



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**CARACTERIZACIÓN DE LA TENSO-DEFORMACIÓN DE MUESTRAS DE
ANEURISMAS CEREBRALES HUMANOS**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

ÁLVARO JOSÉ CONTENTE MONTENEGRO

**PROFESOR GUIA:
ÁLVARO VALENCIA MUSALEM**

**MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
MIHAIL IGNAT DELEANU
CLAUDIO GARCIA HERRERA
EDUARDO BRAVO CASTRO**

**SANTIAGO DE CHILE
JUNIO 2012**

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo caracterizar mediante la obtención de modelos constitutivos hiperelásticos la respuesta a la tenso-deformación de muestras de pared de aneurismas cerebrales humanos, en un análisis específico por caso.

Un aneurisma cerebral corresponde a una dilatación patológica localizada en una arteria cerebral. Muchas veces pasan desapercibidos pero su rompimiento puede causar la muerte.

El modelamiento realista de aneurismas cerebrales humanos mediante métodos numéricos y computacionales, requiere de las propiedades de la pared del aneurisma. Actualmente existen pocos antecedentes en la literatura que reporten curvas esfuerzo-deformación para estos tejidos y estos resultados muestran grandes diferencias.

En este trabajo se realizaron ensayos de tracción uniaxial y análisis microscópico de muestras (aneurismales humanas y vasculares cerebrales animales) en el Laboratorio de Microtracción del Profesor Mihail Ignat, del Departamento de Física de la FCFM, implementando para esto un protocolo de conservación y manipulación de las muestras. Luego se ajustaron las curvas a modelos constitutivos hiperelásticos isotrópicos.

Los resultados obtenidos muestran que la respuesta del tejido aneurismal, tanto cualitativamente (forma de la curva), como cuantitativamente (alargamiento y esfuerzo de falla) está dentro de los rangos esperados. Se comprueba que los modelos de Mooney-Rivlin, Ogden y Yeoh describen satisfactoriamente el comportamiento de los tejidos. Se encuentran resultados con amplia dispersión tanto en tejido animal como aneurismal humano.

De esta manera se ratifica la importancia de analizar datos caso a caso debido a la dispersión de resultados, o en su defecto de reunir información suficiente como para realizar un análisis estadístico agrupando pacientes con características similares (edad, sexo, patologías asociadas). Además al encontrar resultados similares a otros estudios se valida el método de ensayado ocupado.

Índice de Contenido

Índice de Tablas	v
Índice de Ilustraciones.....	vi
1 Introducción.....	1
1.1 Motivación.....	1
1.2 Objetivos Generales.....	1
1.3 Objetivos Específicos	1
1.4 Alcances.....	2
2 Antecedentes.....	2
2.1 Antecedentes Médicos	2
2.1.1 Aneurismas Cerebrales	2
2.2 Antecedentes Mecánico-biológicos	4
2.2.1 Biomateriales	4
2.2.2 Tejidos blandos.....	4
2.2.3 Estructura heterogénea	5
2.2.4 Elasticidad no-lineal y altas deformaciones	6
2.2.5 Anisotropía	7
2.2.6 Viscoelasticidad.....	7
2.2.7 Independencia de la velocidad de deformación.....	8
2.2.8 Incompresibilidad	8
2.2.9 Esfuerzos residuales	8
2.2.10 Estructura y composición de la pared de arterias cerebrales sanas	8
2.2.11 Descripción del comportamiento aneurismal	10
2.3 Métodos de ensayo de tejidos blandos y aneurismas cerebrales	11
2.4 Discusión Bibliográfica	12
2.4.1 Steiger et al. (1989)	13
2.4.2 Proyecto IRRAS (2011)	13

3	Marco Teórico	15
3.1	Cinemática.....	16
3.1.1	Gradiente de deformación	17
3.2	Elasticidad	19
3.2.1	Energía de deformación e hiperelasticidad.....	20
3.2.2	Tensión uniaxial	23
3.3	Modelos constitutivos de la pared aneurismal.....	24
3.3.1	Determinación de constantes de modelos constitutivos	25
3.3.2	Mooney-Rivlin	28
3.3.3	Ogden	29
3.3.4	Gent	30
3.3.5	Yeoh	31
3.3.6	Arruda-Boyce	32
3.4	Ensayo de tracción.....	33
3.4.1	Parámetros de análisis	35
4	Metodología.....	35
4.1	Protocolo de manejo de muestras	35
4.1.1	Cortado de Probetas.....	36
4.1.2	Extirpado y traslado de muestras.....	38
4.1.3	Medición de espesor de probetas.....	39
4.1.4	Condiciones ambientales	39
4.2	Ensayado.....	40
4.2.1	Montaje experimental	40
4.2.2	Mordazas	42
4.2.3	Condiciones de ensayo	44
4.2.4	Pasos de ensayado	45
4.3	Procesamiento de datos	46
4.3.1	Filtrado de datos en Matlab 7.12.0	46
4.3.2	Error por carga aplicada en 90° con respecto al hilo.....	48
4.3.3	Error por Calibración de Máquina de Microtracción	48

4.3.4	Ajuste de curva para materiales hiperelásticos: en ANSYS 13.0.....	49
4.3.5	Agregar datos experimentales	49
4.3.6	Ajuste de curva para materiales hiperelásticos: en ADINA 8.8.0.....	52
5	Resultados.....	52
5.1	Resultados Preliminares en tejido arterial cerebral de vacuno	53
5.1.1	Muestras 12/12/11	53
5.1.2	Muestras 11/01/12	57
5.1.3	Muestras 12-03-12.....	62
5.1.4	Muestras 15-03-12.....	65
5.2	Resultados en Aneurismas.....	67
5.2.1	Muestras 15-03-12.....	67
5.2.2	Muestras 30-03-12.....	68
6	Análisis de Resultados Globales.....	72
6.1	Metodología.....	72
6.2	Análisis estadístico	73
6.2.1	Parámetros de falla	73
6.2.2	Días de conservación	74
6.3	Modelos constitutivos.....	76
6.3.1	Capacidad de ajuste de los modelos estudiados	76
7	Conclusiones.....	82
8	Bibliografía.....	83
	Anexo A	85
	Anexo B	86
	Anexo C	87
	Anexo D.....	88
	Anexo E.....	89
	Anexo F.....	90

Anexo G 91

Anexo H 105

Anexo I..... 137

Índice de Tablas

Tabla 2-1: Principales vasos sanguíneos	8
Tabla 2-2: Valores de parámetros básicos encontrados en literatura.	14
Tabla 2-3: Valores parámetros modelos constitutivos, reportados por Toth et al.	14
Tabla 2-4: Valores parámetros modelos constitutivos, reportados por proyecto IRRAS.	15
Tabla 3-1: Relación modelos Mooney-Rivlin y Polinomial.....	28
Tabla 4-1: Formato de deformaciones y esfuerzos ingenieriles para importar a ANSYS.	50
Tabla 4-2: Detalles experimentales para Modelos de Casos 1 y 2 y para Blatz-Ko.....	50
Tabla 4-3: Modelos disponibles para ajuste en ANSYS.	50
Tabla 4-4: Coeficientes para cálculo de parámetros de modelos	52
Tabla 5-1: Resumen ensayos en tejido animal.	53
Tabla 5-2: Parámetros de rotura, muestras 12/12/11.....	54
Tabla 5-3: Parámetros de rotura, muestras 11-01-12.	58
Tabla 5-4: Tipos de vaso y cantidad de ciclos, muestras 12-03-12.....	62
Tabla 5-5: Parámetros de rotura, muestras 12-03-12.	63
Tabla 5-6: Parámetros de histéresis, muestras 12-03-12.....	64
Tabla 5-7: Tipos de vaso y cantidad de ciclos, muestras 15-03-12.....	65
Tabla 5-8: Parámetros de rotura, muestras 15-03-12.	65
Tabla 5-9: Resumen ensayos en tejido animal.	67
Tabla 5-10: Parámetros de rotura, muestra aneurisma 15-03-12.	68
Tabla 5-11: Medidas aneurisma, muestras 30-03-12.....	68
Tabla 5-12: Cantidad de ensayos y ciclos, muestras 30-03-12.....	68
Tabla 5-13: Parámetros de rotura, muestras 30-03-12.	69
Tabla 6-1: Comparación parámetros de rotura con referencias.....	73
Tabla 6-2: Relación de parámetros con días de conservación.....	74
Tabla 6-3: Ajuste de modelos encontrados en ANSYS.....	77

Índice de Ilustraciones

Ilustración 2-1: Círculo de Willis y morfologías de aneurismas (2).	3
Ilustración 2-2: Clipado microvascular y embolización endovascular (2).	4
Ilustración 2-3: Resistencia a la tracción vs. Elongación para tejidos blandos (4).	5
Ilustración 2-4: Curva fuerza-desplazamiento para una pared arterial normal y tratada.....	6
Ilustración 2-5: Modelo mecánico de tejido blando.	7
Ilustración 2-6: Componentes de la pared arterial (8).	9
Ilustración 2-7: Capas del aneurisma y la arteria.	10
Ilustración 2-8: Modos de deformación en ensayos experimentales.	12
Ilustración 2-9: Diferencias en curvas en dirección meridional (7).	13
Ilustración 3-1: Configuraciones inicial y deformada, distinto origen de sistema de referencia. .	17
Ilustración 3-2: Elasticidad no-lineal para carga uniaxial.	20
Ilustración 3-3: Diferentes modelos constitutivos en distintos rangos de alargamiento.	26
Ilustración 3-4: Comparación ajustes diferentes modelos a) corte puro b) tensión uniaxial.....	27
Ilustración 3-5: Puntos de inflexión para curva Mooney-Rivlin de 2, 5 y 9 parámetros.....	28
Ilustración 3-6: Curva típica esfuerzo-deformación para tejidos biológicos.....	34
Ilustración 4-1: a) Distintos tipos de troqueles, b) Prensa.....	37
Ilustración 4-2: Corte de probeta, dirección circunferencial.	37
Ilustración 4-3: Corte de probeta, dirección meridional.	38
Ilustración 4-4: Aneurisma clipado incompletamente.....	39
Ilustración 4-5: Dimensiones aproximadas de probetas (en mm).	40
Ilustración 4-6: Montaje experimental	42
Ilustración 4-7: Montaje de mordazas y muestra.....	44
Ilustración 4-8: Imagen 3D del montaje de mordazas.....	45
Ilustración 4-9: Perfil de la hoja del clip T. Estampado piramidal simétrico.....	46
Ilustración 4-10: Espectro de amplitud absoluta de señal de Fuerza.....	47
Ilustración 4-11: Filtrado de señal de Fuerza.	48
Ilustración 4-12: Ventana de ANSYS para seleccionar ajuste de curva.....	49
Ilustración 5-1: Perfil 3D de filamentos, ensayos 12/12/11.	56
Ilustración 5-2: Muestra descartada, ensayos 12/12/11.....	56

Ilustración 5-3: Rompimiento por fibras muestra 11/01/12, n°1.....	60
Ilustración 5-4: Última fibra en romperse, muestra descartada 11/01/12.	61
Ilustración 5-5: a) angiografía 3D y b) Modelo CAD, aneurisma muestras 30-03-12.....	69
Ilustración 5-6: Probeta aneurisma, muestra n°1 30-03-12.....	72

1 Introducción

La prevalencia de aneurismas cerebrales en el mundo es de entre un 1 y 5%. Aplicado a nuestro país significa un número de portadores no menor a 170.000 personas, mientras los casos de HSA¹ llegarían a 1.800 anuales. Al realizar una revisión bibliográfica es posible constatar que existen pocos estudios experimentales del comportamiento mecánico arterial, y muchos menos aún que reporten relaciones esfuerzo-deformación para aneurismas cerebrales humanos. Las dificultades experimentales y la naturaleza de las muestras, entre otros factores, confabulan a que los resultados obtenidos por distintos autores muestren marcadas diferencias.

1.1 Motivación

Usando resultados específicos para cada paciente acerca de la tenso-deformación de aneurismas cerebrales, los modelos computacionales (CFD, FSI) tendrán mayor validez. Estos modelos podrían orientar en un futuro a la medicina sobre la prognosis y técnica óptima de tratamiento de esta enfermedad para cada caso (1). El trabajo experimental que se realiza entrega información importante para realizar estas modelaciones computacionales, además de poner a la disposición de la comunidad científica un método de ensayo de tejidos blandos no utilizado antes. Este método de ensayo tiene además un amplio margen de mejora y es fácilmente replicable.

1.2 Objetivos Generales

- Determinar, utilizar y describir una técnica fiable para el ensayo en tracción de muestras de tejidos blandos.
- Caracterizar la respuesta a la tenso-deformación mecánica de muestras de aneurismas cerebrales humanos.

1.3 Objetivos Específicos

- Determinar y aplicar un protocolo de manejo de muestras de tejidos vasculares.
- Modificación de una máquina de microtracción para permitir el ensayo de tejidos vasculares.

¹ Hemorragia subaracnoidea.

- Caracterizar el comportamiento mecánico de las muestras aneurismales en un ensayo de tracción uniaxial y ajustar los resultados a distintos modelos de hiperelasticidad.
- Realizar un análisis estadístico de los resultados, determinando la relevancia de ciertas características de las muestras como; edad del paciente, tamaño del aneurisma, etc. en las propiedades de tenso-deformación del tejido aneurismal.

1.4 Alcances

- Se realizarán ensayos de tracción uniaxial en tejido aneurismal cerebral humano.
- Se ajustarán las curvas encontradas con modelos constitutivos de hiperelasticidad. Este ajuste se hará mediante el software ANSYS 13.0.
- Se pretende asociar características del paciente a los resultados encontrados. Esto solo será posible de contar con un número suficiente de muestras como para que las correlaciones tengan validez estadística.
- La validación de resultados se realizará comparando resultados de estudios anteriores.

2 Antecedentes

2.1 Antecedentes Médicos

La Biomecánica es un área ingenieril relativamente nueva, sin embargo las contribuciones que puede hacer a la Medicina en el futuro son ilimitadas. La industria de la salud está en constante desarrollo y requiere diariamente de nuevos procedimientos y tratamientos más efectivos. Un área donde la Biomecánica puede ser un aporte es en el estudio de los aneurismas cerebrales.

2.1.1 Aneurismas Cerebrales

Un aneurisma cerebral corresponde a una dilatación patológica localizada en una arteria cerebral, generalmente ubicadas en la zona anterior y posterior al círculo de Willis (Ilustración 2-1). El desarrollo de aneurismas puede deberse a: enfermedades genéticas (desórdenes del tejido conectivo principalmente), aparición posterior a traumatismos encéfalo-cranianos, lesiones en el cerebro o pueden ser congénitos.

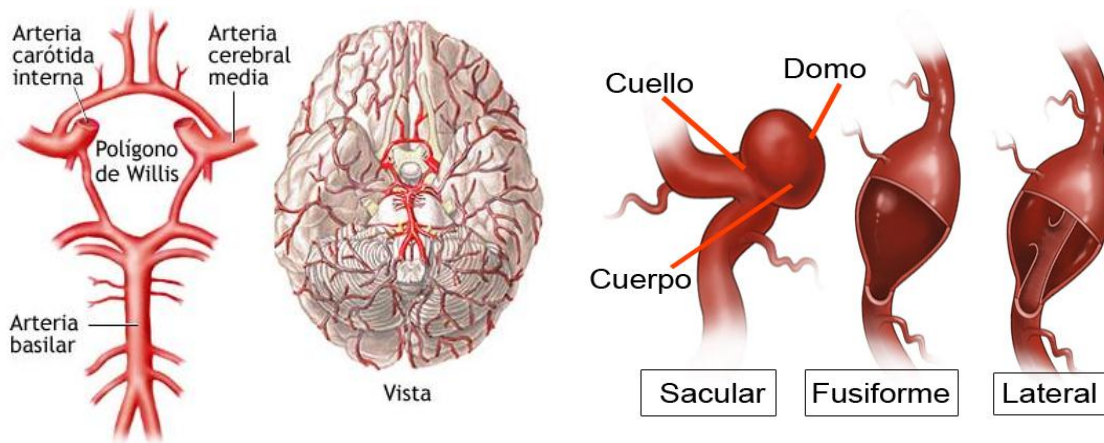


Ilustración 2-1: Círculo de Willis y morfologías de aneurismas (2).

De acuerdo a su morfología los aneurismas cerebrales se pueden clasificar en tres tipos. Un aneurisma *sacular* es un abultamiento con forma de cereza unido por un cuello al vaso (ver partes en Ilustración 2-1). Uno fusiforme corresponde a una distensión de la totalidad de la circunferencia del vaso y uno *lateral* se refiere a una dilatación localizada de una arteria, caracterizada por la disección longitudinal entre la capa externa y media de la pared vascular.

Existen otras clasificaciones de los aneurismas cerebrales; según su tamaño (diámetro) en pequeños (menos de 11 [mm]), grandes (11 – 25 [mm]) y gigantes (más de 25 [mm]). Según la relación con su arteria parental en: terminales, laterales o de bifurcación.

Solo un pequeño porcentaje de pacientes con aneurismas desarrollan sintomatología (dolores de cabeza, parálisis facial). Existen métodos disponibles en la actualidad (Angiografía, Resonancia Magnética) para confirmar el diagnóstico, generalmente obtenidos después que el paciente presenta una hemorragia subaracnoidea (HSA) debido al rompimiento aneurismal. Una HSA es un sangramiento en el área entre la membrana subaracnoidea y la piamadre cerebral.

Existen dos tratamientos quirúrgicos para esta enfermedad, donde ambos conllevan algún riesgo para el paciente (como daño posible a otros vasos sanguíneos, el potencial de recurrencia del aneurisma y nuevo sangrado, y el riesgo de un accidente cerebrovascular postoperatorio). El clipado microvascular corresponde a aislar el vaso sanguíneo que alimenta al aneurisma, colocando un clip pequeño y metálico parecido a un broche en su cuello, deteniendo el suministro sanguíneo (Ilustración 2-2). El clip permanece en el paciente y evita el riesgo de sangrado futuro. Se ha demostrado que el clipado es altamente eficaz, dependiendo de la ubicación, forma y tamaño del aneurisma. En general, los aneurismas que se cierran completamente no regresan.

La embolización endovascular es una alternativa a la cirugía. En ella se introduce un catéter dentro de una arteria (generalmente en la ingle) y se lo hace avanzar –usando angiografía– por el cuerpo hasta el sitio del aneurisma. Luego se pasan espirales removibles (de alambre de platino) o pequeños balones de látex a través del catéter y se liberan dentro del aneurisma. Los espirales o balones llenan el aneurisma, lo bloquean de la circulación, y hacen que la sangre se

coagule, lo que destruye eficazmente el aneurisma (Ilustración 2-2). Es posible que el procedimiento deba realizarse más de una vez en la vida del paciente (3).

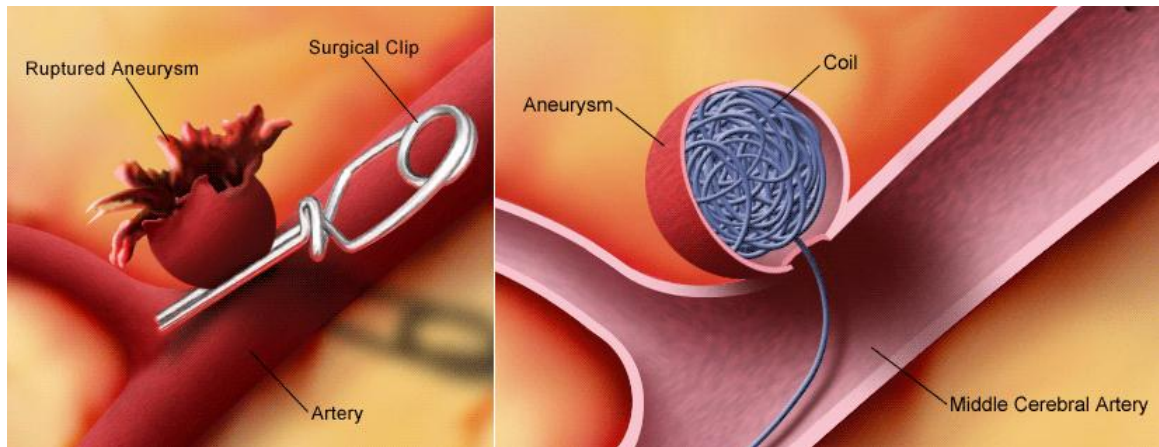


Ilustración 2-2: Clipado microvascular y embolización endovascular (2).

A continuación se puntualizarán generalidades acerca de los biomateriales; los materiales encontrados en la naturaleza, no fabricados por el hombre. Se seguirá un orden desde lo general (tejidos blandos), hasta lo particular (aneurismas cerebrales).

2.2 Antecedentes Mecánico-biológicos

2.2.1 Biomateriales

La mayoría de los biomateriales son compuestos. Consisten en un número pequeño de componentes poliméricos y cerámicos o unidades estructurales, los cuales a su vez también son compuestos. Desde un punto de vista mecánico las unidades estructurales no son muy especiales; es su ordenamiento el cual los dota de sus excepcionales cualidades. Las unidades mencionadas son:

- Proteínas: Cadenas sintetizadas a partir de aproximadamente 20 aminoácidos.
- Polisacáridos: Cumplen 2 funciones; almacenar energía utilizable por organismos (glicógeno) y otros tienen una función estructural (celulosa).
- Minerales: Son cerámicas, usualmente con fines estructurales. Son los responsables de darle dureza, resistencia y rigidez a huesos y dientes (4).

2.2.2 Tejidos blandos

Debido a que engloban materiales con características muy distintas, generalmente los tejidos blandos son definidos por lo que no son. Una opción es definirlos como aquellos tejidos biológicos que no han sido mineralizados. En el cuerpo tienen la función de conectar, soportar, y rodear otras estructuras y órganos.

Pueden clasificarse en 2 grupos dependiendo de su actividad mecánica: activos (músculos) y pasivos (tejido conectivo). Las fibras musculares son células especializadas de gran longitud que contienen proteínas para la contracción voluntaria o involuntaria dependiendo del tipo de músculo. Los vasos sanguíneos contienen en mayor o menor medida fibras musculares y aunque también contienen tejido conectivo no son considerados dentro de este grupo. El tejido conectivo es predominantemente acelular, formado por proteínas, polisacáridos y una substancial fracción de agua. Generalmente las moléculas son creadas, organizadas y remodeladas por células (típicamente fibroblastos). Algunos ejemplos de tejido conectivo son: tendones, ligamentos y cartílagos (4).

Las diferencias dentro de los tejidos blandos aparecen por variaciones composicionales, en la organización y en el alineamiento. Los tejidos que contienen queratina (pelo, cuernos, caparazones) son generalmente más resistentes que los que se componen principalmente por elastina y colágeno (cartílagos, piel, venas y arterias), aunque estos últimos resisten mayores elongaciones (Ilustración 2-1).

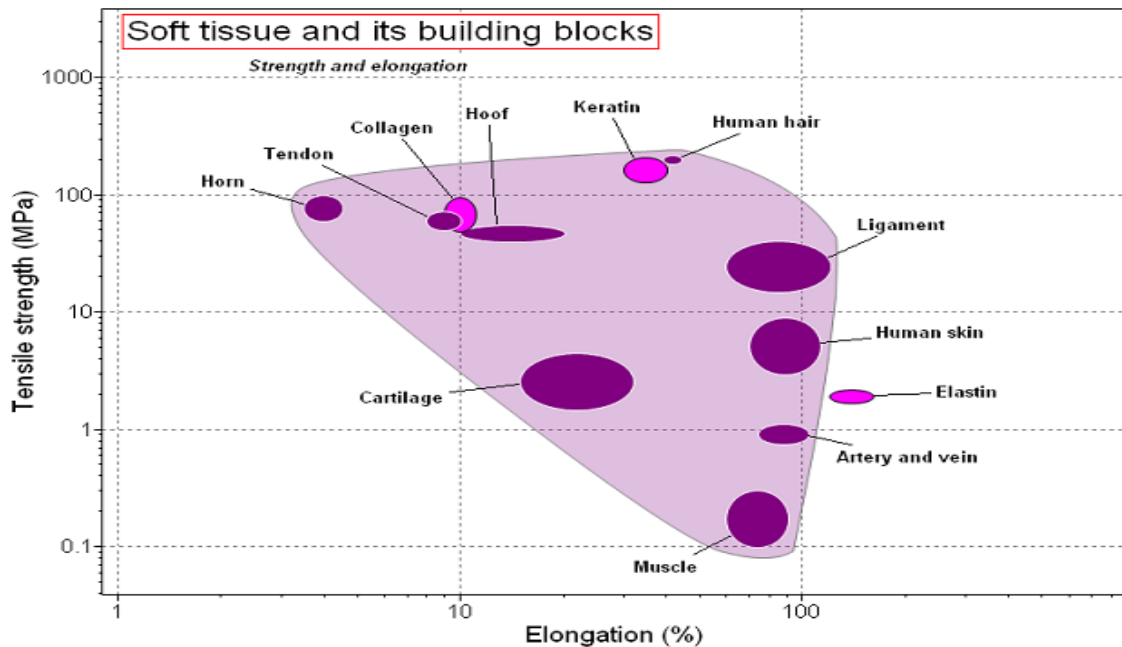


Ilustración 2-3: Resistencia a la tracción vs. Elongación para tejidos blandos (4).

Como los tejidos blandos soportan grandes deformaciones, se ocupan teorías de deformación finita (extensa) usadas en gomas para modelar la relación esfuerzo-deformación de éstos. A continuación se enumeran las principales características que diferencian los tejidos blandos de otros materiales.

2.2.3 Estructura heterogénea

Los tejidos blandos están compuestos principalmente de células y sustancias intercelulares, como tejido conectivo (elastina y colágeno) y sustancia basal. El colágeno es una proteína de cadena larga que contiene una conformación triple-helicoidal (tropo-colágeno) y que es

sintetizada por los fibroblastos, células de músculo liso vascular y otros. Es el elemento estructural básico en animales.

La elastina es otra proteína de cadena larga, pero tiene mucha menos integridad estructural que el colágeno. Tiene mucha menos resistencia y mayor flexibilidad.

Estos componentes tienen características físicas y químicas distintas. Su contenido difiere entre tejidos e incluso entre locaciones dentro de un mismo tipo de tejido. Por lo tanto las propiedades mecánicas dependen tanto del tejido como de la ubicación.

2.2.4 Elasticidad no-lineal y altas deformaciones

La no-linealidad de la elasticidad se debe a la forma en que los distintos componentes de este tipo de tejido se ensamblan. En la Ilustración 2-4 (a) es tejido fresco, (b) es tejido con el colágeno removido, y (c) es el tejido con la elastina removida. La comparación entre las 3 curvas muestra que a pequeñas tensiones el tejido fresco se comporta como la elastina y a tensiones altas como el colágeno. El modelo mecánico que expresa esto puede verse en la Ilustración 2-5. Es necesario notar que este modelo no es compatible con la insensibilidad a la velocidad de deformación que muestran los tejidos blandos (5).

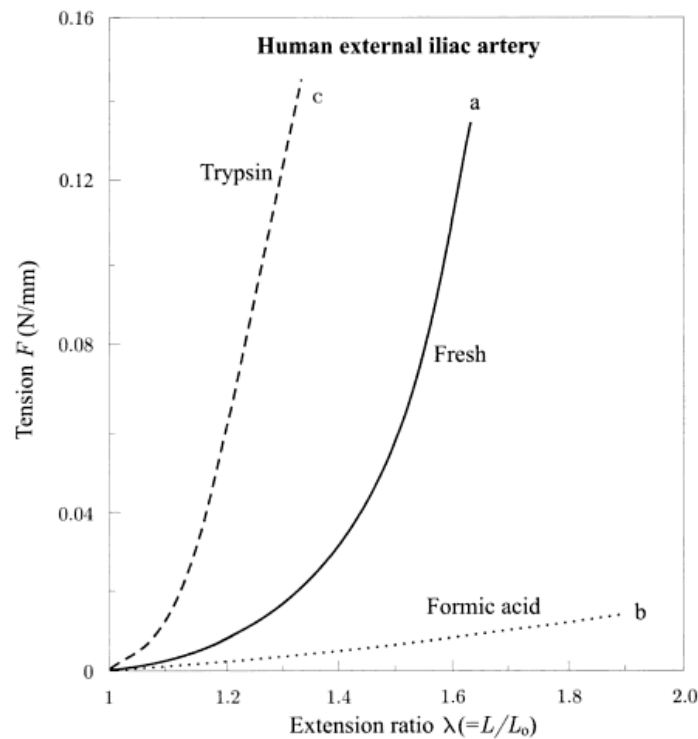


Ilustración 2-4: Curva fuerza-desplazamiento para una pared arterial normal y tratada.

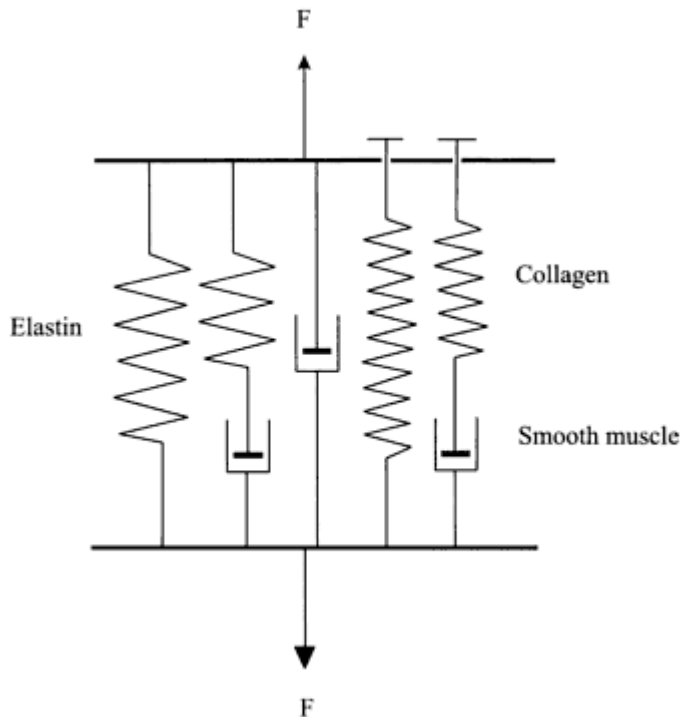


Ilustración 2-5: Modelo mecánico de tejido blando.

2.2.5 Anisotropía

Debido a que colágeno y elastina son polímeros de cadena larga, son intrínsecamente anisotrópicos. Más aún, no solo sus fibras sino que también sus células están orientadas para que tejidos y órganos funcionen de manera más efectiva.

2.2.6 Viscoelasticidad

La viscoelasticidad se refiere a la dependencia a la velocidad de deformación de los esfuerzos. Existen diversas formas de comprobar esta propiedad, saber:

- La mayoría de los tejidos blandos al ser ciclados en ensayos esfuerzo-deformación exhiben loops de histéresis.
- También es posible comprobar la viscoelasticidad en ensayos de relajación (o *creep*). Por ejemplo en tendón es posible ver que al mantener un alargamiento, la carga no se mantiene sino que decrece rápidamente al principio y luego gradualmente.

No obstante sus propiedades viscoelásticas, estos tejidos pueden ser aproximados a un modelo hiperelástico después de precondicionar las muestras. Después de un número de ciclos de carga y descarga, la respuesta mecánica se hace independiente de la velocidad de deformación. A pesar de esta independencia, las muestras precondicionadas continúan demostrando histéresis (aunque en menor medida), por lo que la respuesta mecánica puede caracterizarse como hiperelástica con diferentes coeficientes en carga y descarga. Este método se ocupa para modelar

materiales inelásticos bajo la teoría de elasticidad. Fung llamó este modelo pseudoelástico, para dejar en claro que el material no es realmente elástico (6). Es importante notar que el estado preacondicionado se pierde al cambiar la rutina de ciclismo.

2.2.7 Independencia de la velocidad de deformación

A pesar que debido a su viscoelasticidad los tejidos blandos tienen diferentes propiedades a velocidades de deformación distintas, lo cierto es que este efecto no es demasiado grande.

2.2.8 Incompresibilidad

La mayoría de los tejidos blandos tienen más de un 70% de contenido de agua. Por lo tanto, difícilmente pueden cambiar su volumen aunque se les aplique una carga y son casi incompresibles. La suposición ha sido demostrada experimentalmente en pared arterial. Esta suposición es importante en la formulación de modelos constitutivos debido a que la suma de las deformaciones principales es siempre igual a cero.

2.2.9 Esfuerzos residuales

En su estado fisiológico, los tejidos blandos presentan esfuerzos residuales que pueden ser liberados cuando el tejido es escindido. Este esfuerzo es más claro en arterias que en aneurismas debido a la geometría de cada uno.

2.2.10 Estructura y composición de la pared de arterias cerebrales sanas

En general las arterias se subdividen en 2 tipos: arterias elásticas y arterias musculares. Las arterias elásticas están localizadas cercanas al corazón, mientras que las musculares se encuentran en la periferia y tienen un diámetro menor. Es importante destacar que ambos tipos tienen células musculares en su composición, aunque están más presentes en las arterias musculares. En este trabajo se dará énfasis a la microestructura de las arterias cerebrales, las cuales corresponden a arterias musculares compuestas por 3 capas.

Tabla 2-1: Principales vasos sanguíneos

Tipo de vaso	Diámetro [mm]	Función
Aorta	25	Amortiguación del pulso y distribución.
Arterias elásticas	1-4	Distribución
Arterias musculares	0.2-1.0	Distribución y resistencia
Arteriolas	0.01-0.02	Resistencia (regulación flujo/presión)
Capilares	0.006-0.010	Intercambio gases/nutrientes/desechos.
Vénulas	0.01-0.02	Intercambio, recogida y capacitancia.

Venas	0.2-5.0	Capacitancia (volumen sanguíneo).
Vena cava	35	Recogida

Las capas que componen la pared arterial muscular son: la íntima, la media y la adventicia.

La íntima es la capa interna. Está compuesta por una mono-capa de células endoteliales (endotelio) y una lámina basal delgada (~ 80 [nm]). Las células endoteliales son usualmente alargadas y planas en dirección al flujo, de 0.2-0.5 [µm] de espesor, 10-15 [µm] ancho, 25-50 [µm] largo; cerca de bifurcaciones el flujo es complejo y la forma de las células poligonal. La lámina basal (también llamada membrana base) consiste en colágeno tipo IV en forma de malla, moléculas de adhesión (laminina y fibronectina) y proteoglicanos. Provee algún apoyo estructural a la pared arterial, pero es principalmente una red adherente donde puedan crecer las células endoteliales. De esta manera es posible decir que en arterias sanas jóvenes, la capa íntima no contribuye significativamente a las propiedades mecánicas de la pared arterial, pero se sabe que cambios patológicos en sus compuestos están asociados con alteraciones significativas en las propiedades mecánicas (7).

La capa elástica interna que separa la íntima de la media es una hoja agujereada de elastina que permite el transporte de agua, nutrientes, etc. a través de la pared.

La capa media es la que se ubica entre las otras dos, y desde el punto de vista mecánico es la más importante. Consiste en una red compleja tridimensional de células musculares del tipo liso sumergido en un plexo extracelular de fibras de elastina y colágeno (tipo I, III y IV). La capa media está separada de la adventicia por la capa elástica externa. Las células musculares, la elastina y el colágeno constituyen una hélice fibrosa continua y casi circunferencialmente orientada.

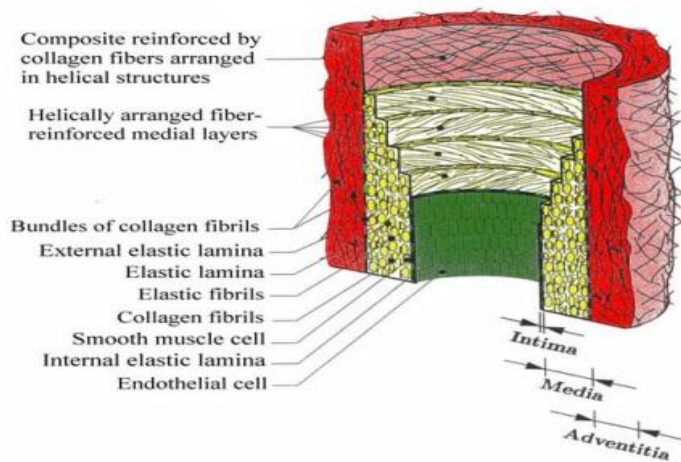


Ilustración 2-6: Componentes de la pared arterial (8).

La capa adventicia es la capa externa de la arteria. Su espesor depende del tipo de arteria y su ubicación. Aparte de su sustancia basal histológica, se compone de fibroblastos, fibrocitos, y gruesos fajos de fibras de colágeno tipo I, arreglados en estructuras helicoidales. Contribuyen a la

resistencia y estabilidad de la pared arterial. Esta capa es menos rígida a bajas presiones que la capa media pero a altas presiones las fibras de colágeno se enderezan y la adventicia se convierte en un tubo rígido (7), por lo tanto limita la sobredistención.

2.2.11 Descripción del comportamiento aneurismal

La transición entre la arteria parental y un aneurisma se caracteriza por un término abrupto de la capa media, debido a esto se cree que la raíz del aneurisma (su cuello en el caso de aneurismas saculares) se origina en las capas íntima y adventicia. Por lo tanto un aneurisma cerebral típico tiene una capa media muy delgada o ausente y la capa elástica interna no existe o está severamente deformada (ver Ilustración 2-7). Para soportar la presión sanguínea arterial, influye tanto la orientación como la resistencia de las fibras de colágeno. La resistencia a la fractura promedio de una pared aneurismal varía entre 0,7 y 1,9 [MPa], de acuerdo a estimaciones. Antes de la ruptura, la pared de un aneurisma sacular sufre cambios de morfología asociados con la remodelación de la pared. El esfuerzo de corte debido al flujo modula el remodelamiento de las células endoteliales, vía realineamiento y elongación. Consecuentemente, factores hemodinámicos como la velocidad de la sangre, el esfuerzo de corte en la pared y la presión juegan un papel importante en el crecimiento y ruptura de los aneurismas cerebrales (9).

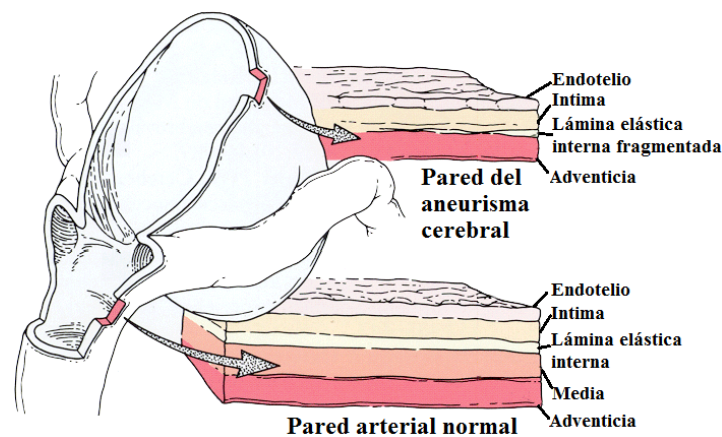


Ilustración 2-7: Capas del aneurisma y la arteria.

El domo o fundus tiene generalmente un mayor espesor que el cuello, sin embargo es el lugar donde generalmente ocurre la ruptura. Esta paradoja puede deberse a mayores cantidades de colágeno inmaduro en esta zona, el cual es más débil que el colágeno maduro. Estudios recientes han revelado el detalle de la composición aneurismal. El colágeno I y la fibronectina se distribuyen uniformemente por la pared del aneurisma; el colágeno tipo IV microfibrilar también se encuentra en toda la pared aunque mayormente en la región externa.

La principal característica de la pared aneurismal es la multidireccionalidad de las fibras de colágeno; a presiones fisiológicas estas se alinean y por lo tanto gobiernan la rigidez de la lesión. A medida que el aneurisma crece, el colágeno es sintetizado y degradado repetidamente; la arquitectura evoluciona continuamente. Tres importantes parámetros son, cambios en la orientación, entrecruzamiento y fracción volumétrica de los variados tipos de colágeno. Por ejemplo, el colágeno tipo I es substancialmente más rígido que el tipo III.

2.3 Métodos de ensayo de tejidos blandos y aneurismas cerebrales

Existen en la actualidad test *in-vivo* e *in-vitro* de los tejidos blandos. Dentro de los ensayos *in-vitro*, uno de los métodos más simples corresponde al ensayo de tracción, el cual consiste en someter una probeta a un alargamiento homogéneo. Este ensayo puede ser aplicado a aneurismas cerebrales de manera uniaxial o biaxial, según la geometría de estos tejidos. Para determinar propiedades viscoelásticas en estos tejidos es posible hacer ensayos de creep y relajación:

- Creep: se mide la deformación de la muestra bajo una carga constante.
- Relajación: se registran los cambios en la carga medida, a una longitud fija de la muestra.

En condición *in-vivo* los tejidos no se encuentran expuestos a condiciones de tensión tan puras. Es por esto que se han ideado algunos ensayos multiaxiales para determinar el comportamiento de los tejidos de manera más realista. En el caso de aneurismas cerebrales se ha usado ensayos de inflado.

Los ensayos *in-vivo* son preferibles debido a que captan el comportamiento bajo condiciones reales de los tejidos. Sin embargo estos ensayos tienen inconvenientes: por un lado se encuentra el factor ético de realizarle procedimientos a personas con un único afán investigativo, por muy poco invasivo que sea el estudio. Por otro lado en el caso de los aneurismas se requiere estudiar a qué esfuerzos este tejido fallará, por lo tanto al estudiar el comportamiento *in-vivo* se tendría que reventar el aneurisma a propósito para poder determinar estos valores. Claramente esto no está dentro de las posibilidades.

Los ensayos de tracción uniaxial resultan simples de realizar aunque tienen la desventaja de poder probar una dirección del tejido cada vez. De esta manera las relaciones mecánicas que ocurren entre distintas direcciones permanecen desconocidas. Esto atenta contra el establecimiento de relaciones constitutivas útiles para modelar otras situaciones, como análisis de elementos finitos tridimensionales. Dicho de otra manera, para determinar las constantes de cierto modelo hiperelástico se deben ocupar diversos modos de ensayo; tracción uniaxial, biaxial, compresión, esfuerzo de corte. La mejor representación de las constantes se obtiene de un “promedio” de estos modos. Sin embargo si se conoce qué tipo de deformación se quiere modelar es mejor hacer ensayos de ese tipo.

Para el ensayo biaxial, por ejemplo, se utiliza un espécimen cuadrado y se aplica un alargamiento uniforme en dos direcciones perpendiculares simultáneamente. Es muy difícil hacer este tipo de ensayo de manera repetible y consistente y en cierta medida depende de cada investigación. El alargamiento se mide desde el centro del espécimen. Otro método consiste en un ensayo de inflado. Si el tejido es muy delgado (como en el caso de aneurismas) se asume que los esfuerzos actúan en el plano solamente.

La fidelidad de los modelos encontrados depende fuertemente de la calidad y cantidad de los datos experimentales. Además a los parámetros encontrados solo se les puede dar validez en el rango de deformaciones hechas en los experimentos. Fuera de éstas es necesario haber realizado una gran cantidad de ensayos (compresión, tracción, multiaxial, etc.) para poder utilizar esos coeficientes calculados. Es importante destacar que es posible realizar varios ensayos

distintos para calcular mediante un software como ANSYS un solo set de coeficientes de algún modelo. De esta manera puede asignársele mayor validez al modelo encontrado. En la Ilustración 2-8 se encuentran los seis modos de deformación descritos.

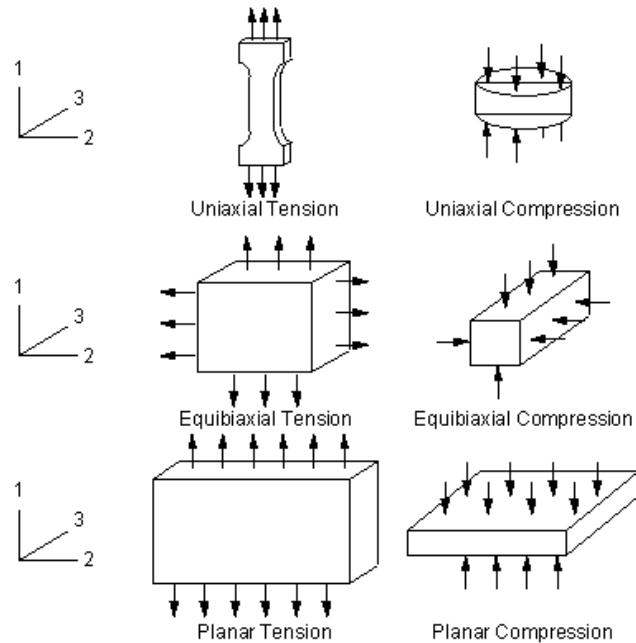


Ilustración 2-8: Modos de deformación en ensayos experimentales.

2.4 Discusión Bibliográfica

En la actualidad existen pocos estudios de ensayos mecánicos en tejido aneurismal. Valencia et al. (9) encontró diferencias de 98% en los esfuerzos calculados con la misma ecuación de energía, utilizando los parámetros obtenidos por distintos autores mediante estudios experimentales. Así mismo con la forma de la curva esfuerzo-deformación también se han encontrado diferencias. Mientras algunas presentan una fuerte no linealidad de la elasticidad, en otras no es tan clara, debido a la dependencia de la dirección en la que se saca el tejido por ejemplo; meridional o circunferencial, o a las características de cada paciente (sexo, edad, etc.) (10) (7). Se expondrán en detalle las dos investigaciones que tienen mayor relación con el experimento de este trabajo.

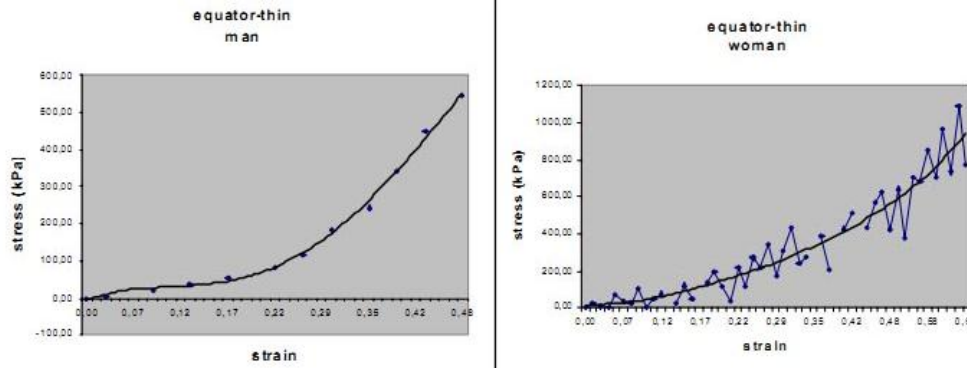


Ilustración 2-9: Diferencias en curvas en dirección meridional (7).

2.4.1 Steiger et al. (1989)

El primer estudio experimental de las propiedades mecánicas de los aneurismas cerebrales humanos corresponde al autor Steiger. Realizó ensayos de tracción uniaxial con relajación hasta llegar al esfuerzo de fluencia. Encontró que el esfuerzo tolerado por la pared aneurismal estaba en el rango del esfuerzo impuesto *in-vivo* por la presión arterial, mientras que las arterias resistían entre 5 a 10 veces más. Determinó también que los esfuerzos máximos y la rigidez del material fueron menores en aneurismas que en la pared arterial. Halló asimismo notables diferencias indicando que el cuello del aneurisma es mecánicamente más resistente que el domo. Con respecto a la relajación de las muestras, se observa un rápido decrecimiento del esfuerzo máximo medido durante los primeros minutos después de terminado el ensayo, para luego decrecer en una razón más lenta. Los posibles motivos del menor esfuerzo máximo del domo del aneurisma son, según el autor, los siguientes: la pared aneurismal está peor estructurada que las arterias, menores contenidos de colágeno o formas inmaduras de éste. Se señala: "... debido a que el esfuerzo máximo sólo puede soportarse por pequeños períodos de tiempo, parece más razonable comparar esfuerzos menores..." Postula al esfuerzo máximo post-relajación como el mayor esfuerzo mantenible por largos periodos de tiempo.

2.4.2 Proyecto IRRAS (2011)

Trabajo francés (11), donde se realizaron ensayos de tracción uniaxial en aneurismas cerebrales rotos y no rotos. Su principal aporte fue encontrar diferencias significativas entre ambos, siendo los no rotos más rígidos. Encontraron también que ni el espesor ni el tamaño del aneurisma tienen correlato con su estatus de roto/no-roto. Debido al gran tamaño muestral con el que contaron en el estudio, pudieron determinarse algunas variaciones dependiendo de las características del paciente (género principalmente). La principal hipótesis que plantean es que la vulnerabilidad del aneurisma se relaciona directamente con la microestructura del tejido y no con

el desgaste progresivo de la pared. Mencionan estudios que demuestran cambios morfológicos en la pared previos a la ruptura (degradación de la capa de elastina a medida que el aneurisma crece). Según este trabajo, otros predictores de ruptura en aneurismas son, tamaño, locación, forma (irregular) y presencia de *blebs*².

