5

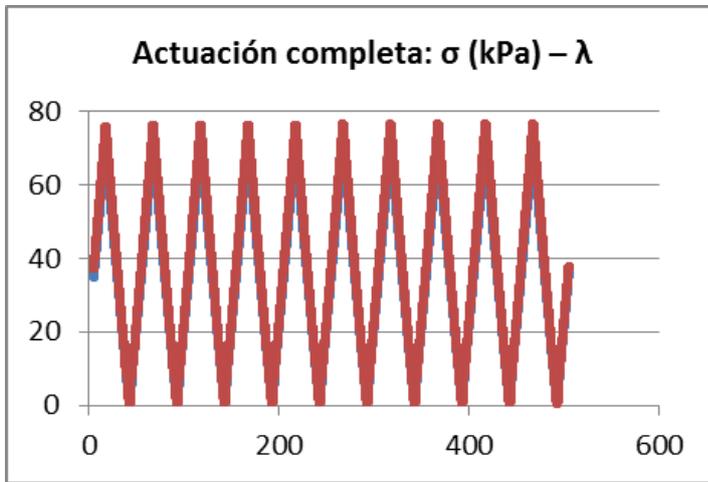


Figura C. 93. Muestra AP_26415_180615_BX2

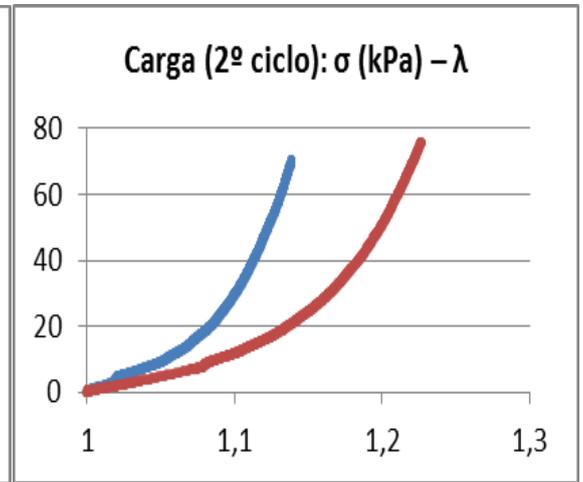


Figura C. 94. Muestra AP_26415_180615_BX2

F6

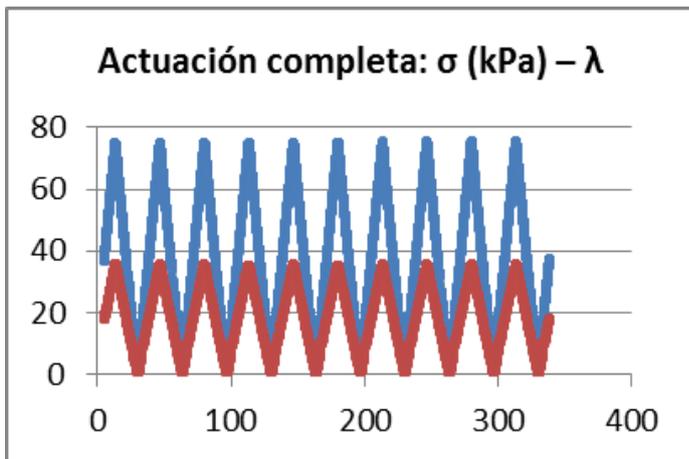


Figura C. 95. Muestra AP_26415_180615_BX2

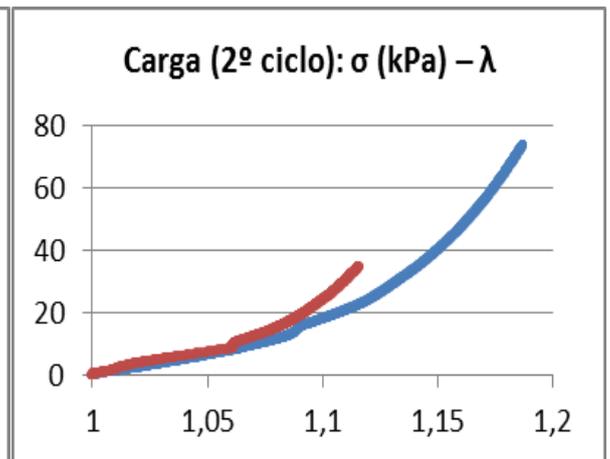


Figura C. 96. Muestra AP_26415_180615_BX2

F7

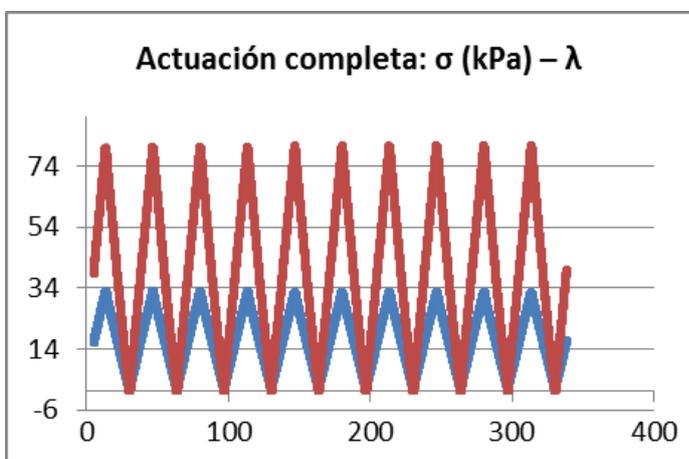


Figura C. 97. Muestra AP_26415_180615_BX2

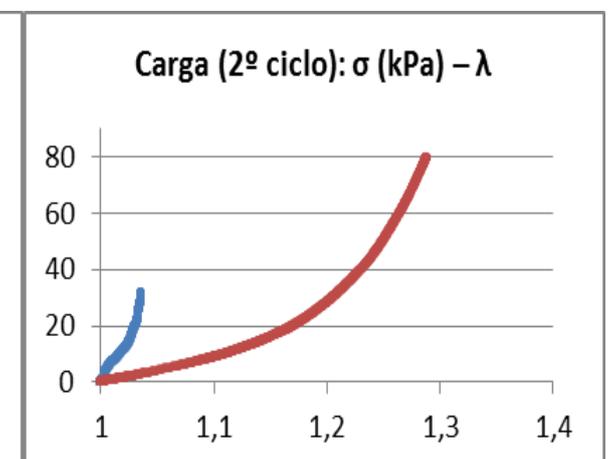


Figura C. 98. Muestra AP_26415_180615_BX2

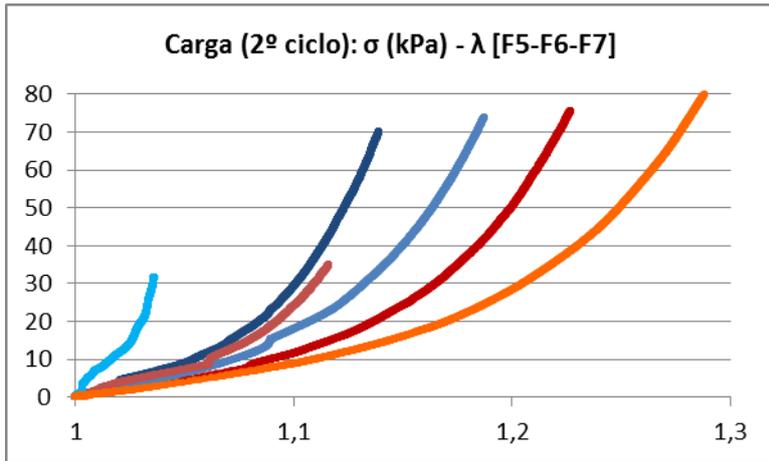


Figura C. 99. Muestra AP_26415_180615_BX2