Como evaluación cuantitativa de la bibliografía, se elaboró la Tabla 2-2 con los parámetros encontrados por los distintos autores que han estudiado el comportamiento mecánico de aneurismas en ensayos de laboratorio:

Tabla 2-2: Valores de parámetros básicos encontrados en literatura.

Año	Autor	Tipo de ensayo	Valor máximo	Estiramiento máximo ³	Esfuerzo Máximo [Mpa]	Nº Ciclos	Velocidad de alargamiento [mm/s]
1989	Steiger	Tracción uniaxial	Rotura	0,57	1,21	-	0,1[mm]/30[s]
2000	Seshaiyer	Inflado multiaxial	Rotura	-	-	5 a 7	-
2007	Toth*	Tracción uniaxial y biaxial	Rotura	0,55	1,1		0,00167
2011	IRRAS	Tracción uniaxial	10% alargamiento	0,1	0,45	5	0,01

*Toth en distintos años.

Con respecto a los parámetros de modelos constitutivos adoptados para ajustar datos de tejido aneurismal, Toth et al. (7) ajustó las curvas al modelo Neo-Hookeano y a Mooney-Rivlin de 2 parámetros, encontrando los siguientes valores:

Tabla 2-3: Valores parámetros modelos constitutivos, reportados por Toth et al.

² Pequeña vesícula o burbuja en la pared arterial.

³ Definido como ϵ (ver apartado 0).

	ϵ		σ [N/cm ²]		E [N/cm ²]	
	Feminine	Masculine	Feminine	Masculine	Feminine	Masculine
Equator-thick	1.80	1.10	70	14	39	12
Equator-thin	0.90	0.60	93	55	134	108
Longitudinal-thick	0.40	0.70	40	34	65	49
Longitudinal-thin	0.60	0.55	100	84	167	152

	Mooney–Rivlin				neo-Hookean	
	C_{10} [N/cm ²]		C_{01} [N/cm ²]		C_{10} [N/cm ²]	
	Feminine	Masculine	Feminine	Masculine	Feminine	Masculine
Equator-thick	5.2	1.6	1.3	0.4	6.5	2.0
Equator-thin	17.9	14.4	4.5	3.6	22.4	18.0
Longitudinal-thick	8.7	6.5	2.2	1.6	10.9	8.1
Longitudinal-thin	22.3	20.3	5.6	5.0	2.79	25.3

El proyecto IRRAS ajustó las curvas a un modelo de Mooney-Rivlin de 3 parámetros. Los valores reportados por IRRAS son los siguientes:

Tabla 2-4: Valores parámetros modelos constitutivos, reportados por proyecto IRRAS.

Female Subgroup	Biomechanical properties	C_{10} (MR3) MPa	C_{01} (MR3) MPa	C_{11} (MR3) MPa	Statistical error
Aneurysm 3	Soft	0	0.0639	0.124	0.001
Aneurysm 4	Soft	0	0.0516	0.23	0.064
Aneurysm 16	Soft	0	0.04497	0.3077	0.00465
Aneurysm 6	Soft	0.02936	0	1.259	0.0355
Aneurysm 8	Intermediate	0.019057	0	2.196	0.0345
Aneurysm 11	Intermediate	0.0431	0	2.428	0.039
Aneurysm 10	Intermediate	0	0.0352	2.482	0.05
Aneurysm 15	Intermediate	0	0.06582	4.295	0.0433
Aneurysm 2	Rigid	0.376	0	18.847	0.033
Aneurysm 9	Rigid	0.2359	0	19.56	0.049
Aneurysm 7	Rigid	0.7705	0	32.149	0.0067
Male subgroup	Biomechanical properties	C_{10} (MR3) MPa	C_{01} (MR3) MPa	C_{11} (MR3) MPa	Statistical error
Aneurysm 5	Soft	0.1803	0	3.241	0.016
Aneurysm 13	Soft	0.9374	0	3.101	0.0267
Aneurysm 12	Intermediate	0.1951	0	14.987	0.0457
Aneurysm 14	Intermediate	0.1015	0	7.9232	0.04
Aneurysm 1	Rigid	0.2569	0	12.265	0.035

3 Marco Teórico

En el estudio teórico del tejido blando y del tejido aneurismal en particular se ocupa el enfoque de la “hipótesis del continuo”. Se asume que las dimensiones características de la microestructura son mucho menores a que las dimensiones del problema a tratar. Una de las áreas de investigación de la Mecánica de Medios Continuos es la formulación de relaciones constitutivas que describan la respuesta de un material específico a la aplicación de esfuerzos (8).

Se llama relación constitutiva a la expresión que relaciona esfuerzos con deformaciones; una variedad extensa de ellas se han establecido. Ejemplos son: elasticidad, plasticidad, viscoelasticidad, viscoplasticidad y *creep* (12). El en presente apartado se considerará la teoría constitutiva hiperelástica al ser la más apropiada para los tejidos que se ensayan en este trabajo.

Dentro de los modelos constitutivos, los que han logrado mayor similitud con el comportamiento aneurismal son aquellos que toman en consideración todas las características que presentan estos tejidos (ver apartado 2.2.2). Una de las características más difíciles de modelar es la anisotropía intrínseca del material. Debido al tipo de ensayos realizados en este trabajo (tracción uniaxial), al desconocimiento de la orientación exacta de los tejidos extirpados y a que los *softwares* actuales no permiten calcular coeficientes para modelos anisotrópicos, solo se tomarán en consideración modelos constitutivos hiperelásticos isotrópicos.

3.1 Cinemática

Existen dos formas de describir el movimiento de partículas de un cuerpo, en este trabajo se ocupará la formulación de Lagrange. En esta formulación cada partícula X de un cuerpo \mathfrak{B} encontrará su posición determinada por un campo vectorial χ de la siguiente forma⁴:

$$\mathbf{x} = \chi(X) \quad [3.1]$$

Para una posición actual (deformada) del cuerpo \mathfrak{B} puede asumirse que existe una función que la describa, como función de la posición de referencia X :

$$\mathbf{x} = \chi(X) \quad [3.2]$$

⁴ En esta formulación se obvian las variaciones en tiempo t .

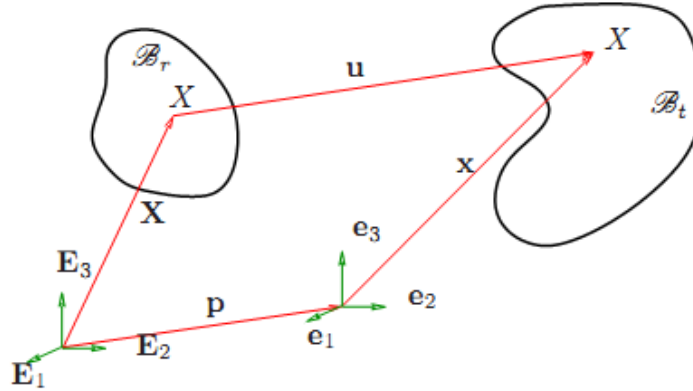


Ilustración 3-1: Configuraciones inicial y deformada, distinto origen de sistema de referencia.

3.1.1 Gradiente de deformación

El tensor de segundo orden llamado gradiente de deformación se define como

$$F = \text{Grad } \chi \quad [3.3]$$

F se puede considerar como una transformación lineal que toma el vector en la configuración inicial y lo transforma en otro vector en la configuración actual. Como el operador gradiente está definido respecto a X, es posible escribir también:

$$F = \frac{\partial \chi}{\partial X}, \quad F = \frac{\partial x}{\partial X} \quad [3.4]$$

En coordenadas cartesianas es posible escribirlo de la forma:

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \quad [3.5]$$

El determinante del gradiente de deformación queda definido como:

$$J \equiv \det F > 0 \quad [3.6]$$

Aplicando la descomposición polar:

$$F = RU = VR$$

$$U = \sum_{i=1}^3 \lambda_i u^{(i)} \otimes u^{(i)}, \quad V = \sum_{i=1}^3 \lambda_i v^{(i)} \otimes v^{(i)} \quad [3.7]$$

A partir del gradiente de deformación F es posible definir los tensores:

$$C = F^T F = U^2, \quad B = F F^T = V^2, \quad [3.8]$$

los cuales son conocidos como tensores de deformación de Cauchy-Green derecho e izquierdo, respectivamente. Los invariantes del tensor C son:

$$I_1 = \text{tr}(C) \quad I_2 = \frac{1}{2} \left[(\text{tr}(C))^2 - \text{tr}(C^2) \right] \quad I_3 = \det C \quad [3.9]$$

Otro término posible de definir es el tensor de deformación Green-Lagrange, ocupado generalmente para representar deformaciones, como:

$$E = \frac{1}{2} (C - I) \quad [3.10]$$

Con I tensor identidad.

Cuando el material es incompresible se debe satisfacer las siguientes restricciones:

$$J \equiv \det F = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1, \quad I_3 = 1 \quad [3.11]$$

Para un material hiperelástico homogéneo sin restricciones el tensor de esfuerzos nominal S se define como:

$$S = \frac{\partial W}{\partial F} \quad [3.12]$$

La contraparte de 3.12 para materiales isotrópicos:

$$S = \frac{\partial W}{\partial F} - pF^{-1}, \quad \det F = 1 \quad [3.13]$$

con p presión hidrostática arbitraria. Otra notación para el tensor de esfuerzos nominal:

$$S = JF^{-1}\sigma \quad [3.14]$$

Con lo cual se puede notar la relación con el tensor de esfuerzos de Cauchy, σ , definido más adelante. Por último el segundo tensor de esfuerzos de Piola-Kirchhoff se define como (13):

$$S^* = JF^{-1}\sigma F^{-T} = SF^{-T} \quad [3.15]$$

3.2 Elasticidad

Se define la respuesta elástica como aquella que es independiente de la historia de carga. Esto queda ejemplificado en la Ilustración 3-2. De acuerdo a esto, los esfuerzos solo se encuentran definidos por las deformaciones, esto quiere decir que se define la siguiente relación constitutiva:

$$\sigma = g(F) \quad [3.16]$$

Con σ tensor de esfuerzos de Cauchy con componentes (en coordenadas cartesianas):

$$\sigma_{ij} = t_i(x, e_j) \quad [3.17]$$

Donde t es un vector de esfuerzos evaluado en la configuración actual x , en las direcciones del vector normal e .

Alternativamente puede decirse que la respuesta del material es independiente del camino, lo que lleva a decir que la respuesta a la carga y descarga sigue el mismo camino, como se muestra en la Ilustración 3-2. Hay que enfatizar que la respuesta elástica es en general no-lineal, comportamiento también mostrado en la Ilustración 3-2. Aquellos cuerpos donde aplica esta relación constitutiva los llamamos materiales elásticos de Cauchy.

Una forma levemente restringida de elasticidad es llamada hiperelasticidad. Es relativamente simple encontrar la relación de hiperelasticidad no lineal para materiales isotrópicos. En general es posible observar que si la relación constitutiva depende de la posición el material es heterogéneo, si ocurre lo contrario es llamado homogéneo (12).

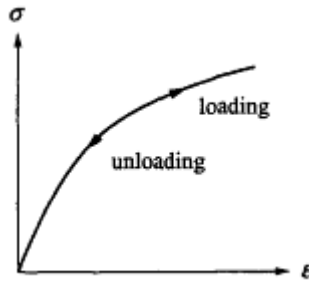


Ilustración 3-2: Elasticidad no-lineal para carga uniaxial.

3.2.1 Energía de deformación e hiperelasticidad

Un material se dice hiperelástico siempre que exista una función de energía de deformación, W , asociada a éste que sea función exclusivamente del estado de deformación F :

$$W = W(F) \quad [3.18]$$

En particular, si el material es isotrópico, entonces W es función isotrópica de U . De la descomposición espectral presentada en 3.7 se tiene que W depende de U sólo a través de los alargamientos en las direcciones principales λ_i :

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad [3.19]$$

Los alargamientos se definen como:

$$\lambda = \frac{l}{L} \quad [3.20]$$

con l largo actual y L largo inicial.

Debido a la dependencia de la energía de deformación del gradiente de deformación, y la posibilidad de obtener el tensor de Green-Lagrange a partir de éste último, es posible escribir:

$$S^* = \frac{\partial W}{\partial E} \quad [3.21]$$

Asimismo es posible escribir el tensor de esfuerzos de Cauchy (σ) como función de la energía de deformación (W) (para materiales isotrópicos):

$$J\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad [3.22]$$

Esta relación es la específica para hiperelasticidad, desde la definición de elasticidad presentada en la ecuación 3.16.

Si el material es además incompresible (se cumple ecuación 3.11) la ecuación anterior se reemplaza por:

$$\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} - p \quad [3.23]$$

Donde p es una presión arbitraria hidrostática.

Para un material isotrópico, la simetría de la dependencia de W con respecto a los alargamientos principales es equivalente a decir que W depende sólo de los invariantes de C (o B según bibliografía citada):

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad [3.24]$$

El valor de cada invariante de C es:

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{aligned} \quad [3.25]$$

Luego existen diversas formas de escribir el tensor de esfuerzos de Cauchy, dependiendo bajo qué términos describimos la energía de deformación. Considerando W en términos de los invariantes:

$$\sigma = 2I_3^{1/2} \frac{\partial W}{\partial I_3} I + 2I_3^{-1/2} \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) B - 2I_3^{-1/2} \frac{\partial W}{\partial I_2} B^2 \quad [3.26]$$

Tomando en consideración sólo materiales incompresibles o con módulo de compresibilidad alto, sólo dependerá del primer y segundo invariante por ecuación 3.11. De esta forma 3.26 queda:

$$\sigma = -pI + 2 \left[\left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) B - \frac{\partial W}{\partial I_2} B^2 \right] \quad [3.27]$$

En términos de alargamientos principales, a partir de la ecuación 3.23 el esfuerzo de Cauchy queda expresado:

$$\sigma = -pI + \lambda_1 \frac{\partial W}{\partial I_1} n_1 \otimes n_1 + \lambda_2 \frac{\partial W}{\partial I_2} n_2 \otimes n_2 + \lambda_3 \frac{\partial W}{\partial I_3} n_3 \otimes n_3 \quad [3.28]$$

En algunas ocasiones puede ser útil escribir la energía de deformación en función de los alargamientos principales modificados. Para esto se parte definiendo la parte volumen-preservativa del tensor gradiente de deformación:

$$\bar{F} = J^{-\frac{1}{3}} F \quad [3.29]$$

De esta manera se tiene que:

$$\bar{J} = \det[\bar{F}_{ij}] = 1 \quad [3.30]$$

Los alargamientos principales modificados se escriben entonces:

$$\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i, \quad i = 1, 2, 3. \quad [3.31]$$

De esta manera es posible escribir la energía de deformación como:

$$W = W(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3) \quad [3.32]$$

Aunque si se cumplen las restricciones de la ecuación 3.11 por incompresibilidad se tiene:

$$W = W(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3) = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad [3.33]$$

3.2.2 Tensión uniaxial

Para un espécimen hiperelástico cargado en uno de sus ejes durante un ensayo de tracción uniaxial, los alargamientos en las direcciones ortogonales al eje de tracción serán iguales. Por lo tanto se tiene que los alargamientos principales, λ_i , serán:

$$\lambda_1 = \text{alargamiento en dirección de tracción (también notado como } \lambda \text{ por simplicidad).} \quad [3.34]$$

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \text{alargamiento en direcciones no cargadas}$$

Si además se asume incompresibilidad se cumplen las restricciones presentadas en la ecuación 3.11, por lo tanto los invariantes se convierten en:

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} \\ I_2 &= 2\lambda_1 + \lambda_1^{-2} \\ I_3 &= 1 \end{aligned} \quad [3.35]$$

Con lo anterior y a partir de la ecuación 3.23 se llega a que el esfuerzo real principal para tracción uniaxial es, en términos de invariantes:

$$\sigma_1 = 2(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}) \left[\frac{\partial W}{\partial I_1} + \lambda_1^{-1} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right] \quad [3.36]$$

y en términos de alargamientos principales:

$$\sigma_1 = \lambda_1 \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} \quad [3.37]$$

Con el correspondiente esfuerzo ingenieril (14):

$$T_1 = \sigma_1 \lambda_1^{-1} \quad [3.38]$$

3.3 Modelos constitutivos de la pared aneurismal.

Los modelos de materiales hiperelásticos que se utilizan en este trabajo son algunos de los soportados por los softwares ANSYS 13.0 y ADINA 8.8.0. Estos modelos son aquellos que cumplen los siguientes supuestos de que la respuesta del material es isotrópica e isoterma. Los modelos hiperelásticos en general pueden ser clasificados como:

1. Fenomenológicos: Descripciones de comportamiento observado,
 - a. Fung
 - b. Mooney-Rivlin
 - c. Ogden
 - d. Polinomial
 - e. Saint Venant-Kirchhoff
 - f. Yeoh
 - g. Blatz-Ko
 - h. Extended Tube
2. Modelos “micro-mecánicos”: Derivados de argumentos sobre la estructura subyacente del material,
 - a. Arruda-Boyce
 - b. Neo-Hookeano
3. Híbridos entre ambos:
 - a. Gent

Hay que tener en consideración que todos estos modelos nacieron para ser aplicados en elastómeros, por lo que hay que tener cuidado al escoger cuales aplicar en este trabajo. Dentro de los modelos que son muy específicos para ciertos tipos de materiales están: Blatz-Ko que aplica a espumas o *Extended Tube* a gomas por ejemplo. Otros modelos son casos particulares de otros más genéricos. Es el caso del modelo Neo-Hookeano que es un caso particular del modelo de Yeoh, o del modelo de Mooney-Rivlin que se obtiene para ciertos valores de N en el modelo Polinomial. Otros modelos se hacen muy difíciles de ajustar para órdenes muy superiores, es el caso del modelo Polinomial de orden $N > 3$.

3.3.1 Determinación de constantes de modelos constitutivos

A continuación se puntualiza acerca de ciertas particularidades encontradas al determinar constantes.

- Puede decirse que para cantidades grandes de parámetros para un determinado modelo, menos preciso o repetible es cada término para un determinado material, es por esto que la mayoría de los programas de elementos finitos ofrecen modelos de pocos parámetros. Gent y Yeoh han notado que funciones de energía de deformación de orden alto tienen poca utilidad práctica porque las gomas (al igual que los tejidos blandos) no son suficientemente reproducibles como para evaluar un gran número de coeficientes con exactitud. Por lo tanto los coeficientes extra sólo hacen un buen trabajo ajustando los errores experimentales.
- Al encontrar los parámetros resulta beneficioso chequear cada modo de deformación distinto para ver su consistencia. Algunos programas ofrecen esta opción. De esta manera, si sólo se encuentran disponibles datos de ensayos uniaxiales, es posible comprobar que el modelo no exhibe un comportamiento irreal para cargas biaxiales o de corte, antes de correr el modelo de elementos finitos. Es importante notar que para materiales anisotrópicos heterogéneos las relaciones encontradas no necesariamente deben coincidir. Para comprobar este efecto puede observarse la Ilustración 3-4.
- Al ocupar distintos programas para estimar coeficientes, pueden surgir discrepancias entre ellos. Uno de los motivos de ello pueden ser los métodos de regresión no-lineal ocupados por cada uno para la estimación. Cada método numérico puede encontrar distintos mínimos locales, dependiendo en gran parte del punto de partida. Otro motivo de diferencias es el tipo de función objetivo minimizada a utilizar (residuo utilizado). Por ejemplo ANSYS permite el uso de la suma absoluta o suma relativa del delta σ . Entre distintos programas se debe chequear que ambos residuos coincidan.
- Dentro de las condiciones que debe cumplir los coeficientes se debe advertir una condición para la energía de deformación: la mayoría de las veces se requiere estabilidad para materiales hiperelásticos; el esfuerzo debe aumentar a medida que se aumenta el alargamiento.
- Si se usa un modelo de Mooney-Rivlin de dos parámetros, el segundo coeficiente (C01) no puede ser negativo. Algunos programas no chequean esto e intentan usar un coeficiente de valor negativo. Un modelo Mooney-Rivlin de dos coeficientes muestra un buen ajuste hasta deformaciones de 100%, pero ha sido encontrado inadecuado para describir el modo en compresión de la deformación. También falla al tomar en cuenta el endurecimiento del material a grandes deformaciones. El modelo de 3 o más coeficientes toma en consideración un módulo de corte no constante. Estos modelos deben ocuparse con precaución, debido a que pueden resultar en funciones de energía de deformación inestables derivando en resultados

irreales desde un punto de vista físico fuera de los rangos de los datos experimentales.

- La Ilustración 3-3 muestra la aplicabilidad de ciertos modelos fuera de su rango de alargamiento donde dan buenos resultados. En a), b) y c) la línea continua grafica el modelo Ogden que para el material utilizado es el más representativo. Se ve que en el primer gráfico, con un alargamiento máximo de 1.4, los tres modelos presentados son bastante parecidos. Al aumentar el rango de aplicabilidad a un alargamiento igual a 4 es posible ver que el modelo Neo-Hookeano se separa de lo correcto, por lo tanto no puede ser aplicado en estos valores. Asimismo, en el tercer gráfico es posible ver que cuando se aumenta el alargamiento a 8 el modelo Mooney-Rivlin deja de ser válido. El gráfico d) muestra lo mismo.

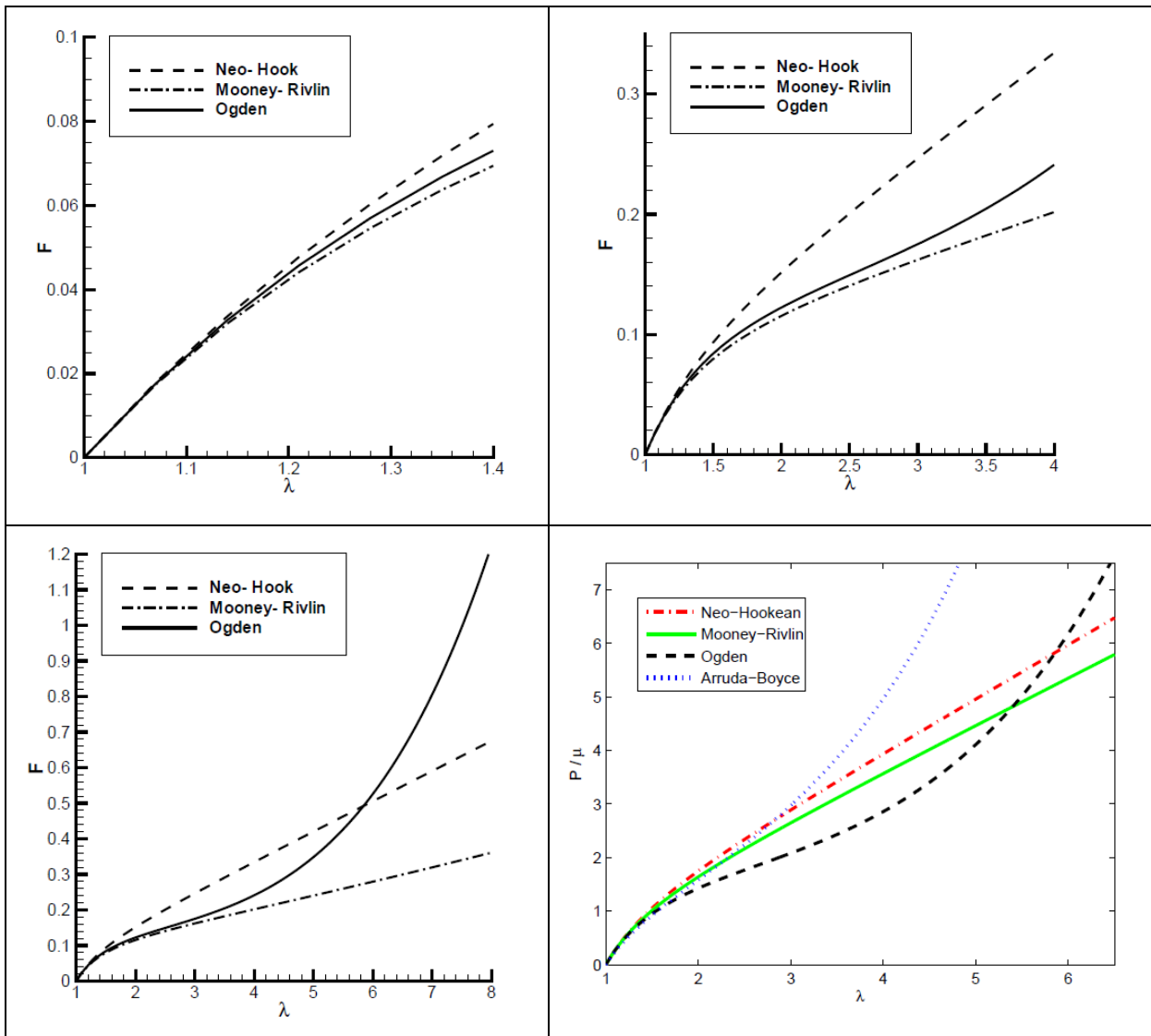


Ilustración 3-3: Diferentes modelos constitutivos en distintos rangos de alargamiento.

- Neo-Hookeano da buenos resultados para una deformación del 40% en tracción uniaxial y 90% en corte.
- Una manera de comprobar que tan bien funciona el modelo encontrado en los programas de elementos finitos es modelando el espécimen de ensayo usado para generar los datos de ensayado. Se debe analizar el modelo usando las condiciones de carga ocupadas durante el ensayo para obtener la curva esfuerzo – alargamiento. Luego se comparan los resultados analíticos con los del ensayo.

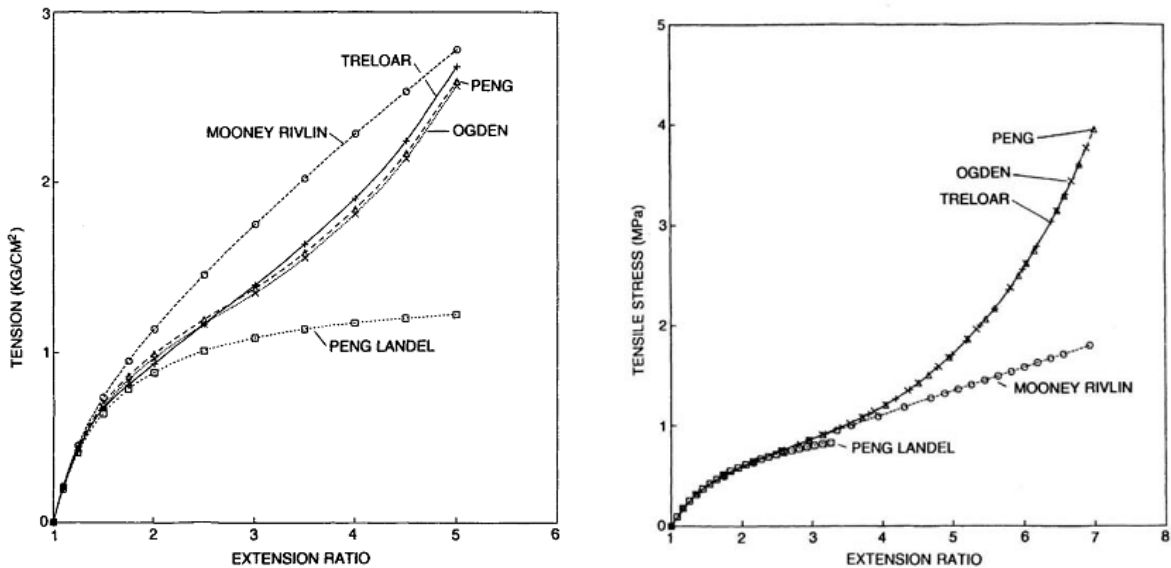


Ilustración 3-4: Comparación ajustes diferentes modelos a) corte puro b) tensión uniaxial.

En definitiva, los modelos a ocupar en este trabajo, definidos por su aplicabilidad en este problema, son en principio:

1. Mooney-Rivlin de 3 y 5 términos.
2. Ogden de 1°, 2° y 3° orden.
3. Gent
4. Yeoh de 2° y 3° orden.
5. Arruda-Boyce

De estos los más ocupados para tejidos blandos son Mooney-Rivlin (Polinomial) y Ogden. El modelo de Mooney-Rivlin se mantiene como el más ocupado de los modelos de elementos finitos para gomas y debe ser la primera opción debido a su robustez y simplicidad, aun conociendo sus imprecisiones. En las conclusiones de este trabajo se analizará cuáles de estos modelos terminan ajustando mejor el comportamiento experimental.

Se debe reparar en que el estado del arte del modelamiento del comportamiento mecánico de aneurismas cerebrales considera modelos constitutivos anisotrópicos como el de Holzapfel, el cual aparece como el más certero en la actualidad (15) (7) (8).

A continuación se ofrece una descripción de cada modelo ocupado en este estudio.

3.3.2 Mooney-Rivlin

Este modelo esta basado en la 1era y 2da invariante del tensor de deformación de Cauchy-Green izquierdo, y corresponde a un caso particular del modelo Polinomial. Como puede notarse en la Ilustración 3-5, más términos pueden capturar cualquier punto de inflexión en la curva esfuerzo-alargamiento ingenieril. Para ocupar los modelos de mayor orden es necesario que se entregue suficiente información experimental, pero en general no se recomienda un $N > 3$ (modelo Polinomial). El software ANSYS 13.0 posee ajuste para 2, 3, 5 y 9 parámetros. ADINA entrega valores para 5 y 2 parámetros.

Tabla 3-1: Relación modelos Mooney-Rivlin y Polinomial.

Mooney-Rivlin [n° de parámetros]	Polinomial [orden]
2*	1*
3	-
5	2
9	3

* Igual al modelo Neo-Hookeano para C_{01} igual a cero.

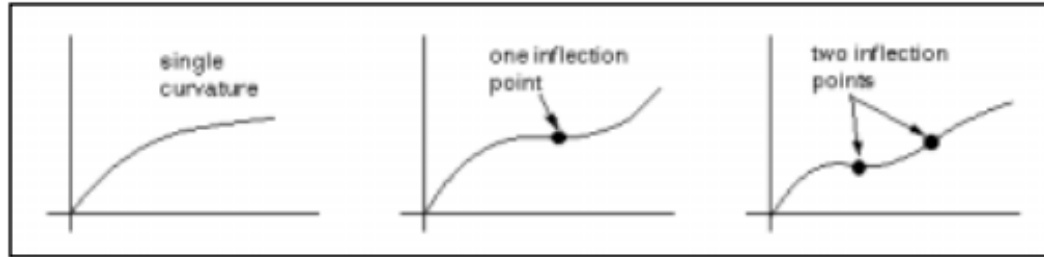


Ilustración 3-5: Puntos de inflexión para curva Mooney-Rivlin de 2, 5 y 9 parámetros.

La energía de deformación para el modelo de 9 parámetros está definida como:

$$\begin{aligned}
 W = & C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 \\
 & + C_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + C_{21}(\bar{I}_1 - 3)^2(\bar{I}_2 - 3) + C_{12}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3)^2 \\
 & + C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{03}(\bar{I}_2 - 3)^3 + \frac{1}{d}(J - 1)^2
 \end{aligned}
 \tag{3.39}$$

Asumiendo incompresibilidad por ecuación 3.11 y ensayo uniaxial:

$$\begin{aligned}
 W = & C_{10}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3) + C_{01}(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) + C_{11}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) & [3.40] \\
 & + C_{20}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^2 + C_{02}(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^2 \\
 & + C_{21}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^2(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) \\
 & + C_{12}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^2 + C_{30}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^3 \\
 & + C_{03}(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^3
 \end{aligned}$$

Con:

C_{ij} = Constantes del material.

d = Parámetro de incompresibilidad del material.

El módulo inicial de compresibilidad:

$$K = \frac{2}{d}$$

El Modulo de esfuerzo cortante inicial:

$$\mu = 2(C_{10} + C_{01})$$

Si se desea un modelo con cierto número de parámetros se trunca la energía de deformación hasta el número de términos escogido. De esta manera el esfuerzo de Cauchy para este modelo en dirección de tracción es:

$$\begin{aligned}
 \sigma_1 = & 2C_{10}(\lambda^2 - \lambda^{-1}) + 2C_{01}(\lambda - \lambda^{-2}) + 2C_{11}[(\lambda^2 - \lambda^{-1})(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) + (\lambda - \lambda^{-2})(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)] + 4C_{20}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(\lambda^2 - \lambda^{-1}) + & [3.41] \\
 & 4C_{02}(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)(\lambda - \lambda^{-2}) + 2C_{21}[(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(2\lambda^2 - 2\lambda^{-1})(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) + (\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^2(\lambda - \lambda^{-2})] + 2C_{12}[(\lambda^2 - \lambda^{-1})(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^2 + \\
 & (\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)(2\lambda - 2\lambda^{-2})] + 6C_{30}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^2(\lambda^2 - \lambda^{-1}) + 6C_{03}(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^2(\lambda - \lambda^{-2})
 \end{aligned}$$

3.3.3 Ogden

Este modelo entrega un mejor ajuste de la curva cuando hay disponible datos de múltiples ensayos. Está directamente en función de los alargamientos principales del tensor de deformación de Cauchy derecho en vez de los invariantes. De esta manera puede entregar un mejor ajuste,

pero es más caro computacionalmente. Es útil hasta deformaciones de 700%. Su energía de deformación se define como:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k} \quad [3.42]$$

Asumiendo incompresibilidad y ensayo uniaxial:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + 2\lambda_1^{-\alpha_i/2} - 3) \quad [3.43]$$

Donde:

$$\mu_i, \alpha_i, d_k = \text{constantes del material.}$$

En general no se recomiendan valor $N > 3$. Degenera en el modelo Neo-Hookeano para $N=1$, $\mu_i = \mu$ y $\alpha_1 = 2$.

De esta manera el esfuerzo de Cauchy para este modelo en dirección de tracción es:

$$\sigma_1 = \sum_{i=1}^N \mu_i (\lambda_1^{\alpha_i} - \lambda_1^{-\alpha_i/2}) \quad [3.44]$$

3.3.4 Gent

Ocupado en modelamiento arterial (16). Es un modelo micromecánico, similar a Arruda-Boyce que ocupa el concepto de límite de extensibilidad de la cadena:

$$W = \frac{\mu J_m}{2} \ln \left(1 - \frac{\bar{I}_1 - 3}{J_m} \right)^{-1} + \frac{1}{d} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad [3.45]$$

Asumiendo incompresibilidad y ensayo uniaxial:

$$W = \frac{\mu J_m}{2} \ln \left(1 - \frac{\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} - 3}{J_m} \right) \quad [3.46]$$

Donde:

μ = módulo de esfuerzo cortante

J_m = valor limitante de $\bar{I}_1 - 3$

d = Parámetro de incompresibilidad del material.

El módulo inicial de compresibilidad:

$$K = \frac{2}{d}$$

De esta manera el esfuerzo de Cauchy para este modelo se escribe:

$$\sigma_1 = \frac{\mu J_m}{J_m - I_1 + 3} \cdot (\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}) \quad [3.47]$$

3.3.5 Yeoh

Ocupado en modelamiento de tejido mamario (17). Ha sido demostrado que este modelo sirve para ajustar varios modos de deformación ocupando sólo datos de ensayos de tensión uniaxial. Esto lleva a requerimientos reducidos de testeo de materiales. Este modelo debe ocuparse con precaución para deformaciones pequeñas (18). También se conoce como forma Polinomial reducida, al contrario que la forma Polinomial solo se basa en el primer invariante de deformación:

$$W = \sum_{i=1}^N c_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k} \quad [3.48]$$

Asumiendo incompresibilidad y ensayo uniaxial:

$$W = \sum_{i=1}^N c_{i0} (\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} - 3)^i \quad [3.49]$$

Donde:

c_{i0} = constantes del material

d_k = Constantes del material.

Por lo tanto el esfuerzo de Cauchy para este modelo en dirección de tracción es:

$$\sigma_1 = 2(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}) \sum_{i=1}^N i c_{i0} (\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} - 3)^{i-1} \quad [3.50]$$

El modelo Neo-Hookeano puede ser obtenido con $N=1$, con el modulo de esfuerzo cortante inicial definido como: $\mu = 2C_{10}$. Aunque usualmente se ocupa el Yeoh de tercer orden, que es el que entrega buenos ajustes para grandes deformaciones, ANSYS 13.0 permite cualquier valor para N .

3.3.6 Arruda-Boyce

Este modelo, también llamado modelo *8-chain*, está basado en mecánica estadística. Solo son necesarios dos parámetros del material para describir el comportamiento de éste en una amplia gama de deformaciones, teniendo pocos datos experimentales disponibles. Este modelo puede aplicarse fácilmente a tejidos blandos debido a que la cadena polimérica imita a sus principales constituyentes: el colágeno y la elastina. Ocupado en modelamiento de tejido mamario (19). Su energía de deformación se expresa del siguiente modo:

$$W = \mu \sum_{i=1}^5 \frac{C_i}{\lambda_L^{2i-2}} (\bar{I}_1^i - 3^i) + \frac{1}{d} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad [3.51]$$

Asumiendo incompresibilidad y ensayo uniaxial:

$$W = \mu \sum_{i=1}^5 \frac{C_i}{\lambda_L^{2i-2}} ((\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1})^i - 3^i) \quad [3.52]$$

Donde se tienen los siguientes valores:

$$C_1 = \frac{1}{2}, C_2 = \frac{1}{20}, C_3 = \frac{11}{1050}, C_4 = \frac{19}{7050}, C_5 = \frac{519}{673750}$$

$$\mu = nK\theta$$

$$\lambda_L = \sqrt{N}$$

$$\bar{I}_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 = \lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} \quad [3.53]$$

Donde:

μ = módulo de esfuerzo cortante

λ_L = límite de extensibilidad de la cadena

n = densidad de la cadena

θ = temperatura

K = constante de Boltzmann

N = número de eslabones de la cadena

d = Parámetro de incompresibilidad del material.

Por lo tanto el esfuerzo de Cauchy para este modelo en dirección de tracción es:

$$\sigma_1 = 2\mu \sum_{i=1}^5 \frac{iC_i}{\lambda_L^{2i-2}} (\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1})^{i-1} (\lambda_1^{2i} - \lambda_1^{-i}) \quad [1.1]$$

3.4 Ensayo de tracción

El ensayo de tracciones utilizado frecuentemente para la caracterización de materiales. Consiste en someter una probeta (normalmente con forma de hueso) a elongación, a una velocidad de deformación constante. Durante el ensayo se registra la carga, el desplazamiento de las mordazas y si es posible el espesor de la probeta.

Este ensayo tiene como objetivo intentar reproducir un estado de deformación axial homogénea en la zona central de la probeta situada entre las mordazas. Con ello es posible analizar y cuantificar las propiedades y/o los parámetros mecánicos asociados a su ecuación constitutiva.

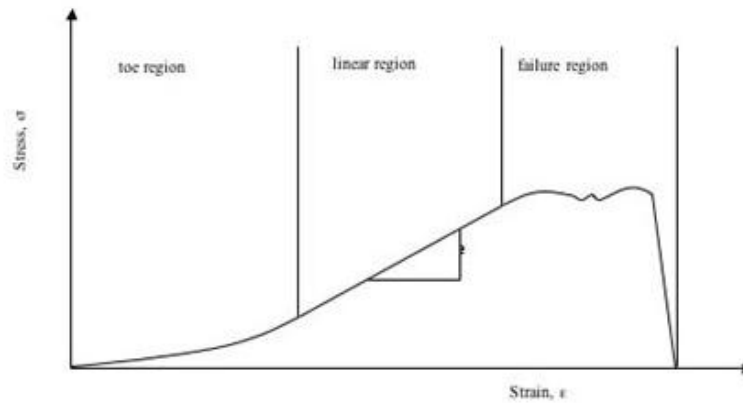


Ilustración 3-6: Curva típica esfuerzo-deformación para tejidos biológicos.

El ensayo de tracción puede proporcionar además de la relación tensión deformación del material, otros parámetros importantes como su resistencia y alargamiento en rotura. Para ello, la rotura debe estar siempre situada en la zona central, y si no es así la probeta es descartada. Al ser la pared arterial un material formado por capas diferentes, el ensayo se considera válido solo hasta el momento en que rompe alguna de éstas. (15)

Se asume comúnmente para ensayar y analizar materiales tradicionales, que éstos son homogéneos, exhiben pequeñas deformaciones y son linealmente elásticos. Como ya se ha explicado, ninguna de estas hipótesis se asume en el caso de materiales biológicos. Debido al enmarañado de las fibras de colágeno y la elasticidad de la elastina, la primera porción de la curva esfuerzo-deformación tiene características de alta deformación/ baja fuerza, llamada usualmente *toe region*. Al contrario que en materiales tradicionales, esta zona es no-lineal. Luego se identifica una zona lineal con pendiente mayor donde se suele determinar un parámetro similar al módulo de Young, E. Finalmente ocurre la falla en el material con una correspondiente disminución en la fuerza aplicada a mayores elongaciones (Ilustración 3-6). (20)

Para representar los resultados se utilizarán las curvas de tensión de Cauchy (σ) versus alargamiento (λ). El esfuerzo real o tensión de Cauchy se calcula con la carga instantánea (F) y el área transversal real o instantánea (a).

$$\sigma = \frac{F}{a} \quad [3.54]$$

El área transversal real se calcula utilizando la condición de incompresibilidad (volumen constante):

$$A \cdot L = a \cdot l \quad [3.55]$$

que conduce a la relación $a = A/\lambda$ siendo “A” el área al inicio del ensayo (15). De esta manera se obtiene la misma relación entre esfuerzo real e ingenieril de la ecuación 3.38:

$$\begin{aligned}\sigma &= \sigma_{ing} \lambda \\ \sigma &= \frac{F}{A} \lambda\end{aligned}\quad [3.56]$$

Tomando L como la longitud inicial de la probeta y l como la longitud actual, es posible describir varios coeficientes adimensionales como medida de deformación, por ejemplo el alargamiento presentado en la ecuación 3.17. La selección apropiada de una medida de deformación está determinada básicamente por la relación esfuerzo-deformación (por la ecuación constitutiva del material). (6) Para los modelos utilizados es correcto ocupar esta definición de alargamiento, según el razonamiento seguido en el apartado 3.2. Otros coeficientes adimensionales para la deformación son:

$$\varepsilon = \frac{l - L}{L}, \quad \varepsilon' = \frac{l - L}{l} \quad [1.2]$$

3.4.1 Parámetros de análisis

Algunos parámetros de fácil adquisición que se ocupan para caracterizar las paredes arteriales son el esfuerzo y alargamiento de rotura (σ_r, λ_r). El punto de rotura de la muestra se define como el primer punto donde alguna de sus capas falla. Se identifica fácilmente en la curva de tensión como una caída repentina de la carga. Estos datos entregan valiosa información acerca de qué nivel de estímulo es necesario en el tejido para que ocurra daño permanente, daño que no necesariamente ocurre *in-vivo*.

Además se calcularán los coeficientes de los modelos constitutivos entregados por ANSYS. Otro parámetro que se considerará es el área del loop de histéresis comparada con el área de la curva de carga (H %), esto se aplicará solo en los ensayos con ciclado. Como parámetro de medida de la no linealidad de la elasticidad se ocupará el área bajo la recta comprendida entre el punto inicial y el punto de rotura (σ_r, λ_r) comparado con el área de la curva esfuerzo-deformación (NL %).

4 Metodología

4.1 Protocolo de manejo de muestras

Existen diversos criterios de manipulación de muestras de tejidos vivos. En los estudios analizados existen algunas similitudes, las cuales se utilizan en este trabajo también. En el caso de encontrar discrepancias sobre algún método en particular, se optó por el que revistiera menor complejidad de implementación.

Con respecto a la identificación de las muestras, se elaboró con ayuda del equipo médico una ficha de ingreso de pacientes, en la cual se recogieron los datos clínicos relevantes (ver Anexo A). También se obtienen imágenes 3D del aneurisma mediante angiografía, la que luego es transformada en un modelo CAD. Por último, los pacientes que autorizan el uso de estos tejidos en el estudio deben firmar un consentimiento informado.

4.1.1 Cortado de Probetas

Una vez obtenido el tejido aneurismal es necesario lograr probetas comparables en tamaño y forma. En el caso de los materiales comúnmente testeados mecánicamente como los metales por ejemplo, conseguir probetas idénticas geométricamente no reviste mayor complejidad. En cambio para tejidos blandos de morfología muy variada este proceso tiene mayor dificultad, es por esto que existen variados métodos de obtención de probetas.

Dentro de los procesos usados comúnmente para el corte de probetas de materiales como caucho y gomas, se encuentran el uso de troqueles con la forma ya definida y para aplicaciones más industriales el uso de prensas mecánicas e hidráulicas (ver Ilustración 4-1). En este caso se cuenta con muestras muy pequeñas lo que complica la fabricación de estos elementos. Debido a lo exiguo del material a testear no es posible contar probetas clásicas con forma de hueso que sería lo ideal, sino que se busca obtener la mayor cantidad de probetas por aneurisma, por tanto, se usa una forma rectangular. En los estudios analizados se usan generalmente probetas rectangulares de anchos entre 1- 5 y largos entre 5-7 [mm]. Es por esto que la obtención de probetas iguales geométricamente se pensó hacer mediante el uso de un bisturí de doble hoja con 1 [mm] de separación entre hojas, manejado por el neurocirujano. Las ventajas que tiene este método es la precisión y calidad de los bordes, y al mismo tiempo obtener probetas con anchura constante. Finalmente no fue posible ocupar este método debido al difícil manejo del bisturí, que no permitía fijar muy bien las muestras y éstas terminaban por desplazarse de la zona de corte. El equipo cirujano terminó por ocupar tijeras de corte para este fin, manipuladas bajo microscopio, tratando de mantener la anchura constante. La Ilustración 4-5 muestra las dimensiones aproximadas ocupadas para las probetas. Se tomaron estas dimensiones debido a que permiten aprovechar bien el poco material con que se cuenta y al mismo tiempo tienen un tamaño que hace sencilla su manipulación. El error asociado comparado con las dimensiones *in-vivo* puede asumirse como relativamente pequeño para aneurismas y arterias intracraneales debido a la alta rigidez de estos tejidos.

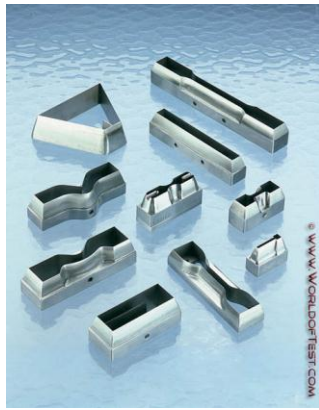


Ilustración 4-1: a) Distintos tipos de troqueles, b) Prensa.

Debido al pequeño tamaño y geometría variable de las muestras de aneurismas, es difícil mantener una relación constante entre la dirección de elongación y el eje aneurismal. Se optó en un principio por tomar muestras de acuerdo a la Ilustración 4-2 (en color rojo claro se observa la muestra), en dirección circunferencial. El poder obtener probetas en esta dirección depende de condiciones médicas y está sujeto a las posibilidades del cirujano. El motivo por el cual se requerían muestras en esa dirección era que solo se tomaba tejido de una zona del aneurisma. Se estimaba también que en esta dirección se podían obtener muestras más largas que en dirección circunferencial. Finalmente el neurocirujano optó por tomar las muestras de acuerdo a la Ilustración 4-3 en dirección meridional. Esta era la forma para asegurar probetas más largas. El inconveniente es que de esta manera se tienen tejidos con propiedades – en el papel – disímiles dentro de la misma probeta, a saber; tejido más frágil al centro de la probeta (domo) y tejido más resistente en los bordes (cuello y cuerpo) (10).

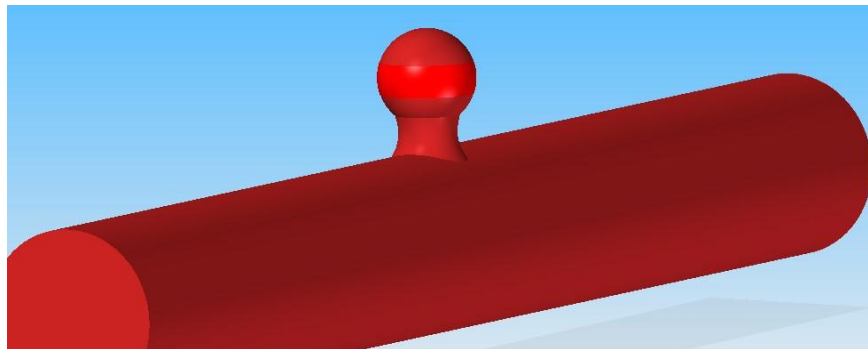


Ilustración 4-2: Corte de probeta, dirección circunferencial.

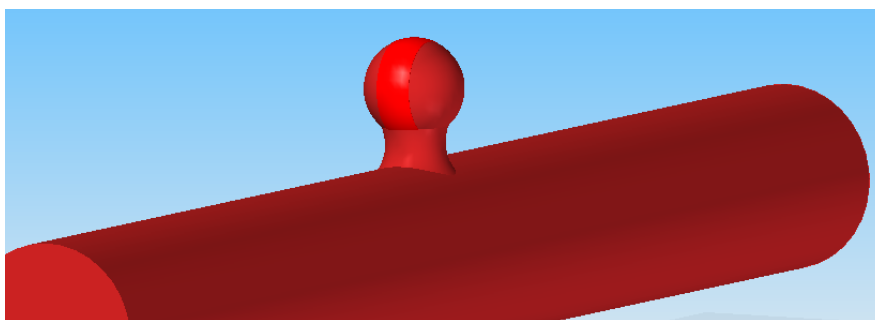


Ilustración 4-3: Corte de probeta, dirección meridional.

4.1.2 Extirpado y traslado de muestras

Las muestras deben ser preservadas en una solución salina (suero fisiológico) a baja temperatura (4°C) hasta el momento del ensayo, no más de 48 horas después de la escisión. Se ha comprobado que al superar el plazo de 48 horas se alteran las curvas esfuerzo-deformación para arterias a esa temperatura de conservación (21). La cantidad de tejidos a sacar debe ser la mayor posible para poder obtener varias probetas.

Con el equipo médico se definieron una serie de condiciones necesarias para que el tejido pudiera utilizarse en este estudio:

- Tipo de aneurisma: sacular.
- Diámetro mínimo: 3 [mm]. Esto permite obtener probetas del tamaño requerido.
- Pacientes bajo los 50 años, debido a que sobre esta edad es muy probable la existencia de aterosclerosis⁵ en la pared. Estas capas endurecen la pared aneurismal y la engrosan. Son fácilmente identificables por su color amarillo.

Además se buscaron aneurismas “jóvenes” (con poco tiempo desde su aparición); generalmente son de menor tamaño, pero menos frágiles.

Es necesario comentar que se pierden muchas muestras posibles para el estudio debido al gran tamaño del cuello de algunos aneurismas operados. Éstos son muy difíciles de ocluir ocupando clips debido a su tamaño (ver Ilustración 4-4) y ubicación en el cerebro. Es preciso acotar también que existe un máximo de longitud de los clips para poder mantener la presión de apriete. En las cirugías, después de poner los clips lo mejor posible tratando de evitar la circulación al interior del aneurisma, los cirujanos proceden a reventarlo intencionalmente para

⁵ Presencia de placas de colesterol y elementos grasos en las paredes arteriales.

comprobar que la circulación ha cesado. Muchas veces esto no ocurre debido a lo expresado anteriormente, por lo que se ven obligados a cauterizar el tejido aneurismal para cortar la circulación. Esto vuelve inútil el tejido para los propósitos del estudio.

Existen pacientes con aneurismas del tamaño necesario para el estudio, pero que al mismo tiempo tienen cuellos pequeños que facilitan su oclusión mediante clips y por lo tanto su extracción para el estudio. Estos aneurismas no son tratados por la vía quirúrgica sino que utilizando embolización endovascular (ver sección 2.1.1) ya que justamente este tratamiento requiere de cuellos pequeños para poder ser aplicado. Con respecto a la morbilidad y mortalidad del clipado quirúrgico versus la embolización endovascular, no existen estudios concluyentes que demuestren cuál es el procedimiento menos riesgoso para aneurismas no rotos (22), aunque el cuerpo médico del Instituto Asenjo prefiere el uso de embolización cuando es posible.

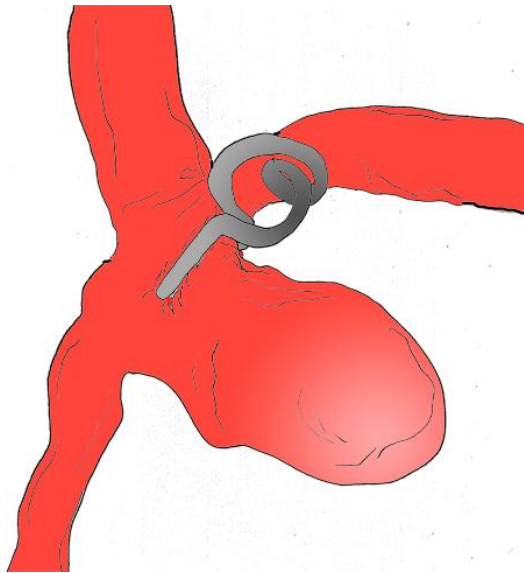


Ilustración 4-4: Aneurisma clipado incompletamente.

Para trasladar las muestras se ocupa un cooler con hielo, el cual lleva las muestras inmersas en solución salina, dentro de frascos plásticos estériles de 100 [ml].

4.1.3 Medición de espesor de probetas

Para medir el espesor de las probetas se cuenta con un microscopio óptico digital, capaz de obtener imágenes 3D. Es posible obtener el espesor de las probetas haciendo un barrido de imágenes 3D con el microscopio. Este barrido se hace en un borde de la probeta, como puede verse en el Anexo C.

4.1.4 Condiciones ambientales

Con respecto a la humectación de las muestras, se puede usar irrigación constante de solución salina (suero fisiológico) o mantener las probetas en un recipiente con el fluido estático. Debido a la geometría de la máquina de microtracción resulta difícil instalar un recipiente con suero en donde se alojan las muestras. Se optó en cambio por humedecer manualmente a través

de un gotario. De esta manera, la muestra se hidrata por capilaridad y se evita mojar la máquina. Según Nicolle et al. (23), las muestras de tejido biológico (estudio hecho en tejido de riñón) se vuelven más rígidas a medida que se secan, pero este fenómeno es completamente reversible si se rehidratan las muestras inmediatamente. También apunta que la solución salina es el mejor fluido para rehidratar, por lo tanto aplicándolo a las muestras periódicamente durante el ensayo éstas deben conservar sus propiedades mecánicas.

Existen 2 condiciones usadas en la literatura con respecto a la temperatura a la que se llevan a cabo los ensayos; algunos autores lo hacen a temperatura ambiente y otros a $37 \pm 0,5^\circ\text{C}$ para imitar las condiciones de los tejidos *in vivo*, controlando la temperatura con una termocupla localizada en el recipiente con fluido, cerca de la muestra ($<4[\text{mm}]$) (24). Debido que en este trabajo las muestras no están sumergidas, resulta complejo mantener su temperatura constante. De esta manera, las muestras son ensayadas a temperatura ambiente ($\sim 20^\circ\text{C}$). Para llegar a temperatura ambiente desde que son sacadas del refrigerador, las muestras pasan 20 minutos en una cápsula de Petri sumergidas en suero fisiológico preparado con anterioridad a temperatura ambiente antes de colocarlas en la máquina. Con respecto a la validez de los ensayos hechos a esta temperatura es necesario notar primero que la única referencia que ensaya a temperatura ambiente es la primera que se tiene para aneurismas cerebrales humanos (Steiger et al. (10) de 1989). Guinea et al. (25) realizó ensayos de presurizado de arterias carótidas en un rango de 17 a 42°C encontrando que a distintas temperaturas cambia el coeficiente de dilatación a una misma presión. El efecto es positivo (mayor coeficiente – mayor temperatura) para presiones altas y negativo para presiones bajas (relativo a la presión fisiológica de referencia: 100 mmHg). También concluye que la rigidez estructural no sufre modificaciones al rango de temperaturas testado. Otros trabajos muestran resultados poco concluyentes con respecto al efecto que tiene testear a temperatura ambiente en ensayos como los de este trabajo. Es posible advertir que el efecto existe aunque no de qué manera y en que cantidad. Para trabajos posteriores es necesario eliminar esta variable considerando ensayos a temperaturas *in-vivo* (37°C).

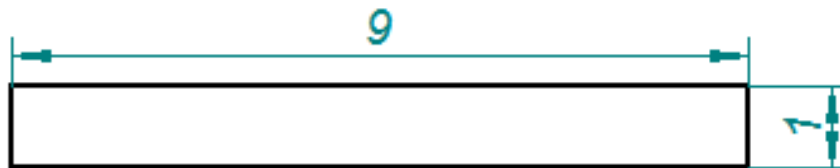


Ilustración 4-5: Dimensiones aproximadas de probetas (en mm).

4.2 Ensayado

4.2.1 Montaje experimental

Los ensayos mecánicos son realizados en el Laboratorio del profesor Michel Ignat en el Departamento de Física de la FCFM. En un principio iba a utilizarse una máquina diseñada específicamente para ensayos de tracción para esfuerzos pequeños (usada en pelo por ejemplo). Una falla en ésta (rotura del eje motriz y rodamientos asociados) obligó a ocupar la máquina que

se describe a continuación. La pérdida de precisión no es apreciable, aunque si es necesario notar que el ruido asociado a la adquisición de datos resulta mayor en la máquina finalmente ocupada.

El montaje experimental cuenta con los siguientes aparatos para la transformación de las cargas soportadas por las muestras en datos registrados en computadora:

1. **Máquina de tracción:** de autoría y construcción del Profesor Michel Ignat. Las mordazas se mueven simétricamente mediante la rotación de un tornillo sinfín movido por un motor CC. Un sensor de desplazamiento láser mide el movimiento relativo de las 2 mordazas móviles. Las fuerzas son medidas usando celdas de carga piezoresistivas, con rangos máximos de 1,5 y 40N (la ocupada en este caso es de 5N). Dos transductores piezoeléctricos, insertados en mordazas intercambiables, permiten deformación cíclica. La precisión de la celda de carga es de 0,0001[N], mientras que la precisión de las mediciones de desplazamiento es de 1[μm].
2. **Acondicionadores de señal RDP Electronics E725:** Encargados de digitalizar las señales eléctricas mandadas por los transductores de fuerza y sensores de desplazamiento.
3. **Hub USB 2.0 4 hub:** Toma los datos de los 2 acondicionadores y del motor de la máquina para transformarlos en una sola señal y de esta manera hacerlo llegar a la computadora.
4. **Laptop:** mediante un software basado en LabView registra los datos enviados por las dos señales. También controla el movimiento del motor de la máquina de microtracción.
5. **Microscopio óptico digital Hirox KH-7700:** para analizar *in situ* los especímenes a microescala (9). Permite la grabación de videos y la reconstrucción de perfiles 3D de imágenes mediante su motorización en el eje Z.

Se puede observar el montaje experimental en la Ilustración 4-6.

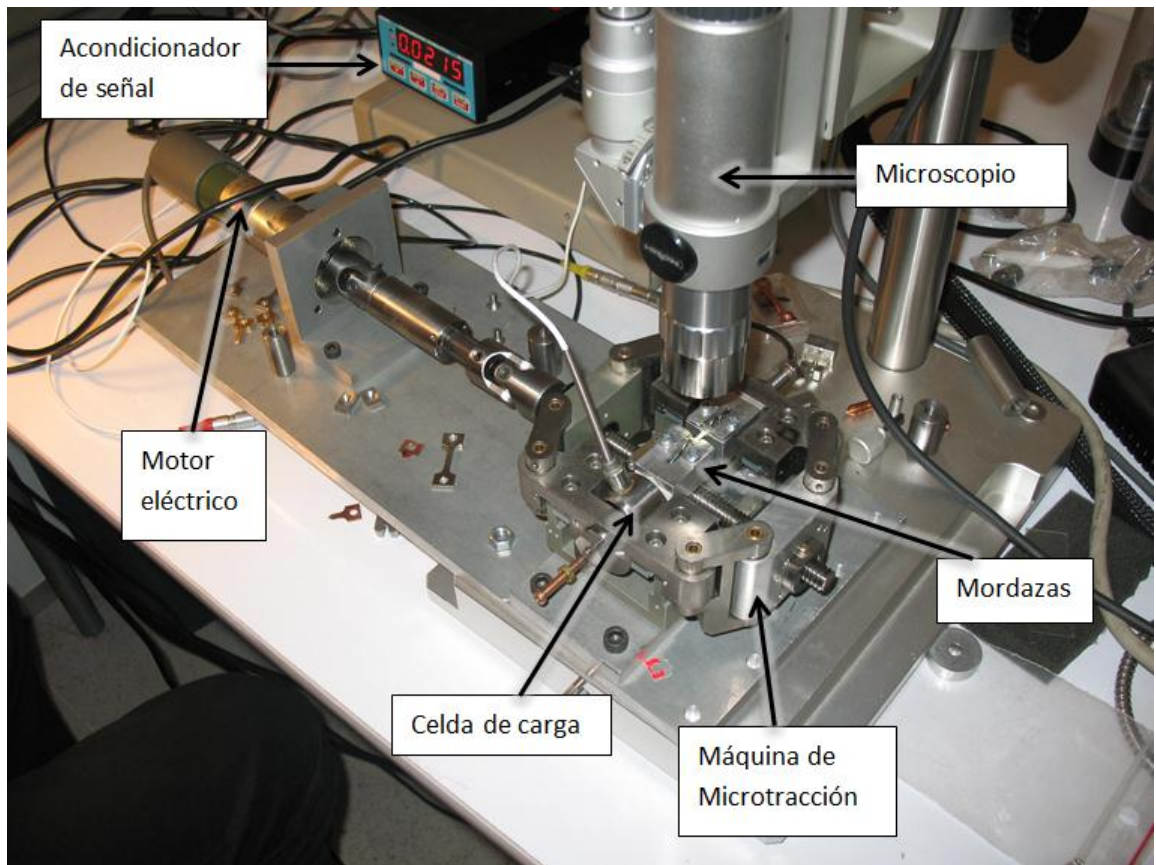


Ilustración 4-6: Montaje experimental

4.2.2 Mordazas

El método más ampliamente ocupado para el acople mordaza-tejido es la compresión mecánica, la cual se logra a través de tornillos que aprietan ambas tenazas de la mordaza con el tejido en medio. Este sistema es el que posee la máquina de microtracción y tiene el inconveniente de que muchas muestras deben descartarse, debido a que se deslizan de las mordazas durante el ensayo o se desgarran en la mordaza. Esto se debe principalmente a fuerzas de compresión muy grande o a que las superficies de las mordazas tienen irregularidades donde se concentran los esfuerzos sobre la muestra, llegando a la rotura. Además estos ensayos han sido efectuados muchas veces en tejido más resistente a la compresión que muestras vasculares cerebrales.

Para mejorar los resultados de los ensayos se suelen utilizar pegamentos. El pegamento que aparentemente entrega mejores resultados es el butil-cianoacrilato. Tiene las propiedades de ser

bacteriostático⁶, biocompatible, insoluble en agua, polimeriza rápidamente en presencia de sustancias iónicas como vapor de agua, sangre o fluido de tejidos. Provee una unión fuerte aunque flexible, es hemostático⁷, tiene buena resistencia a la tracción y tiene uso médico y veterinario comprobado. Resulta por esto una ayuda al método de compresión mecánica.

Un tipo de mordazas que han dado buenos resultados son las autoapretantes. Éstas aprietan el tejido a medida que éste desliza y sale de su agarre (a medida que se aumenta la carga en el ensayo). Los procesos de manufactura para este tipo de mordaza en este caso son más complicados por el pequeño tamaño de la máquina que se ocupa en este trabajo (espacio reducido para ponerlas) y de las muestras. Es por esto que se descartó esta posibilidad.

En algunos casos en la bibliografía se han visto mordazas metálicas (la máquina de microtracción posee mordazas plásticas), por lo tanto se estima que el tiempo de contacto del tejido blando con el metal es demasiado breve para ejercer alguna degradación de la muestra.

En este trabajo se opta por un método nuevo para aferrar las muestras a la máquina. Se comprime mecánicamente ocupando los mismos clips con los cuales se ocluye un aneurisma mediante cirugía (ficha técnica del clip en Anexo D). De esta manera se tienen muchas ventajas comparativas a las mordazas fabricadas, como biocompatibilidad, facilidad de manejo, buena superficie de contacto con el aneurisma (se dobla la superficie de contacto y se minimiza la posibilidad de desliz [ver Ilustración 4-9]), etc. Este camino implica el uso de mordazas en las cuales se inserten los clips con la muestra entre ellos. Para aumentar el apriete se colocan placas apretadas por tornillos que presionan los lados de los clips, los cuales sobresalen de la mordaza. Se puede ver el montaje de las mordazas reales en la Ilustración 4-7 y el diseño 3D (sin tornillos de apriete) en la Ilustración 4-8. En el Anexo F se presenta el plano *as built* de las mordazas.

⁶ Agente químico que detiene la reproducción bacteriana.

⁷ Detiene hemorragia.

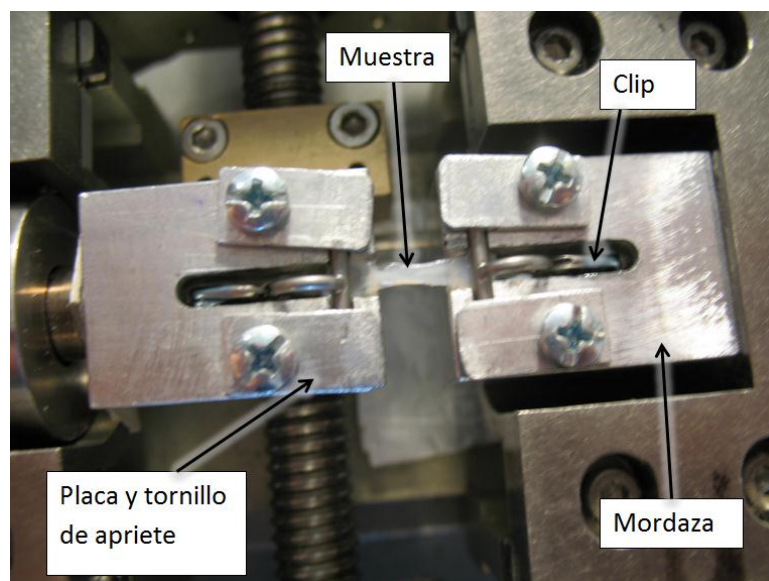


Ilustración 4-7: Montaje de mordazas y muestra.

4.2.3 Condiciones de ensayo

Los ensayos se hacen en estado pasivo; sin activación eléctrica o química de la pared vascular.

Con respecto a la velocidad de elongación reportada en la literatura; en la referencia (24) se utilizaron velocidades de 0,03 [mm/s] (aproximadamente 36%/min de deformación, para arterias coronarias), Steiger (10) reporta pasos elongación de 0,1 [mm] con intervalos de 30 [s] entre pasos para aneurismas. Esto implica relajación de los esfuerzos entre cada paso. En la referencia (1) se elonga 0,2 [mm] cada 2 [min], para aneurismas (alargamiento de 3,3%/min), mientras que García (15) ocupa una velocidad de 0,03 [mm/s] (velocidad de alargamiento 15%/min) para la aorta ascendente. Aunque algunos autores sostienen que el comportamiento arterial es relativamente insensible a los cambios de la velocidad de alargamiento (15), se usó una velocidad dentro de los valores aceptados en la literatura optando por una velocidad de alargamiento de 11%/min; equivalente a una velocidad de elongación de 0,01 [mm/s] para el tamaño de probeta dado.

De acuerdo al protocolo estándar de ensayado de tejido biológico elaborado por Holzapfel y Ogden (2009) las muestras son cicladas como mínimo 5 veces para eliminar efectos viscoelásticos. Solo se toman en cuenta los datos del último ciclo para caracterizar mecánicamente el tejido. Se ocupa como límite de alargamiento para el ciclado un 10% del largo de la muestra. Se ocupa este valor debido a que según Karmonik et al. (26) citado en (11), este corresponde al alargamiento promedio mostrado por los aneurismas *in-vivo*.

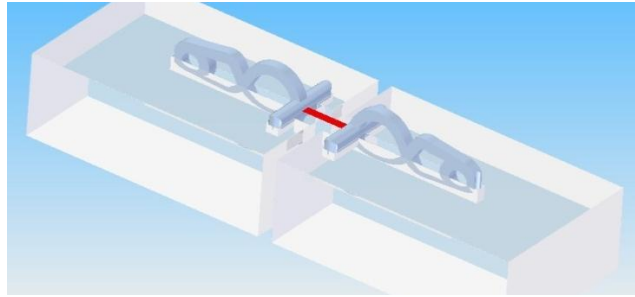


Ilustración 4-8: Imagen 3D del montaje de mordazas.

4.2.4 Pasos de ensayado

Los pasos tomados para un ensayado exitoso son:

1. Preparación de la máquina:
 - a. Ocupando el control manual de la máquina de microtracción, acercar las mordazas lo más posible (siempre es necesario dejar un espacio de seguridad entre ellas).
 - b. Las mordazas deben ser apretadas en el captor solo con la fuerza de los dedos.
2. Preparación de la muestra:
 - a. Sumergida en suero fisiológico en una cápsula de Petri, colocar la muestra entre los clips.
 - b. La distancia exacta entre clips es de 4,6[mm]. Si a eso se agrega 1[mm] de seguridad se tiene una distancia entre mordazas de 5,6[mm]. Esta distancia es la promedio vista entre clips. Para cada ensayo se determina la distancia exacta.
3. Colocación de la muestra:
 - a. Humectando constantemente con un gotario, colocar la muestra con los clips en las mordazas.
 - b. Apretar los tornillos suavemente.
4. Ensayado:
 - a. Setear el desplazamiento y la fuerza en 0.
 - b. Setear una velocidad de desplazamiento de 0,01 [mm/s].
 - i. El software para controlar la máquina tiene una opción para ciclar las muestras. No fue posible ocupar esta opción debido a un error en alguno de los componentes del montaje. De esta manera fue necesario controlar manualmente los ciclos de carga y descarga. Al proceder de manera

manual no fue posible mantener absolutamente constante la velocidad de desplazamiento por lo tanto existe un pequeño error en ese parámetro.

- c. El desplazamiento equivalente a un alargamiento de 10% es 0,56[mm].
- d. Comenzar el ensayado de la muestra, pre ciclándola un mínimo de 4 veces, hasta el alargamiento máximo del 10%.
- e. Hacer el último ciclo hasta la rotura.
 - i. Detener la máquina al percatarse de una fuerte caída en la fuerza para obtener solo los datos útiles. Esto ocurre generalmente cuando se ven signos de rotura en la muestra a simple vista.
- f. Medición de espesor con microscopio, se realiza de dos formas:
 - i. Manteniendo la probeta entre las mordazas, se realiza un barrido de la imagen 3d, tratando de mantener la muestra humectada.
 - ii. Se toma otra muestra similar (del mismo tejido) o una parte de la probeta a ensayar, se coloca en una cápsula de Petri humectándola por uno de sus lados (el lado contrario absorbe por capilaridad) y se obtiene la imagen del otro lado.



Ilustración 4-9: Perfil de la hoja del clip T. Estampado piramidal simétrico.

4.3 Procesamiento de datos

4.3.1 Filtrado de datos en Matlab 7.12.0

El montaje experimental requiere de transductores para transformar las señales de la fuente electromecánica a un pulso eléctrico. Al transformar la señal muchas veces se introducen perturbaciones eléctricas o ruidos eléctricos, propias de los sistemas que portan cargas dentro del montaje, que luego es necesario eliminar para obtener la señal pura (27). Generalmente estos ruidos tienen una determinada frecuencia o gama de frecuencias, asimismo la señal estudiada también tiene una frecuencia característica. Mediante el uso de un filtrado digital es posible

discriminar entre frecuencias, para admitir el paso solo de las reconocidas como parte de la señal. En este caso se aplica un filtro de Butterworth; un filtro pasa baja de Orden 2. Se utiliza éste por ser uno de los filtros más básicos y con respuesta más plana hasta la frecuencia de corte. En otras palabras la salida se mantiene casi constante hasta la frecuencia de corte (28). Se toma la decisión de ocupar un filtro pasa bajas debido a que por la forma de las curvas resulta evidente que el ruido tiene una frecuencia mucho más alta que la frecuencia característica de la curva (ver Ilustración 4-11). Para usar este filtro es necesario contar con una onda muestreada periódicamente en la cual el período no fluctúe. En este caso la condición se cumple. Para determinar específicamente dónde efectuar el corte de frecuencias a considerar dentro de la onda se realiza una transformada de Fourier de la señal. Esta aplicación permite pasar al dominio de la frecuencia una señal. En particular se ocupa la función *fft* (*fast Fourier transform*) de Matlab 7.12.0 que retorna la transformada de Fourier discreta, la cual requiere de una función de entrada con secuencia discreta y duración finita. En la Ilustración 4-11 se muestra un ejemplo de curva con ruido y filtrada, y en la Ilustración 4-10 el espectro de frecuencias de la curva con ruido y dónde se decidió cortar las frecuencias más altas mediante el filtro pasa bajas.

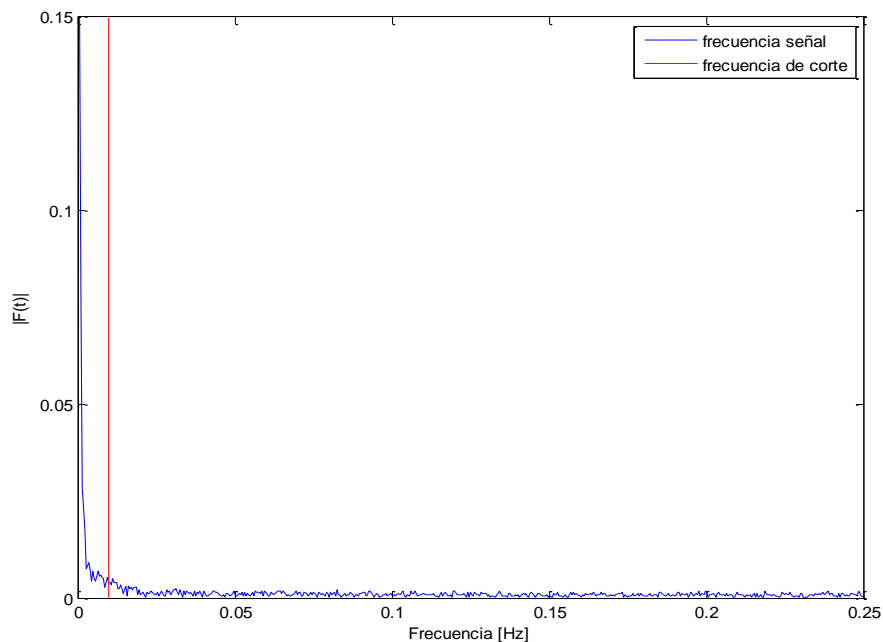


Ilustración 4-10: Espectro de amplitud absoluta de señal de Fuerza.

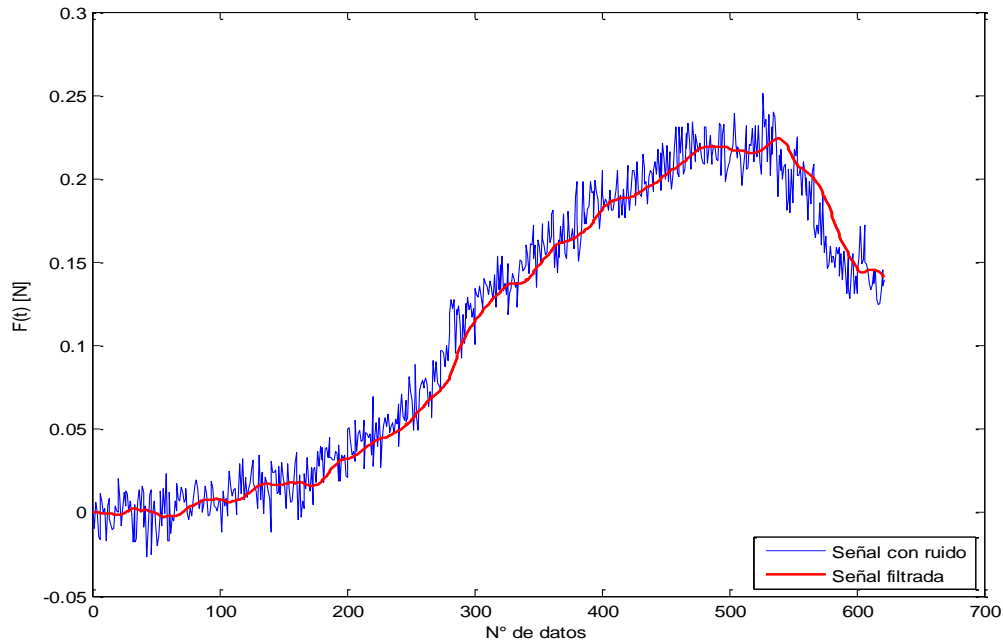


Ilustración 4-11: Filtrado de señal de Fuerza.

El código ocupado en Matlab 7.12.0 para el filtrado se encuentra en el **Anexo E**.

4.3.2 Error por carga aplicada en 90° con respecto al hilo.

El montaje experimental posiciona el captor de fuerza con el hilo horizontal, como es posible ver en la Ilustración 4-6. Esto genera una carga en 90° con respecto al hilo, lo que produce una sobrestimación en la toma de datos igual al 2,5% de la carga aplicada. Es por esto y para evitar esfuerzos de flexión muy grandes en la celda que se prefiere siempre realizar los ensayos con un montaje vertical (en este caso no era posible por la disposición de la máquina). La carga aplicada en este caso corresponde a la masa de la mordaza que es de 12,11 gr. Esto equivale a una sobrestimación de $2,9 \cdot 10^{-3} [N]$. Esta carga se resta a los datos de fuerza.

4.3.3 Error por Calibración de Máquina de Microtracción

La calibración de la máquina de microtracción se realizó ensayando probetas de cobre de módulo conocido. Se calculó un desplazamiento parásito equivalente como función de la carga aplicada. Se llegó a la siguiente ecuación:

$$d_{par}[mm] = 2 \cdot 10^{-7} \cdot F[N]$$

Este desplazamiento debe restarse al entregado por la máquina. Es posible darse cuenta que el error de calibración es excepcionalmente pequeño; las cargas máximas de los ensayos de este tipo de tejido blando llegan a 5 [N] lo que equivale a una deformación parásita máxima de 1 [nm]. Es por esto que no se considera en el procesamiento de las curvas este error, ya que no tendría ningún impacto en los resultados.

4.3.4 Ajuste de curva para materiales hiperelásticos: en ANSYS 13.0.

El software ANSYS 13.0 ofrece una herramienta para estimar las constantes de un material entregando los datos experimentales de pruebas en el material y comparándolos con los modelos de materiales hiperelásticos que soporta el software.

El software soporta 3 comportamientos principales:

- Caso 1: Modelos de materiales totalmente incompresibles.
- Caso 2: Modelos de materiales pseudo-incompresibles.
- Caso 3: Modelos de materiales compresibles.

Existen 2 maneras de hacer el ajuste; de manera interactiva (ocupando el GUI⁸) o vía comandos *batch*. Se agregan los datos experimentales, se escoge uno de los 9 modelos disponibles, se lleva a cabo una regresión y se comparan los datos con el ajuste de manera gráfica.

4.3.5 Agregar datos experimentales

Se inicializa el software *ANSYS Multiphysics Utility Menu*. En el ANSYS Main Menu se selecciona Preprocessor → Material Props → Material Models. Se abre una ventana nueva donde se elige realizar un ajuste de curva:

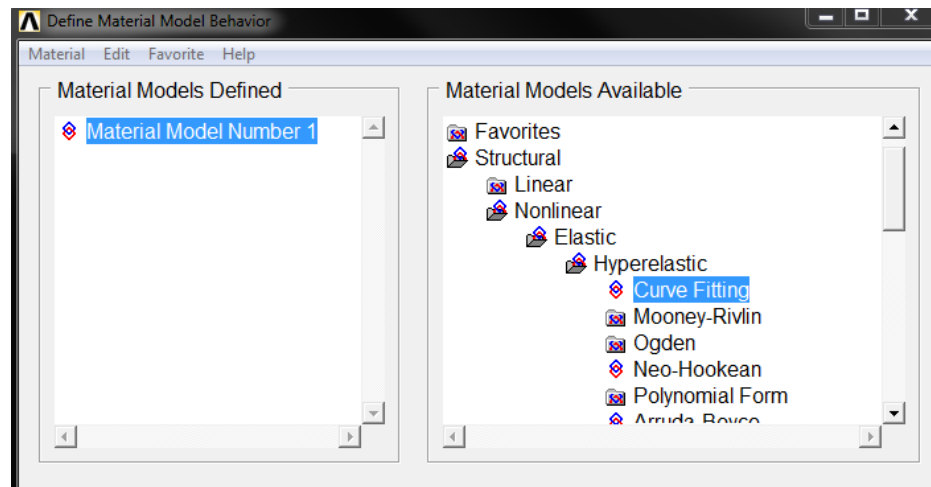


Ilustración 4-12: Ventana de ANSYS para seleccionar ajuste de curva.

⁸ Interfaz gráfica del usuario, en inglés *Graphical User Interface*.

Se pueden llenar los campos dejados para todos los tipos de ensayos que soporta el software (ver Tabla 4-2) para obtener un mejor ajuste. En este caso solo se tiene información de ensayos de tracción uniaxial. Los datos deben estar en esfuerzo y deformación ingenieril (σ_{ing} y ϵ). Es posible cargar un archivo de texto con esta información de manera sencilla. Esto se puede apreciar en la Tabla 4-1:

Tabla 4-1: Formato de deformaciones y esfuerzos ingenieriles para importar a ANSYS.

0.00106827	0.00031911
0.00162778	0.00050243
0.00259420	0.00046636
0.00295025	0.00047338
0.00356062	0.00034851
0.00391667	-0.00044865
0.00406925	-0.00158788
0.00417098	-0.00218979

Tabla 4-2: Detalles experimentales para Modelos de Casos 1 y 2 y para Blatz-Ko.

Tipo de ensayo	Datos en columna 1	Datos en columna 2	Datos en columna 3
Uniaxial Test	Engineering Strain	Engineering Stress	
Biaxial Test	Engineering Strain	Engineering Stress	
Planar/Shear Test	Engineering Strain (in loading direction)	Engineering Stress	
Simple Shear Test	Engineering Shear Strain	Engineering Shear Stress	(Optional) Engineering Normal Stress (normal to the edge of shear stress)
Volumetric Test	Volume Ratio (J)	Hydrostatic Pressure	

4.3.5.1 Seleccionar un modelo de material

La Tabla 4-3 muestra los modelos soportados por ANSYS 13.0.

Tabla 4-3: Modelos disponibles para ajuste en ANSYS.

Nombre del modelo	Abreviación	Orden	N° de Coeficientes	Ajuste Lineal/No lineal
Mooney-Rivlin	moon	2, 3, 5, 9	2/3/5/9+1	Lineal

Polinomial	poly	1 a N	$\sum_{i=1}^N (1 + i) + N$	Lineal
Yeoh	yeoh	1 a N	N+N	Lineal
Neo-Hookean	neoh	-	1+1	Lineal
Ogden	ogde	1 a N	2*N+N	No lineal
Arruda-Boyce	boyc	-	2+1	No lineal
Gent	gent	-	2+1	No lineal
Blatz-Ko	blat	-	1	No lineal
Ogden Hyper-foam	foam	1 a N	2*N+N	No lineal

En este caso se usarán los modelos definidos en el apartado 3.3 de este trabajo.

4.3.5.2 Inicializar coeficientes

Dependiendo del modelo escogido, el ajuste de coeficientes de curvas hiperelásticas puede ser un proceso de regresión lineal o no-lineal. En ambos casos los coeficientes iniciales que se entregan determinarán la exactitud y eficiencia que tendrá el ajuste. Los valores iniciales generalmente vienen de la experiencia y de estudiar la función que define el modelo con el cual se está comparando los datos. Para la mayoría de los modelos hiperelásticos, 1 y -1 es un buen punto de partida. En este caso se dejarán los valores predeterminados, con todos los coeficientes iniciales iguales a 1. Se puede establecer una dependencia con la temperatura para los datos experimentales, este no es el caso.

4.3.5.3 Especificar parámetros de control y resolver

Dependiendo del modelo el proceso de ajuste será una regresión lineal o no-lineal (ver Tabla 4-3). La norma de error puede ser normalizada o no-normalizada. La opción normalizada es la predeterminada ya que generalmente entrega mejor resultado porque le da igual peso a todos los datos y es la que se usa en este trabajo.

En el caso de regresiones no lineales los parámetros de control a definir son:

- Tolerancia permitida en la variación del residuo para parar iteración: 0 (predeterminado 0).
- Tolerancia permitida en la variación del coeficiente para parar iteración: 1% del valor a la 2.000 iteración (predeterminado 0).
- Máximo número de iteraciones: sin límite=0 (predeterminado 1.000).

Se movieron los parámetros de control dentro de varios valores, finalmente se encontró que aproximadamente a las 2.000 iteraciones el residuo comienza a converger. A partir de esos valores se vuelve a iterar hasta que el coeficiente de menor valor tenga una variación menor al 1% de su valor inicial. No se ocupa como criterio el residuo debido a que en algunos casos se encontraron valores muy diferentes para los coeficientes entre iteraciones, pero con mínimos cambios en el residuo por lo que se conjetura que la convergencia del residuo no es sinónimo de convergencia de los coeficientes en algunos casos.

4.3.6 Ajuste de curva para materiales hiperelásticos: en ADINA 8.8.0.

El software ADINA 8.8.0 también tiene una herramienta para estimar las constantes de un material entregando los datos experimentales de diferentes pruebas en el material.

ADINA permite entregar los datos en dos coeficientes adimensionales de deformación distintos (λ o ε , *stretch* y *strain* en ADINA respectivamente). El esfuerzo debe entregarse en medida de esfuerzo ingenieril (*engineering stress*). Estos valores fueron definidos en la sección 3 de este trabajo.

En ADINA es necesario entregar otros parámetros para definir un material aunque no influyen en el ajuste de los modelos: el coeficiente de Poisson, la densidad de la pared y el módulo de compresibilidad [(29), (30), (31)]. A continuación se entregan los valores ocupados para estos coeficientes.

Tabla 4-4: Coeficientes para cálculo de parámetros de modelos

Propiedad	Arterial cerebral	Aneurisma cerebral
Densidad [kg/m ³]	1025	980
Coefficiente de Poisson	0.45	0.39
Módulo de compresibilidad [Pa]	$34.7 \cdot 10^6$	$1.5 \cdot 10^6$

ADINA permite obtener coeficientes para el modelo de Mooney-Rivlin de 5 y 2 parámetros, sólo se ocupará el de 5 coeficientes.

5 Resultados

Se realizaron una serie de ensayos en tejido animal antes de realizarlos en los aneurismas. De esta manera se corrigieron errores metodológicos para los ensayos definitivos. Se presentan los resultados de todos los ensayos considerados exitosos. Se define un ensayo exitoso como

aquel que donde la rotura se produce con alargamientos mayores a 5%. En Anexos puede encontrarse información adicional a la presentada acá:

- Anexo G: Se pueden observar las curvas esfuerzo real - alargamiento para cada ensayo.
- Anexo H: se encuentran los gráficos con el mejor ajuste entre modelo constitutivo y datos experimentales.
- Anexo I: se muestran los coeficientes calculados para varios modelos de cada set de datos experimentales.

5.1 Resultados Preliminares en tejido arterial cerebral de vacuno

Las muestras fueron cortadas con bisturí y manipuladas en todo momento sumergidas en solución salina. Este método induce a error al no mantener una sección absolutamente constante, pero como ya fue dicho en el procedimiento final el cirujano controla mejor esta variable cortando las probetas bajo el mismo microscopio usado en las cirugías. En los primeros experimentos se ensayaron muestras de tejido arterial cerebral de vacuno hasta la rotura sin ciclado. En las últimas 2 sesiones además se realizaron ensayos con ciclado. Las muestras se obtuvieron de cerebros completos congelados (en el laboratorio se descongelaron a temperatura ambiente y se sacaron las muestras para mantenerlas conservadas en agua destilada a 3°C). Los cerebros tenían al momento de ser comprados aproximadamente una semana desde ser extraídos del animal. Estas muestras corresponden a vasos completos; se conservó el tubo arterial sin abrirlo, por lo tanto el espesor en este caso corresponde al doble de la pared arterial. Se obtuvo el tejido en dirección longitudinal.

En la Tabla 5-1 se resumen ciertos aspectos acerca de la fecha y cantidad de los ensayos.

Tabla 5-1: Resumen ensayos en tejido animal.

Fecha ensayos	Días de conservación	Nº de ensayos exitosos	Nº Muestras	Tasa de ensayos exitosos %
12/12/11	5	3	5	60%
11/01/12	20	4	9	44%
12/03/12	1	10	12	83%
15/03/12	3	4	4	100%

5.1.1 Muestras 12/12/11

Este set de muestra se extrajo 5 días antes de los ensayos. No se ciclaron las muestras previamente. La muestra n°1 se rompió prematuramente, pero igualmente se incluyeron sus resultados, al considerarse un ensayo exitoso. La curva promedio para los ensayos de ese día se muestra en el Gráfico 5-1.

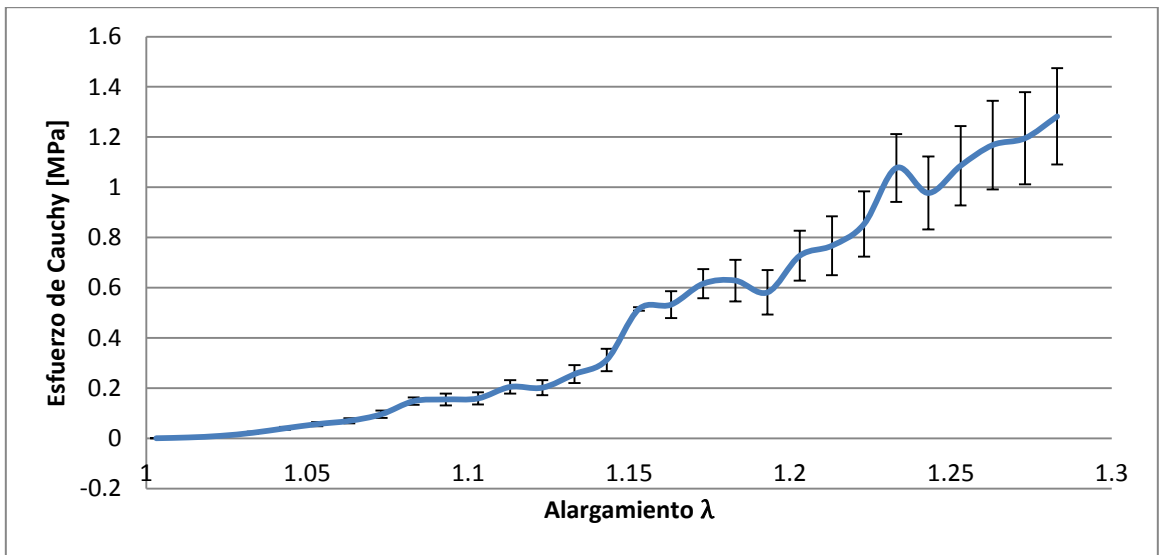


Gráfico 5-1: Curva Esfuerzo de Cauchy – alargamiento promedio, muestras 12/12/11.

El Gráfico 5-2 muestra las tres curvas esfuerzo-alargamiento de los ensayos del 12-12-11:

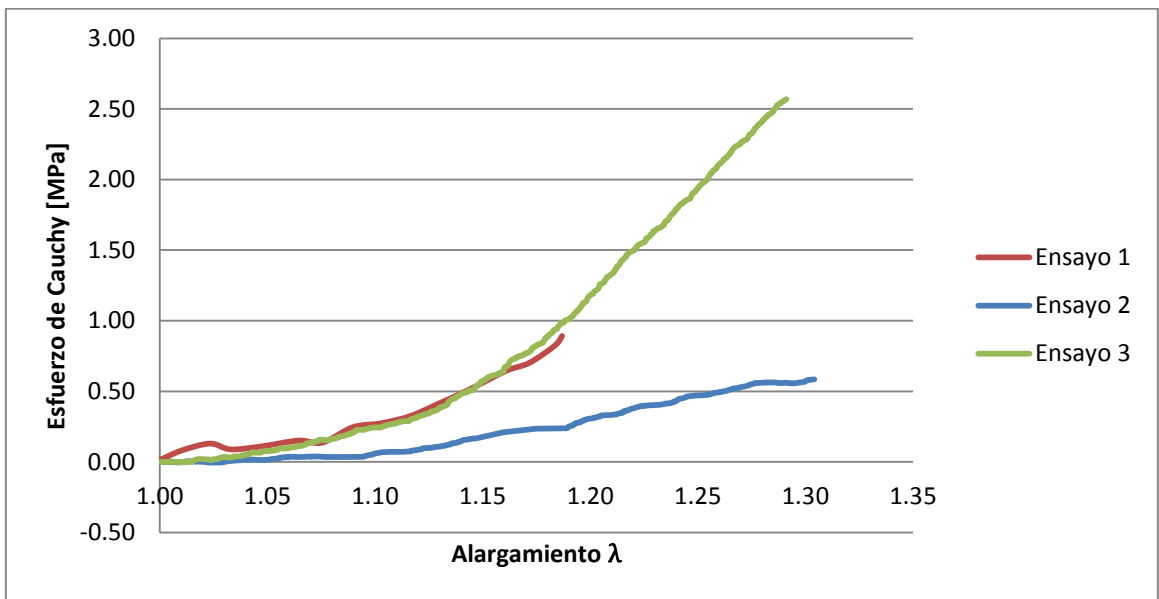


Gráfico 5-2: Curvas Esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestras 12/12/11.

Se encontraron los parámetros de rotura indicados en la Tabla 5-2.

Tabla 5-2: Parámetros de rotura, muestras 12/12/11.

	Parámetros de rotura	
	λ_r	σ_r [MPa]
Muestra 1	1.19	0.89

Muestra 2	1.30	0.58
Muestra 3	1.29	2.57
Promedio	1.26	1.35
I. C.	0.07	1.21

5.1.1.1 Discusión de resultados

Cualitativamente se puede observar del Gráfico 5-1 que la curva exhibe una clara no-linealidad de la elasticidad. Se puede observar también la alta dispersión de los datos, expresados como barras de error, correspondientes a intervalos de confianza con un nivel de confianza del 95%. Analizando el Gráfico 5-2, el cual representa las tres curvas esfuerzo-alargamiento, puede entenderse el motivo de este error. Es posible ver la gran correspondencia entre las curvas de los ensayos 1 y 3. La curva del ensayo 2 sin embargo muestra tejido con una tolerancia a la deformación levemente mayor pero mucho menos rígido. Esto puede ser una señal de la heterogeneidad del tejido arterial. Hay que notar que las 3 muestras fueron tomadas de distintas áreas del cerebro vacuno.

Se puede plantear la hipótesis que de no haberse roto prematuramente la muestra n°1, ésta habría seguido la curva del ensayo n°3 ya que ambas son similares hasta el momento de ruptura. Las dos muestras que se ensayaron hasta el final tuvieron alargamientos muy similares, lo que habla que dependiendo de su función y ubicación tendrían diferentes contenidos de colágeno, pero un contenido similar de elastina.

Con respecto al ajuste a modelos constitutivos, es posible notar en los gráficos del Anexo H que en los 3 casos se encontraron buenos ajustes con diferentes modelos. Es preciso recordar que estos ajustes son válidos en el rango de deformaciones de cada ensayo.

Además de estos resultados se obtuvieron algunas imágenes mediante el uso del microscopio. Se observó la naturaleza filamentosa de las muestras en un tejido que finalmente no formó parte de los ensayos, tal como se ve en la Ilustración 5-1. Se estima que estas imágenes corresponden a filamentos de vasos debido a que con una inspección visual de las muestras se comprobó que correspondían a la parte final de un vaso “deshilachado”. Además los tamaños de un vaso comparado con estos filamentos son muy distintos. El valor de espesor promedio de las muestras de esta experiencia fue de 400 [µm] mientras que – como es posible ver en la Ilustración 5-1 – el espesor de los filamentos es mucho menor; algunos son solo de 1,86 [µm], mientras que el diámetro es de 26 [µm]. Se conjetura que estos filamentos pueden corresponder a células: miocitos o fibroblastos o elementos constituyentes menores aún (tamaño promedio miocitos: 10-20 [µm] de diámetro, 80-125 [µm] de largo).

También se comprobó mediante el uso de imágenes lo dificultoso de manipular las muestras; el bisturí o las pinzas pueden dañar un tejido ya sacado produciendo laceraciones en este. Es por esto que la manipulación de las muestras debe ser mínima y en el caso de los

aneurismas humanos debe restringirse lo más posible a lo que haga el cuerpo médico. En una de las muestras descartadas para los ensayos se observó el efecto de la sobre-manipulación en los cortes encontrados en ella, como es posible ver en la Ilustración 5-2. Las partes blancas del rectángulo negro corresponden a heridas debido a la manipulación. Cabe señalar que esta muestra corresponde a una pared del vaso y no al tubo completo.