C.6.3. Arteria aorta ascendente CA_26415_180615_BX1

F5

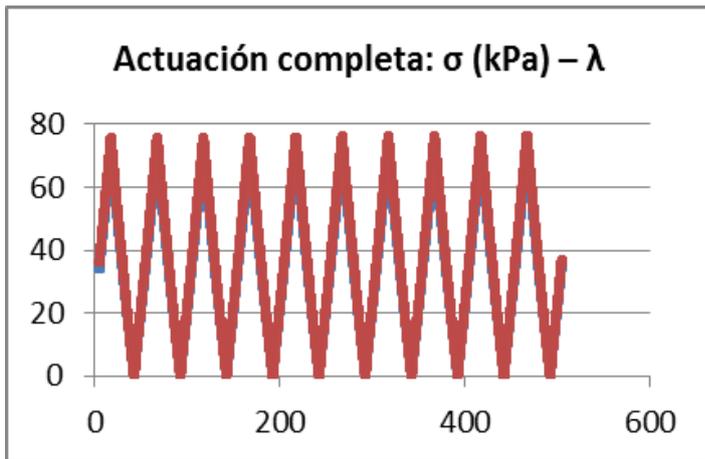


Figura C. 2100. Muestra CA_26415_180615_BX1

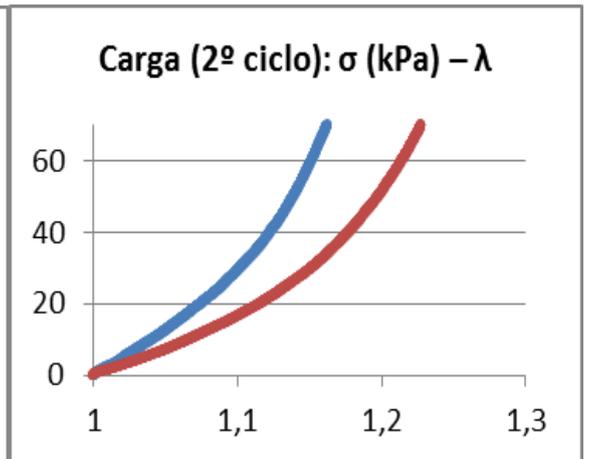


Figura C. 1022. Muestra CA_26415_180615_BX1

F6

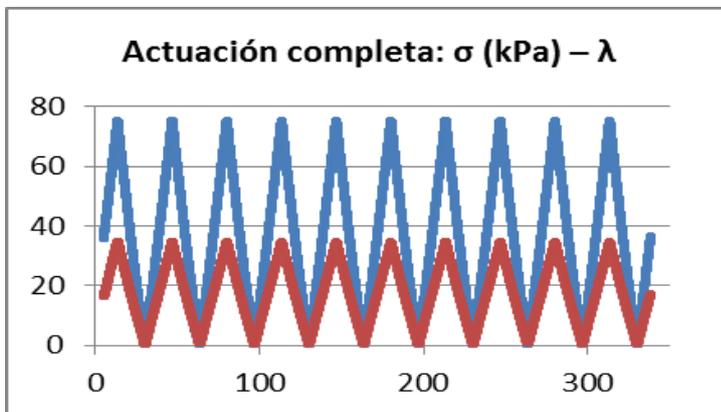


Figura C. 2302. Muestra CA_26415_180615_BX1

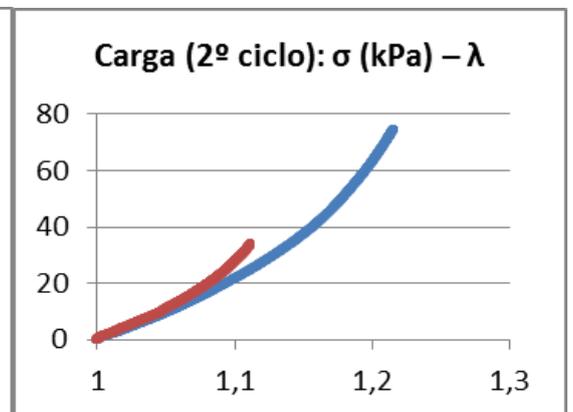


Figura C. 2403. Muestra CA_26415_180615_BX1

F7

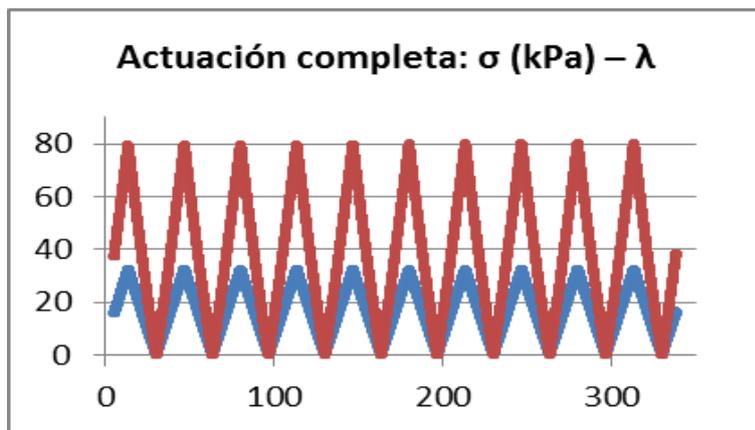


Figura C. 2504. Muestra CA_26415_180615_BX1

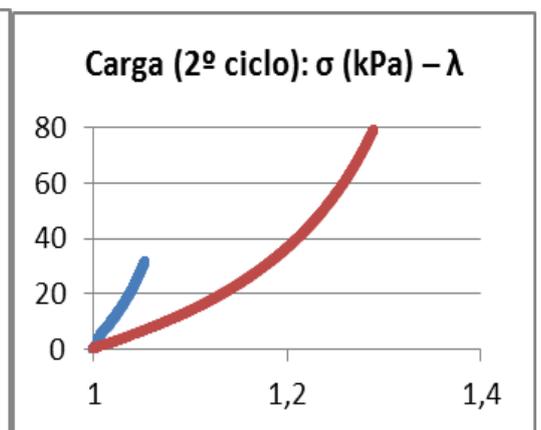


Figura C. 2605. Muestra CA_26415_180615_BX1