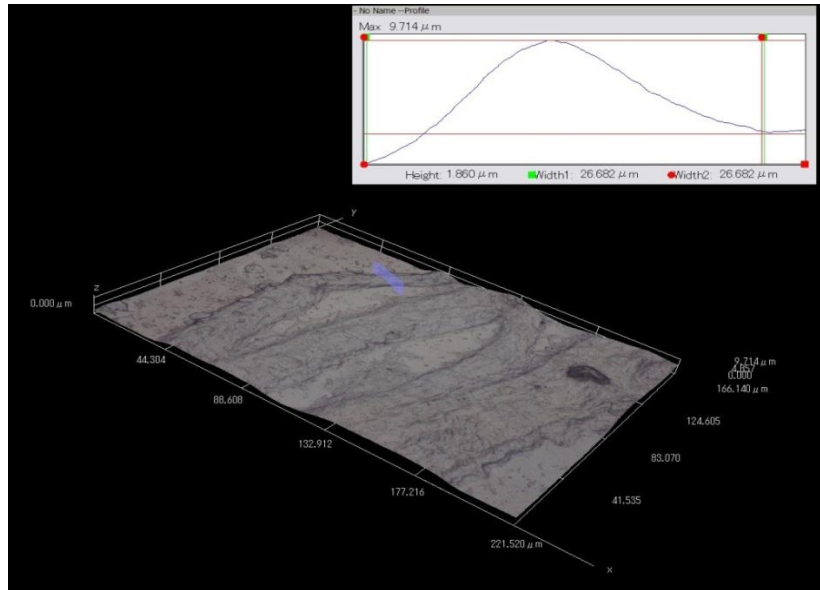


Ilustración 5-1: Perfil 3D de filamentos, ensayos 12/12/11.

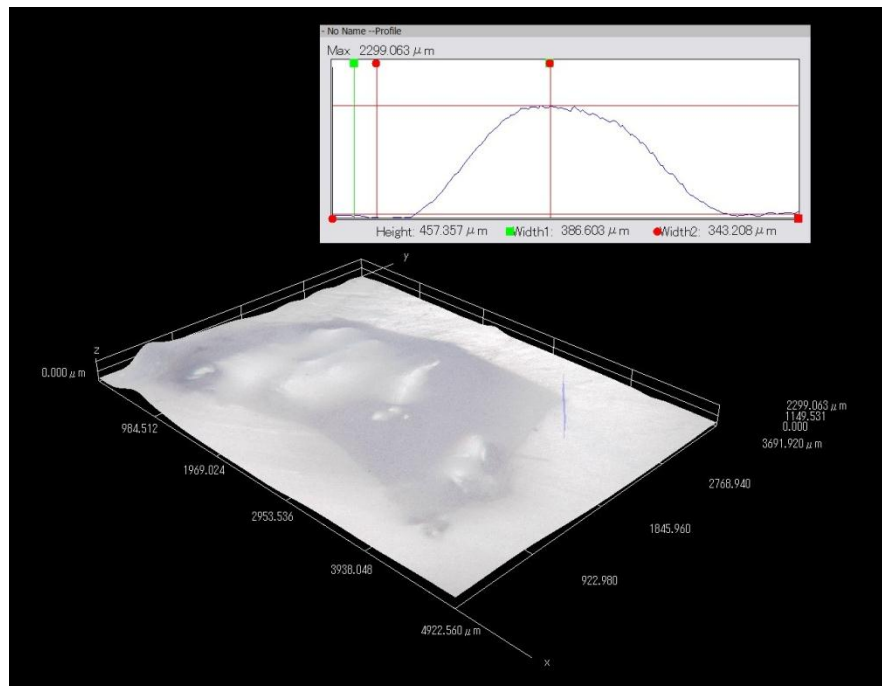


Ilustración 5-2: Muestra descartada, ensayos 12/12/11.

Además en los ensayos de ese día hubo que descartar algunas experiencias debido al rompimiento prematuro de la muestra. Posiblemente estos resultados se deben a un pretensado de la muestra antes de comenzar el ensayo; muchas veces al colocar la muestra con los clips en las mordazas, para lograr una buena ubicación se aplica un esfuerzo no intencional en ellas con lo cual el ensayo parte con una carga aplicada sobre la muestra. Se conjetura es que un rompimiento parcial de las fibras provoca que durante el ensayo aumente la tensión hasta que las últimas fibras que soportan el tejido ceden, siempre por bajo el esfuerzo que soportarían en el caso que el tejido estuviera sin daño. Hay que recordar (ver 4.2.4) que cada vez que comienza un ensayo, se setean en cero la fuerza y el desplazamiento. Seguramente debido a la anisotropía del tejido solo la fracción de fibras que se rompe prematuramente está pretensada al comenzar la experiencia.

5.1.2 Muestras 11/01/12

En una segunda experiencia se ensayó material refrigerado en las mismas condiciones durante 20 días. Fue posible apreciar a simple vista la degradación de las muestras por el mayor tiempo de guardado:

- Su color fue cambiando de blanco a amarillo.
- Mayor sensibilidad al apriete de los clips (desgarrándose fácilmente).

De esta forma tuvieron que ser desechadas 5 muestras por desgarrarse muy tempranamente en el ensayo de tracción. Esto tiene relación con lo esperado (21).

En el Gráfico 5-3 se muestra la curva esfuerzo-alargamiento promedio de las muestras de ese día:

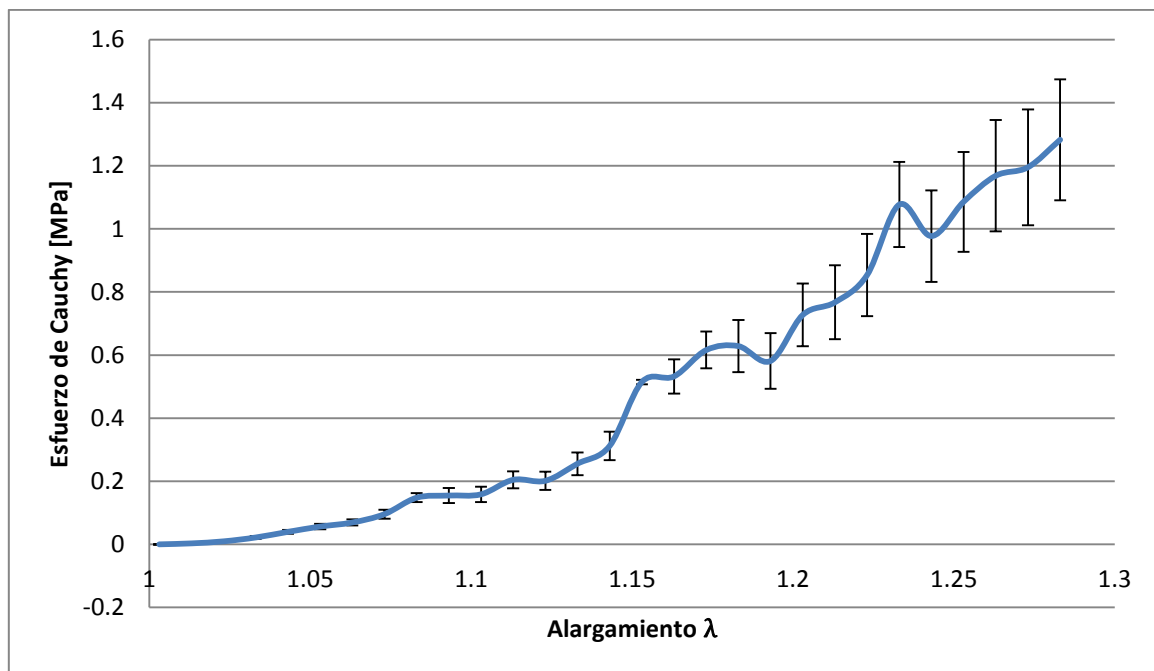


Gráfico 5-3: Curva Esfuerzo de Cauchy – alargamiento promedio, muestras 11-01-12.

El Gráfico 5-4, presenta las 3 curvas esfuerzo-alargamiento de los ensayos de este día:

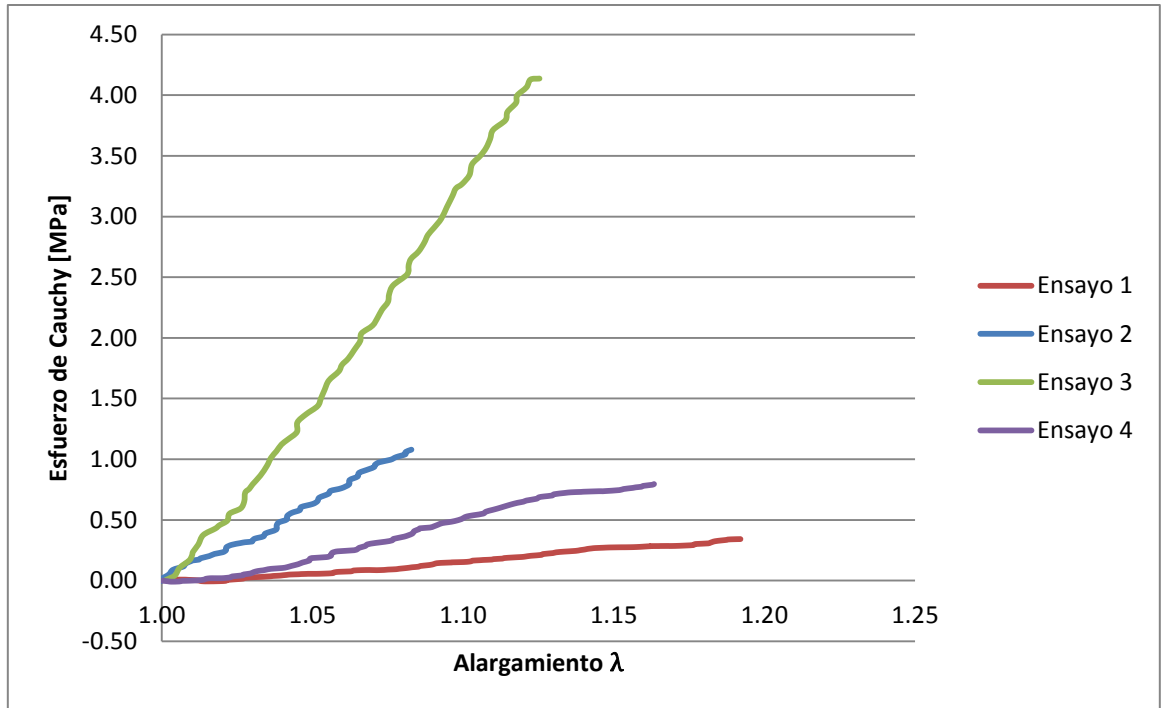


Gráfico 5-4: Curvas esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestras 11-01-12.

Los parámetros de rotura se indican en la Tabla 5-3.

Tabla 5-3: Parámetros de rotura, muestras 11-01-12.

	Parámetros de rotura	
	λ_r	σ_r [MPa]
Muestra 1	1.19	0.34
Muestra 2	1.09	0.81
Muestra 3	1.13	4.14
Muestra 4	1.16	0.80
Promedio	1.14	1.52
I. C.	0.04	1.72

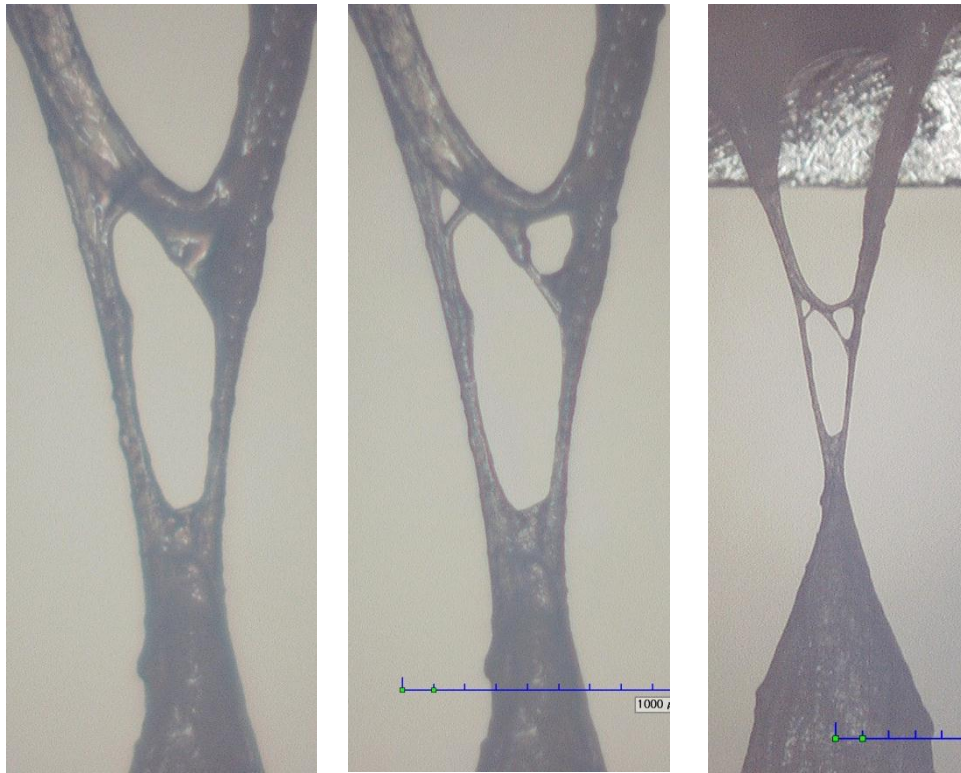
5.1.2.1 Discusión de resultados

Nuevamente puede apreciarse una gran dispersión de resultados, lo cual queda claro tanto en el Gráfico 5-3, como en el Gráfico 5-4. Al observarse las curvas por separado es posible notar que no tienen un comportamiento elástico no-lineal muy marcado.

Por otro lado, revisando la Tabla 5-3 es posible notar que existe una consistencia en los alargamientos a la rotura. Este dato entrega información acerca de la degradación de las muestras aumentando los períodos de conservación; los alargamientos son bastante inferiores a los encontrados en los demás ensayos con menos días de conservación. Es necesario notar que la conservación de tejido biológico se hace mediante métodos de criogenización para mantener las propiedades mecánicas inalteradas. El proceso de congelado en suero fisiológico ocupado en este trabajo, puede ser causante del degradado de las muestras, como también lo puede ser el número de días de conservación. Otro parámetro que indica lo mismo es el porcentaje de ensayos exitosos; sólo un 44%.

Con respecto al esfuerzo de Cauchy, la muestra n°3 escapa a la norma, obteniendo un esfuerzo a la rotura en promedio un 400% más alto que el resto de las muestras. Ya que resulta muy difícil que esta muestra haya alcanzado tales esfuerzos se conjetura que podría existir un error en alguna de las mediciones (posibles fuentes de error son las mediciones de espesor y ancho).

Durante uno de los ensayos con fecha 11/01/12, se obtuvieron imágenes y videos de las probetas mientras éstas se deformaban. Mediante los videos fue posible confirmar la heterogeneidad de las muestras y su anisotropía; se observó que mientras algunas fibras se estiraban en un sentido mientras se llevaba a cabo el ensayo, otras lo hacían en el sentido opuesto. Se comprobó también la naturaleza fibrosa del tejido; algunas de las muestras se rompían por fibras mientras eran tensionadas, como se puede advertir en la secuencia de la Ilustración 5-3. Otra observación cualitativa que se logró fue que las probetas en su mayoría generaron un cuello y se rompieron en su zona central. Esto es positivo, ya que de otra manera se deberían descartar las muestras.

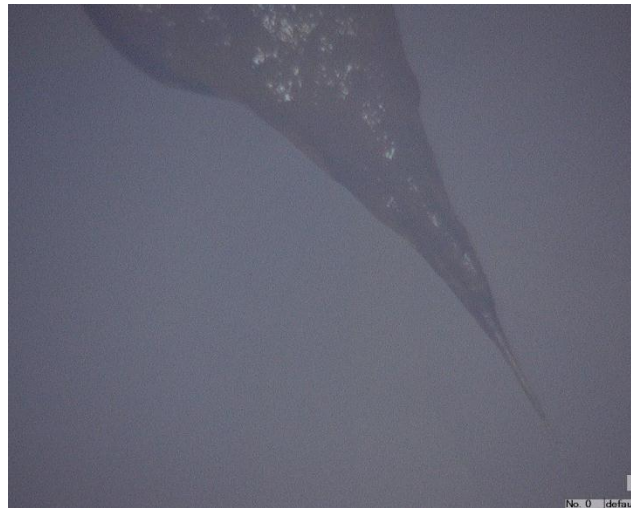


Aumento x350, primeras 2 imágenes. Aumento x35 tercera imagen.

Ilustración 5-3: Rompimiento por fibras muestra 11/01/12, n°1.

En una de las muestras incluso se mantuvo la unión entre las dos partes de la probeta mediante una pequeña fibra que se estiró sola logrando una gran deformación (Ilustración 5-4). Puede haber influido también en las propiedades del tejido el hecho de que se aplicó una menor hidratación en estas probetas a indicación del profesor Ignat, debido a la colocación del microscopio por sobre las muestras. Esto dificultaba el acceso al tejido mediante el gotario.

Se debe mencionar que en este ensayo se manipularon 2 variables importantes que afectan las propiedades mecánicas de las muestras, a saber, la hidratación y el periodo de conservación. Por ende es imposible establecer cual de las 2 tuvo más implicancia en los resultados, pero resulta satisfactorio comprobar que empeorar estas variables tiene el resultado pronosticado, que es el detrimento de las propiedades mecánicas. En experiencias futuras se determinará el impacto de cada una de estas variables por separado



Aumento x500

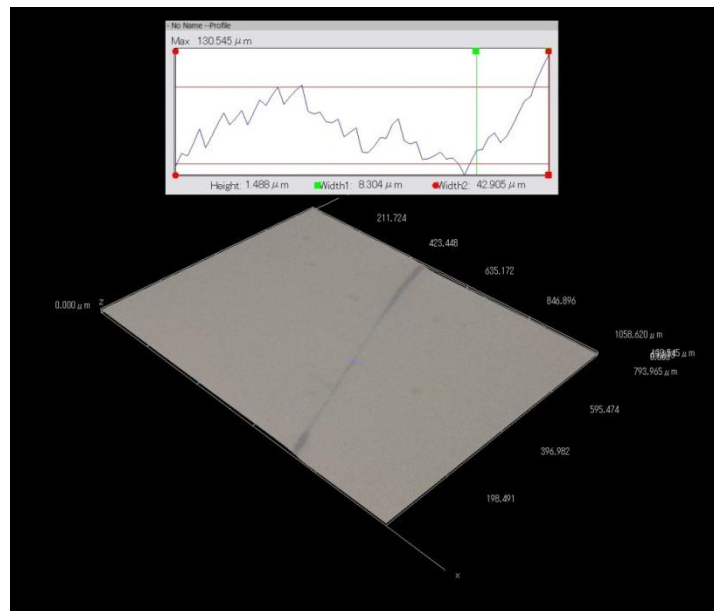


Ilustración 5-4: Última fibra en romperse, muestra descartada 11/01/12.

A continuación se muestran las curvas fuerza-desplazamiento del resto de los ensayos con fecha 11/01/12, los cuales se descartaron. La primera (Gráfico 5-5) corresponde a un error en el *set-up* del experimento donde solo se registro ruido eléctrico. El captor de fuerza no estuvo conectado durante el ensayo, por lo tanto solo se registro desplazamiento. Se puede apreciar que el ruido tiene una amplitud de 0,015 [N]. No se tiene certeza con respecto a cual es el motivo para que vaya aumentando a medida que el desplazamiento aumenta, sin embargo al tener el captor enchufado a la adquisición de datos este problema desaparece. Otro comentario que es posible hacer observando este gráfico es que a pesar de que la velocidad de desplazamiento es constante y determinada al principio de cada ensayo, ocasionalmente ocurren “saltos” en los cuales no se registran puntos. En el gráfico mencionado es posible ver este efecto en 1 [mm] y 2 [mm] de desplazamiento.

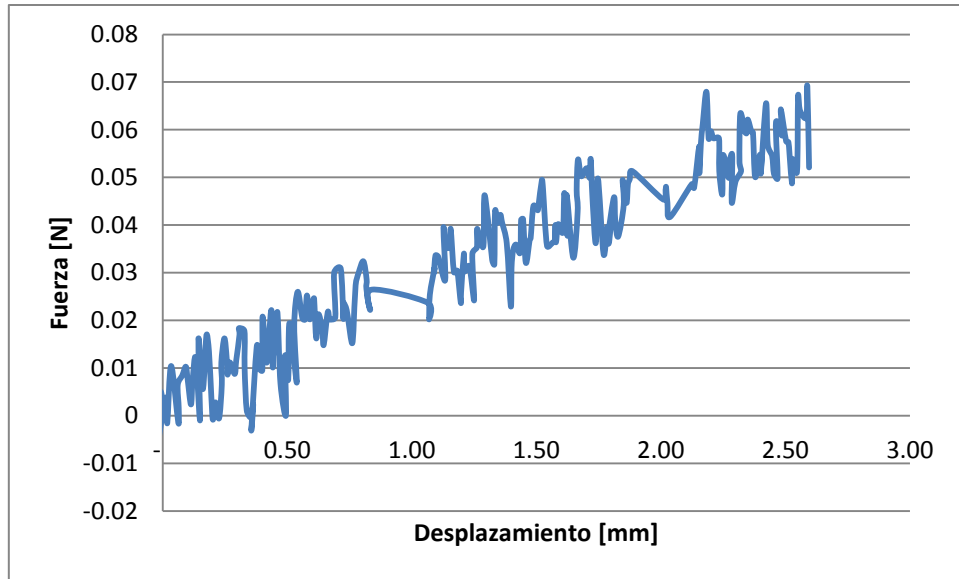


Gráfico 5-5: Curva Fuerza-desplazamiento, ruido eléctrico 11/01/12

5.1.3 Muestras 12-03-12

Se obtuvieron 10 ensayos exitosos. En este caso se obtuvo tejido arterial y venoso. A cinco de estas muestras se les hizo ciclado. Los parámetros de estos ensayos se entregan en la Tabla 5-4 y las curvas esfuerzo real – alargamiento en el Gráfico 5-6. Para ensayos que se ciclaron una vez (una carga, una descarga) se grafica la carga. Para el ensayo donde se cicló varias veces se grafica la carga final.

Tabla 5-4: Tipos de vaso y cantidad de ciclos, muestras 12-03-12.

Ensayo N°	Tipo de vaso	Ciclado
1	Arteria	No
2	Vena	No
3	Arteria	1 ciclo (una carga, una descarga).
4	Vena	No
5	Arteria	1 ciclo (una carga, una descarga).
6	Arteria	1 ciclo (una carga, una descarga).
7	Arteria	No
8	Arteria	No
9	Arteria	1 ciclo (una carga, una descarga).

10	Arteria	5 ciclos + carga rotura.
----	---------	--------------------------

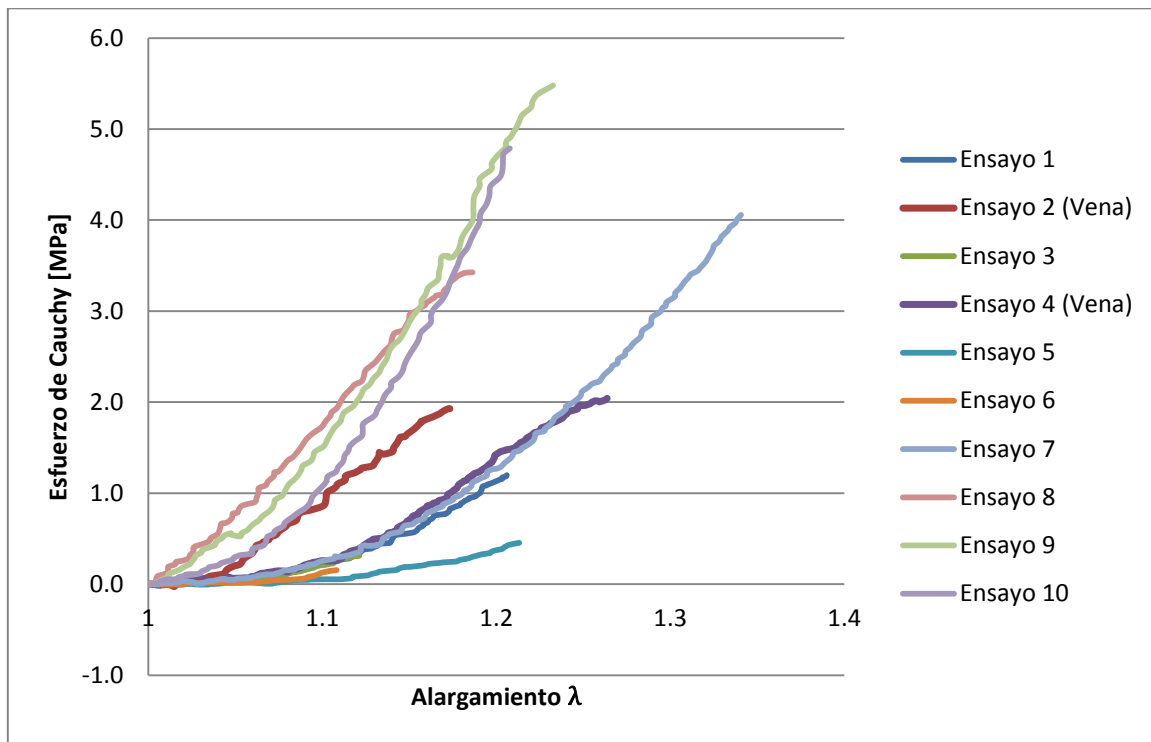


Gráfico 5-6: Curvas esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestras 12-03-12.

Los ensayos con un ciclo no tienen carga de rotura (se cicló hasta una carga determinada que no es la máxima que soporta el tejido). Los parámetros de rotura para el resto de los ensayos se exponen en la Tabla 5-5.

Tabla 5-5: Parámetros de rotura, muestras 12-03-12.

	λ_r	σ_r [MPa]
Muestra 1	1.21	1.20
Muestra 2	1.17	1.93
Muestra 4	1.26	2.04
Muestra 7	1.34	4.06
Muestra 8	1.19	3.43
Muestra 10	1.21	4.79
Promedio	1.23	2.91

I. C.	0.05	1.02
-------	------	------

La

Tabla 5-6 entrega parámetros de histéresis de ensayos con ciclado (ver apartado 3.4.1). Los porcentajes negativos describen loops donde la curva de descarga tiene mayor área que la carga:

Tabla 5-6: Parámetros de histéresis, muestras 12-03-12.

Muestra	H%
3	13.3%
5	36.5%
6	-5.2%
9	30.9%
10 ciclo 1	14.1%
10 ciclo 2	8.6%
10 ciclo 3	22.1%
10 ciclo 4	-4.6%
10 ciclo 5	5.3%

Por último se entrega la curva esfuerzo – alargamiento de la muestra n°10, la única que se cicló más de una vez, debido que a partir de ella se pueden sacar algunas conclusiones.

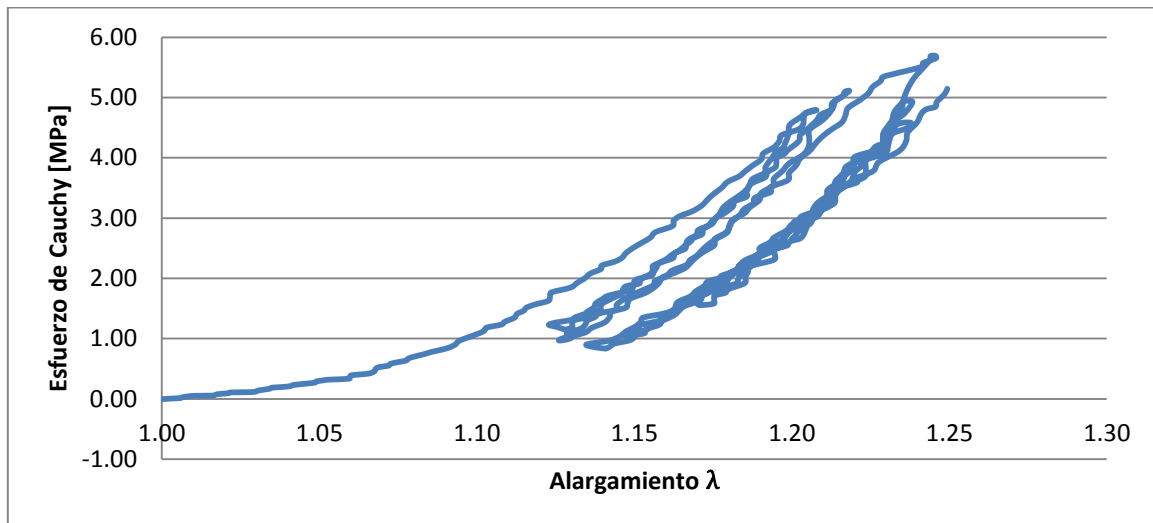


Gráfico 5-7: Curva esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestra n°10, 11-01-12.

5.1.3.1 Discusión de resultados

Con respecto a la propiedad de histéresis de estos tejidos se puede obtener información importante con los datos entregados en la

Tabla 5-6 y el Gráfico 5-7. Es posible notar que al cambiar los límites de alargamiento del ciclado se entra en una nueva condición, por lo tanto es necesario realizar nuevamente el preacondicionado para disminuir el efecto de histéresis. En este caso en particular, los límites de ciclado se mantuvieron para los 2 primeros ciclos, pero en la carga del tercer ciclo se sobrepasó el límite de alargamiento - que era de aproximadamente 1.22 -, hasta 1.25. Consecuentemente se obtuvo para el tercer ciclo un H% más alto que para el 2do ciclo. Al realizar la descarga del tercer ciclo y los posteriores dos ciclos se volvió a acondicionar la muestra (bajos H% para últimos dos ciclos). Con respecto al límite inferior de alargamiento para el ciclado es necesario destacar el hecho de que en los ensayos estos parámetros se controlaron manualmente. De esta forma mantener constante los límites fue difícil. Volver a los alargamientos iniciales también es complicado debido a errores en la interfaz gráfica de la máquina de microtracción que hacía imposible ver cuando se alcanzaban estos alargamientos. Este problema ocurre durante todos los ensayos donde se aplica ciclado. Como conclusión final se destaca que tal como se esperaba, al aumentar el n° de ciclos, para una misma condición de ciclado, disminuye el efecto de histéresis.

5.1.4 Muestras 15-03-12

Se realizaron cuatro ensayos exitosos, dos con tejido arterial y dos con tejido venoso. A tres de ellas se les hizo ciclado. Los parámetros de estos ensayos se entregan en la Tabla 5-7 y Tabla 5-8.

Tabla 5-7: Tipos de vaso y cantidad de ciclos, muestras 15-03-12.

Ensayo N°	Tipo de vaso	Ciclado
1	Arteria	1 ciclo + carga rotura
2	Arteria	5 ciclos + carga rotura
3	Vena	No
4	Vena	6 + carga rotura

Tabla 5-8: Parámetros de rotura, muestras 15-03-12.

	λ_r	σ_r [MPa]
Muestra 1	1.54	1.00
Muestra 2	1.39	4.75
Muestra 3	1.43	1.10
Muestra 4	1.50	3.73

Promedio	1.47	2.65
I. C.	0.06	1.60

En este caso se presentan gráficos de algunas de las cargas de los ensayos por simplicidad (la mayoría presenta ciclado), pero el lector puede encontrar la información completa en Anexos.

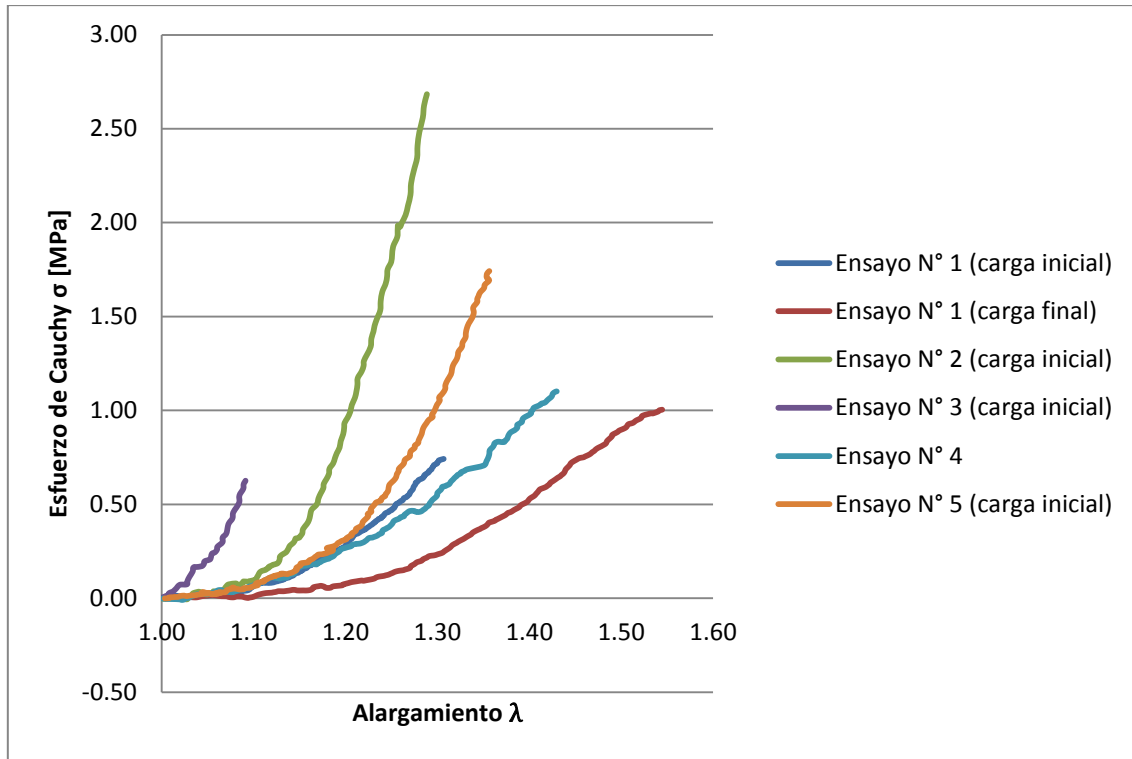


Gráfico 5-8: Curvas esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestras 15-03-12.

5.1.4.1 Discusión de resultados

Los parámetros de rotura demuestran una alta dispersión de resultados para el esfuerzo de rotura, y una baja dispersión para los alargamientos: $\lambda_r = 1.47 \pm 0.06$. Se plantea la posibilidad de errores en las mediciones de ancho y espesor de las probetas. Un error en la medida de largo de las probetas tiene menor influencia en las elongaciones debido al orden de magnitud de cada medida:

- Espesor: 0.3 – 0.5 [mm].
- Ancho: ~1 [mm].
- Largo: 4.5 - 6 [mm].

El largo de las probetas es medido con un pie de metro digital, el cual tiene un error de 50 [μm]. Las mediciones con microscopio de espesor y ancho tienen un error menor a 0,1 [μm].

5.2 Resultados en Aneurismas

Se realizaron 2 sesiones de ensayado en tejido aneurismal. En la Tabla 5-9 se resumen ciertos aspectos acerca de la fecha y cantidad de los ensayos.

Tabla 5-9: Resumen ensayos en tejido animal.

Fecha ensayos	Días de conservación	N° de ensayos exitosos	N° Muestras	Tasa de ensayos exitosos %
15/03/12	~270	1	5	20%
30/03/12	<1	6	7	86%

5.2.1 Muestras 15-03-12

La primera experiencia corresponde a tejido aneurismal que el cuerpo médico hizo llegar para utilizarlo como prueba para los ensayos. No fue posible testearlo antes debido a los problemas ocurridos en la máquina de microtracción (ver apartado 4.2.1). Después de aproximadamente 10 días de guardado refrigerados a 3°C se decidió congelar las muestras a -5°C inmersas en suero fisiológico para poder conservarlas durante más tiempo. Las muestras fueron descongeladas 30 minutos antes de los ensayos, exponiéndolas dentro de sus envases a la temperatura ambiente. Es esperable un detrimento en sus propiedades mecánicas; este procedimiento de conservación puede haber provocado una redistribución del agua de las muestras, daño en la red de colágeno por cristales de hielo, rompimiento del entrecruzamiento de fibras, daño en la funcionalidad de células de músculo liso (21).

La muestra se cicló un total de siete veces más la carga de rotura. En el Gráfico 5-9 se muestra la curva esfuerzo de Cauchy – alargamiento para este ensayo.

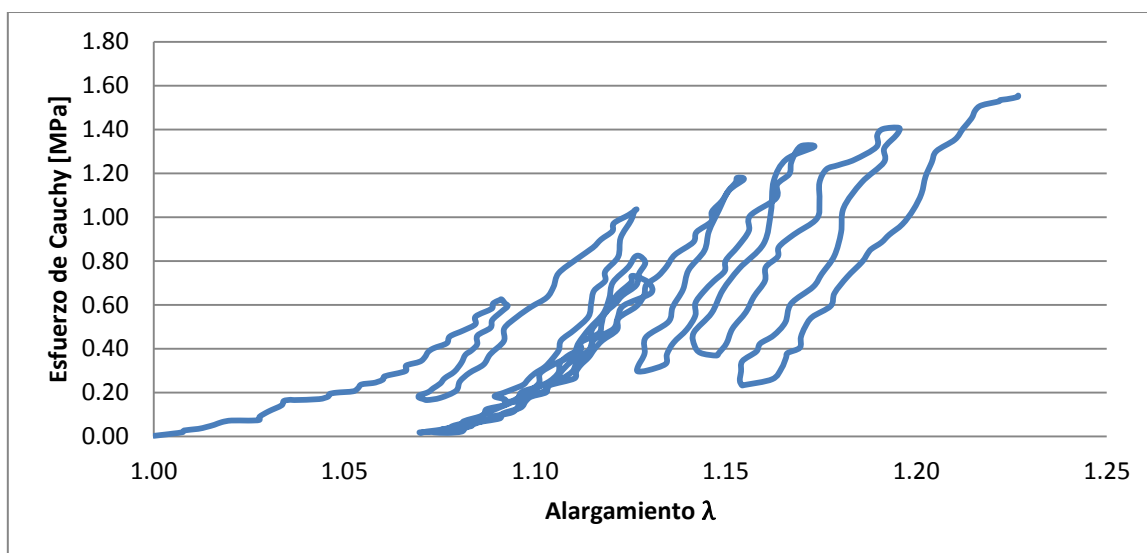


Gráfico 5-9: Curva esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestra aneurisma 15-03-12.

Los parámetros de rotura para este ensayo se exponen en la Tabla 5-10.

Tabla 5-10: Parámetros de rotura, muestra aneurisma 15-03-12.

	λ_r	σ_r [MPa]
Muestra 1	1.23	1.55

5.2.1.1 Discusión de resultados

Con respecto al gráfico esfuerzo – alargamiento es posible notar que se logró durante algunos ciclos (ciclos 3 y 4) llegar hasta las cargas iniciales. Como se comentó previamente, la interfaz computacional de la máquina de microtracción generaba “saltos” en las gráficas. De esta manera era complicado saber dónde detener cada descarga para empezar una nueva carga. Como estos ciclos tienen cargas inferiores muy cercanas a cero y alargamientos mayores al alargamiento de partida, podría suponerse que las probetas experimentaron deformación plástica o que se deslizaron de sus mordazas. Esto se rebate debido a que al ciclar nunca se experimentan cargas negativas (que estarían hablando de una compresión en las mordazas debido al alargamiento definitivo de las muestras); el comportamiento fue asintótico con respecto al eje x.

5.2.2 Muestras 30-03-12

Ésta es la primera muestra de aneurisma que cumple con los requisitos de ensayo. El tejido corresponde a un aneurisma gigante, y en la misma arteria parental (a 1 [cm] aproximadamente) se constata la presencia de otro aneurisma de tamaño pequeño (ver Ilustración 5-5). Los tejidos corresponden a una paciente de sexo femenino (ver ficha en Anexo B) y fueron testeados aproximadamente 18 horas desde extraídos. En la Tabla 5-11 se especifican las medidas del aneurisma en base a la angiografía 3D que se le realizó a la paciente (menos medida arteria parental en base a modelo CAD):

Tabla 5-11: Medidas aneurisma, muestras 30-03-12

Diámetro cuerpo [mm]	15,60
Distancia fondo [mm]	19,95
Diámetro arteria parental [mm]	5,14
Diámetro cuello [mm]	9,87
Espesor promedio [μm]	358

Se obtuvieron 6 ensayos exitosos. A dos de estas muestras se les hizo ciclado. Los parámetros de estos ensayos se entregan en la Tabla 5-12.

Tabla 5-12: Cantidad de ensayos y ciclos, muestras 30-03-12.

Ensayo N°	Ciclado
-----------	---------

1	No
2	No
3	8 ciclos + carga rotura
4	8 ciclos + carga rotura
5	No
6	No

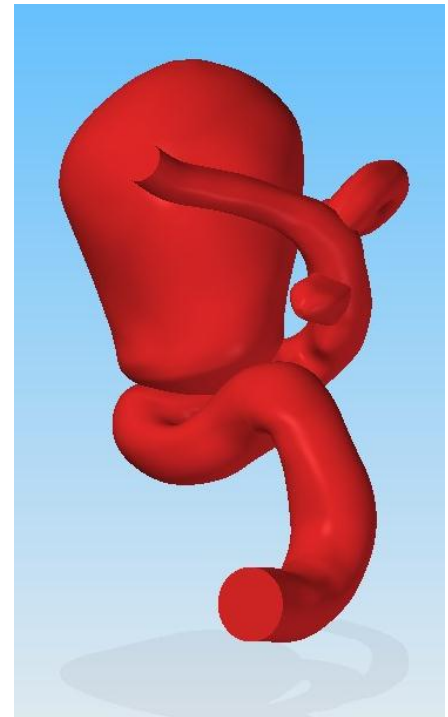
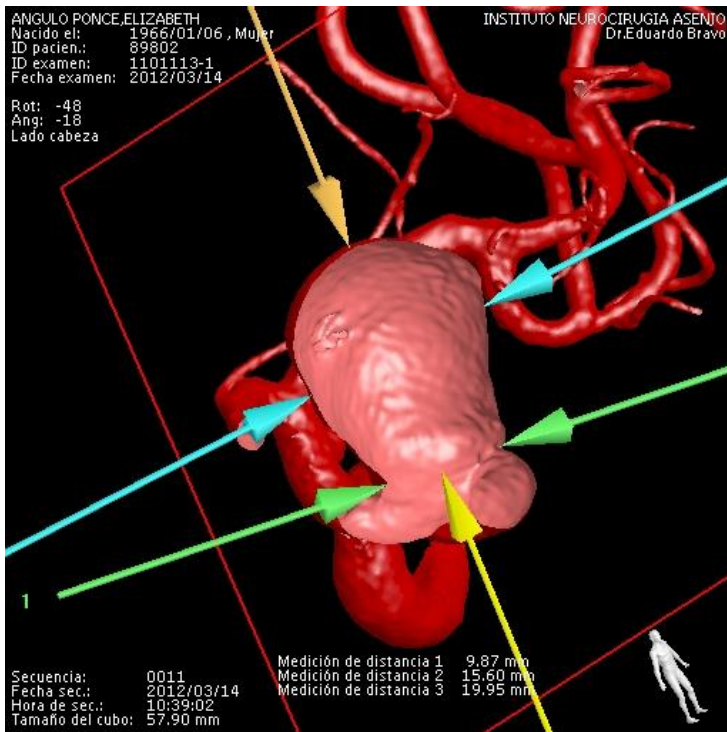


Ilustración 5-5: a) angiografía 3D y b) Modelo CAD, aneurisma muestras 30-03-12.

Los parámetros de rotura se presentan en la Tabla 5-13.

Tabla 5-13: Parámetros de rotura, muestras 30-03-12.

	λ_r	σ_r [MPa]
Muestra 1	1.43	1.19
Muestra 2	1.37	2.47
Muestra 3	1.50	1.73

Muestra 4	1.33	2.46
Muestra 5	1.37	1.09
Muestra 6	1.28	1.64
Promedio	1.38	1.76
I. C.	0.06	0.44

Las curvas esfuerzo real – alargamiento de algunas cargas de las muestras de este día se entregan en el Gráfico 5-10. La información completa se encuentra en el Anexo G.

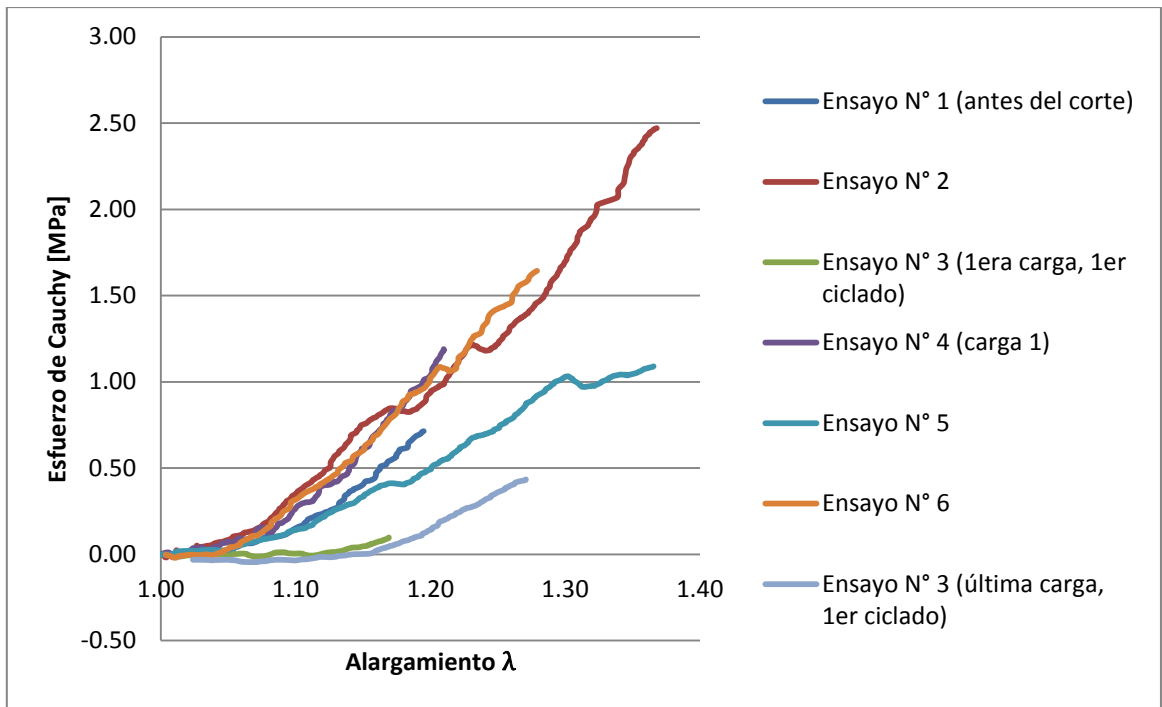


Gráfico 5-10: Curvas esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestras 30-03-12.

Una de las curvas que presenta un comportamiento especial, el cual se tratará en detalle es la curva esfuerzo real – alargamiento de la muestra n°1, expuesta en el Gráfico 5-11 (en el Gráfico 5-10 se muestra sólo hasta el salto en la carga).

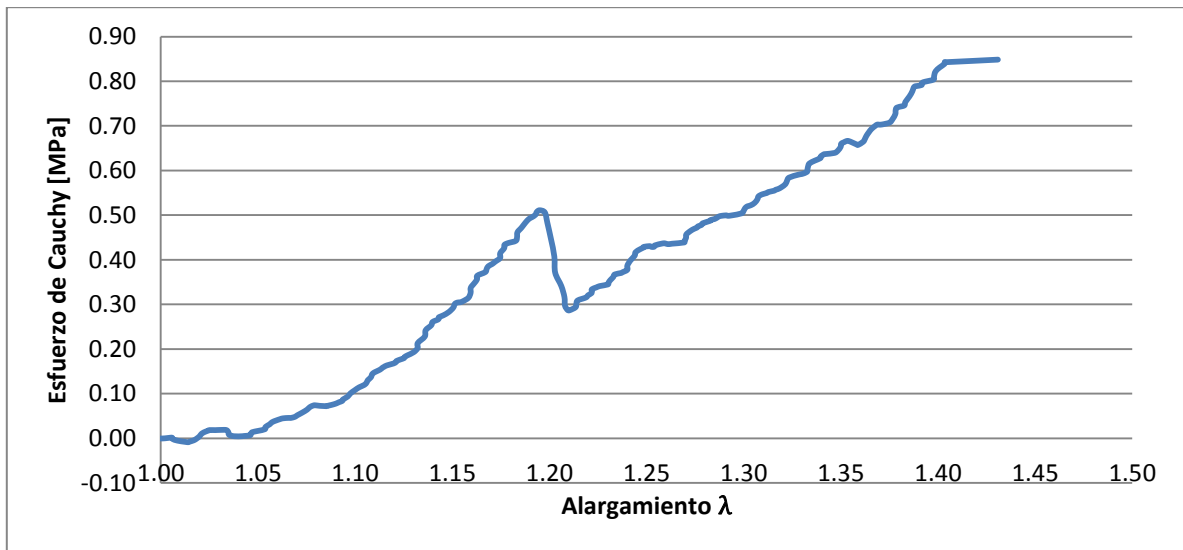


Gráfico 5-11: Curva Esfuerzo de Cauchy – alargamiento, muestra n°1, 30-03-12.