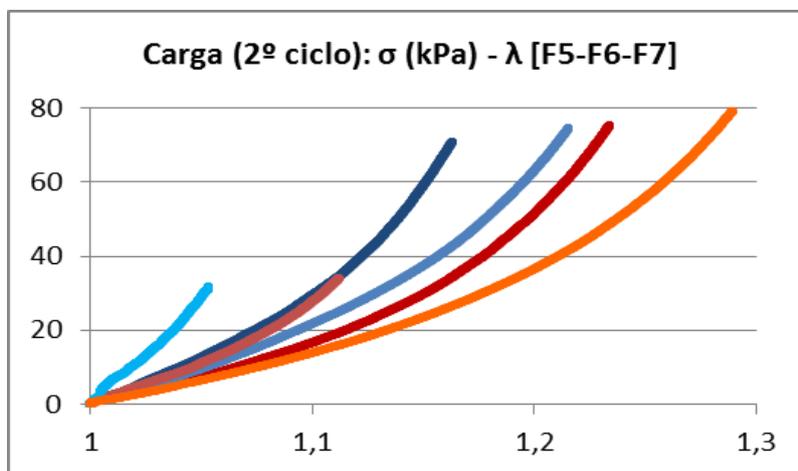


Figura C. 2706. Muestra CA_26415_180615_BX1

C.6.4. Arteria aorta ascendente CA_26415_180615_BX2

F5

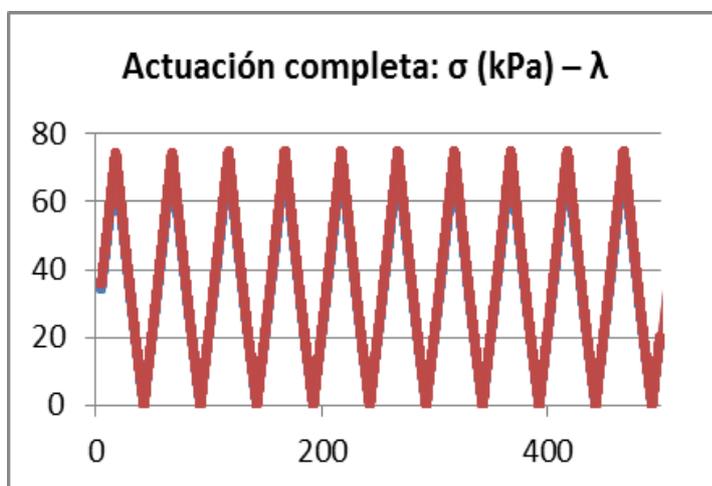


Figura C. 2807. Muestra CA_26415_180615_BX2

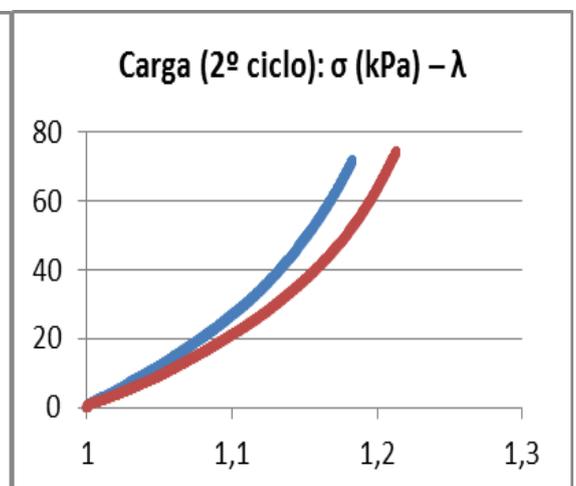


Figura C. 2908. Muestra CA_26415_180615_BX2

F6

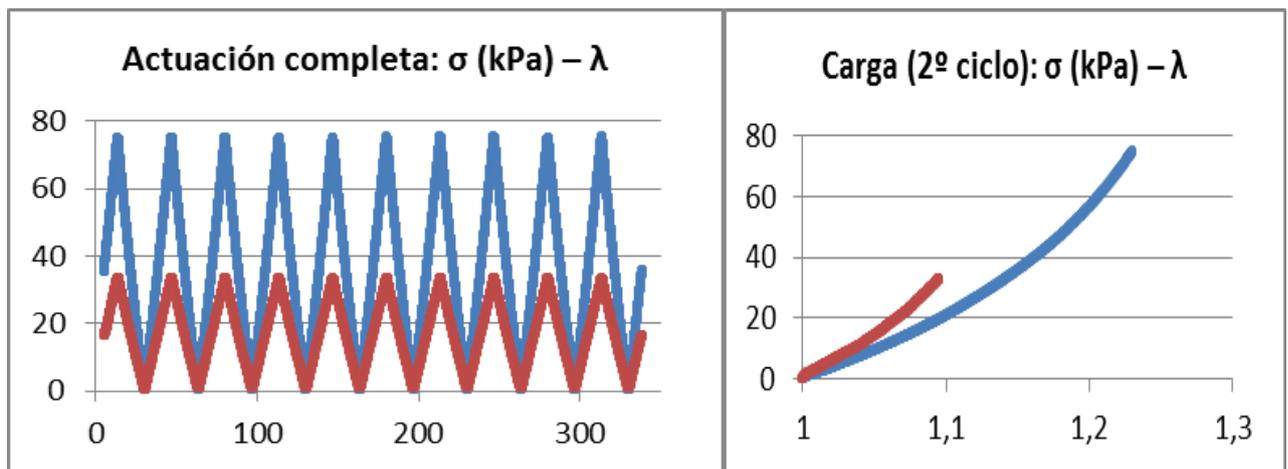


Figura C. 3009. Muestra CA_26415_180615_BX2

Figura C. 1310. Muestra CA_26415_180615_BX2

F7

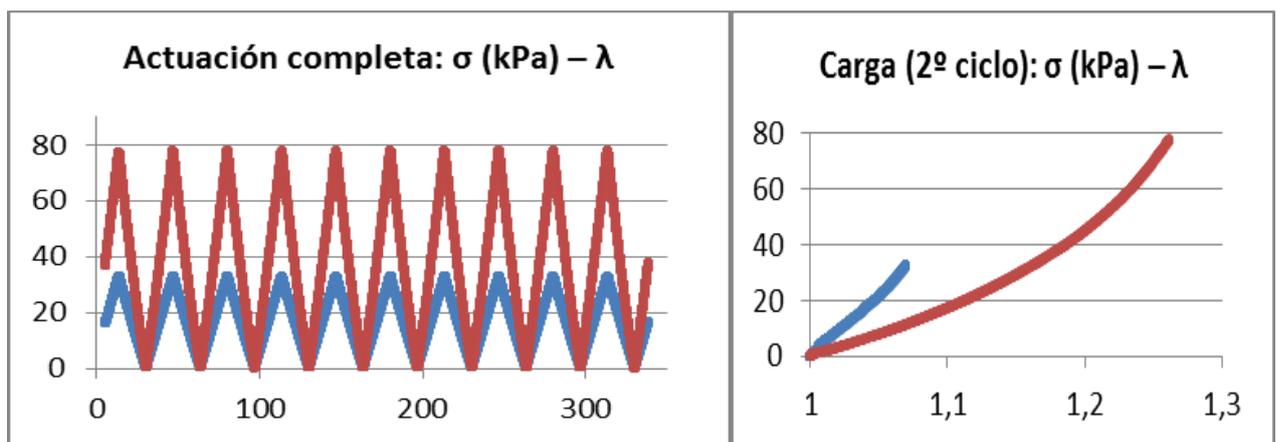


Figura C. 1132. Muestra CA_26415_180615_BX2

Figura C. 3312. Muestra CA_26415_180615_BX2

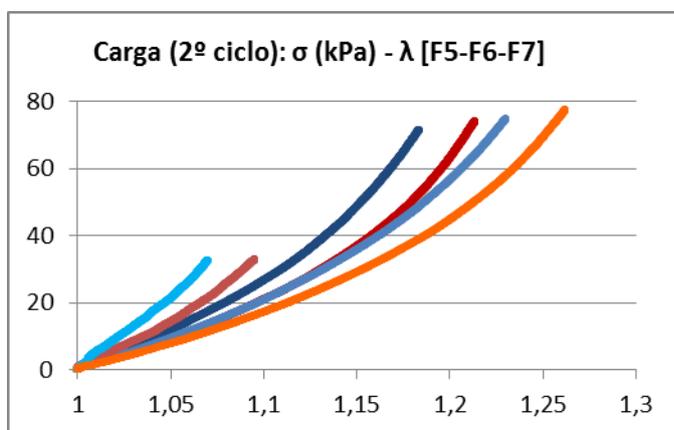


Figura C. 3413. Muestra CA_26415_180615_BX2

F5 CIR F5 LON

F6 CIR F6 LON

F7 CIR F7 LON

C.7. ANÁLISIS GLOBAL

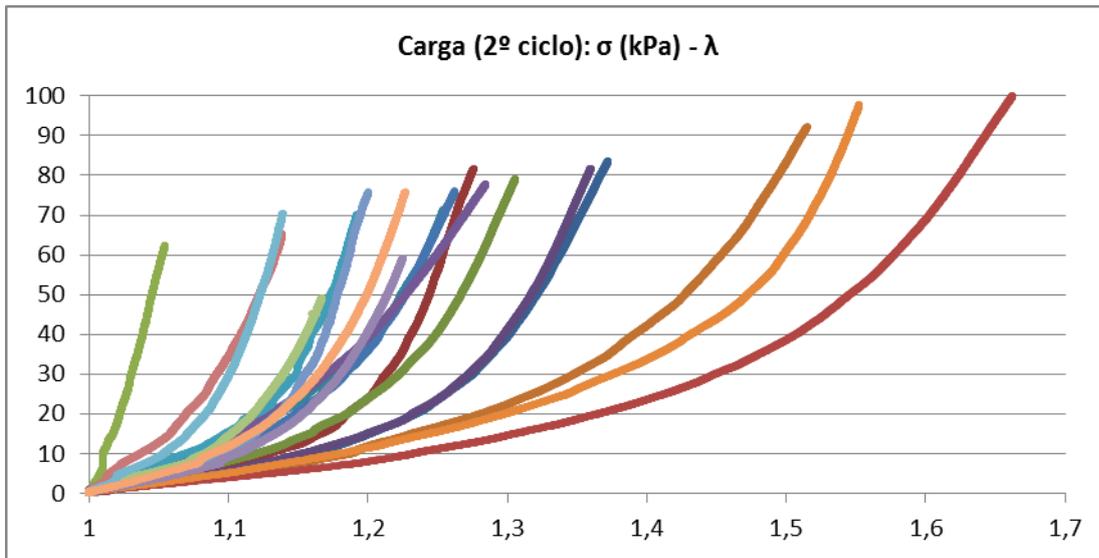


Figura C. 1354. Análisis arterias pulmonares

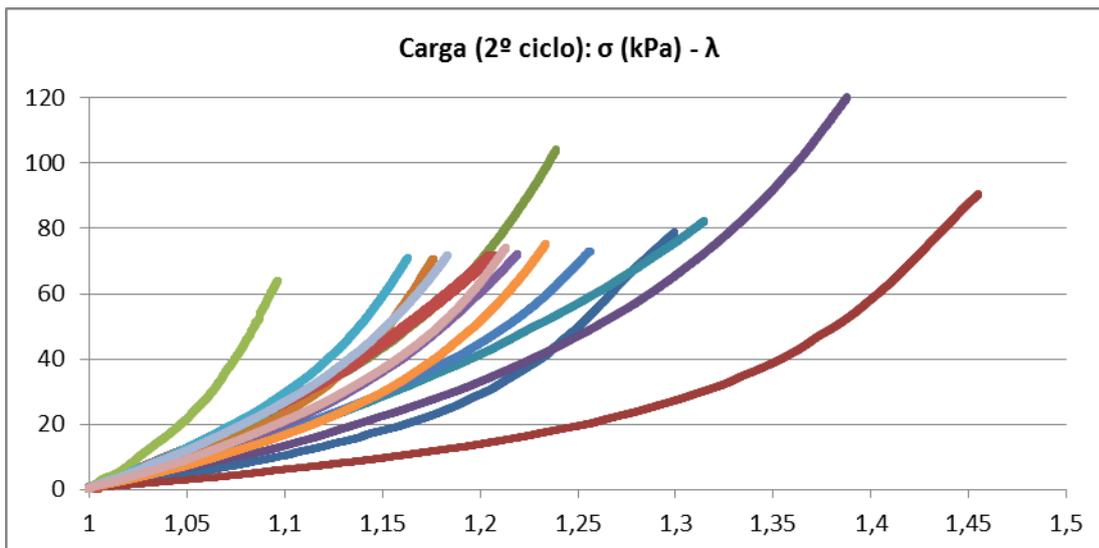


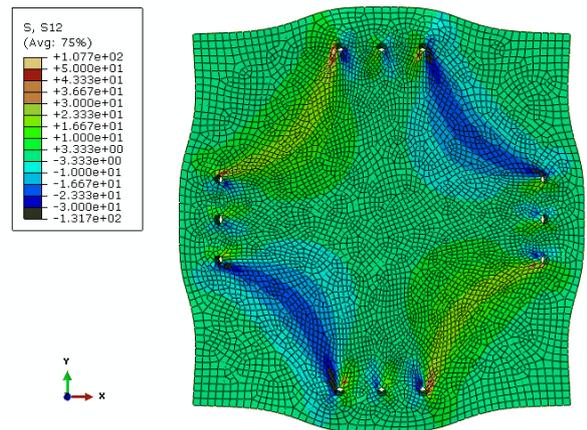
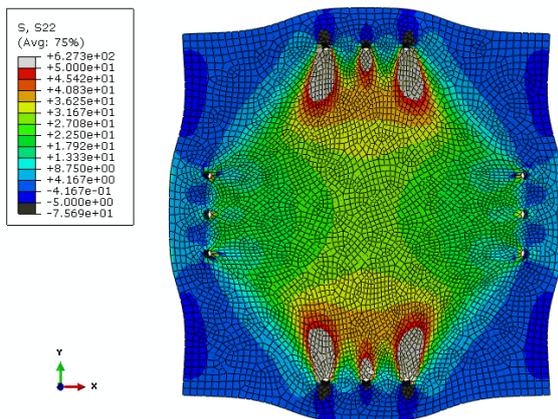
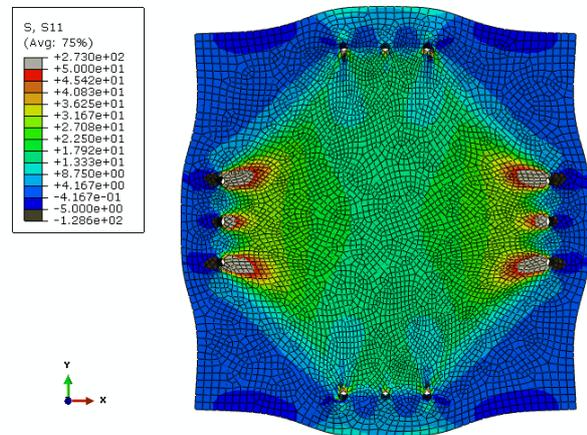
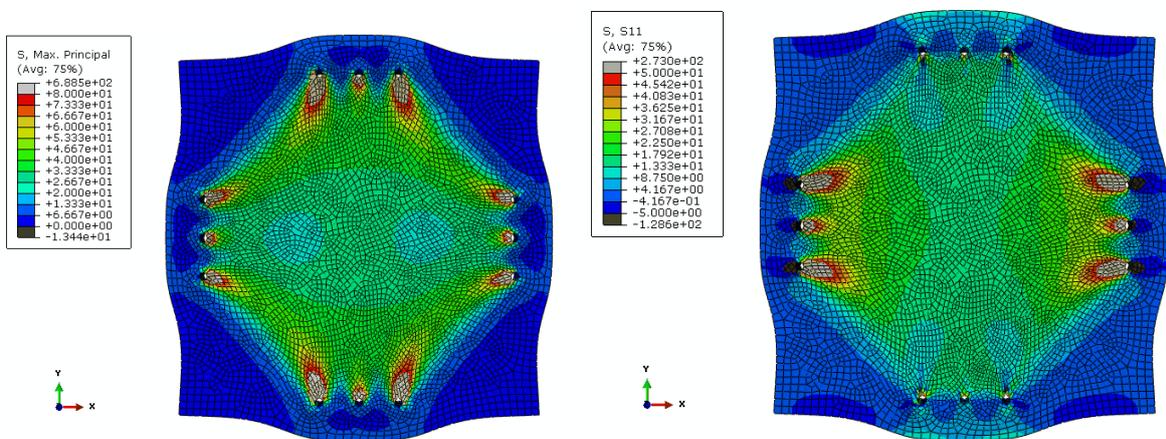
Figura C. 3615. Análisis arterias aortas ascendentes

ANEXO D. RESULTADOS DEL MODELO COMPUTACIONAL

En el presente Anexo se muestran los resultados computacionales expuestos en el Capítulo 3 de la memoria. Se adjuntan cuatro imágenes para cada uno de los ensayos simulados. La primera representa el comportamiento global de la muestra (S. Max. Principal), la segunda y la tercera muestran el mapa de tensiones principales en dirección circunferencial (S11) y longitudinal (S22), y por último, en la cuarta aparecen las tensiones tangenciales.

Además se ha creído conveniente también incluir las gráficas donde se realizan la comparación de las tensiones obtenidas para cada situación de condiciones de contorno.