5.2.2.1 Discusión de resultados

La curva del Gráfico 5-11 ilustra en un estiramiento del 20% aproximadamente una caída brusca en la fuerza de tracción y por ende en el esfuerzo aplicado, para inmediatamente volver a cargar, superar el punto máximo alcanzado y terminar en la rotura con un alargamiento de 1,43 y un esfuerzo de 1,19 [MPa]. Este comportamiento puede deberse a dos motivos:

1. Por un lado puede ser consecuencia de cómo la naturaleza anisotrópica de estos tejidos afecta la respuesta mecánica. La hipótesis es que a un alargamiento de 1,2 se produce la rotura de algunas fibras de la muestra, orientadas en dirección de tracción. Debido a las diferentes orientaciones de éstas en el tejido, después de producirse una baja abrupta en la carga soportada y un pequeño alargamiento, el resto de las fibras del material se ordenan y tensan en el eje carga y el esfuerzo soportado comienza nuevamente a crecer, superando ampliamente al máximo alcanzado en la rotura parcial anterior.
2. Puede haber ocurrido un deslizamiento en la muestra. Según esta suposición, el tejido logró mantenerse en su lugar hasta un alargamiento de 1,2, luego se deslizó de uno o ambos clips hasta liberar cierta tensión en la muestra para luego volver a aferrarse a los clips. Al ser la muestra heterogénea, el tejido que ahora se mantiene aprisionado entre las mordazas cambió; puede tener un espesor o características superficiales distintas que lo hagan más resistente a deslizarse. De esta manera se explica que al superar el esfuerzo que hizo que deslizará la muestra en primer lugar, ésta se mantenga en su lugar.

En la Ilustración 5-6 es posible ver una probeta de las muestras aneurismales. Observándola es posible notar que el ancho de la probeta no se mantiene constante (el borde de la probeta del lado derecho de la imagen es levemente más ancho que el otro lado). También es posible notar - fijándose en los círculos de la imagen - es cómo las mordazas generan cierto daño en las muestras. Se nota que en esas zonas el tejido tiene los bordes levemente desgarrados y tiene una apariencia más transparente. La imagen corresponde a la muestra n°1 una vez finalizado el ensayo. También

es necesario notar que a pesar que la probeta mostrada ya fue ensayada y por lo tanto ya falló, no es posible apreciar una rotura mayor o la presencia de cuello en la muestra. Esto se debe a que como se explicó en la sección 3.4.1 la rotura está definida como la falla de por lo menos una de las capas de la muestra, lo que produce una caída en la carga. De esta manera es posible que se corten capas muy delgadas de la muestra de manera de ser imperceptibles a simple vista.



Ilustración 5-6: Probeta aneurisma, muestra n°1 30-03-12.

6 Análisis de Resultados Globales

6.1 Metodología

Analizando los resultados obtenidos, especialmente los datos de esfuerzos a la rotura se llega a la conclusión de que – aparte de la heterogeneidad de los tejidos – existen errores de metodológicos que contribuyen a aumentar la dispersión de los resultados. Es difícil realizar mediciones precisas debido al equipo ocupado para ello y a que la manipulación de las muestras se debe hacer con cuidado, especialmente tratando de mantener la condición de humectación.

El sistema de corte también debe ser mejorado, debido a la no existencia de un “patrón” de corte no es posible asegurar muestras de medidas equivalentes.

Con respecto al posible error introducido debido al deslizamiento de las muestras al realizar el ensayo, se pueden especificar dos tipos:

1. **Deslizamiento abrupto:** Es el que podría haber ocurrido en la muestra n°1 del día 30/03/12. Se caracteriza por una caída repentina y de gran valor en la carga soportada debida al deslizamiento de uno o ambos lados donde se aferra la muestra. Este deslizamiento ocurre hasta que la tensión del tejido es lo suficientemente pequeño como para que la presión de las mordazas pueda impedir que se siga liberando tensión.
2. **Deslizamiento constante:** Ocurre durante todo el ensayo, liberando tensión permanentemente deslizando la muestra pequeñas distancias (en comparación con la velocidad de deformación) durante cada paso o pocos pasos de deformación. Se podría determinar la presencia de este tipo de deslizamiento por las siguientes anomalías: una pendiente menor en la curva de esfuerzo – alargamiento y un alargamiento a la falla menor.

6.2 Análisis estadístico

6.2.1 Parámetros de falla

En las tablas elaboradas para los parámetros de falla y en los gráficos con las curvas esfuerzo-deformación es posible ver que para los tejidos de vacuno se encuentra una dispersión muy alta de resultados. Debido a que en las referencias bibliográficas la dispersión de datos también es muy alta, se concluye que estos resultados se deben a la heterogeneidad de los tejidos (hay que notar que fueron sacados de 3 cerebros distintos, de arterias y venas de distintas zonas del cerebro). Como ya se ha mencionado, existe una componente de error también, asociado a la captura de datos y a la medición de probetas.

En los casos de aneurismas se encuentran resultados más consistentes especialmente para los alargamientos a la rotura (poca dispersión). Estos datos se encuentran en el rango visto en el análisis bibliográfico (ver Tabla 6-1) para alargamientos máximos. Los esfuerzos reales máximos están levemente por sobre los valores de referencia, aunque la dispersión en estos también fue mayor. De esta manera se puede determinar que el hecho de que se analicen muestras paciente-específicas influye en encontrar similitud en los resultados.

Tabla 6-1: Comparación parámetros de rotura con referencias.

Año	Autor	Tipo de ensayo de tracción	Valor máximo	Deformación máxima	Esfuerzo Máximo [MPa]
-----	-------	----------------------------	--------------	--------------------	-----------------------

1989	Steiger et al.	Uniaxial	Rotura	57%	1.21
2005	Toth et al. ⁹	Uniaxial y biaxial	Rotura	40-70%	0.34-1
2011	Proyecto IRRAS	Uniaxial	10% deformación	10%	0.45
2012	Trabajo actual	Uniaxial	Rotura	38±6%	1.76±0.44

6.2.2 Días de conservación

Con las muestras obtenidas de tejido animal fue posible estimar el efecto del tiempo de conservación en las propiedades mecánicas. Es necesario destacar que el proceso de conservación utilizado dista de ser el óptimo (y el utilizado para trasplantes por ejemplo) para períodos superiores a 48 horas. En los siguientes gráficos se puede destacar el efecto negativo que tienen mayores períodos de conservación tanto para la viabilidad de los ensayos, como para el alargamiento y esfuerzo a la rotura de estos.

Tabla 6-2: Relación de parámetros con días de conservación.

Fecha ensayos	Días de conservación	Esfuerzo de Cauchy de falla [MPa]	Alargamiento de falla	N° de ensayos exitosos	N° Muestras	Tasa de ensayos exitosos %
12-12-2011	5	1.35	1.26	3	5	60%
11-01-2012	20	1.52	1.14	4	9	44%
12-03-2012	1	2.91	1.23	10	12	83%
15-03-2012	3	2.65	1.47	4	4	100%

Sin duda que deben realizarse un número de ensayos mayor para tener certeza del comportamiento encontrado. De todas maneras éste se ajusta a lo encontrado en algunas referencias.

⁹ Tomando en cuenta solo los ensayos sacados en dirección meridional.

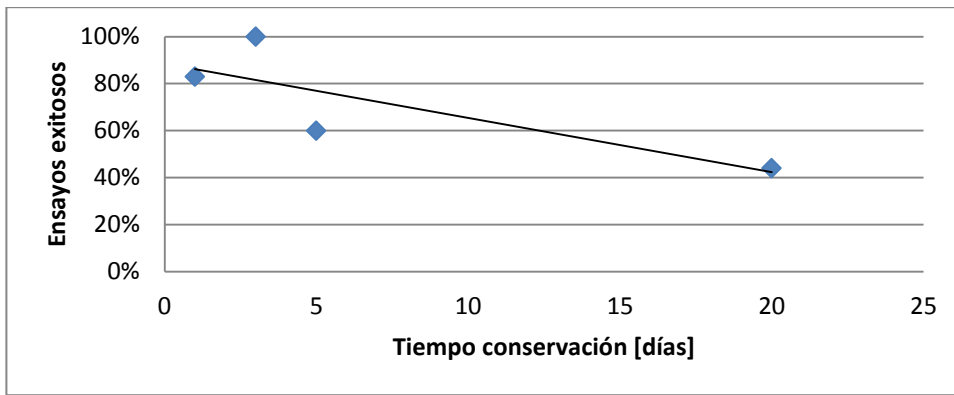


Gráfico 6-1: Relación ensayos exitosos – tiempo de conservación

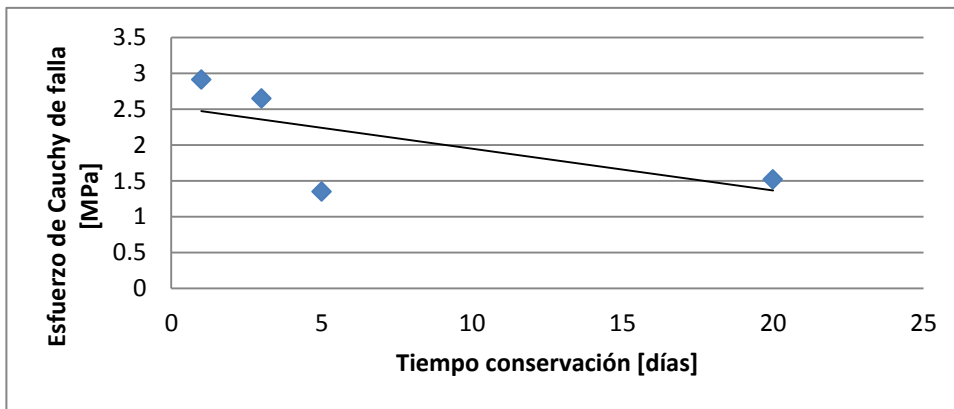


Gráfico 6-2: Relación esfuerzo real de falla – tiempo de conservación

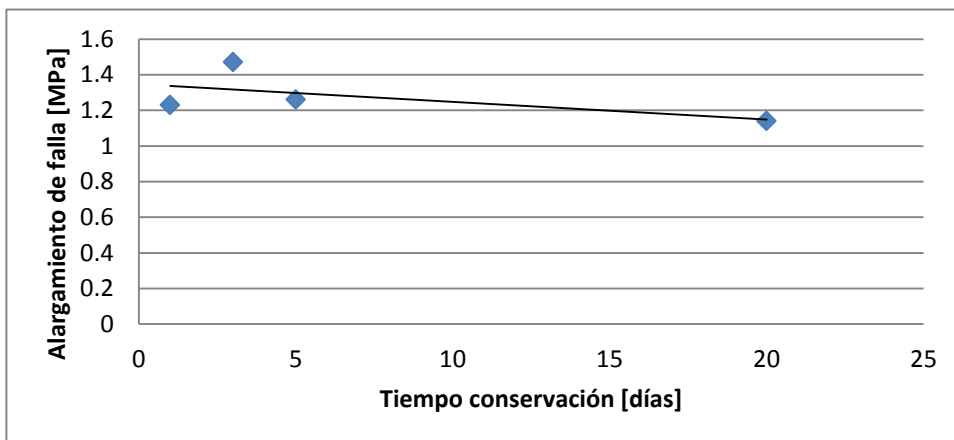


Gráfico 6-3: Relación alargamiento a la falla – tiempo de conservación

6.3 Modelos constitutivos

6.3.1 Capacidad de ajuste de los modelos estudiados

Con respecto a los modelos constitutivos puede decirse que en general los modelos de Mooney-Rivlin, Ogden y Yeoh, en los órdenes sugeridos en el apartado 3.3.1 de este trabajo resultan apropiados para describir el comportamiento esfuerzo – deformación de los tejidos estudiados. Se llegó a esta conclusión inspeccionando visualmente los gráficos entregados en el Anexo H. Los otros dos modelos ocupados en este estudio (Arruda-Boyce y Gent) no entregaron un ajuste correcto para ningún ensayo, de manera que se concluye que su utilización se reduce a modelar el comportamiento de gomas (fueron creados para eso). Es por este motivo que no se entregan los coeficientes obtenidos con estos modelos.

En particular, analizando los gráficos se concluye que el software ADINA reporta mejores resultados que ANSYS, debido a que este último no considera una restricción fundamental al calcular coeficientes; el esfuerzo no aumenta necesariamente al aumentar el alargamiento. Este fenómeno ocurre tanto en tracción como en compresión, como puede ser visto en el Gráfico 6-4. Puede observarse que si bien el modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros ajusta correctamente los datos experimentales en ese rango de deformación, al aumentar el alargamiento el esfuerzo decae (aproximadamente en un valor de 1.4). Asimismo al entrar en compresión el modelo genera esfuerzos positivos lo cual no tiene asidero físico real. Se optó por entregar la información (coeficientes y gráficos) de todos aquellos ajustes que tuvieran buen correlato en el rango de alargamiento de los datos experimentales, sin embargo para ocupar estos modelos para modelar en software de elementos finitos, es necesario que además fuera de esos rangos de alargamiento muestren un comportamiento razonable. Es este caso particular del Gráfico 6-4 sólo el modelo de Yeoh de 2 parámetros podría ser ocupado en modelación.

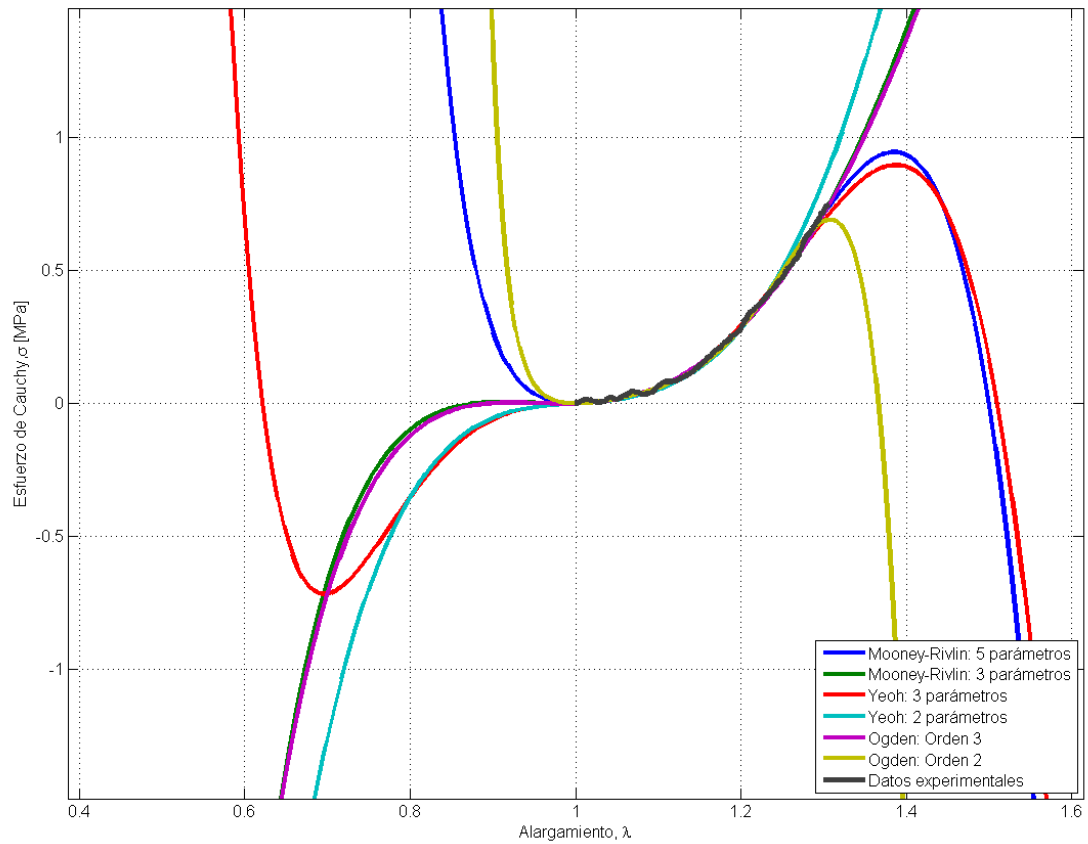


Gráfico 6-4: Ensayos 15-03-12 – muestra 1 carga inicial.

En el Gráfico 6-5 es posible ver que ADINA si toma en cuenta la restricción antes mencionada; no importa que el modelo no ajuste perfectamente los datos, la restricción siempre debe cumplirse. Todos estos ajustes pueden ser ocupados en modelación.

Con respecto a ANSYS, la Tabla 6-3 indica cuáles ajustes hechos en este software pueden ocuparse para cada ensayo, debido a que si cumplen esta restricción.

Tabla 6-3: Ajuste de modelos encontrados en ANSYS.

Modelo		Mooney-Rivlin		Ogden		Yeoh	
Parámetros / Orden		5	3	N=3	N=2	N=3	N=2
Fecha	Muestra						
12-12-2011	1	-	1	1	1	1	1
	2	-	-	-	-	-	-
	3	1	1	1	-	-	1

11-01-2012	1	1		1	-		1
	2	-					
	3	-	-	-	-		
	4	-	-		-		
12-03-2012	1	1	-	-	-		1
	2	-	-		-		
	3 carga		1				
	4	1	-	-	-	-	-
	5 carga		1	1	-	1	1
12-03-2012	5 descarga	1			1		
	6 carga		-		-	-	1
	7	1	-	-	-		1
	8			-	-		1
	9 carga		-	-	-		
	10 carga 1	-	-	-	-		1
15-03-2012	1 carga 1	-	-	-	-	-	1
	1 descarga 1	-			-	-	
	1 carga final	1	1	1		-	-
	2 carga 1		1	1		1	1
	2 carga f	-	-	-			
	4		-	-			
	5 carga 1	-		-		-	1
30-03-2012 - Aneurisma	1	1	1			-	
	2	1	-	-	-		
	3 carga 1	1					
	3 carga 2	-				-	

	3 carga 3	-	-			-	-
	3 carga f	-	-			-	
	4 carga 1	1	-			-	1
	5	-	-			-	1
	6	-	-			-	-
	No ajustó (celda vacía)	7	8	15	15	16	15
	Ajustó rango experimental (-)	16	19	13	17	15	5
	Ajustó para todo valor (1)	11	7	6	2	3	14

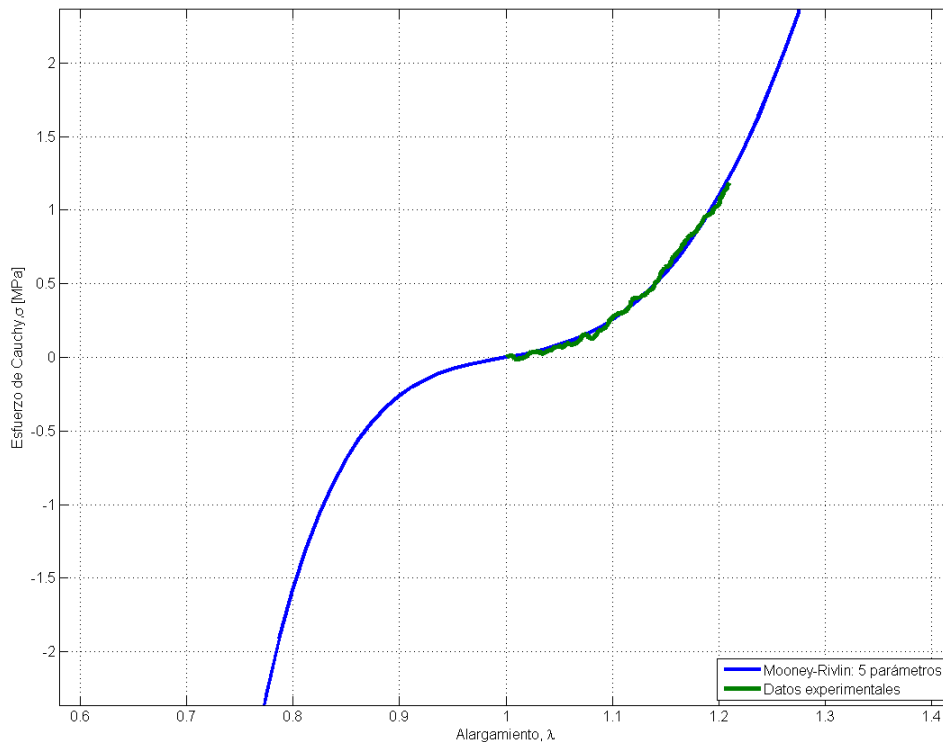


Gráfico 6-5: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 4 carga 1 – ADINA.

Se puede agregar que la restricción del 2º coeficiente de Mooney-Rivlin siempre positivo (ver apartado 3.3.1) no se cumple siempre ni para ANSYS o ADINA. En general se espera que todos los parámetros sean positivos para los modelos de Mooney-Rivlin, debido que esto garantiza estabilidad al modelar. En los modelos calculados con ADINA para los ensayos en aneurismas sólo para dos curvas uno de los coeficientes resultó negativo (justamente el C_{01}). En ANSYS en cambio no existen restricciones para los valores de los coeficientes (ni de signo ni de magnitud). Este hecho puede tener relación con lo visto en los gráficos.

Para verificar que los modelos sean correctos para modelar, se debe evaluar la predictibilidad en otros tipos de deformación como en corte, biaxial o planar, aparte de tracción o compresión uniaxial. Solo si en todas las deformaciones el modelo predice con precisión, éste puede ser considerado correctamente propuesto (32). Debido que en este caso no se cuentan con datos experimentales en otros modos de deformación, sólo se puede revisar la estabilidad de los modelos encontrados en otros modos de deformación. Para esto se ocupó el software ABAQUS 6.10. Se encontró que los modelos que cumplían con las restricciones anteriormente expuestas generalmente se comportaban establemente para otros modos de deformación.

Con respecto al orden de los parámetros, como fue mencionado en el inciso 3.3.1 de este trabajo, a mayores órdenes los modelos captan mayores variaciones en los datos experimentales (cambios de pendiente). Estas variaciones corresponden más a factores externos de la medición que al comportamiento del tejido por lo cual incluso el modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin puede resultar demasiado complejo para los tejidos que se ensayan. Un ejemplo de esto se puede apreciar en el Gráfico 6-6. Se puede apreciar que el modelo sigue cada cambio en la curvatura de los datos experimentales. Este efecto no parece notorio en el modelo de Ogden de 3° orden (6 coeficientes).

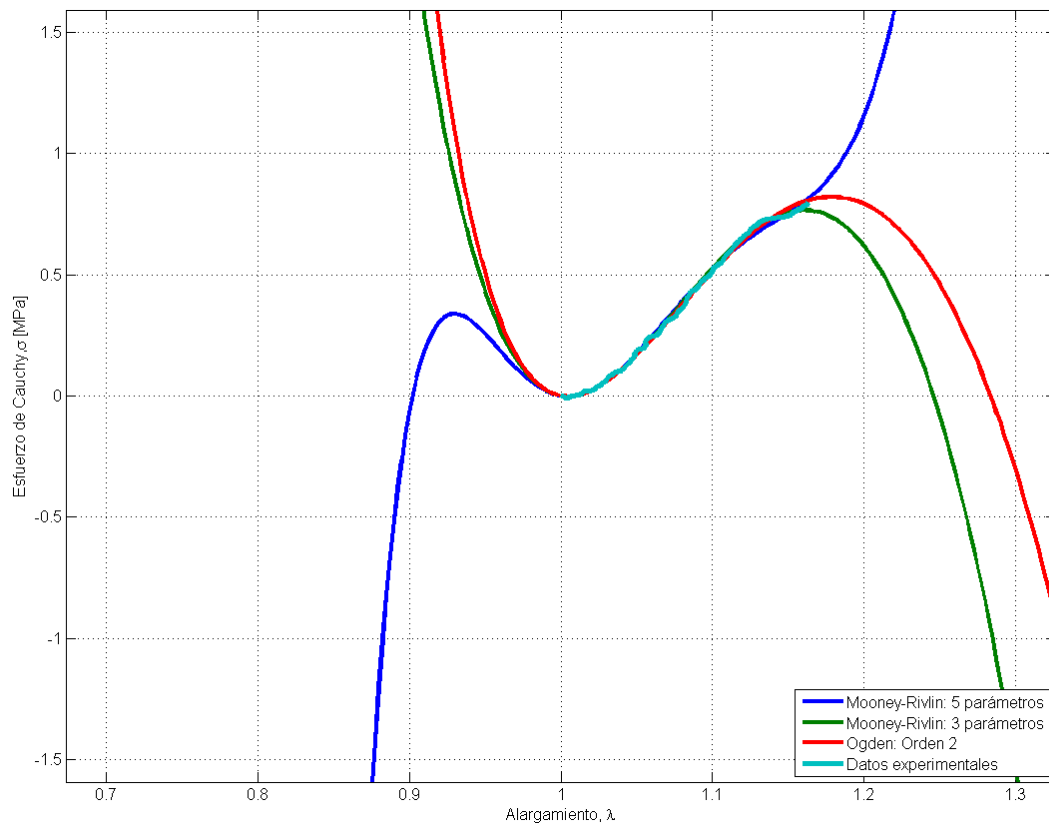


Gráfico 6-6: Ensayos 11-01-12 – muestra 4 ANSYS.

En el caso de Ogden los tiempos de iteración son mayores para encontrar una solución que con un residuo que converja, pero generalmente se encuentran ajustes igual de buenos que con el

modelo de Yeoh por ejemplo, es por esto que si el tiempo es un factor a considerar, es preferible ocupar los modelos de Mooney-Rivlin y Yeoh.

Es posible comprobar también la similitud en el ajuste de distintos modelos para alargamientos pequeños. Por ejemplo en el caso del Gráfico 6-7, tanto los modelos de Mooney-Rivlin de 3 coeficientes, como los de Ogden y Yeoh generan un ajuste similar en un rango de alargamiento de 0.95 a 1.2. Fuera de estos rangos aparecen diferencias. Debido a que el tejido aneurismal tiene rangos de alargamiento en torno al 50%, generalmente todos los modelos son útiles en esa zona.

Es necesario generar métodos de ajuste propios ocupar los modelos de Yeoh y Ogden generalmente, debido a que ADINA solo entrega información para Mooney-Rivlin de 5 y 2 parámetros. ADINA también posee ajustes para el modelo de Ogden pero los coeficientes encontrados en todos los casos fueron igual a cero para los α , de tal manera que no se encuentra una relación esfuerzo-deformación.

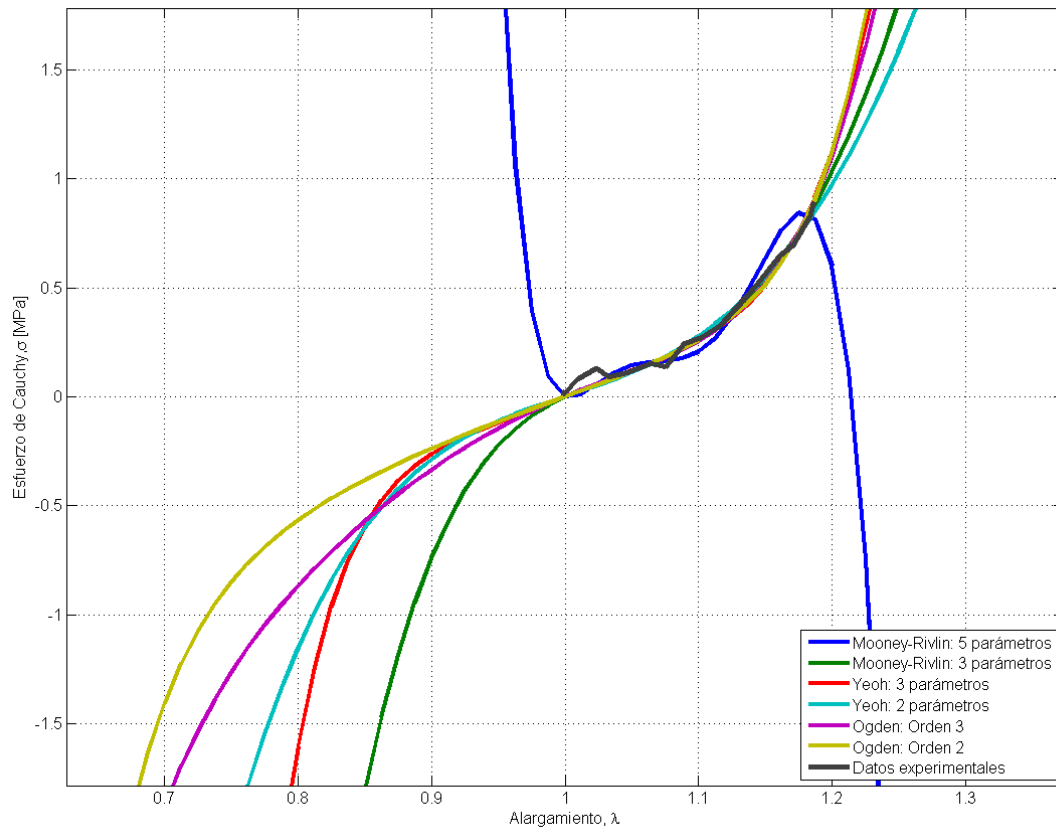


Gráfico 6-7: Ensayos 12-12-11 – muestra 1

7 Conclusiones

En el presente trabajo se ha estudiado el comportamiento a la tenso-deformación de la pared de aneurismas cerebrales humanos, escindidos mediante cirugía.

En particular se definió un protocolo de manejo de muestras biológicas y se determinó y aplicó una metodología para su ensayo a través de pruebas de tracción uniaxial. Esto implicó modificar la máquina de microtracción necesaria para llevar a cabo los ensayos, y resolver el problema del agarre del tejido a las mordazas.

En los ensayos de tracción se obtuvieron parámetros para la caracterización del comportamiento a la tenso-deformación de estos tejidos. Se observó que los parámetros calculados están en el rango reportado por estudios anteriores. Se comprobaron cualitativamente las principales características mecánicas de estos tejidos, a saber; la no linealidad de la respuesta elástica, propiedad de viscoelasticidad; efecto de histéresis, heterogeneidad y anisotropía. Se comprobó el efecto negativo en las propiedades mecánicas de alargar el período de conservación (bajo los métodos utilizados).

Se encontró que los modelos constitutivos isotrópicos que mejor ajustaron los datos encontrados, son los mismos reportados en la literatura. Se demostró que el software ADINA es más útil para encontrar estos modelos que ANSYS. Se encontraron modelos que se ajustan para cualquier deformación (tanto en compresión como en tracción) y que por lo tanto pueden ser ocupados en simulación. Se entregaron los coeficientes de estos modelos para su uso en estudios posteriores.

Se definieron posible causas de errores en resultados de experimentación, y mejoras que realizar en la metodología de ensayado.

Este trabajo tiene limitaciones, muchas de las cuales abren posibilidades de mejoras para estudios posteriores a realizar. Dentro de estas mejoras se pueden enumerar las siguientes:

- Mejorar la metodología de ensayado, la cual a pesar de los esfuerzos llevados a cabo, es fuente importante de error en los resultados:
 - Mejorar el sistema de corte de muestras.
 - Comparación de distintos métodos de medición de probetas.
 - Antes de ensayar colocar las muestras en suero a temperatura *in-vivo* (37°C).
 - Ciclar manteniendo constantes los alargamientos límite. Automatizar los ciclados.
 - Realizar ensayos de relajación.
- Hacer un análisis estadístico con datos de muestras de aneurismas cerebrales humanos.

8 Bibliografía

1. *Laboratory tests for strength parameters of brain aneurysms*. **Toth, Brigitta**. 2, Budapest : s.n., 2007, Vol. 9.
2. Cerebral Aneurysm. *The University of Chicago Medical Center*. [En línea] [Citado el: 06 de 06 de 2011.] <http://www.uchospitals.edu/online-library/content=P08772>.
3. Cerebral Aneurysm Fact Sheet. *National Institute of Neurological Disorders and Stroke*. [En línea] [Citado el: 04 de 06 de 2011.] http://www.ninds.nih.gov/disorders/cerebral_aneurysm/detail_cerebral_aneurysm.htm.
4. **Ashby, Michael**. The CES EduPack Database of Natural and Man-Made Materials. 2008.
5. Modelling Soft Biological Tissues. [En línea] <http://www.zfm.ethz.ch/alumni/kauer/tissueproperties.htm>.
6. **Fung, Yuan-cheng**. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. s.l. : Springer, 1993.
7. *Analysis of the mechanical parameters of human brain aneurysm*. **Toth, Brigitta**. 1, Budapest : s.n., 2005, Vol. 7.
8. **Humphrey, Jay Dowell**. *Cardiovascular solid mechanics: cells, tissues, and organs*. New York : Springer- Verlag, 2002.
9. **Valencia, Alvaro**. Fondecyt National Research Funding Competition. *Mechanical characterization of cerebral aneurysms and the effects on fluid-structure and structural simulations in patient specific models* . 2011.
10. *Strength, elasticity and viscoelastic properties of cerebral aneurysms*. **Steiger, Hans**. Berna : Springer-Verlag, 1989.
11. *Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (IRRAs Project)*. **Costalat, V**. Montpellier : s.n., 2011.
12. **Ottosen, Niels Saabye**. *The Mechanics of Constitutive Modeling*. s.l. : Elsevier, 2005.
13. **Busfield, James**. *Constitutive Models for Rubber III: Proceedings of the Third European Conference on Constitutive Models for Rubber, 15-17 September 2003, London, UK*. s.l. : Taylor & Francis, 2003.
14. **ANSYS**. *Theory Reference*. 2012.
15. **García, Claudio**. *Comportamiento Mecánico de la Aorta Ascendente: Caracterización Experimental y Simulación Numérica*. Madrid : s.n., 2008.
16. *A description of arterial wall mechanics using limiting chain*. **Horgan, C.O**. 2003.
17. *A constrained reconstruction technique of hyperelasticity parameters for breast cancer assessment*. **Mehrabian, Hatf**. 2010.

18. **Gent, Alan N.** *Engineering with Rubber: How to Design Rubber Components*. s.l. : Hanser Verlag, 2011.
19. *A Nonlinear Finite Element Model of Soft Tissue* . **Liu, Yi.** 2004.
20. **Karchin, Ari.** UWEB. *Biomaterials Tutorial, Mechanical Properties of Biomaterials*. [En línea] [Citado el: 4 de 12 de 2011.]
<http://www.uweb.engr.washington.edu/research/tutorials/mechproperties.html>.
21. *Changes in the Mechanical and Biochemical Properties of Aortic Tissue due to Cold Storage*. **Chow, Ming-Jay.** Boston : s.n., 2010.
22. Brain Aneurysm Resources. [En línea] [Citado el: 22 de 04 de 2012.]
<http://www.brainaneurysm.com/aneurysm-treatment.html>.
23. *Dehydration effect on the mechanical behaviour of biological soft tissues: observations on kidney tissues*. **S., Nicolle.** Lyon : s.n., 2010.
24. *Mechanical Properties of Human Coronary Arteries*. **Claes.** Buenos Aires : 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010.
25. *Thermomechanical behavior of human carotid arteries in the passive state*. **Guinea, G. V.** 2004.
26. *In-vivo Quantification of Wall Motion in Cerebral Aneurysms from 2d Cine Phase Contrast Magnetic Resonance Images*. **Karmonik, Christof.** Houston : s.n., 2009.
27. **Morris Mano, M.** *Digital Design*. s.l. : EBSCO Publishing, 2003.
28. butter. *Matlab R2012a Product Documentation*. [En línea]
<http://www.mathworks.com/help/toolbox/signal/ref/butter.html>.
29. **Yahya, Mohammed.** 3 dimensional finite-element modeling of blood flow in elastic vessels: effects of arterial geometry and elasticity on aneurysm growth and rupture. Ontario : s.n., 2010.
30. *Blood flow dynamics and fluid-structure interaction in patient-specific bifurcating cerebral aneurysms*. **Valencia, Alvaro.** Santiago : s.n., 2008.
31. *Determination of Wall Tension in cerebral artery aneurysms by numerical Simulation*. **Isaksen, Jorgen.** Dallas : s.n., 2008. ISSN 1524-4628.
32. **Zheng, Haining.** On the predictive capability and stability of rubber material models. 2008.
33. **Cowin, Stephen.** *Cardiovascular soft tissue mechanics*. Dordrecht : Kluwer Academic Publishers, 2001.
34. **Truesdell, C.** *The Non-linear Field Theories of Mechanics*. s.l. : Springer, 2004.
35. *Temperature-Dependent Viscoelastic Properties Of The Human Supraspinatus Tendon*. **Huang, Chun-Yuh.** 2009.

Anexo A

Ficha Pacientes Fondecyt Estudio Pared Arterial

Nombre	
Apellido Paterno	
Apellido Materno	
Sexo	
Edad	
Ficha	
Fecha de Ingreso	
Consentimiento informado (si/no)	
Antecedentes Mórbidos (HTA, DM, Tabaquismo, otras)	
Origen de derivación	
Clínica (Cefalea, Efecto de masa, etc.)	
Aneurisma roto (si/no)	
Fecha angiografía	
Fecha angioTC	
Localización aneurisma	
Tamaño (cuello, ancho y profundidad)	
Ateromatosis (Si/no)	
Otros aneurismas (Si/no)	
Equipo angiografía (Philips / Siemens)	
Fecha y hora Cirugía	
Tamaño muestra	
Número de muestras	
Fecha y hora retiro muestra	

Fecha HSA (si corresponde)	
Patrón de HSA	
Fisher	
WFNS al ingreso	
GCS al ingreso	

Anexo B

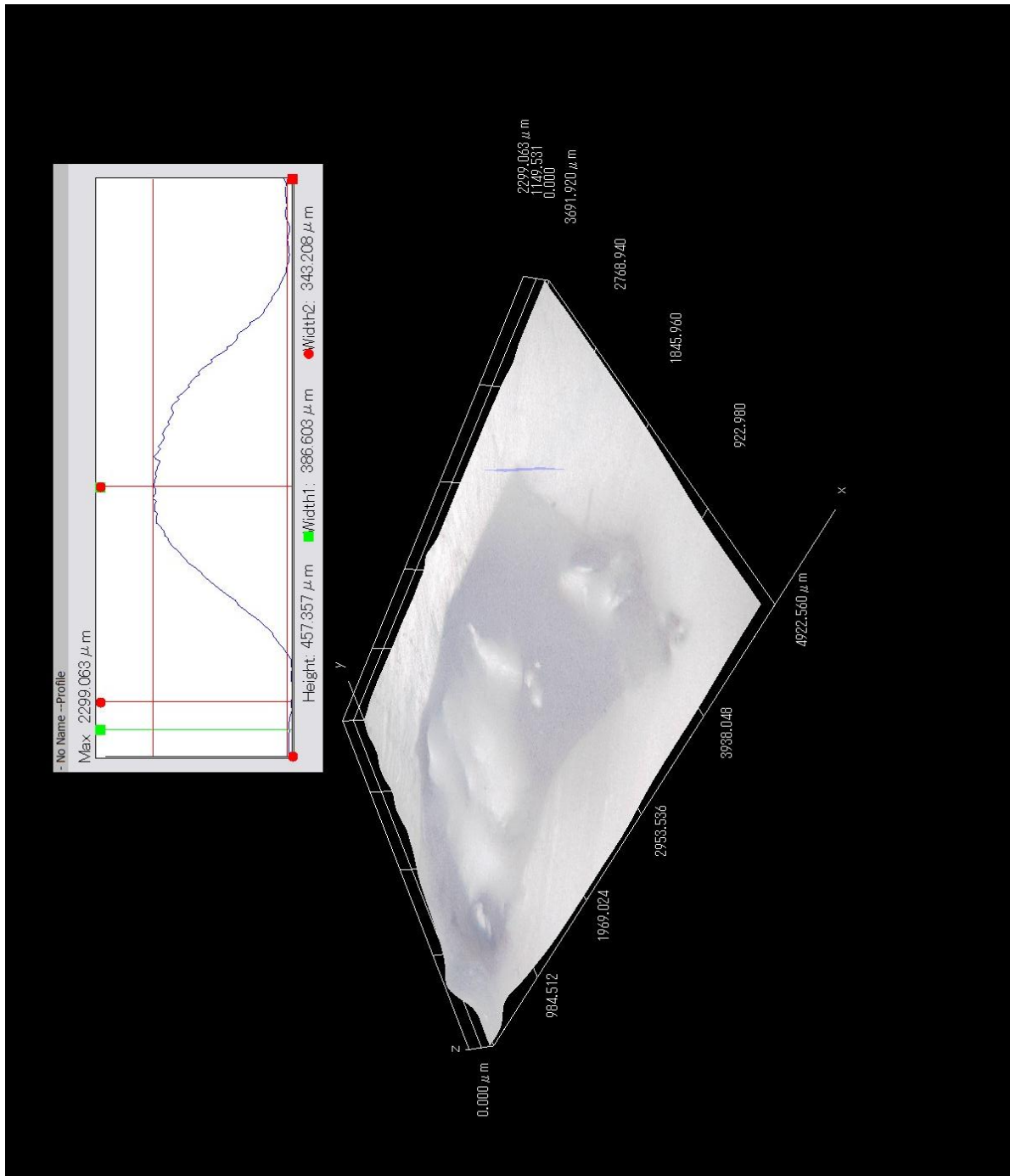
Ficha Pacientes Fondecyt Estudio Pared Arterial – Muestra Aneurisma 30-03-12

Nombre	Elizabeth
Apellido Paterno	Angulo
Apellido Materno	Ponce
Sexo	Femenino
Edad	45
Ficha	
Fecha de Ingreso	14-03-12
Consentimiento informado (si/no)	Si
Antecedentes Mórbidos (HTA, DM, Tabaquismo, otras)	Hipertensión arterial sin tratamiento.
Origen de derivación	Antofagasta (nacionalidad colombiana)
Clínica (Cefalea, Efecto de masa, etc.)	Cefalea, mareos.
Aneurisma roto (si/no)	No
Fecha angiografía	14-03-12
Fecha angioTC	19-05-11
Localización aneurisma	Carótido oftálmico izquierdo.
Tamaño (cuello, ancho y profundidad)	
Ateromatosis (Si/no)	No
Otros aneurismas (Si/no)	Si (coroideo anterior izquierdo)
Equipo angiografía (Philips / Siemens)	Phillips
Fecha y hora Cirugía	29-03-12
Tamaño muestra	
Número de muestras	8
Fecha y hora retiro muestra	29-03-12, 21 horas.

Fecha HSA (si corresponde)	-
Patrón de HSA	-
Fisher	-
WFNS al ingreso	-
GCS al ingreso	-

Anexo C

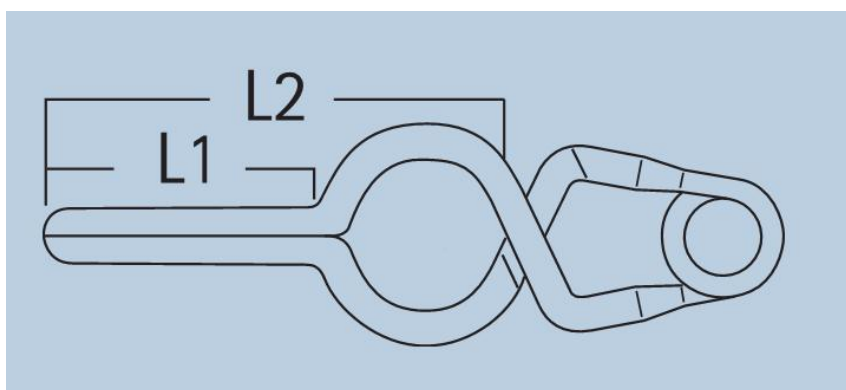
Imagen 3D de barrido de muestra de aneurisma, con gráfico de espesor de sección seleccionada.