D.1. SIMULACIÓN ARTERIA PULMONAR (SITUACIÓN 1)



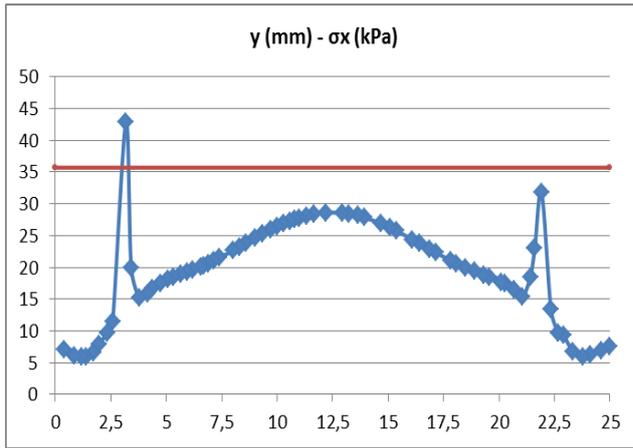


Figura D. 5. Perfil de tensiones en dirección circunferencial

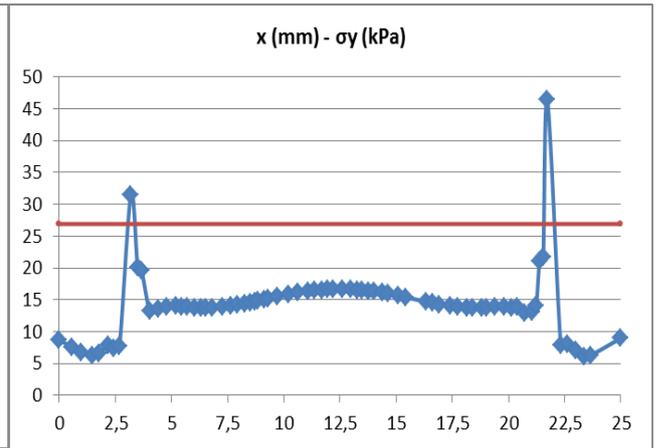


Figura D. 6. Perfil de tensiones en dirección longitudinal

D.2. SIMULACIÓN ARTERIA AORTA ASCENDENTE (SITUACIÓN 1)

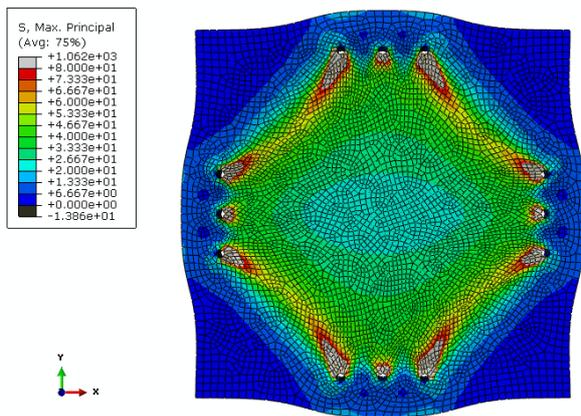


Figura D. 7. Comportamiento global AP

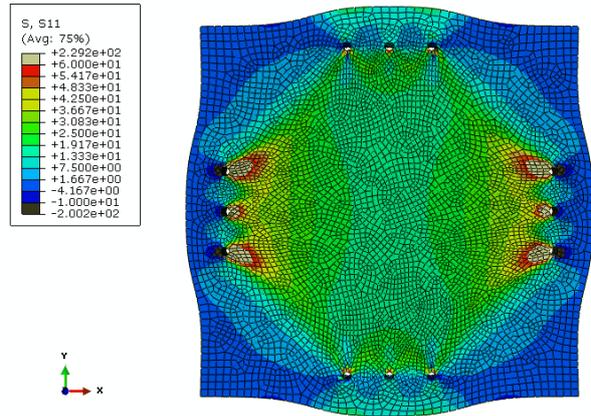


Figura D. 8. Tensiones principales en dirección circunferencial

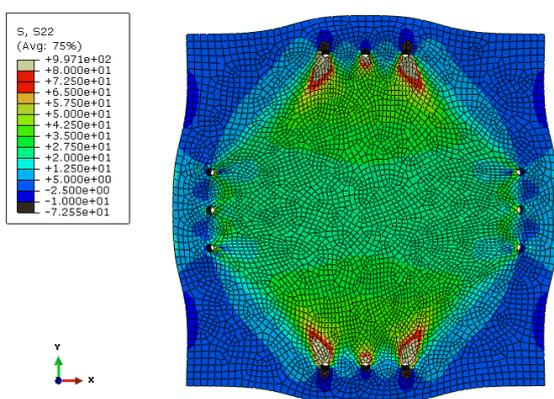


Figura D. 9. Tensiones principales en dirección longitudinal

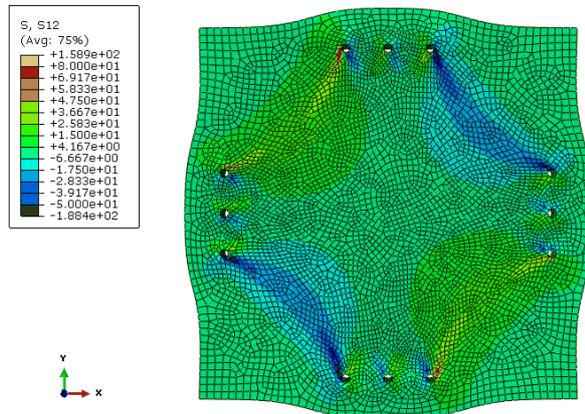


Figura D. 10. Tensiones tangenciales

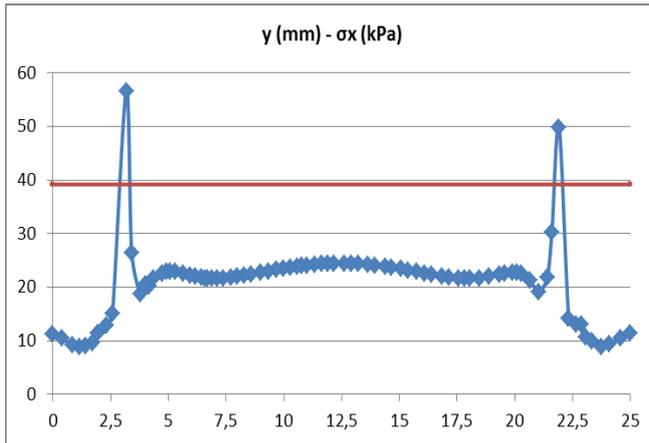


Figura D. 11. Perfil de tensiones en dirección circunferencial

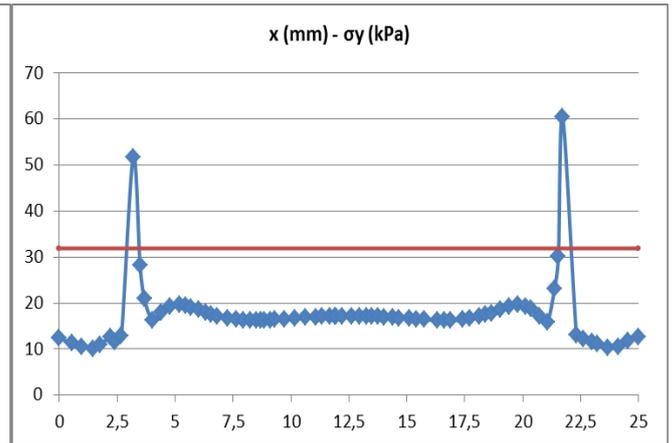


Figura D. 12. Perfil de tensiones en dirección longitudinal

D.3. SIMULACIÓN ARTERIA PULMONAR (SITUACIÓN 2)