Anexo D

Ficha técnica de Clip

Fuerza de apriete	146 gr. (1,43 N)
Rango	1,36 – 1,58 N
L₁	9,00 mm
L₂	6,7 mm
D (apertura máxima)	5,5 mm
Hoja	En forma de T
Superficie del Grip	Formada



Anexo E

Código Matlab para el filtrado de datos experimentales

```
Fs = 0.5;           % Frecuencia de muestreo
T = 1/Fs;          % Tiempo de muestreo
L = size(data,1);  % Longitud de la señal
t = (0:L-1)*T;     % Vector de tiempo
y = data(:,2);     % datos
wc = 30;           % Frecuencia corte
wn = Fs/2;         % Frecuencia Nyquist, mitad de frecuencia de muestreo

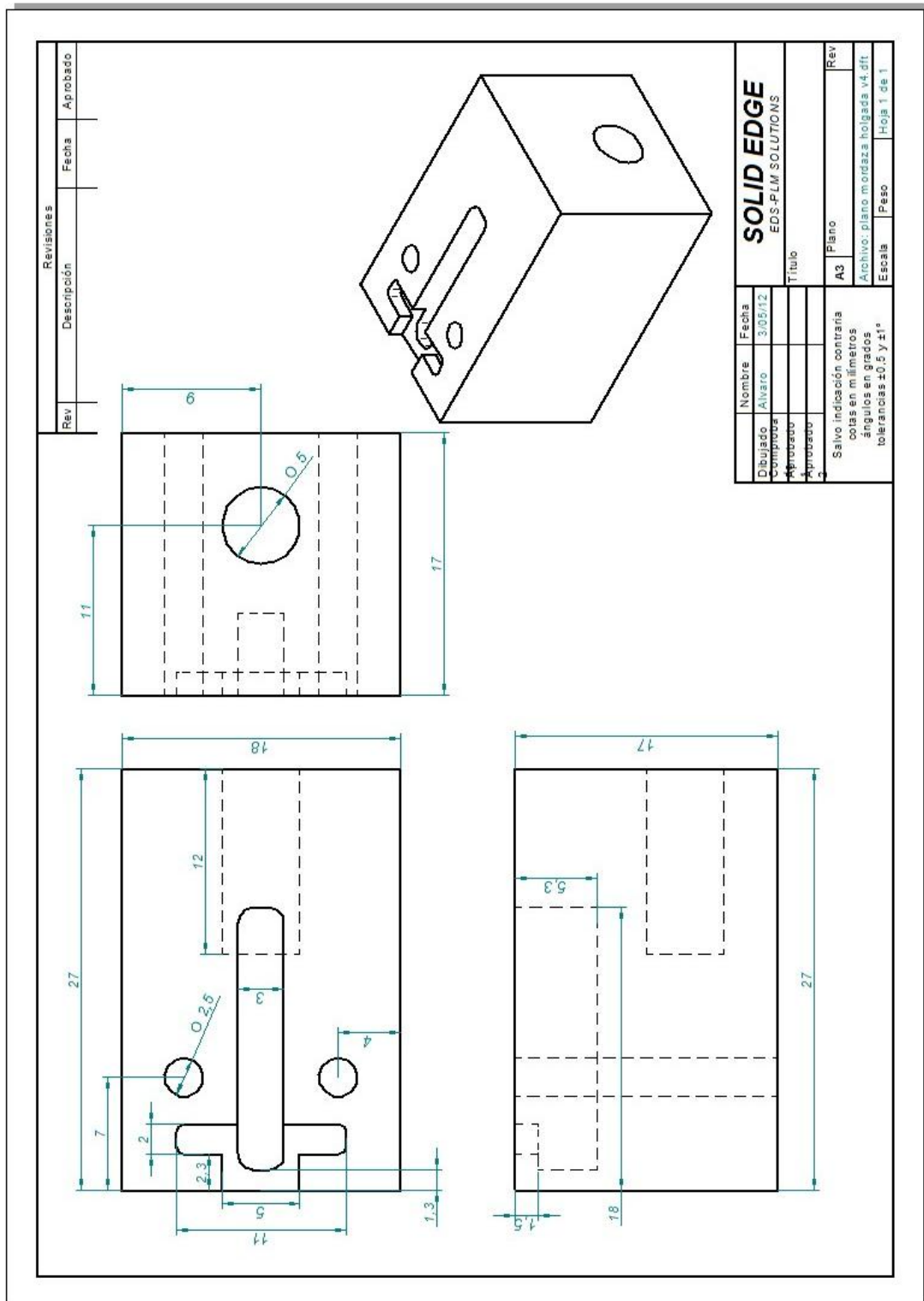
NFFT = 2^nextpow2(L); % Siguiete potencia de 2, desde longitud de y. Next power of
2 from length of y
Y = fft(y,NFFT)/L;
f = Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);
a = 0.09;

% Graficar el espectro de amplitud absoluta - Plot single-sided amplitude spectrum.
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1)));
line([wc;wc],[0;a],'Color','red')
title('Espectro de amplitud absoluta de F')
xlabel('Frecuencia [Hz]')

[b1,a] = butter(2,wc/wn);
Hd = dfilt.df2t(b1,a);
F = filter(Hd,y);
% Graficar señal con y sin ruido
figure;
plot(Fs*t(1:L),y(1:L))
hold on
plot(Fs*t(1:L),F(1:L),'LineWidth',2,'Color','red')
hold off
legend('Señal con ruido','Señal filtrada','Location','SouthEast')
title('Filtrado de señal')
ylabel('F [N]')
```

Anexo F

Plano Mordaza *as-built*



Anexo G

Gráficos Esfuerzo de Cauchy – alargamiento

Gráfico: Ensayos 12-12-11 – muestra 1

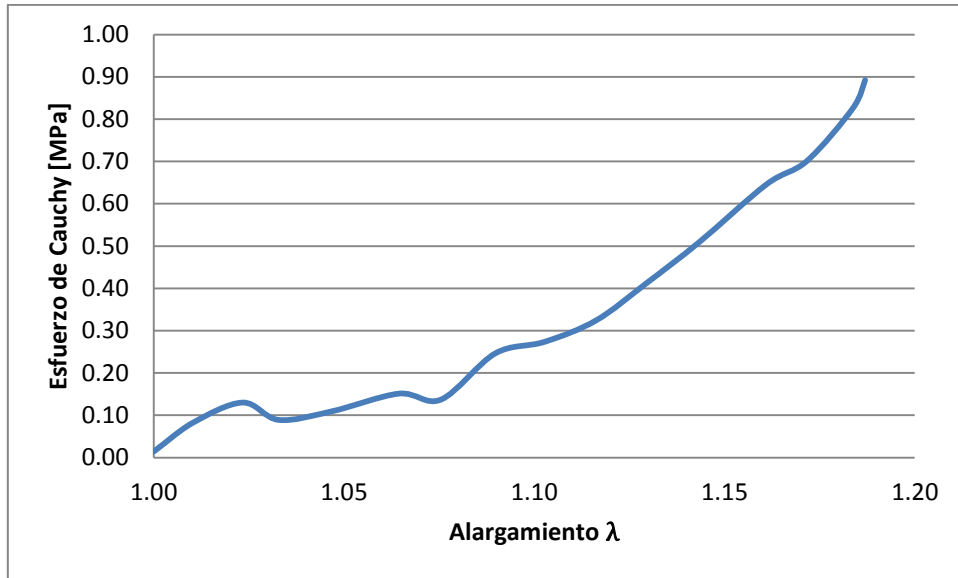


Gráfico: Ensayos 12-12-11 – muestra 2

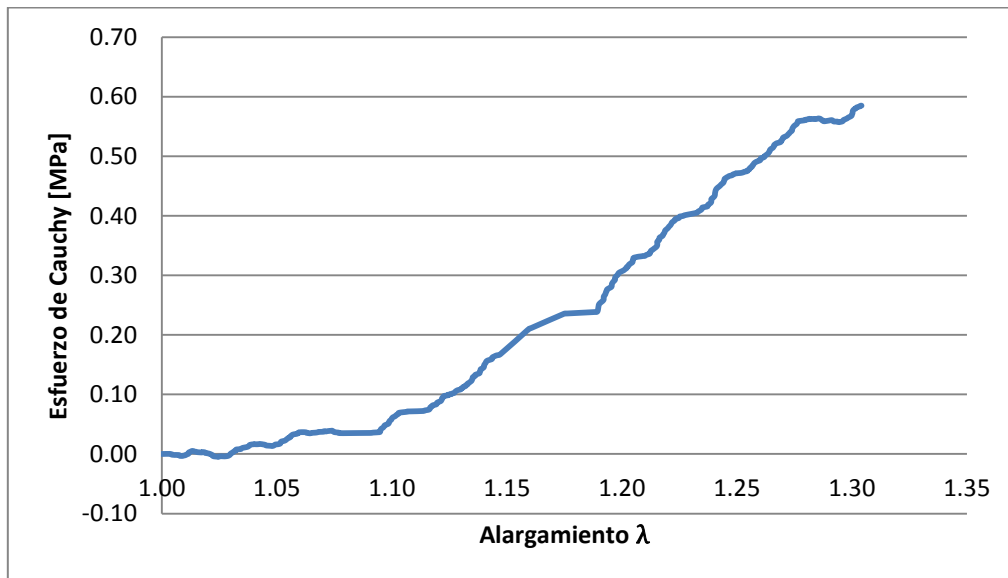


Gráfico: Ensayos 12-12-11 – muestra 3

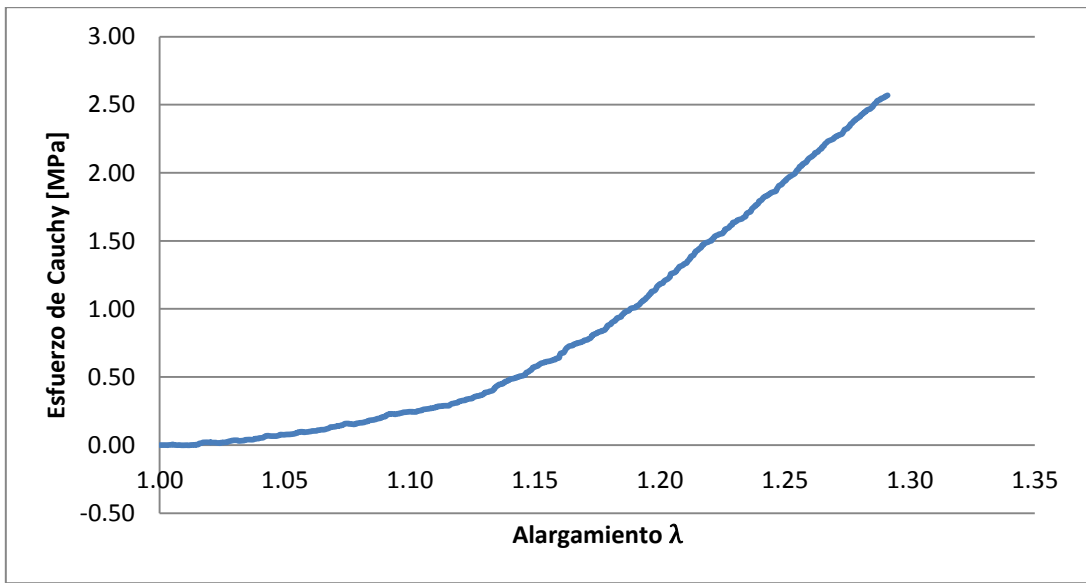


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 1

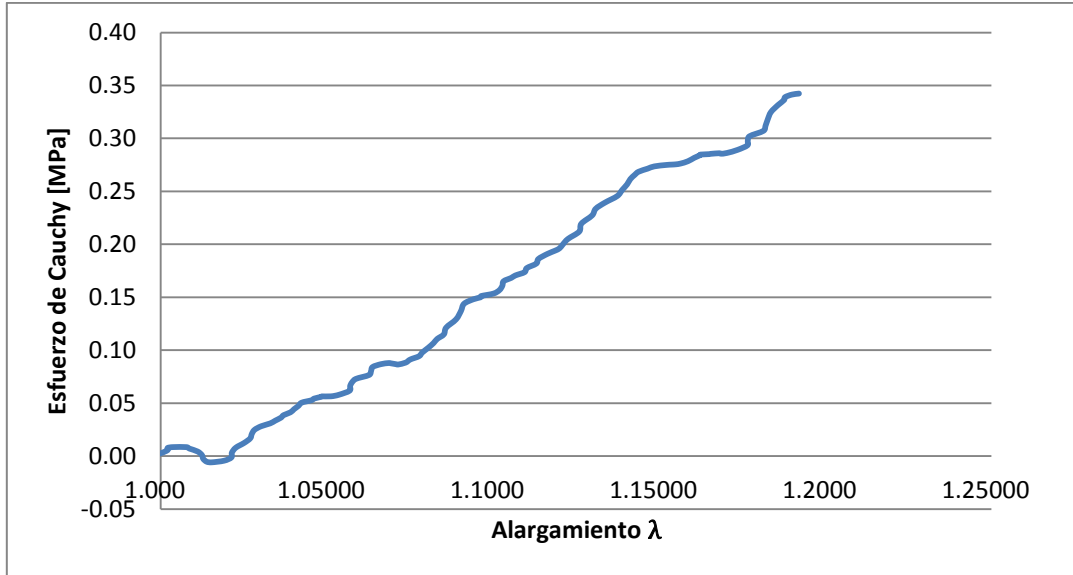


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 2

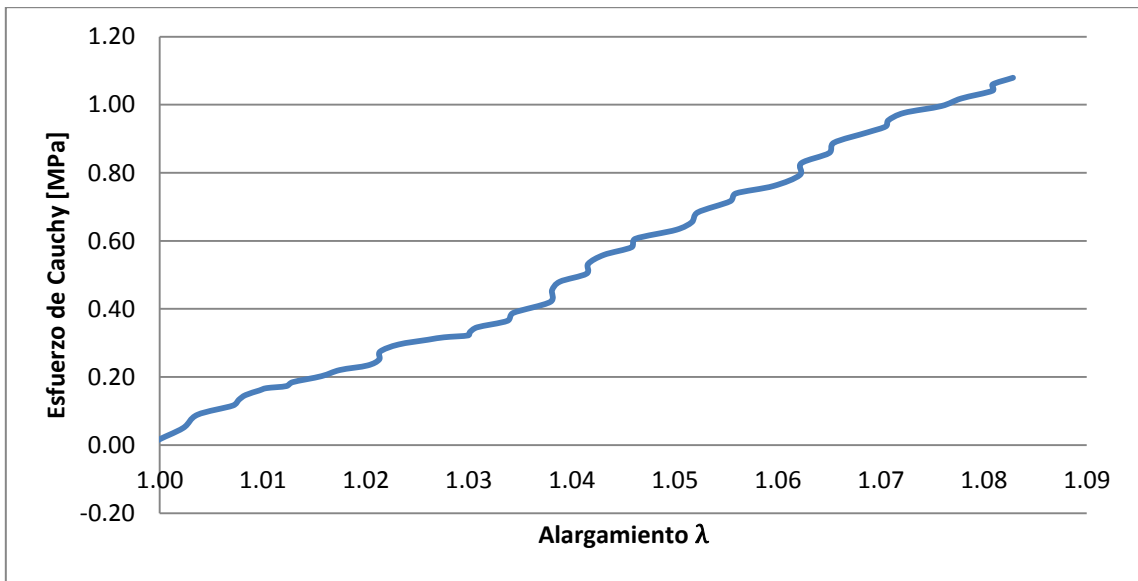


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 3

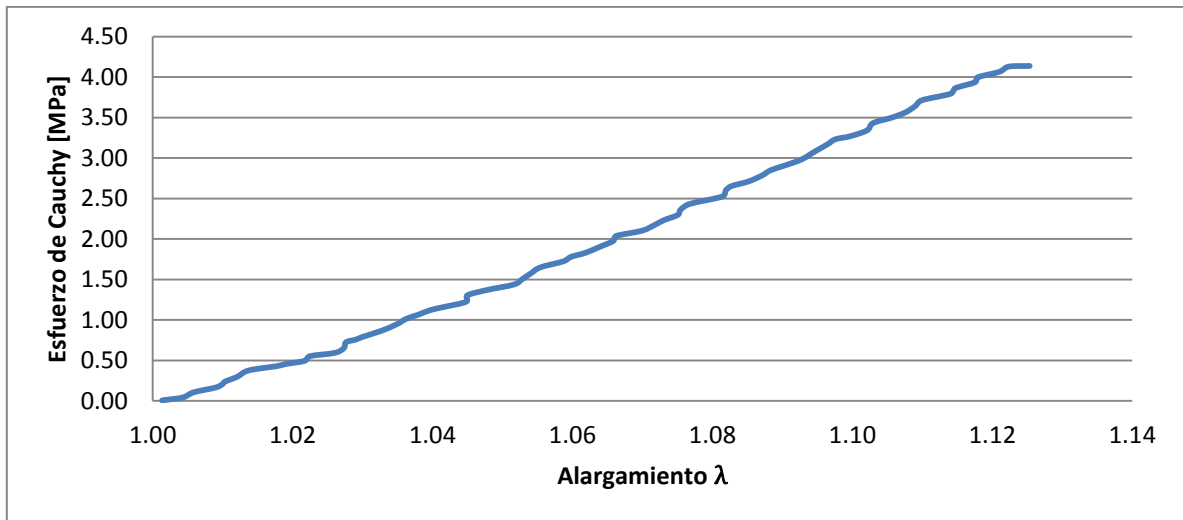


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 4

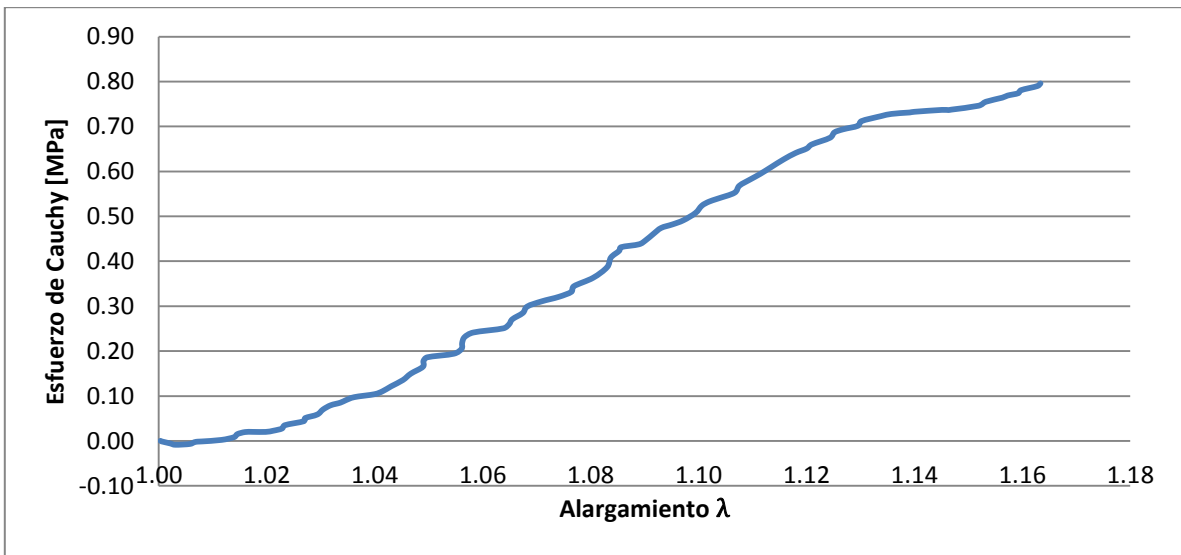


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 1

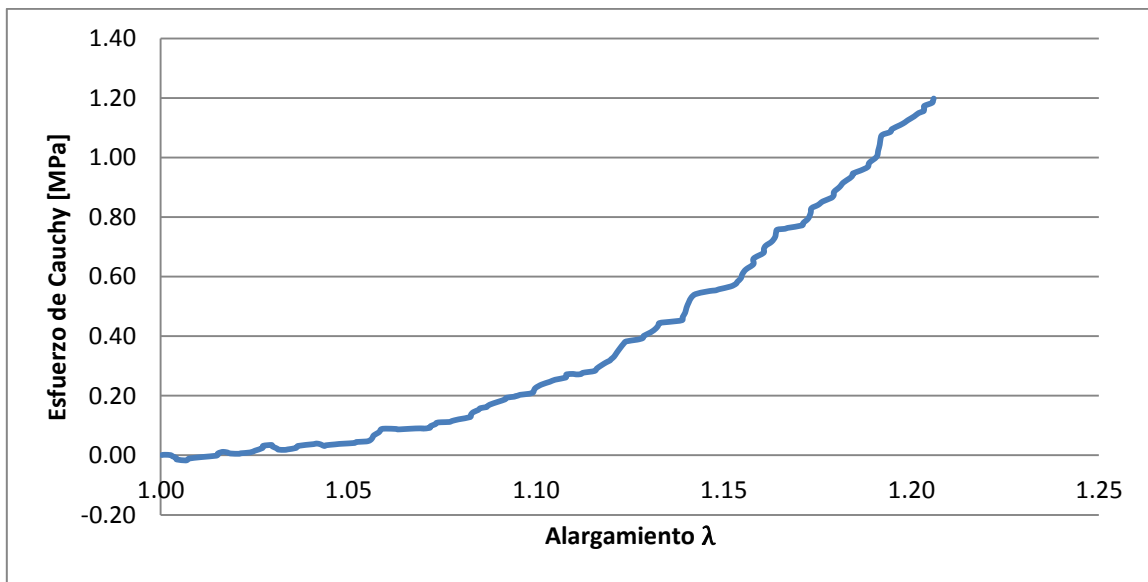


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 2

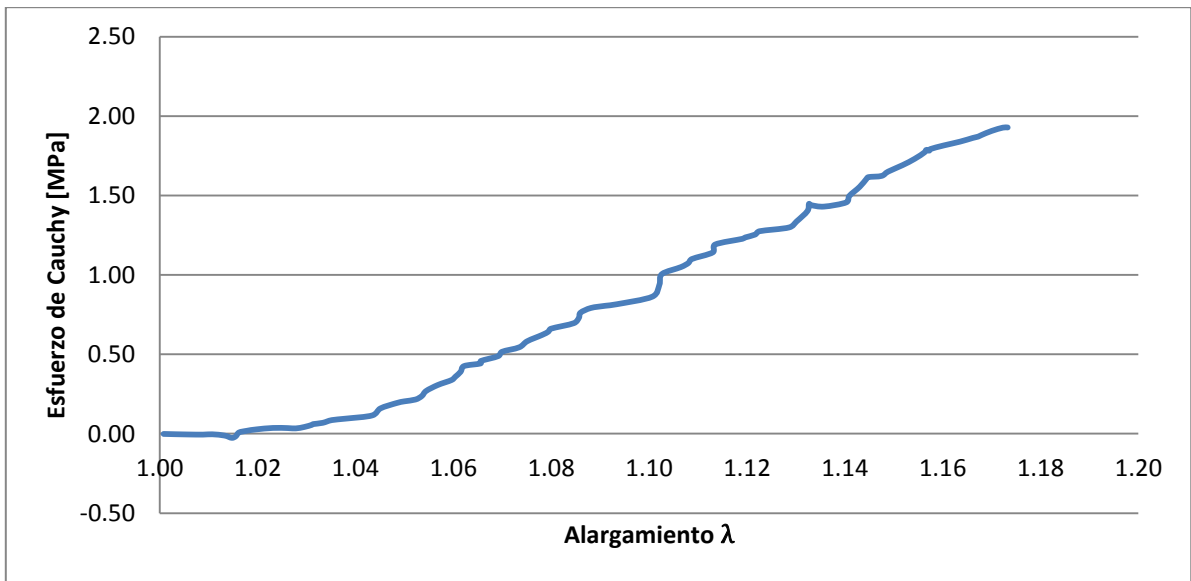


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 3

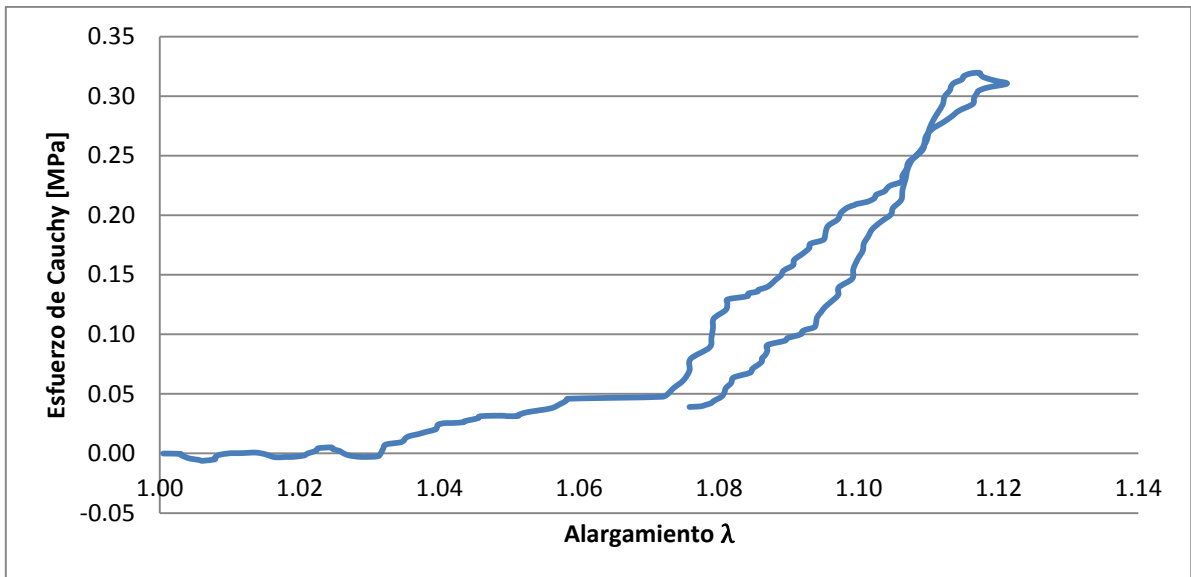


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 4

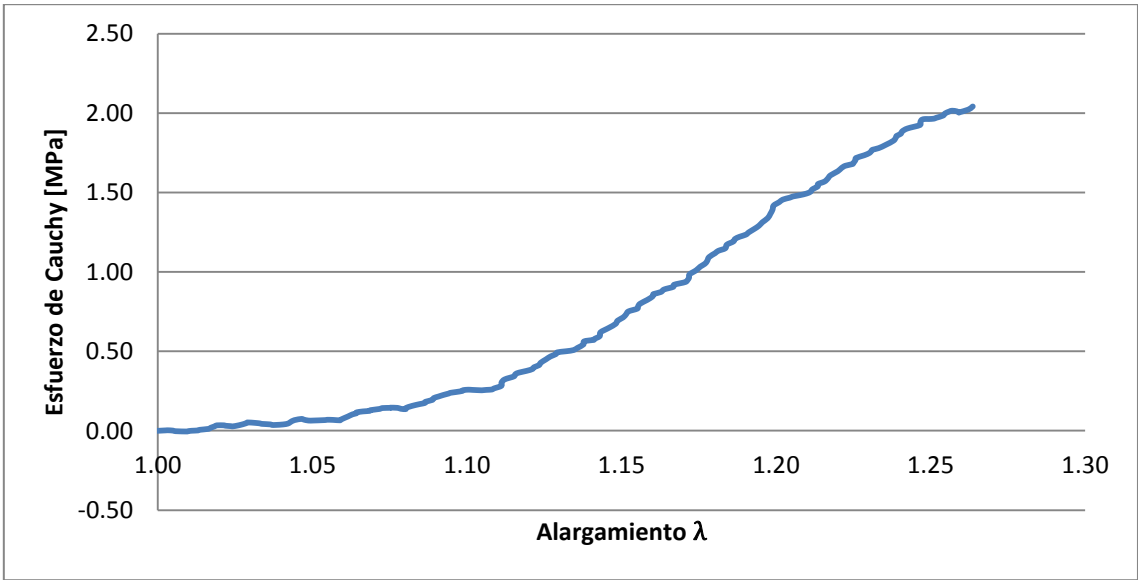


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 5

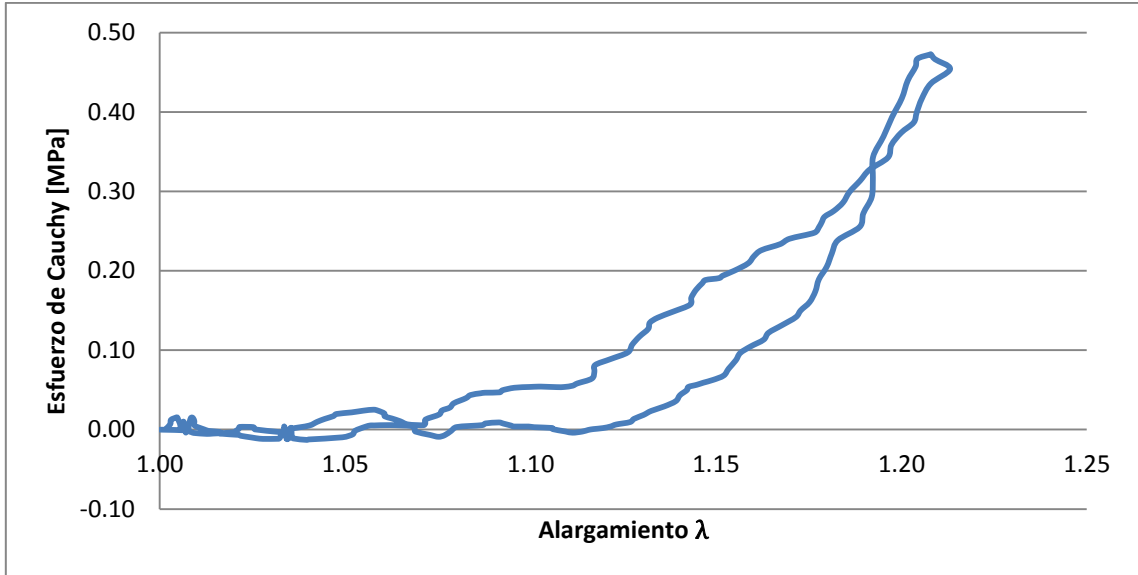


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 6

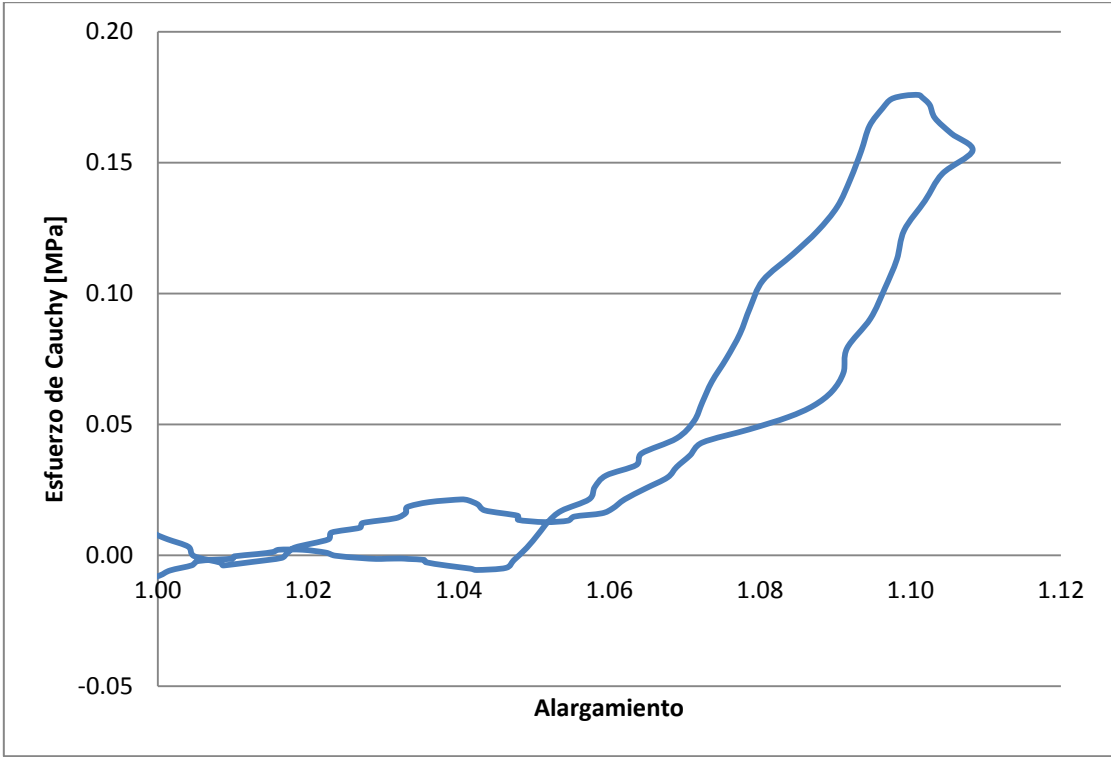


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 7

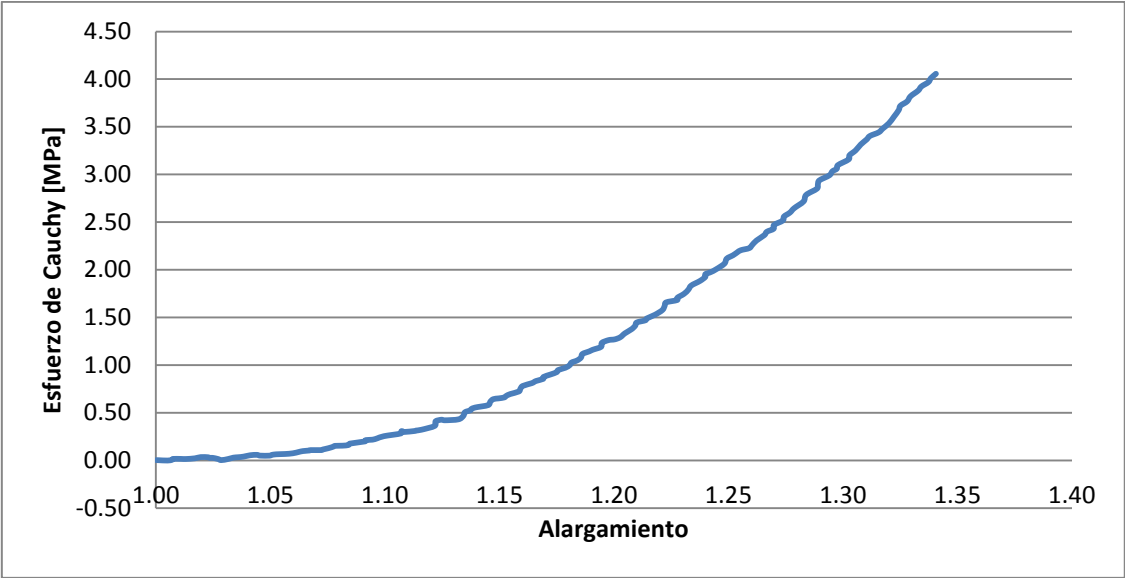


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 8

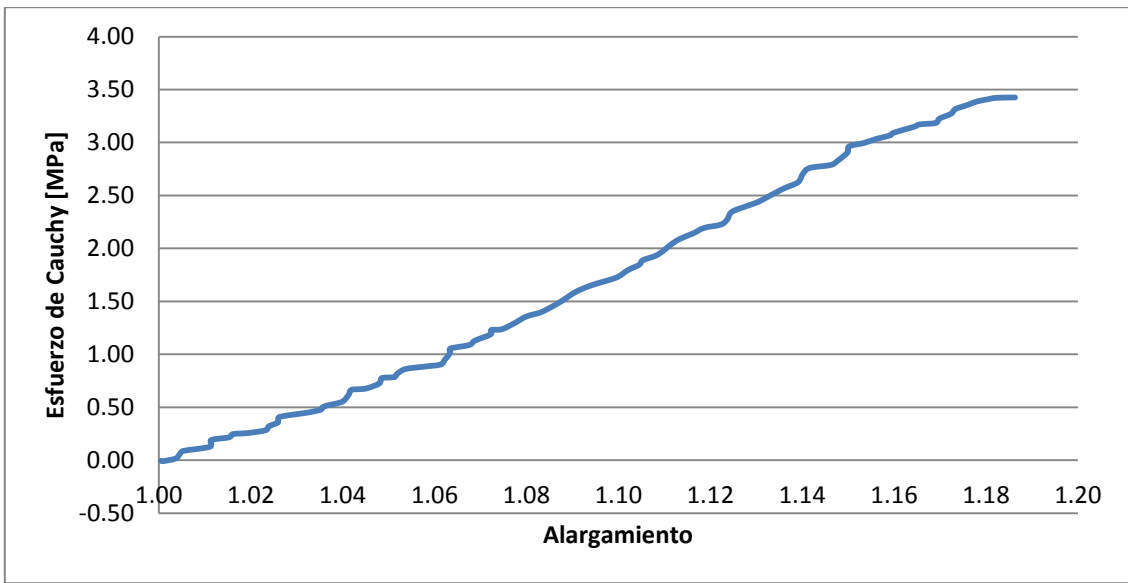


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 9

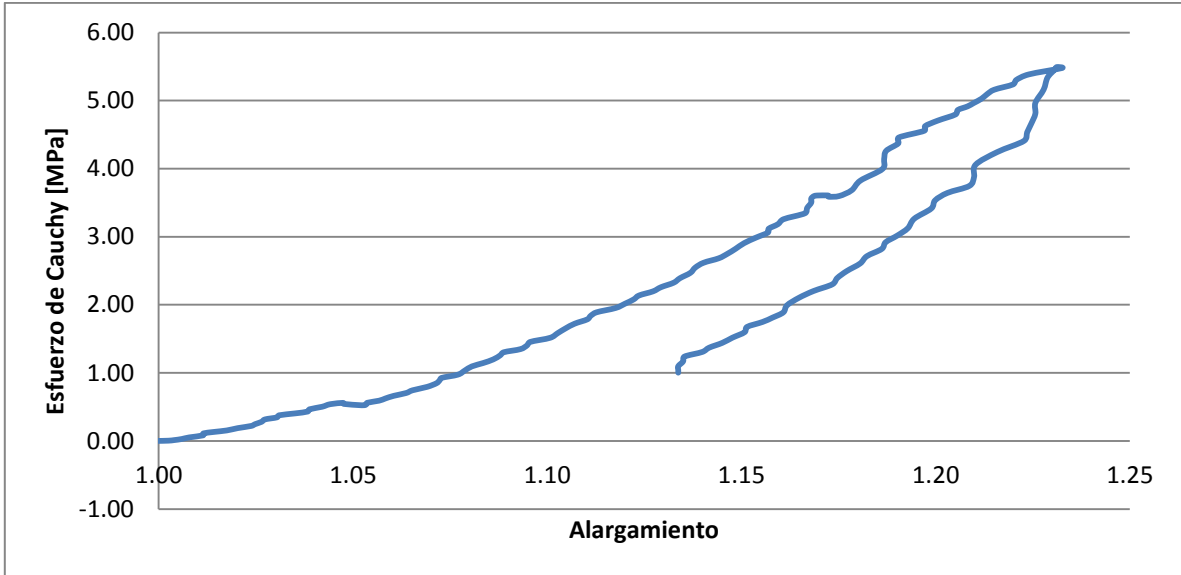


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 10

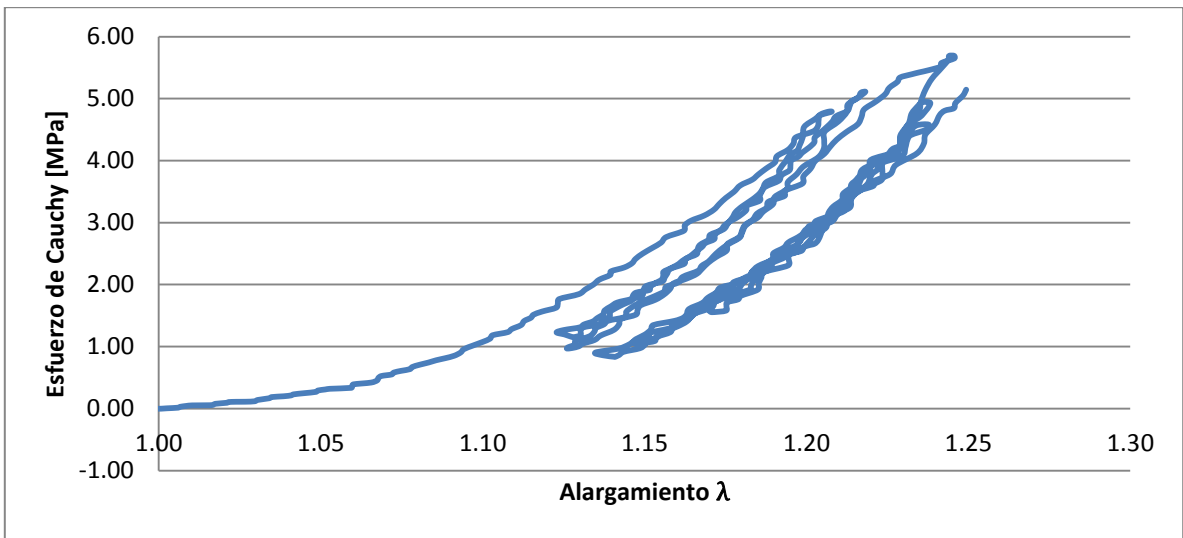


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 1

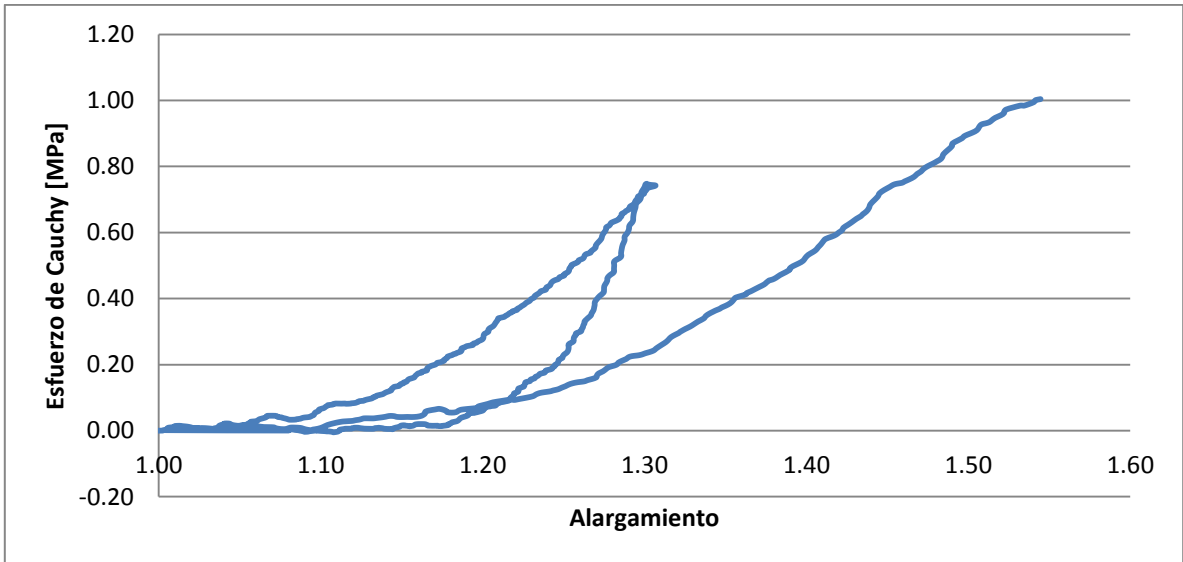


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 2

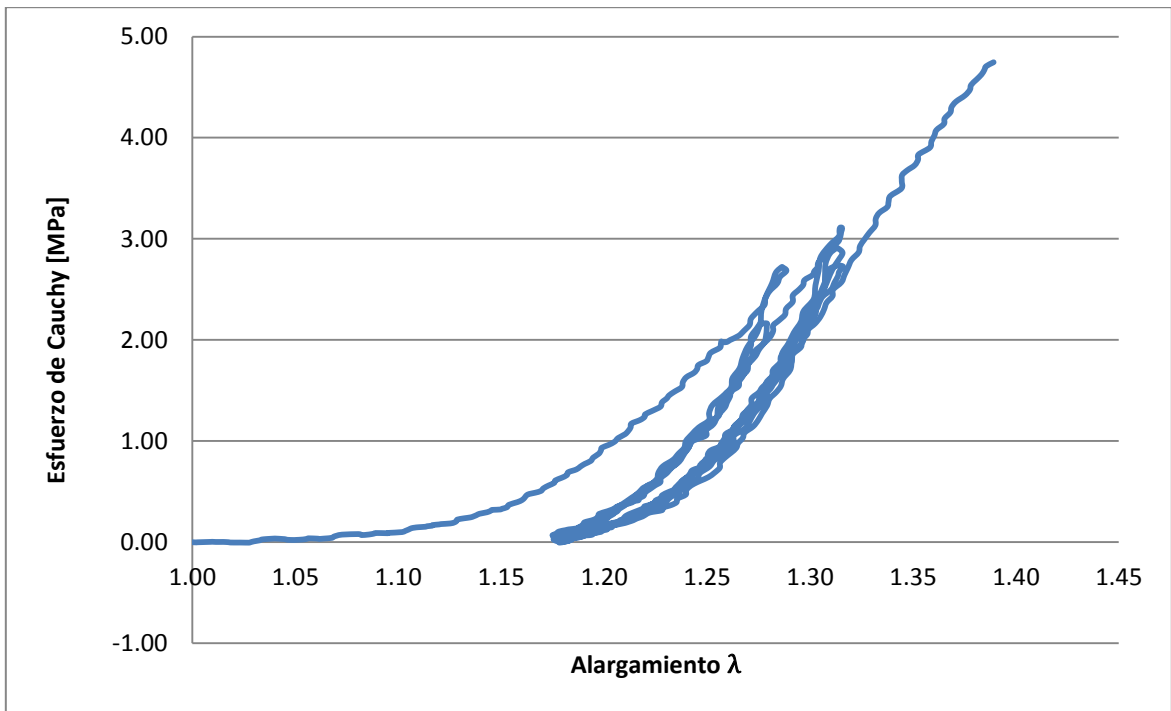


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 3

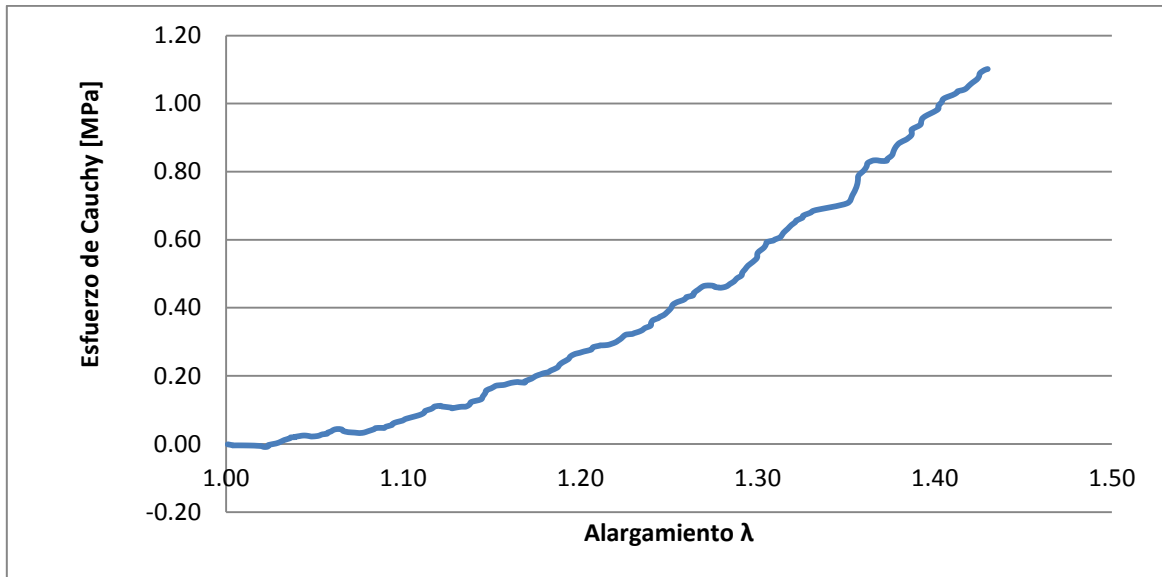


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 4

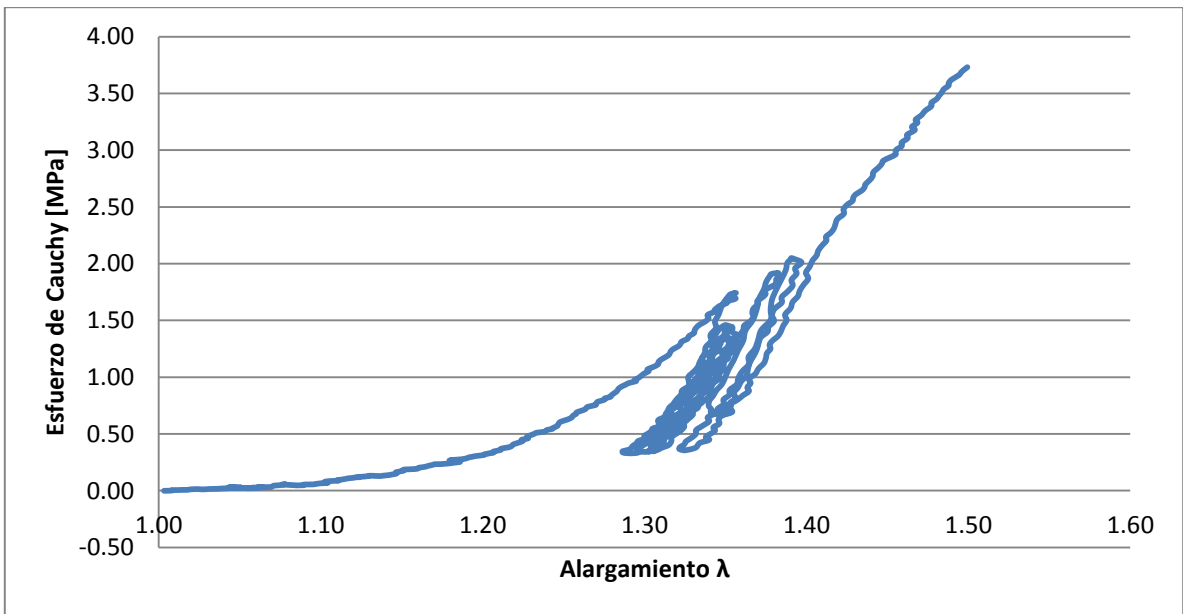


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra aneurisma 1

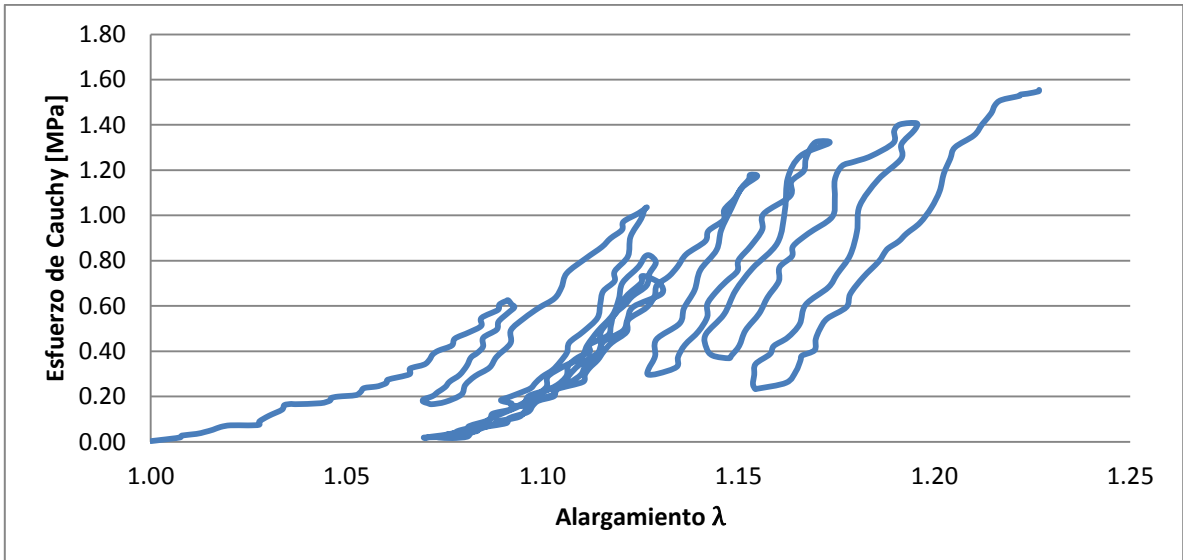


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 1

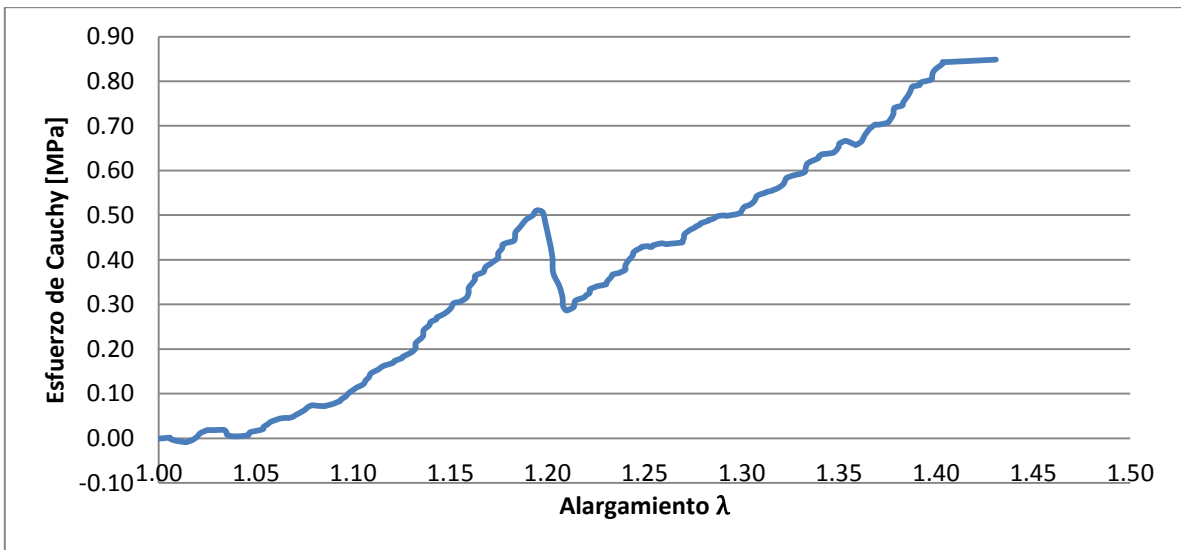


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 2

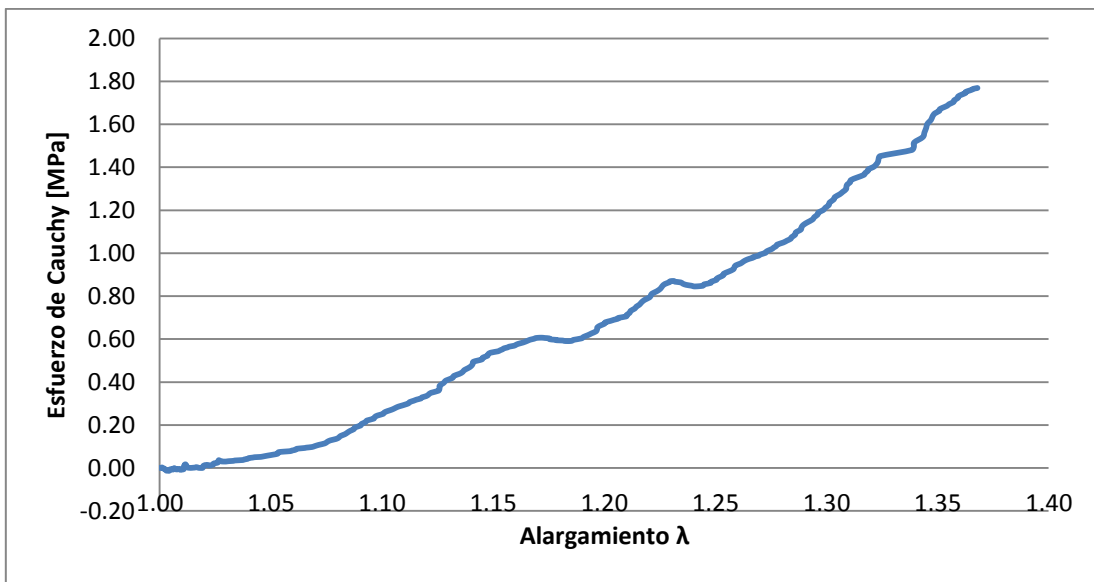


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 3

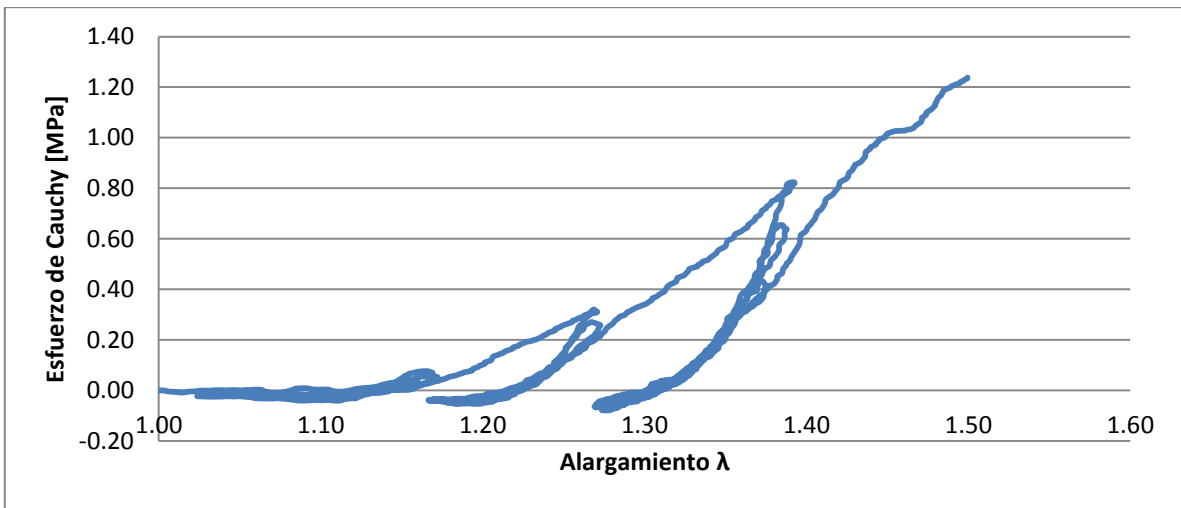


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 4

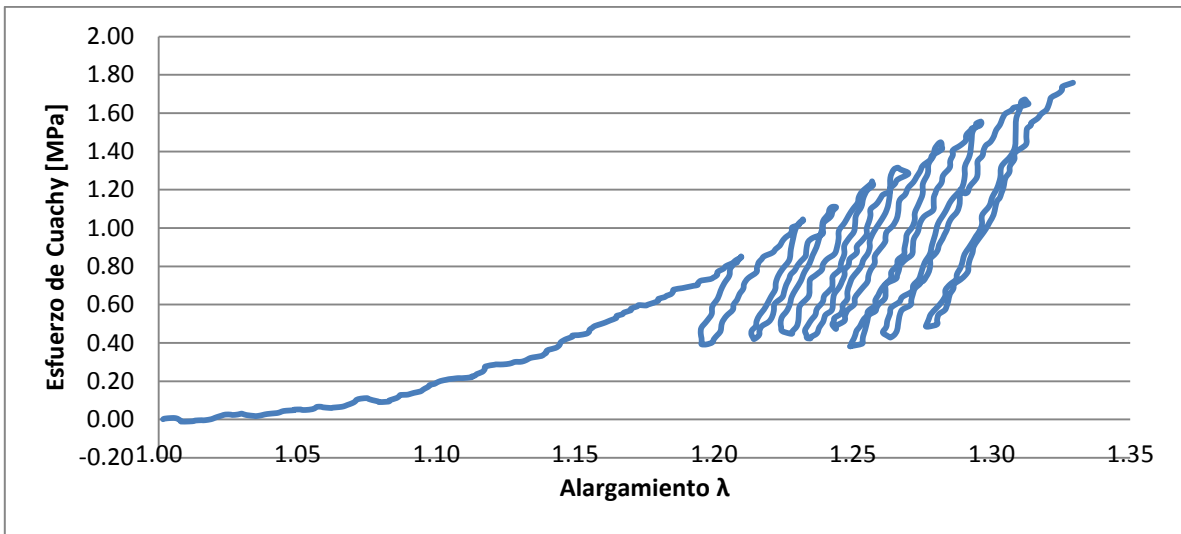


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 5

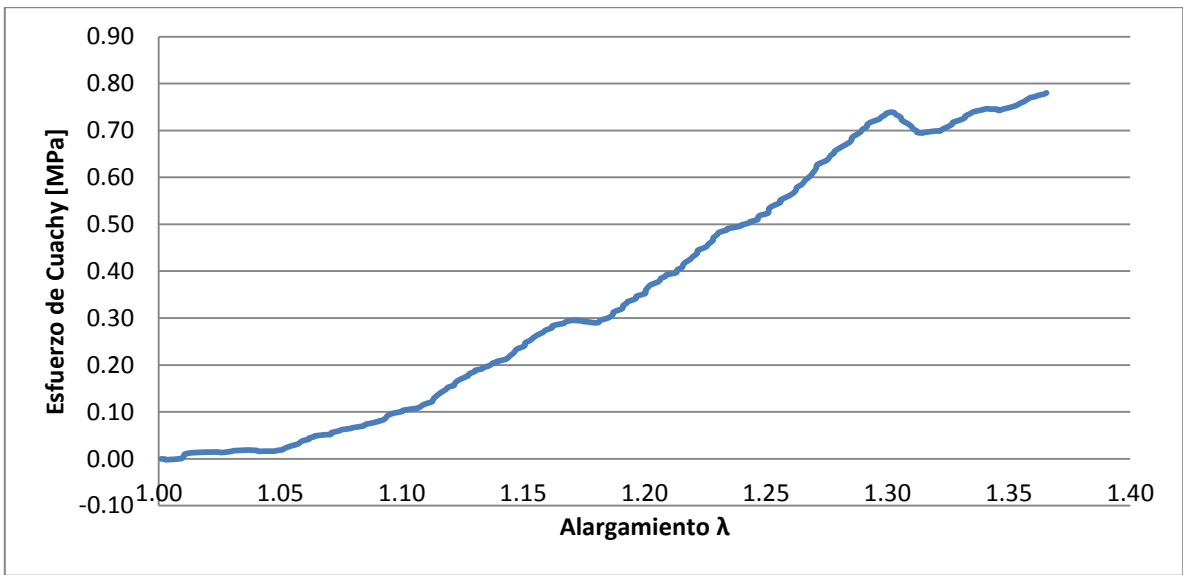
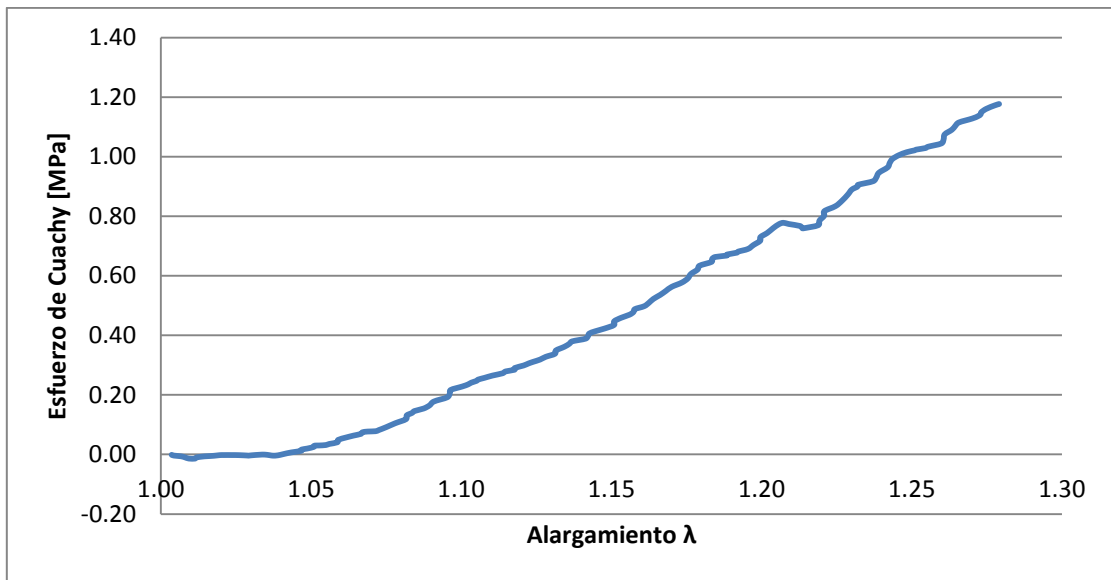


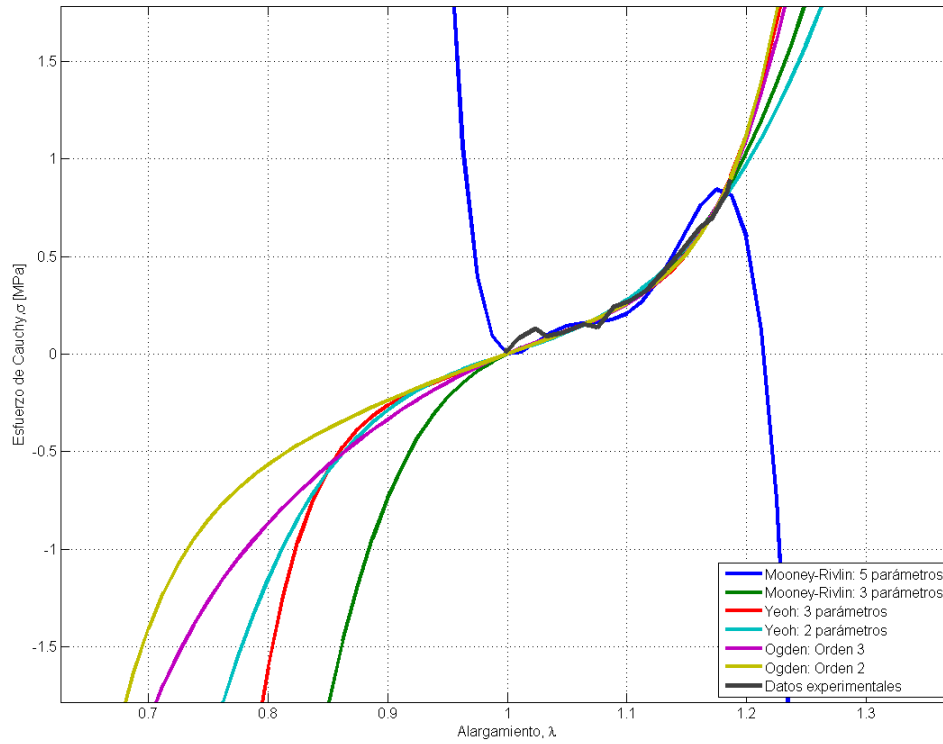
Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 6



Anexo H

Curvas de ajuste de modelos constitutivos ANSYS y ADINA (en caso que no se especifique corresponde a ANSYS).

Gráfico: Ensayos 12-12-11 – muestra 1



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

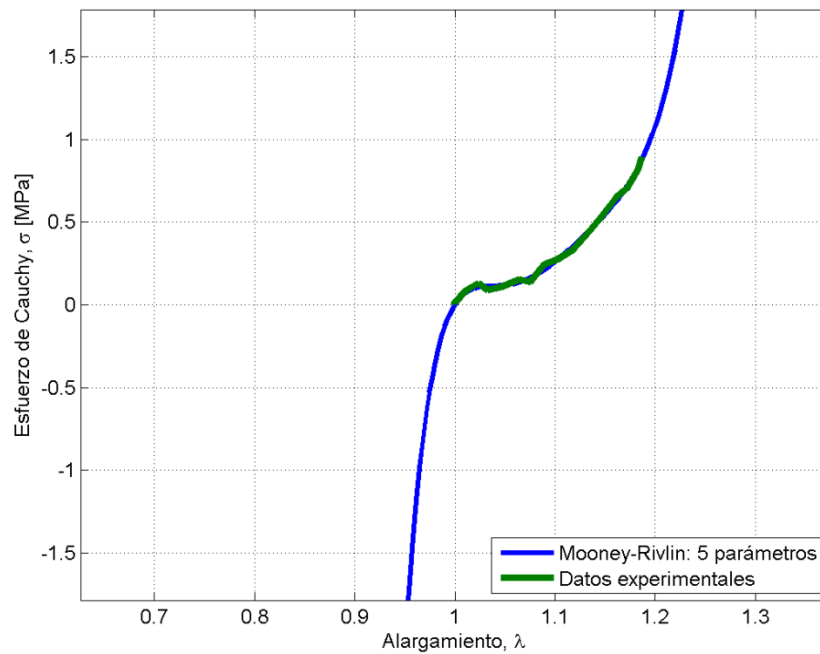
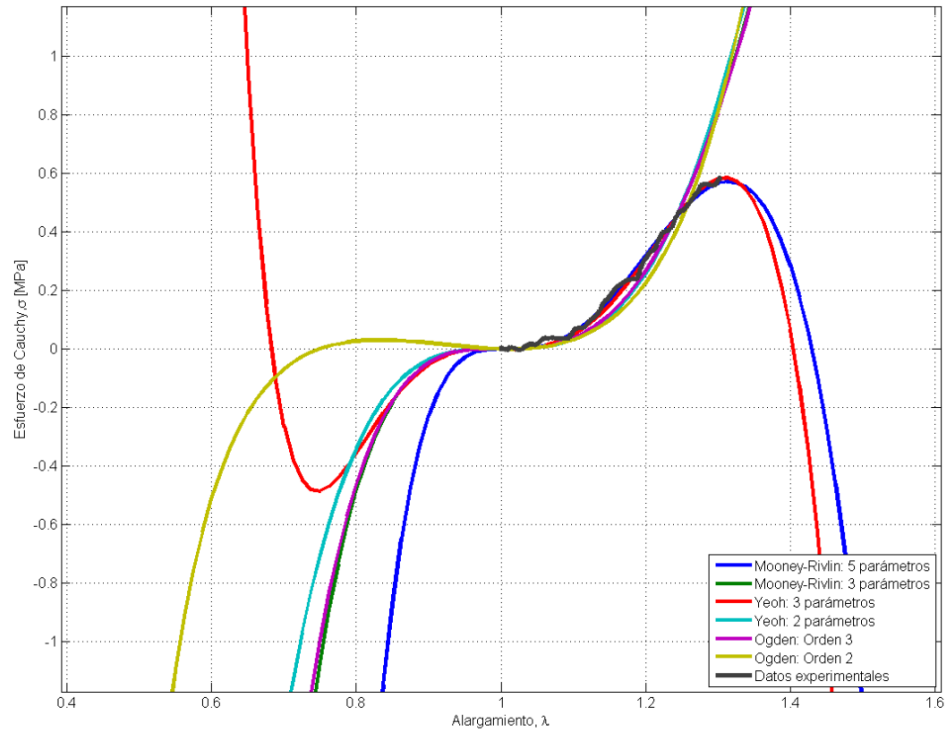


Gráfico: Ensayos 12-12-11 – muestra 2



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

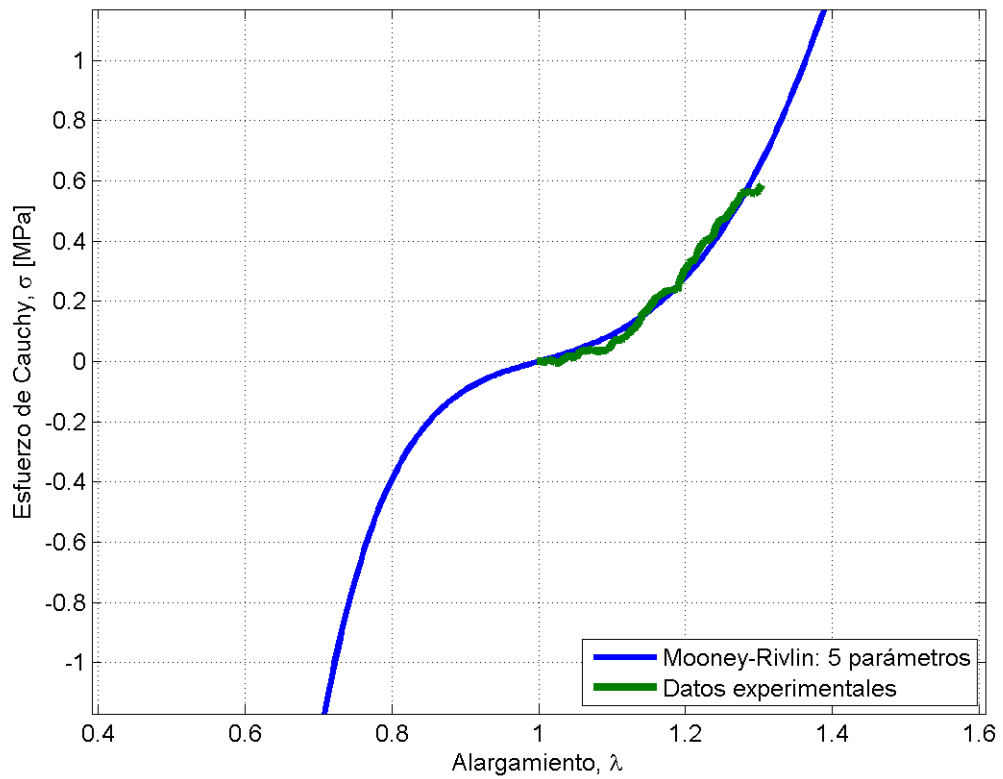
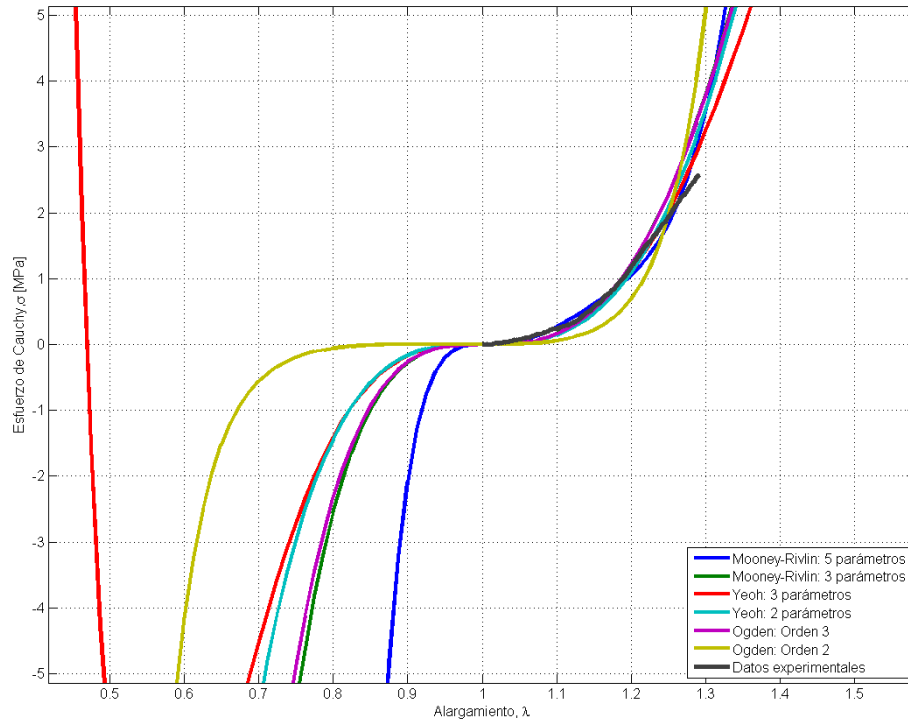


Gráfico: Ensayos 12-12-11 – muestra 3



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

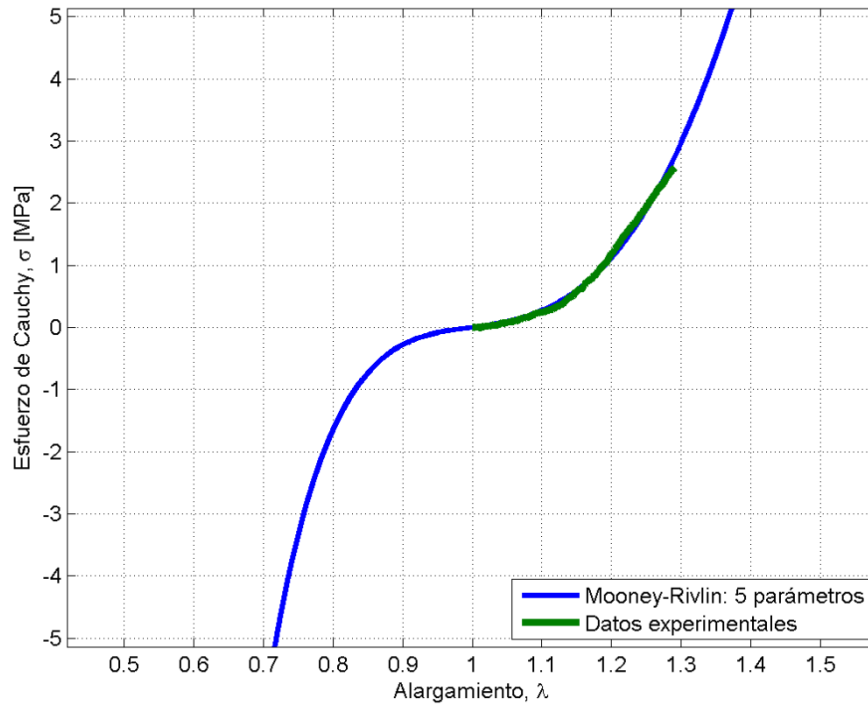
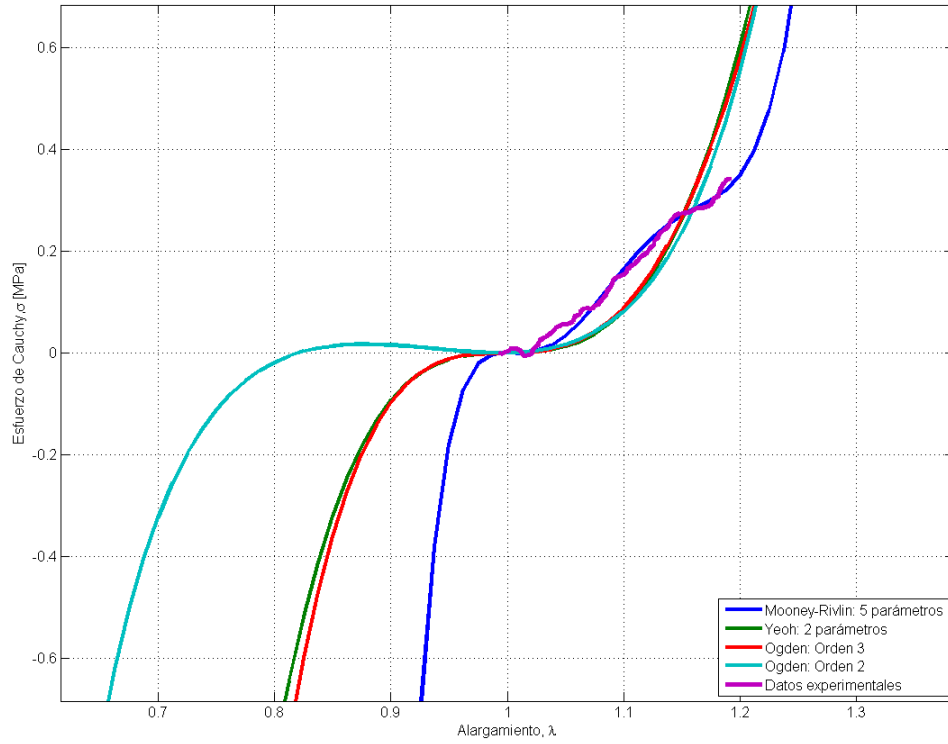


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 1



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

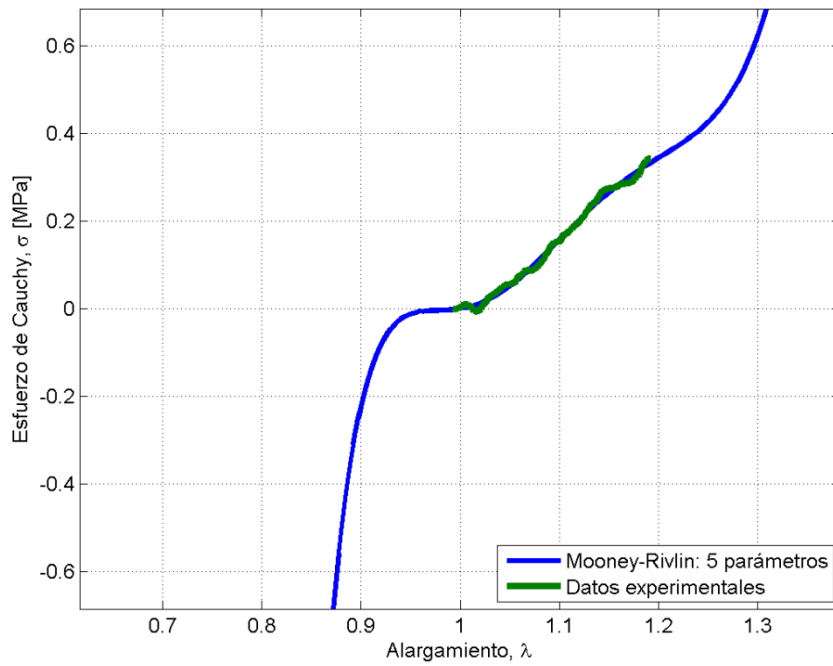
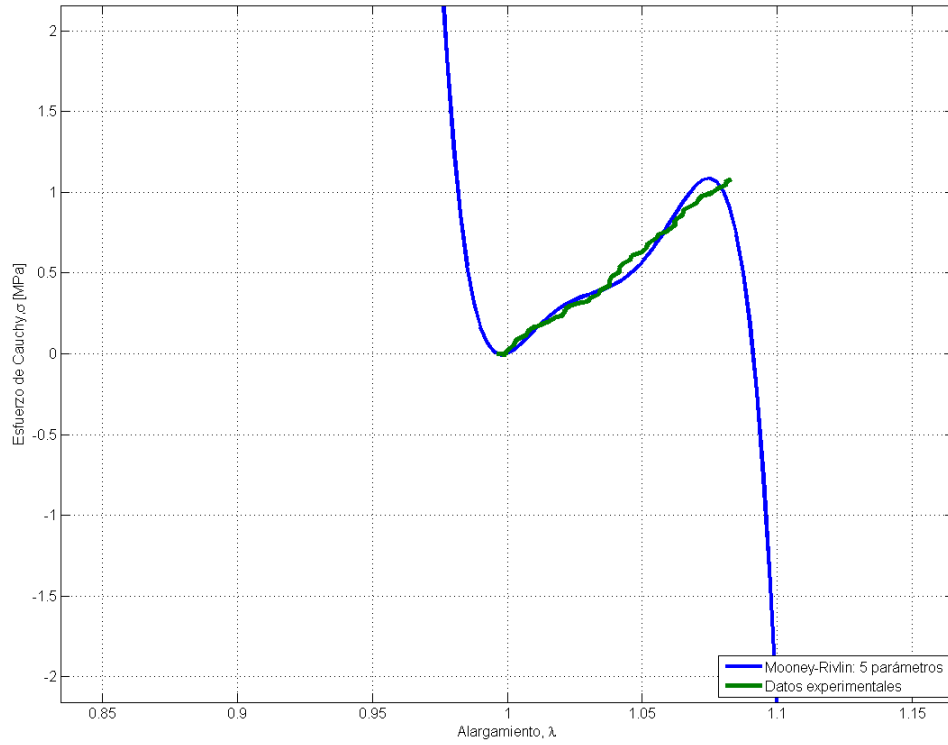


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 2



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

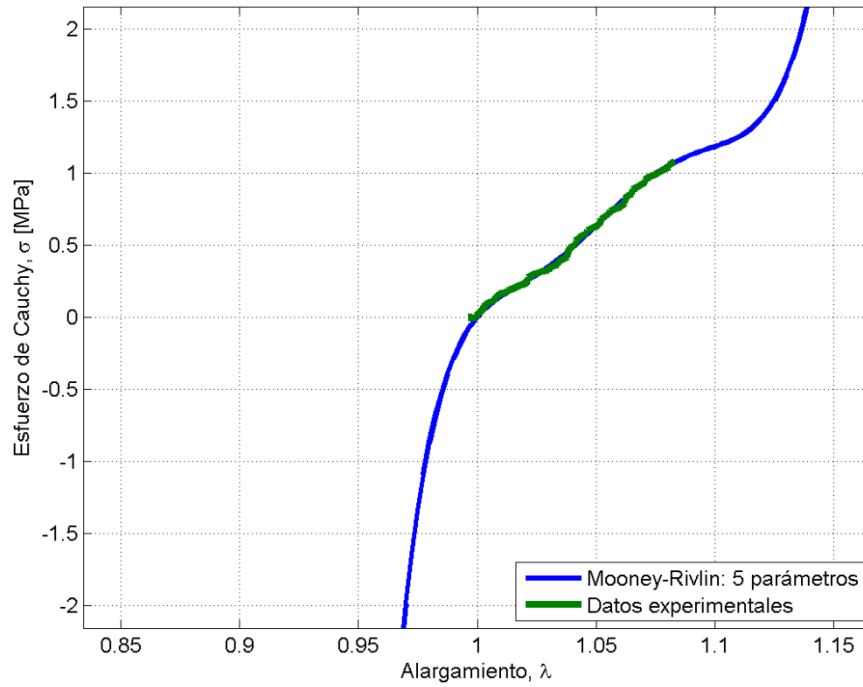
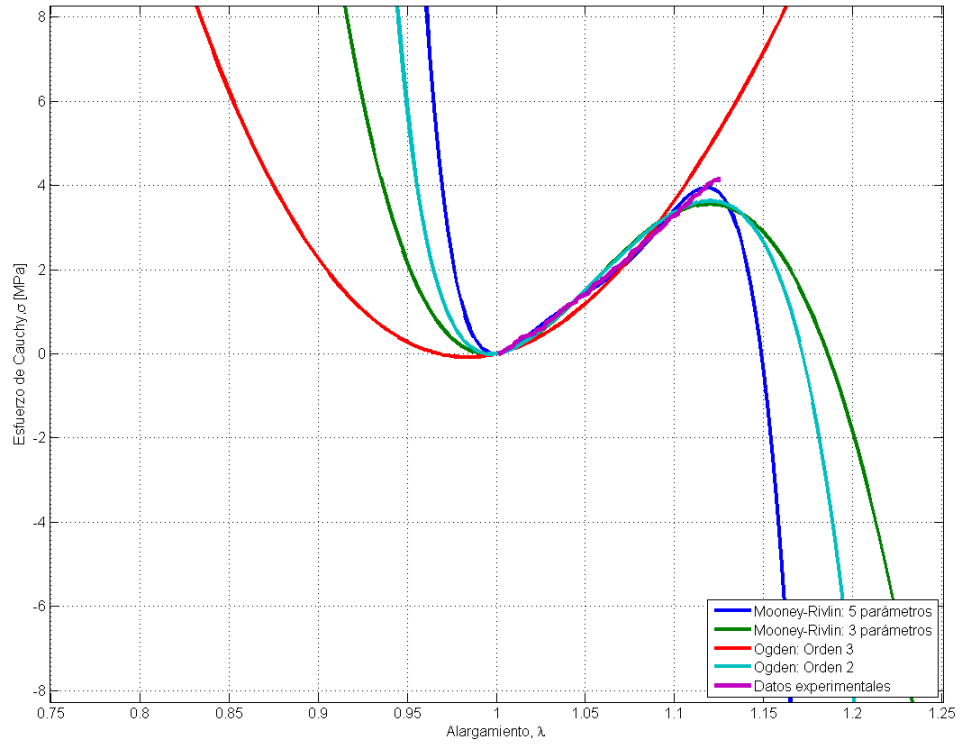


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 3



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

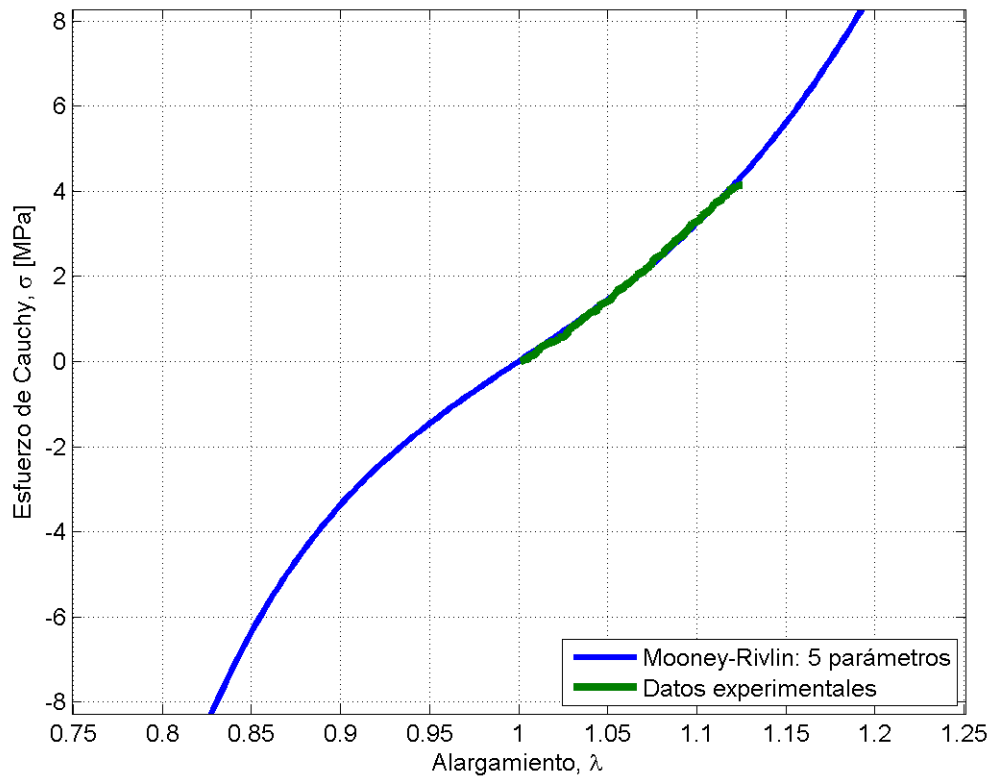
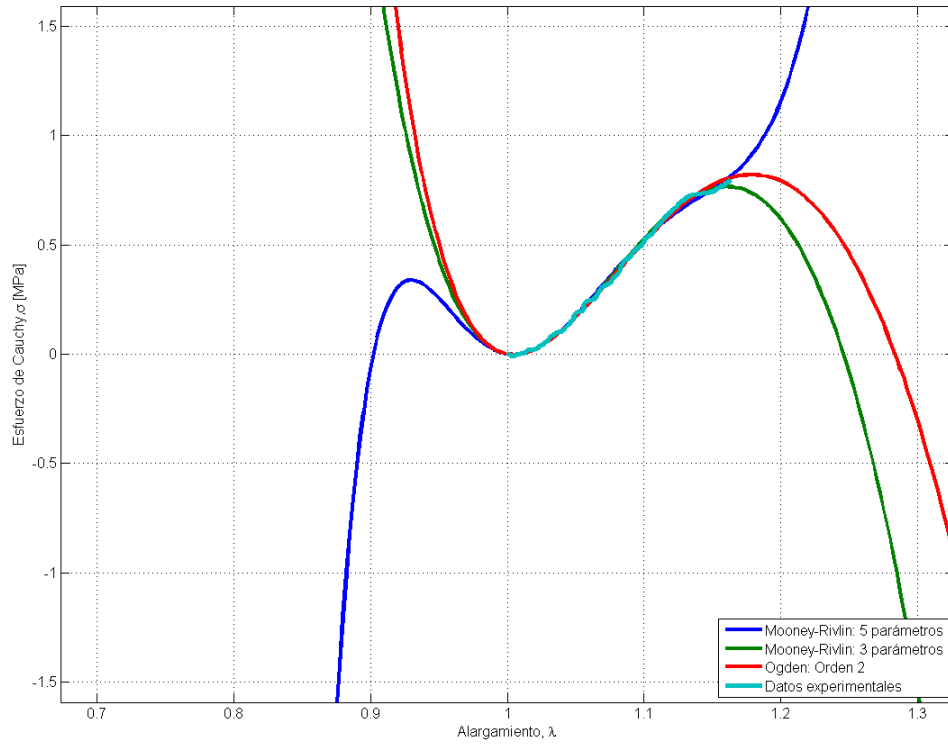


Gráfico: Ensayos 11-01-12 – muestra 4



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

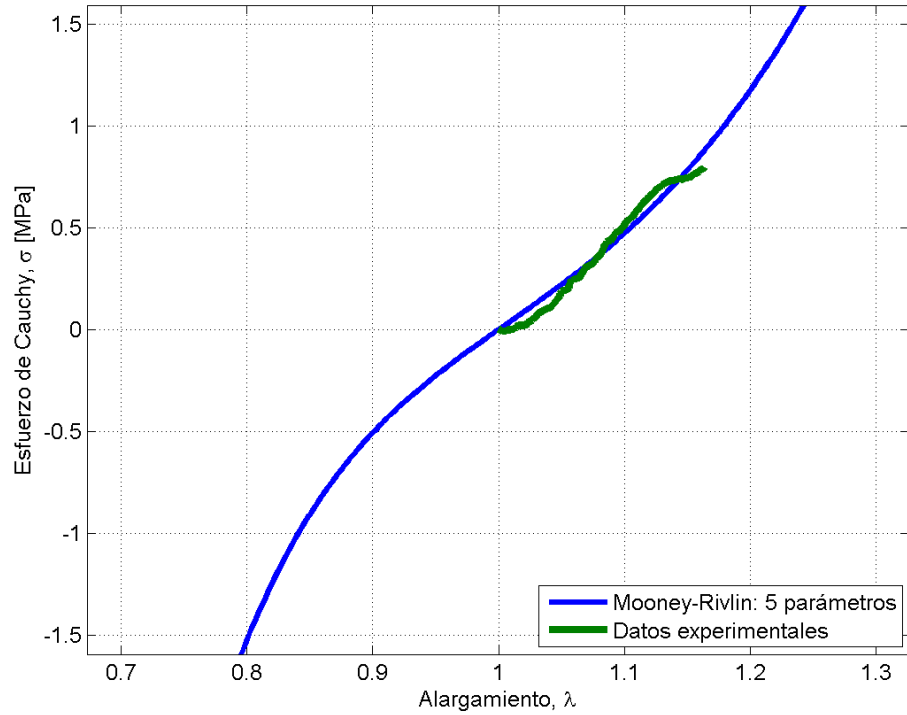
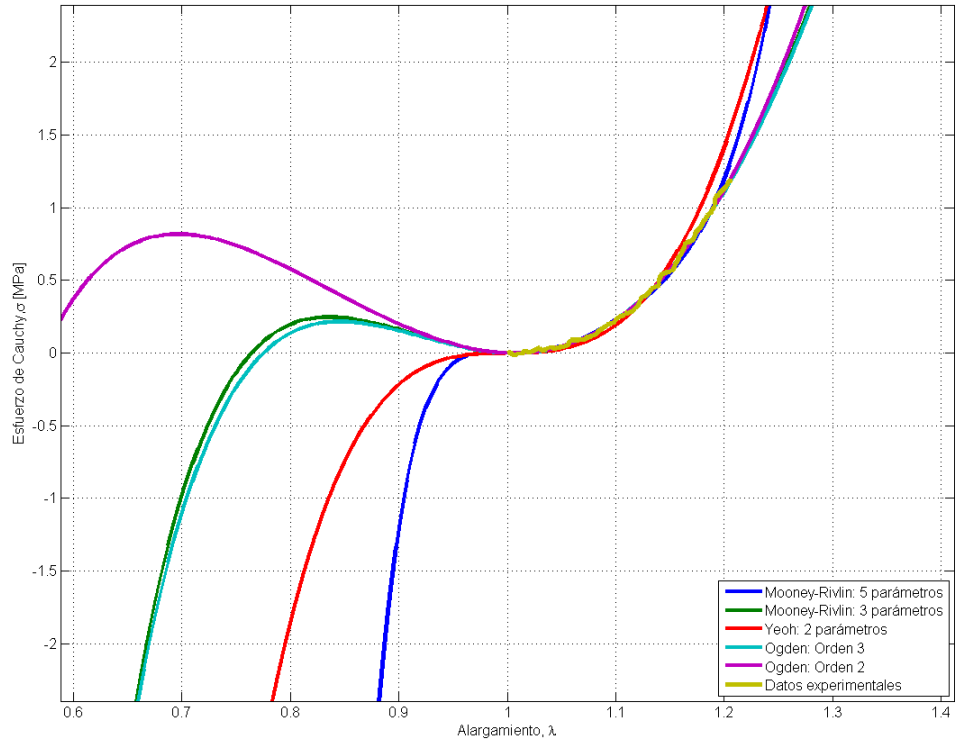


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 1



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

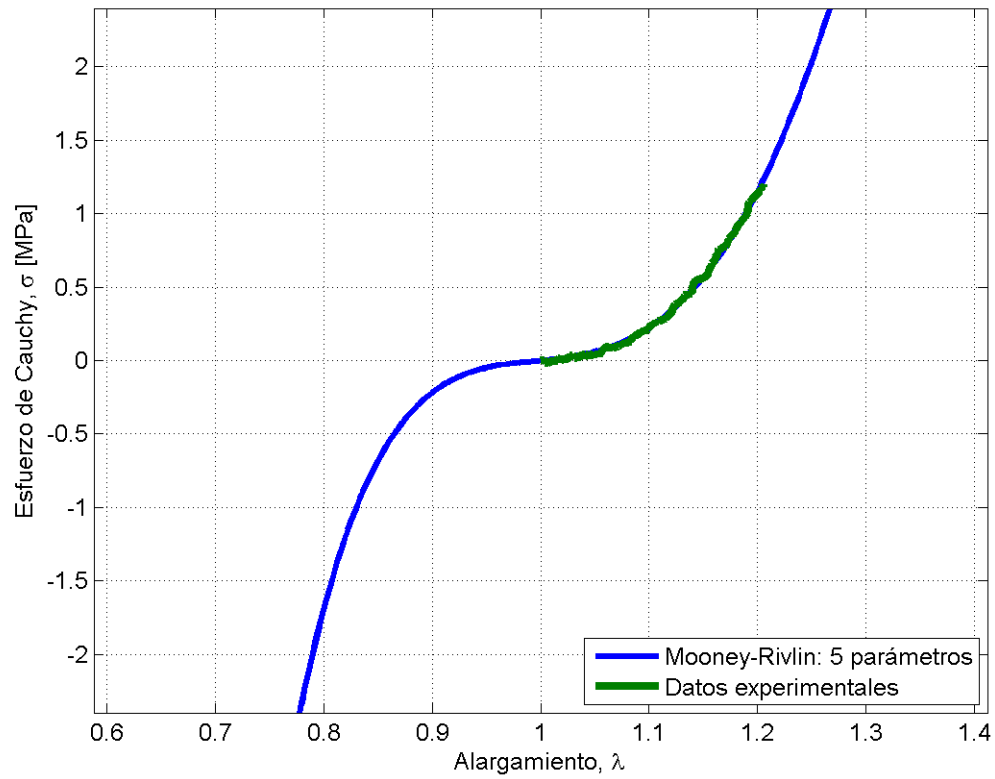
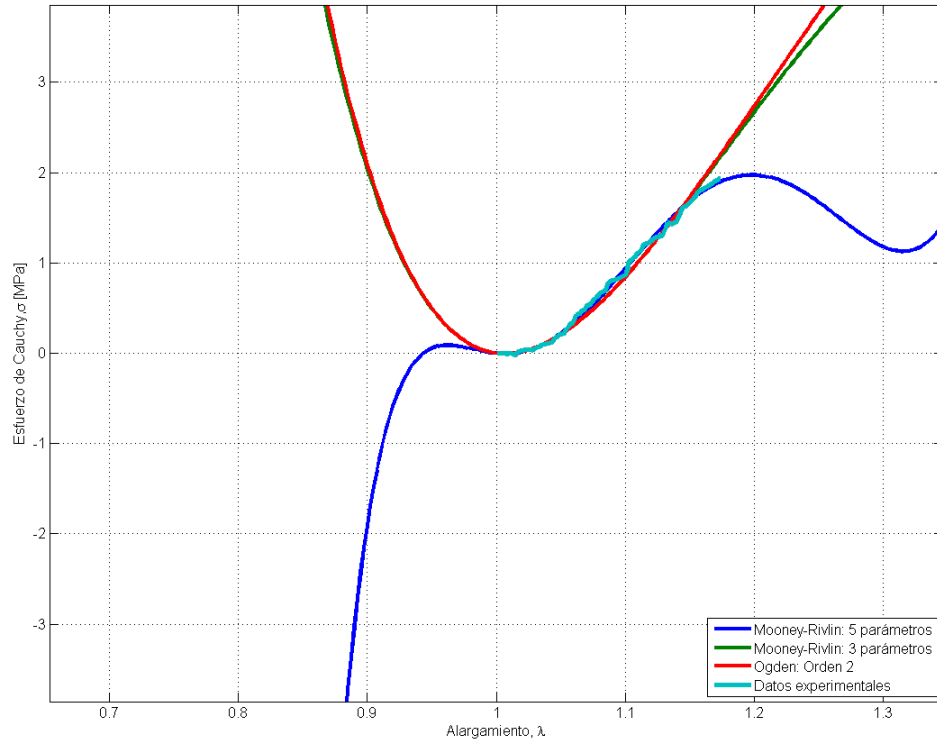