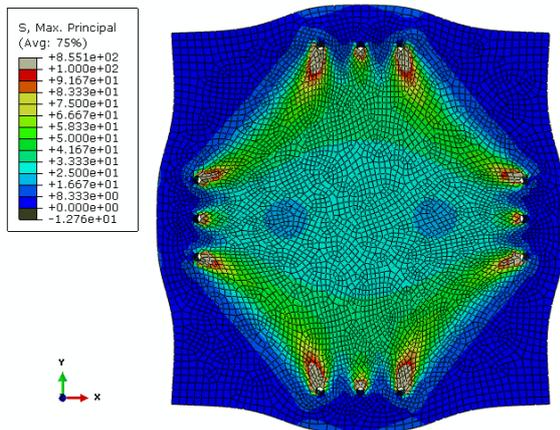


Figura D. 13. Comportamiento global AP

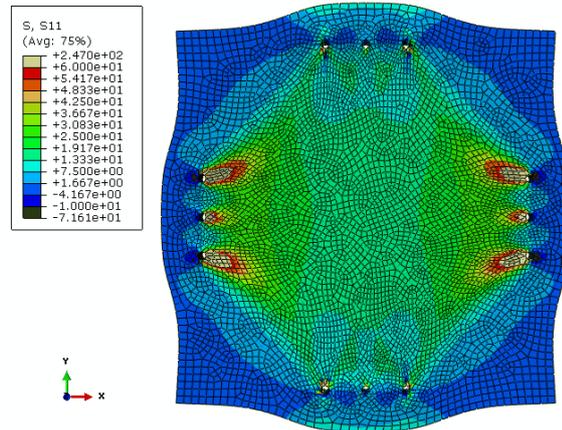


Figura D. 14. Tensiones principales en dirección circunferencial

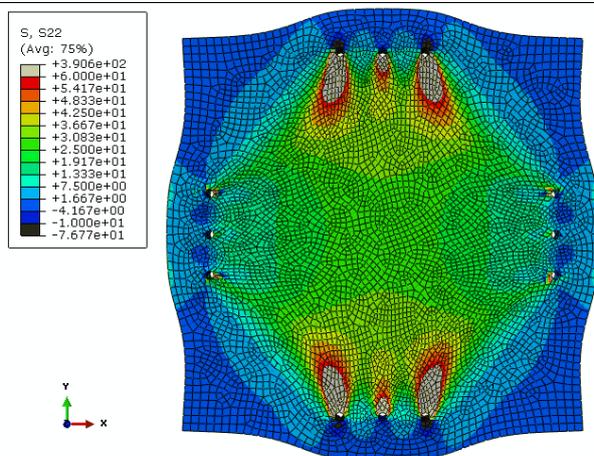


Figura D. 15. Tensiones principales en dirección longitudinal

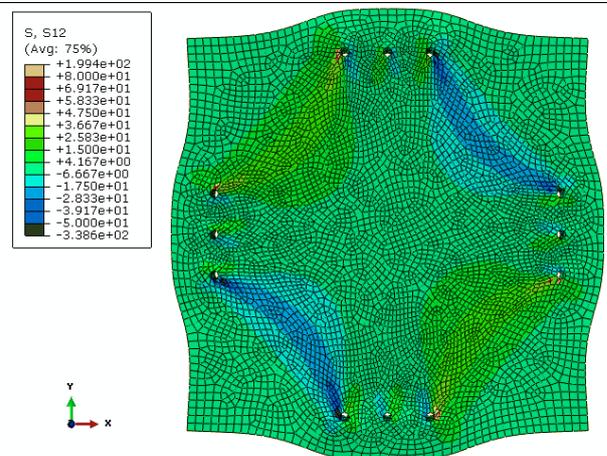


Figura D. 16. Tensiones tangenciales

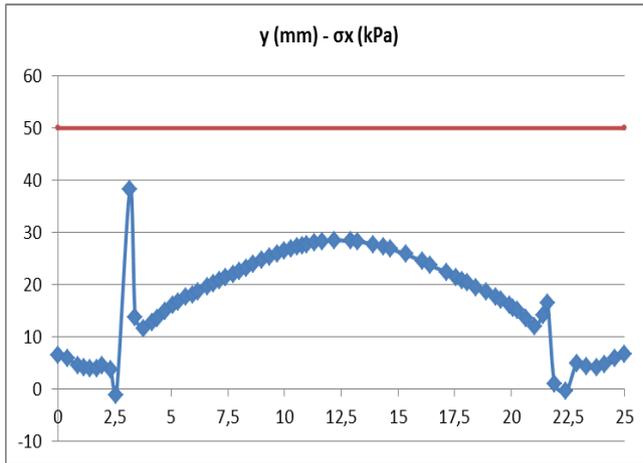


Figura D. 17. Perfil de tensiones en dirección circunferencial

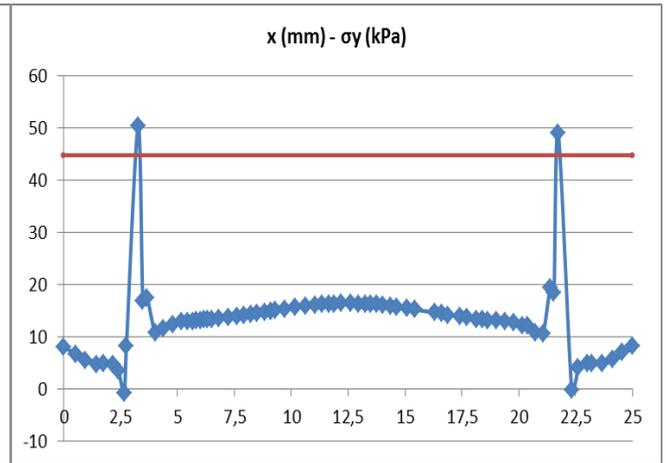


Figura D. 18. Perfil de tensiones en dirección longitudinal

D.4. SIMULACIÓN ARTERIA AORTA ASCENDENTE (SITUACIÓN 2)

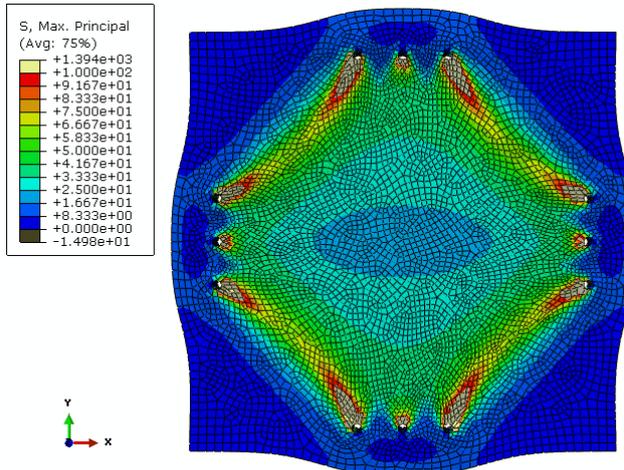


Figura D. 19. Comportamiento global AP

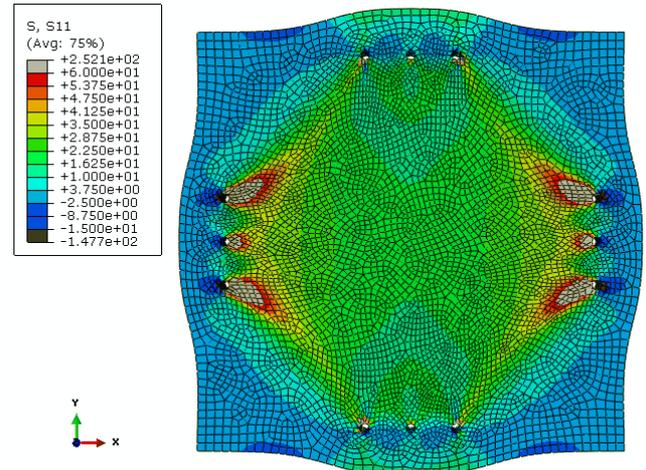


Figura D. 20. Tensiones principales en dirección circunferencial

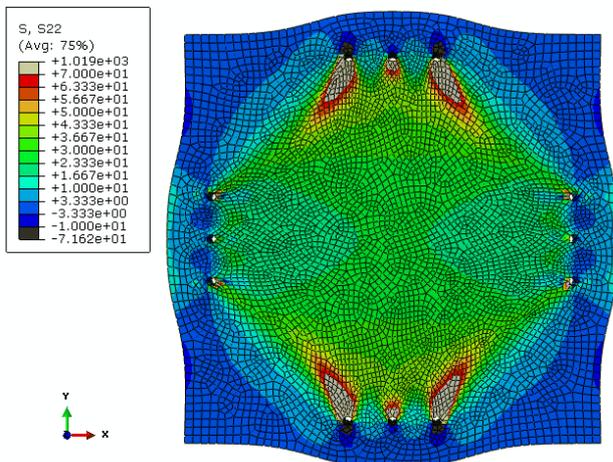


Figura D. 21. Tensiones principales en dirección longitudinal

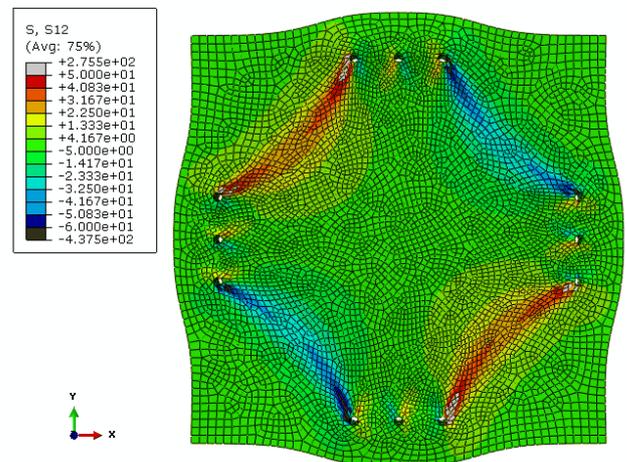


Figura D. 22. Tensiones tangenciales

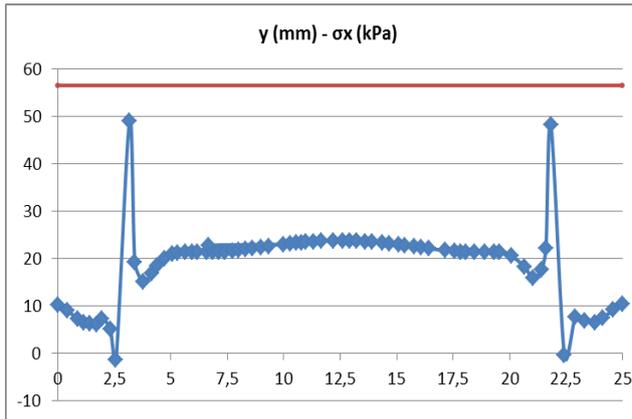


Figura D. 23. Perfil de tensiones en dirección circunferencial

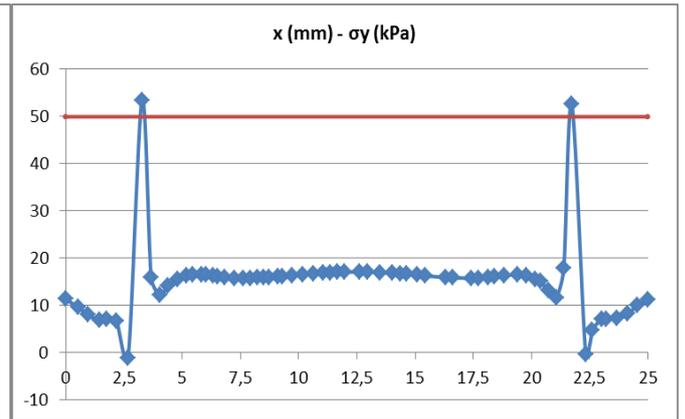


Figura D. 24. Perfil de tensiones en dirección longitudinal

Como ya se ha mencionado en el Capítulo 3 de la memoria, las distribuciones de tensión del modelo teórico y experimental en la zona central de las muestras, se aproximan más en la situación 1 (errores entre un 20 y un 40%) que en la situación 2 (errores entre un 40y un 65%).

Por lo que se concluye que la formulación universalmente aceptada para grandes deformaciones se ajusta más en el caso en el que las uniones permitan desplazamiento libre en las dos direcciones del plano, que en el caso en el que no esté permitido el desplazamiento en la dirección perpendicular.