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 2



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

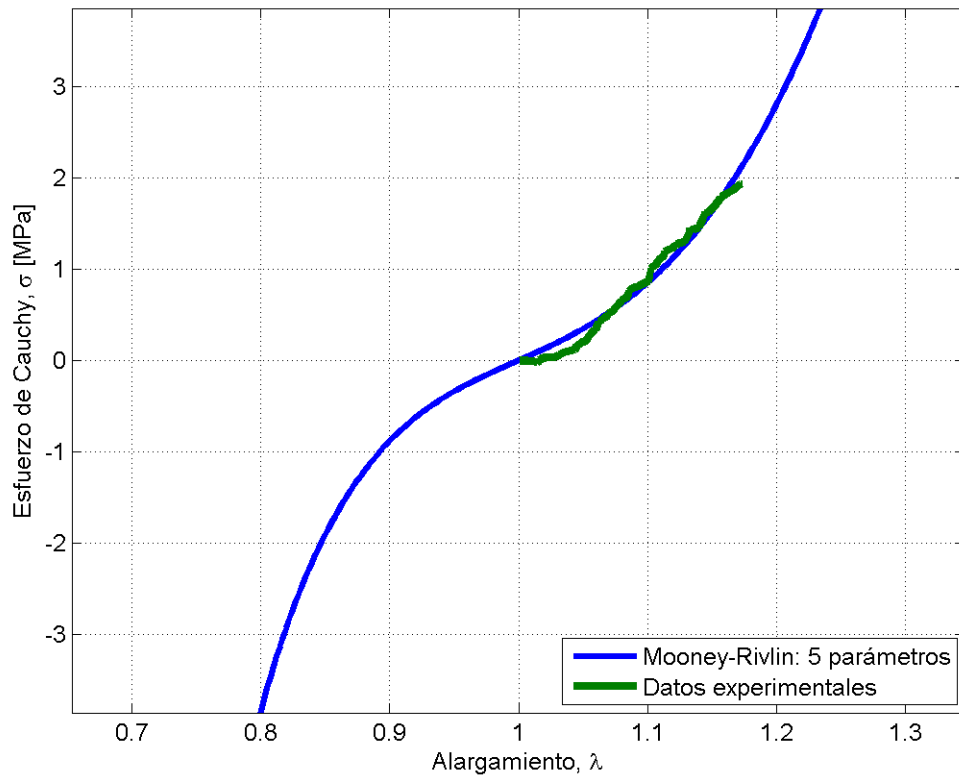
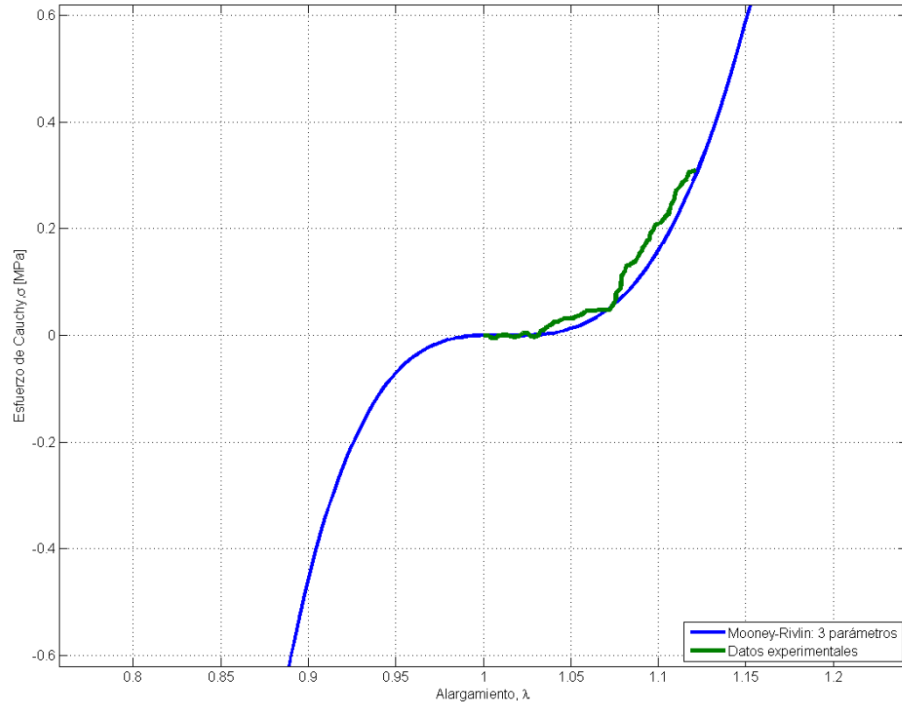


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 3 carga



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

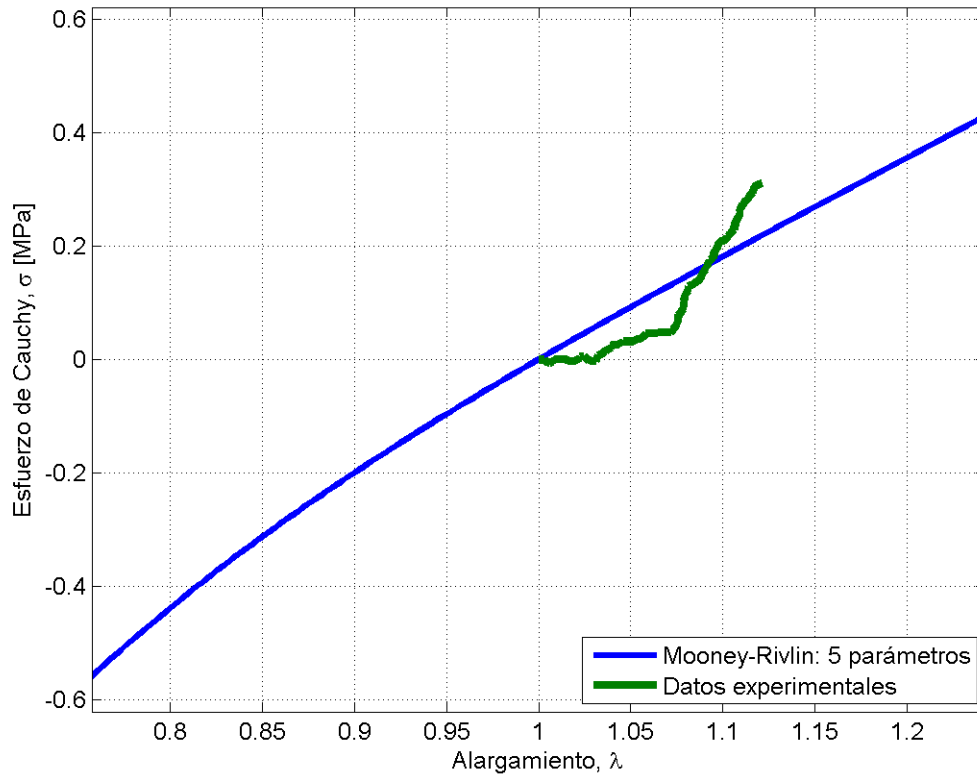
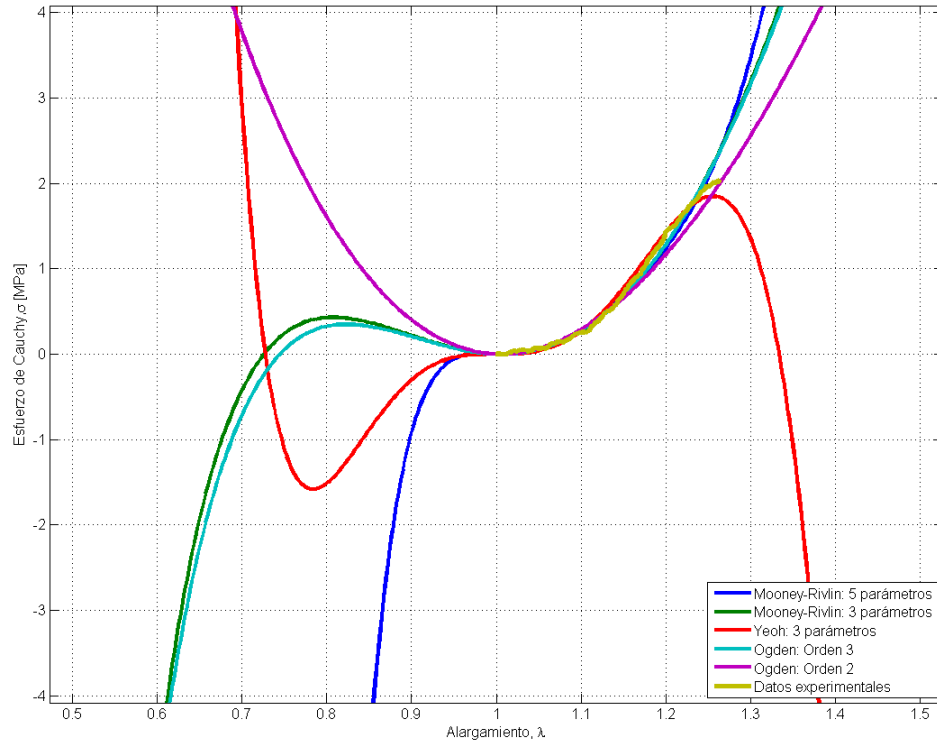


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 4



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

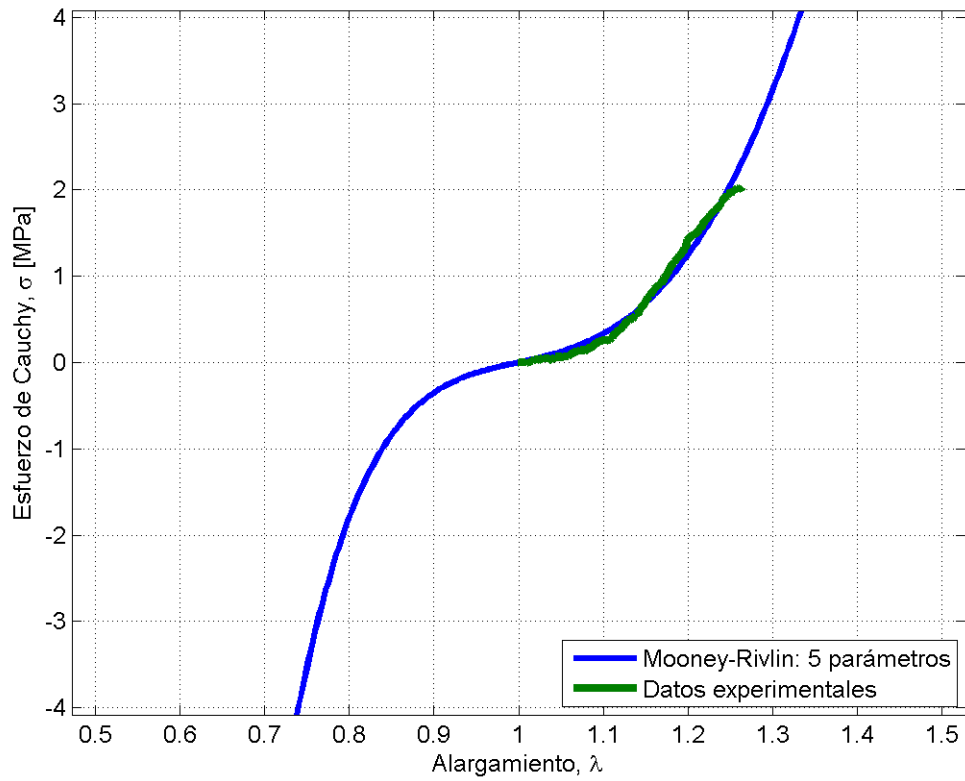
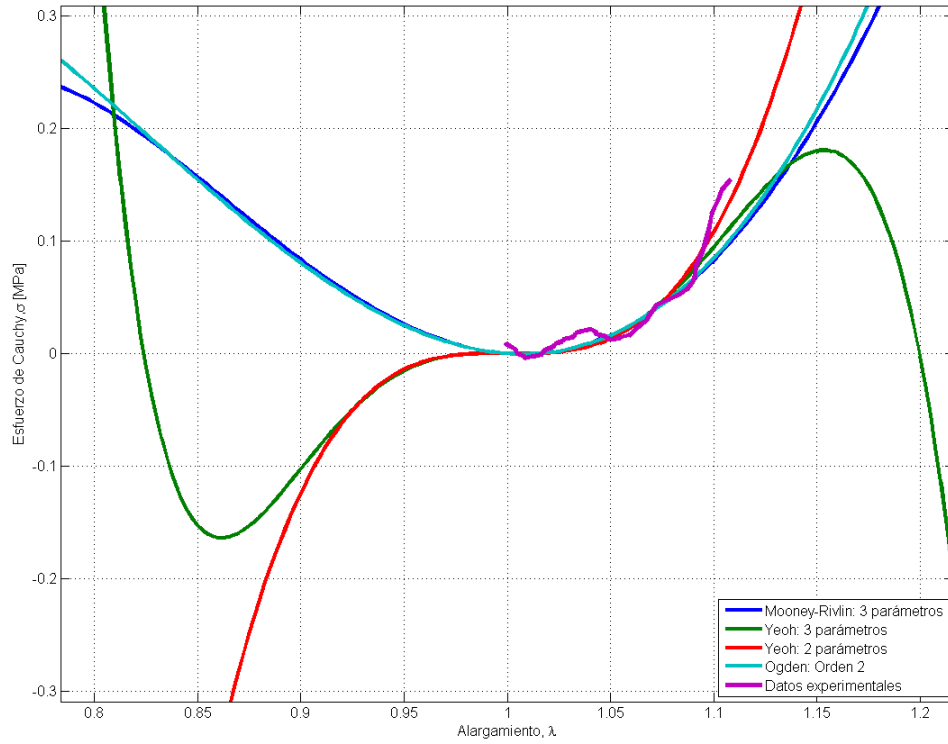


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 6 carga



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

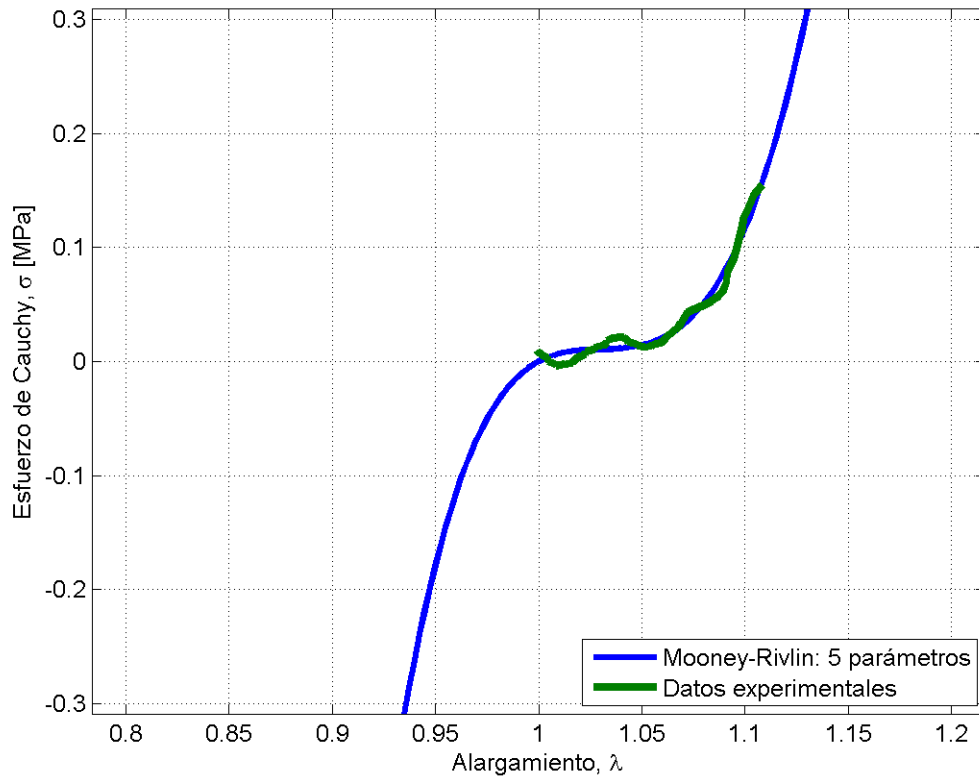
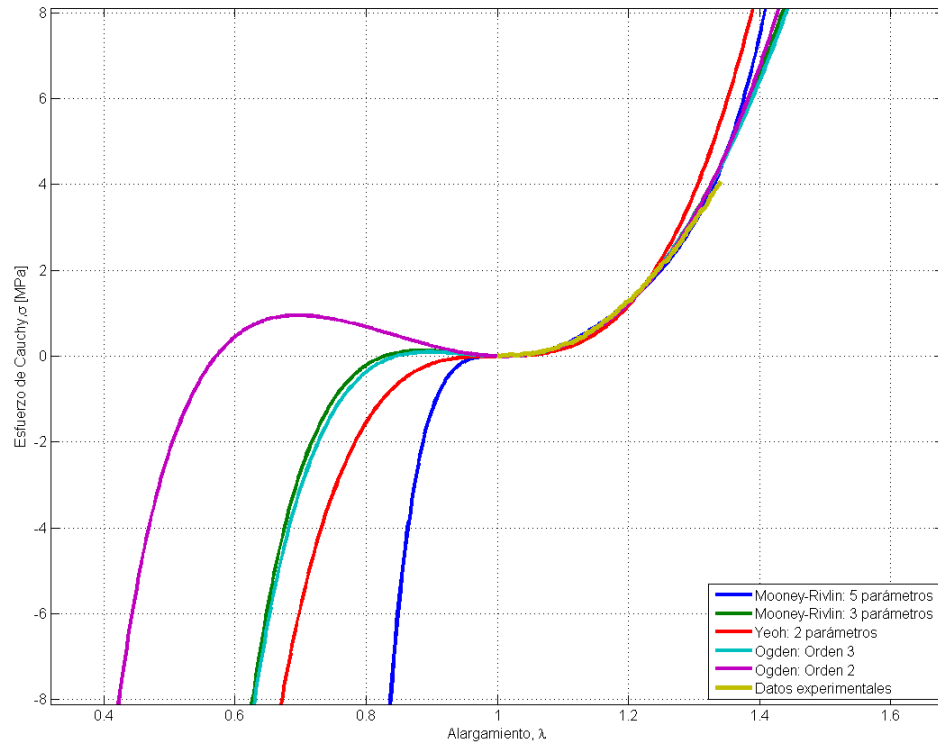


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 7



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

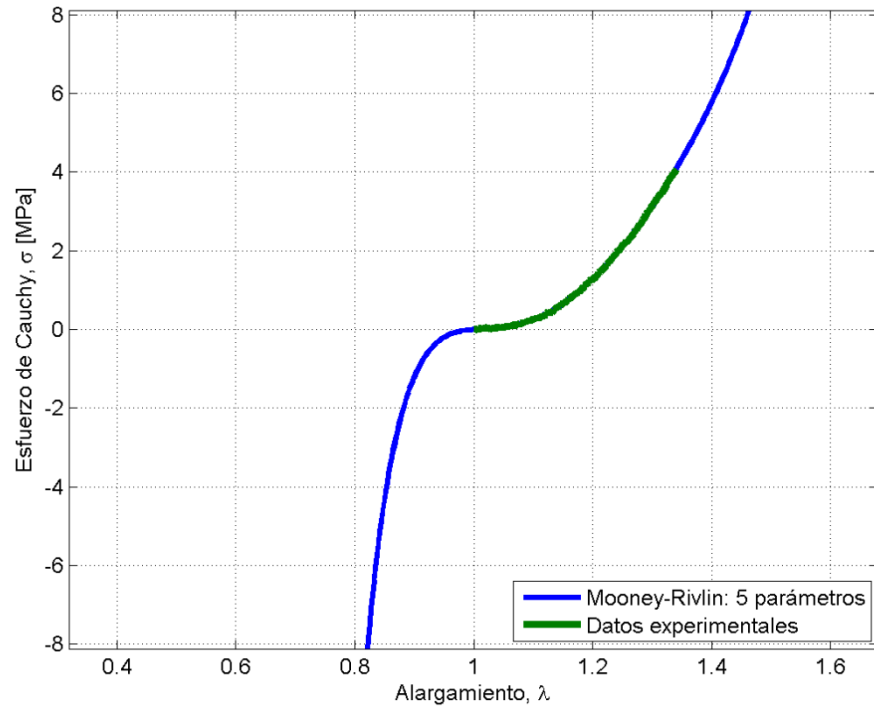
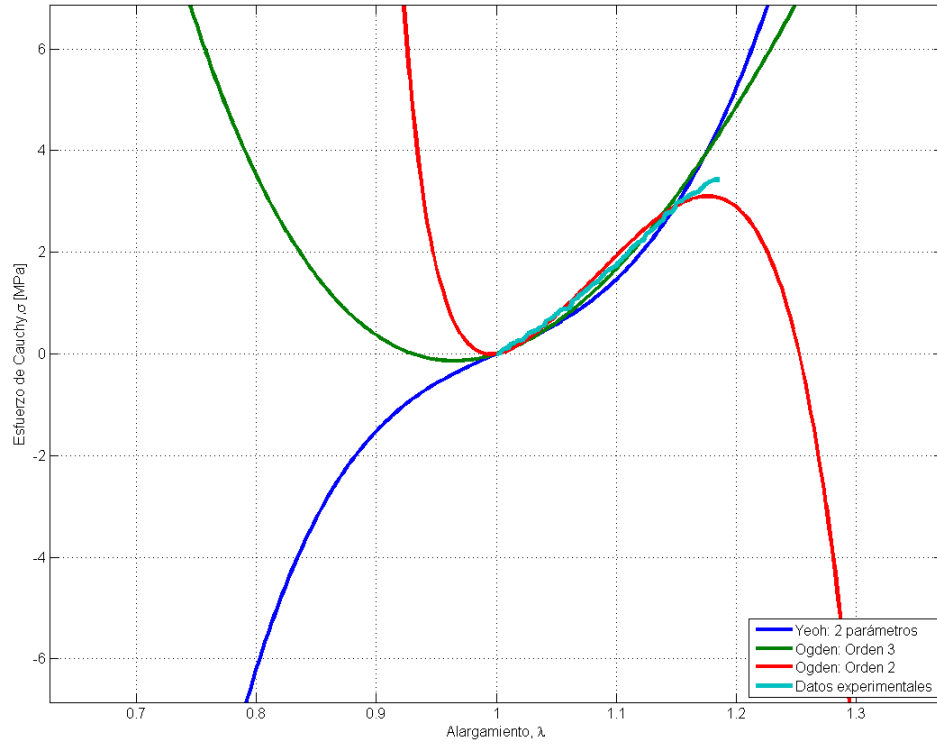


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 8



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

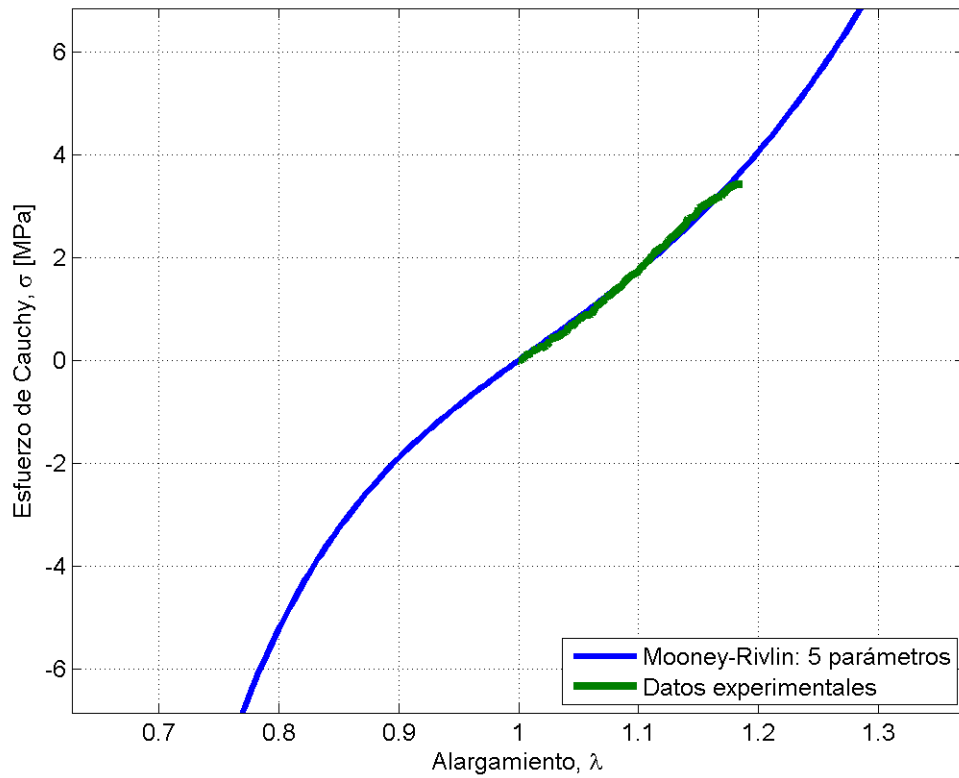
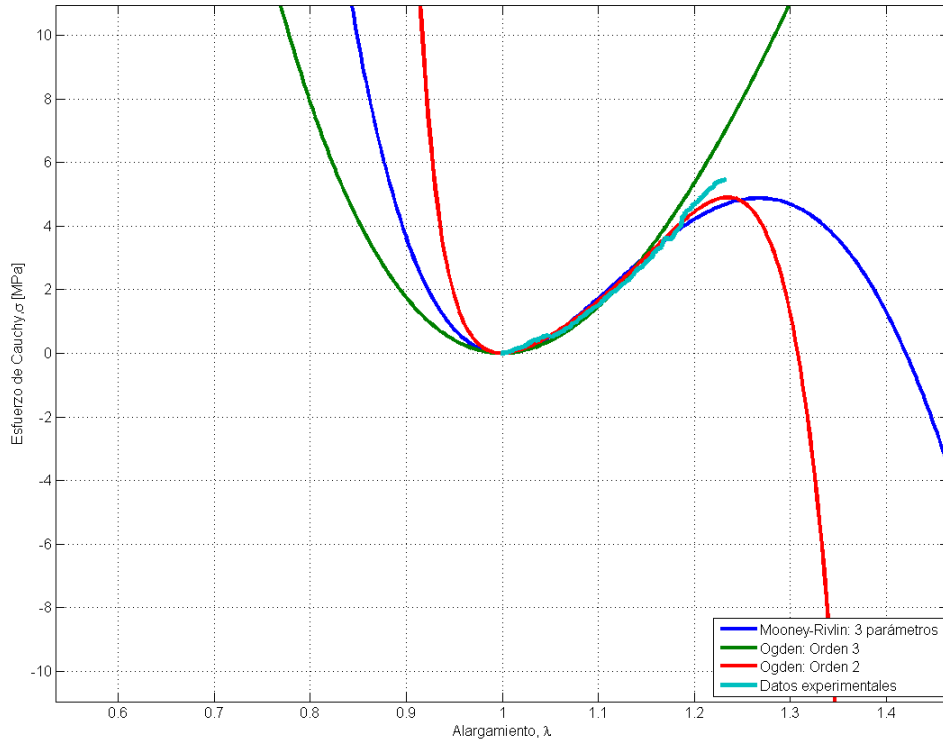


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 9 carga



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

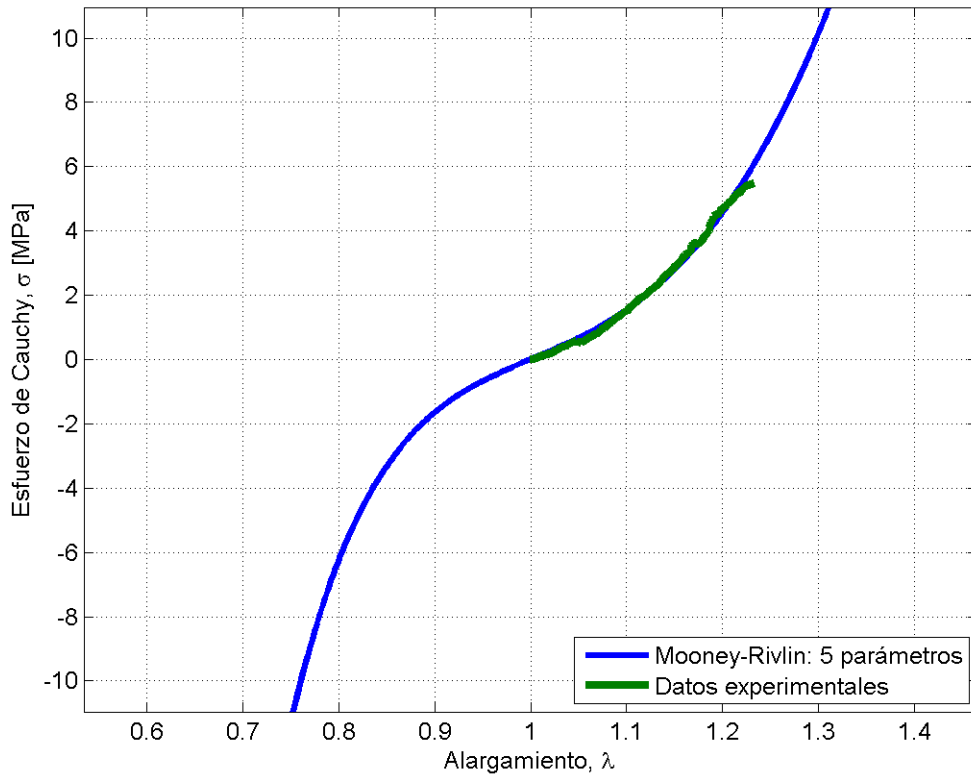
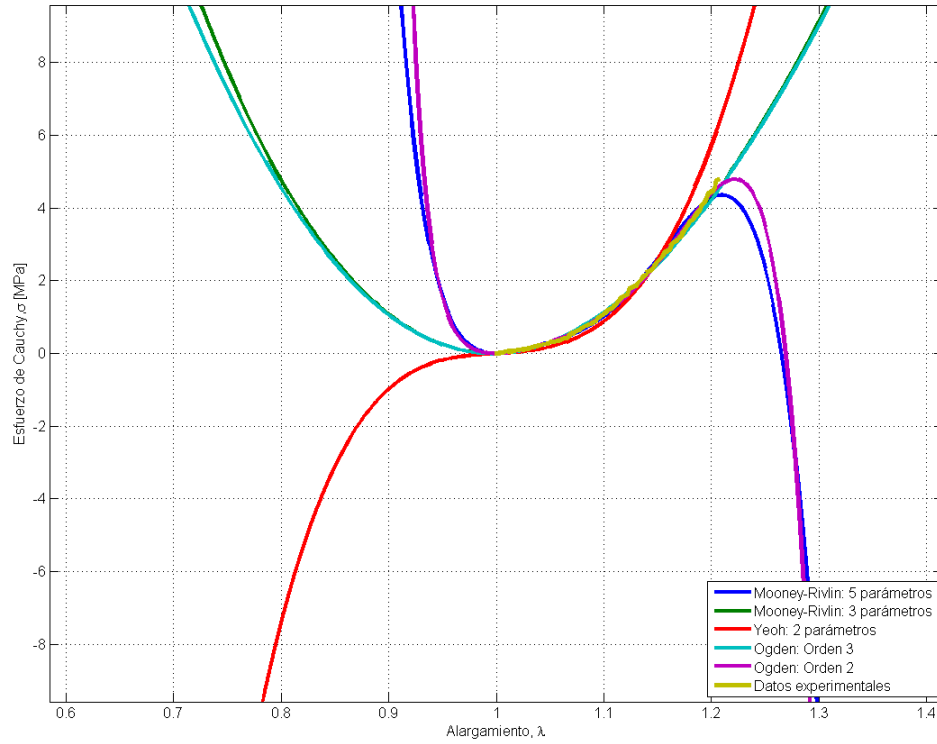


Gráfico: Ensayos 12-03-12 – muestra 10 carga inicial



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

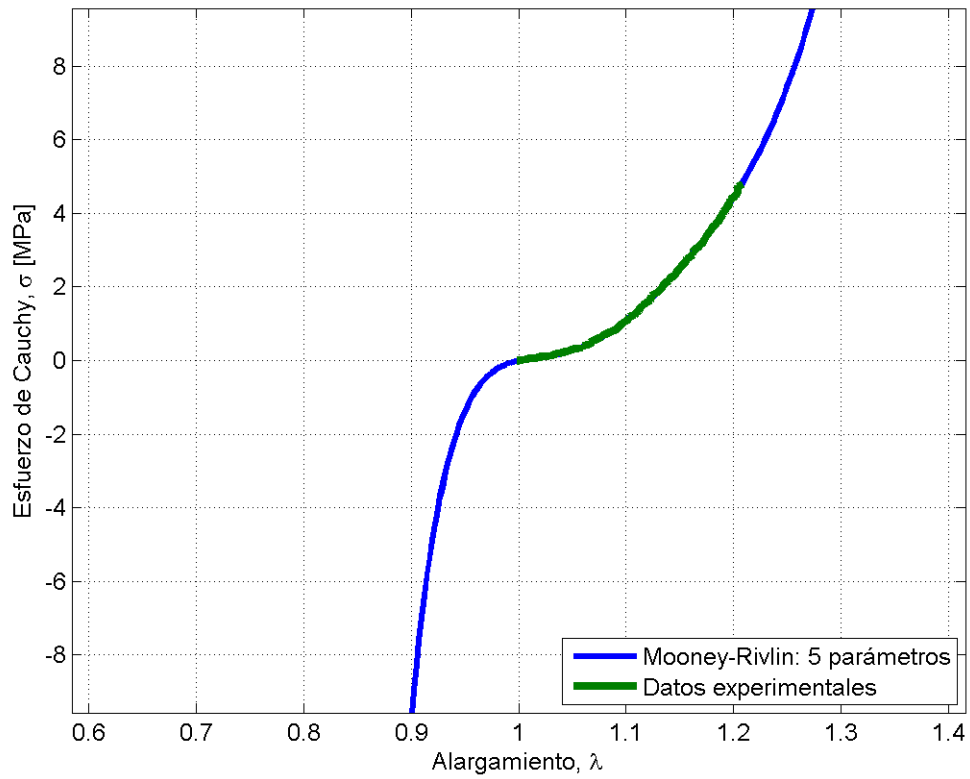
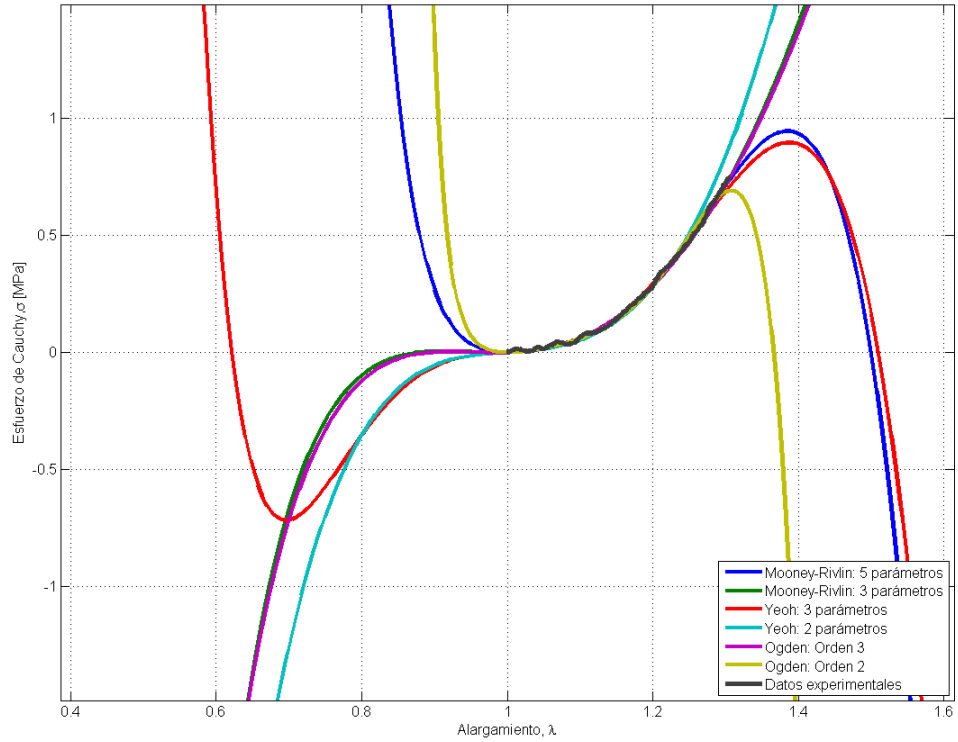


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 1 carga inicial



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

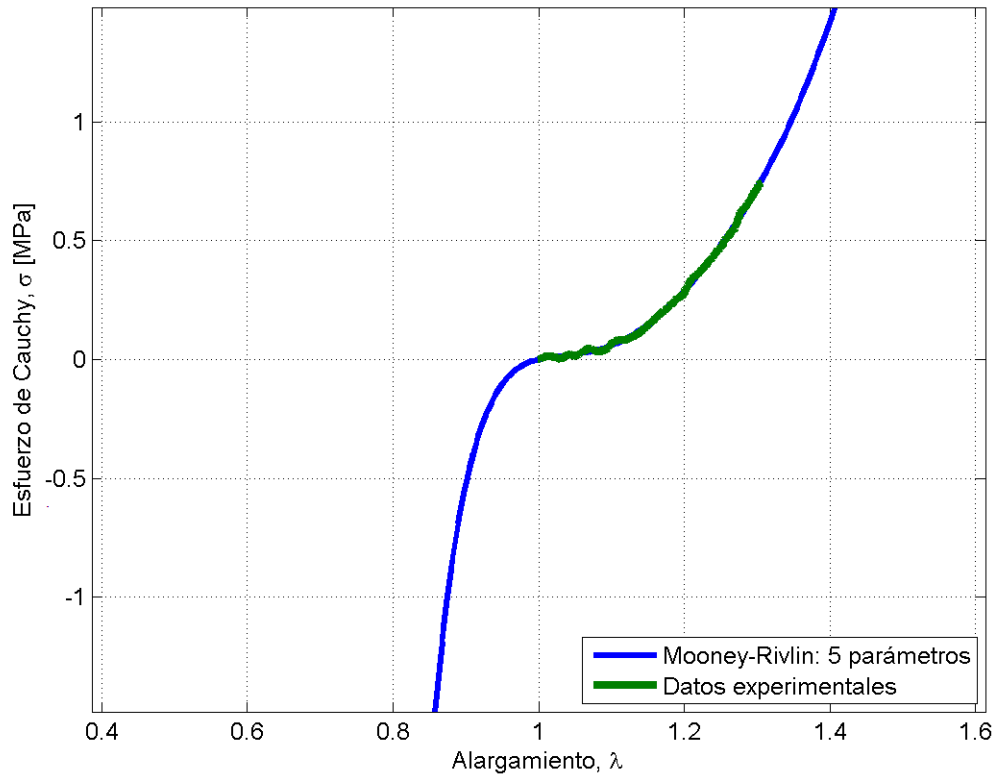
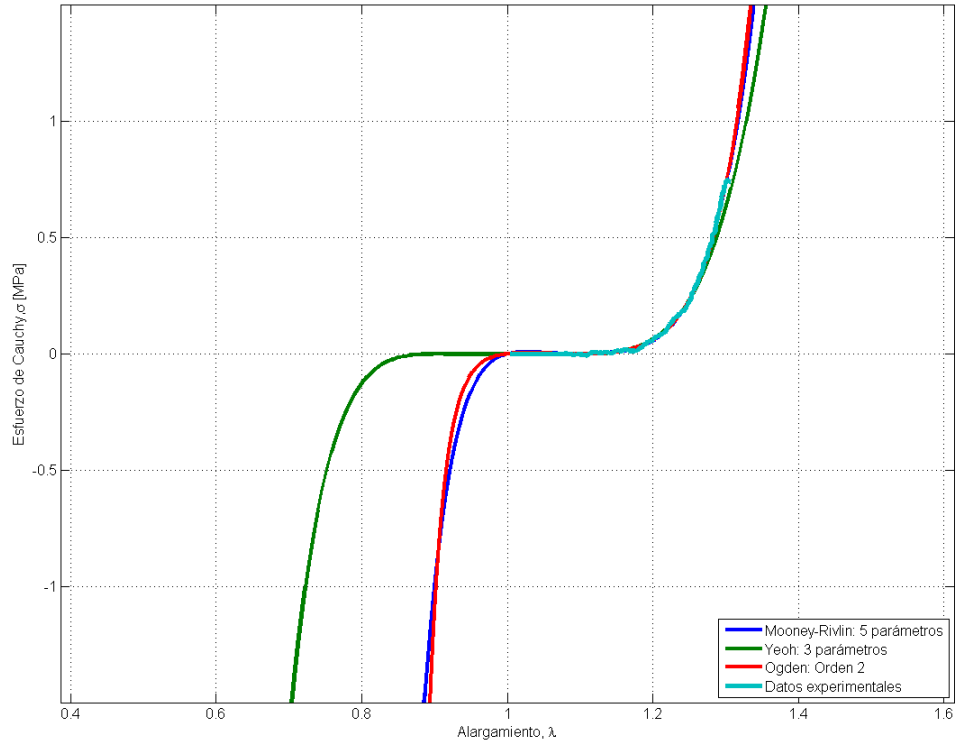


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 1 descarga inicial



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

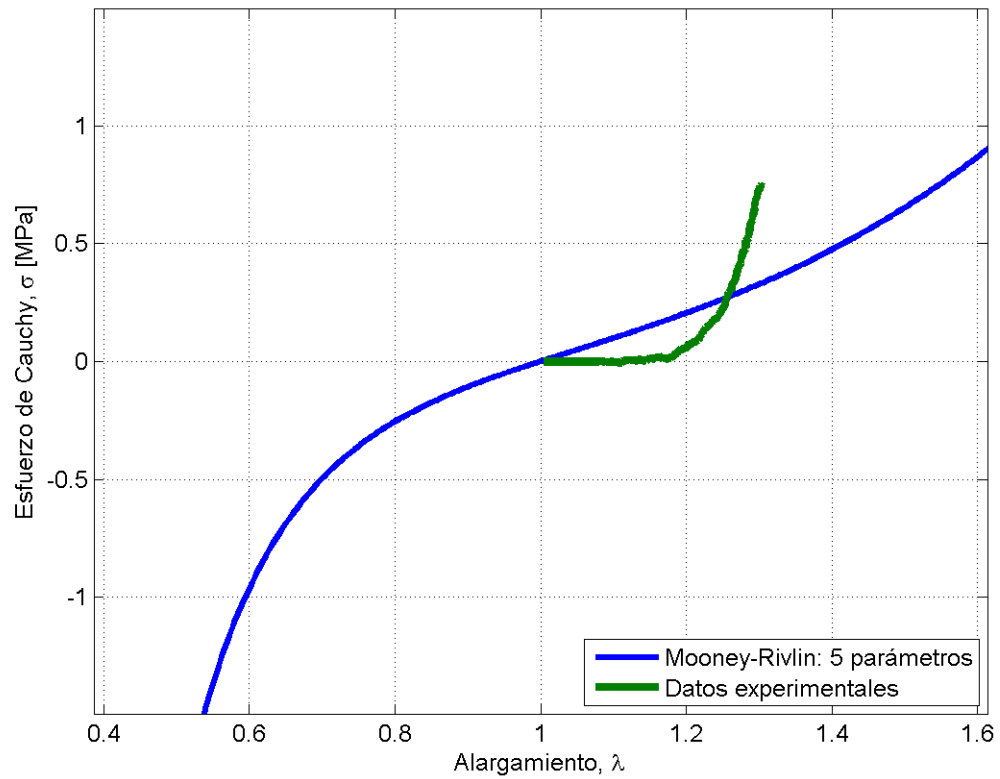
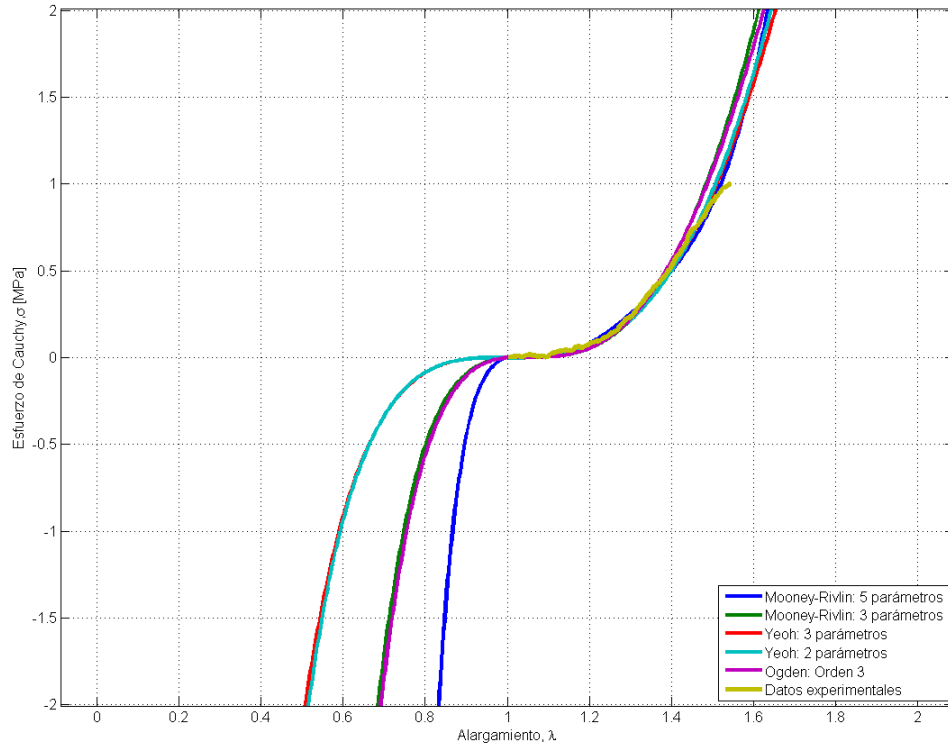


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 1 carga final



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

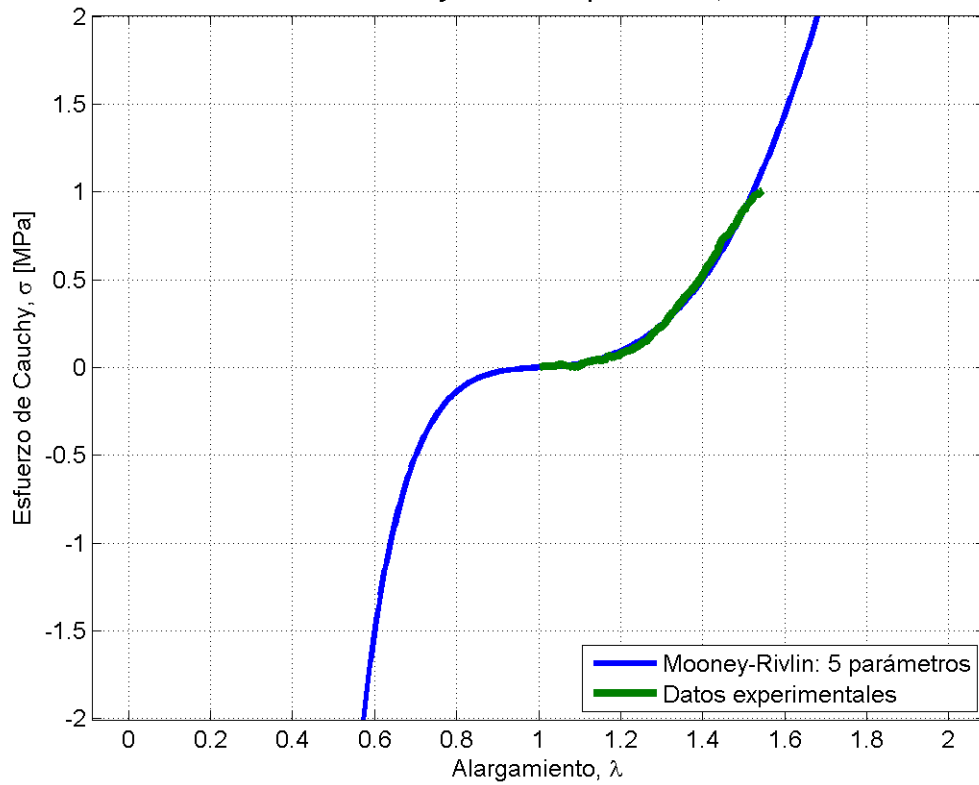
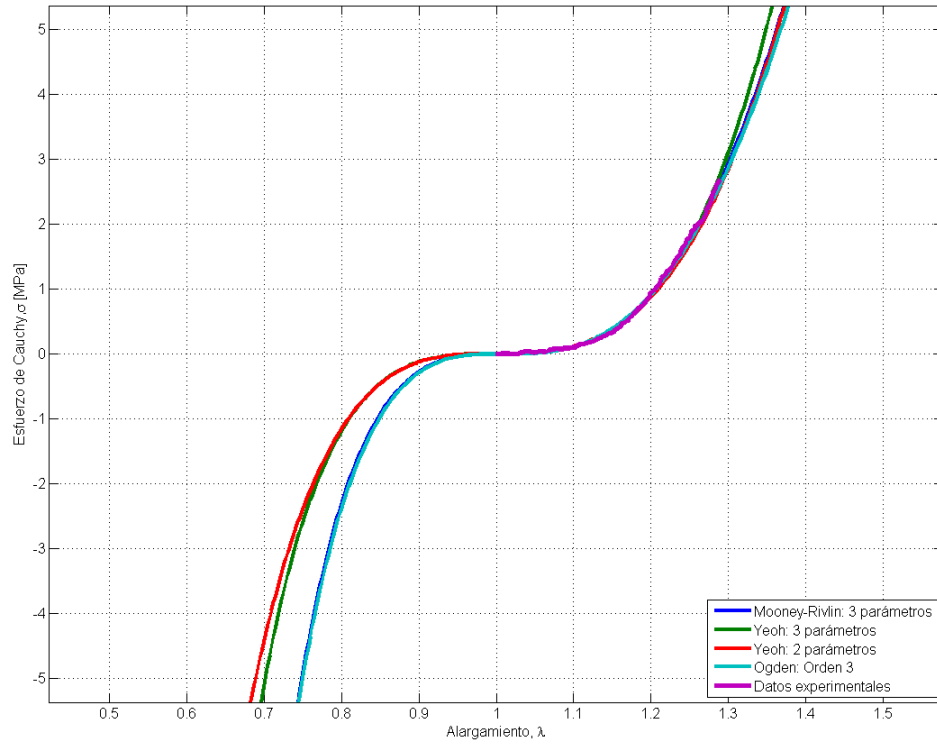


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 2 carga inicial



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

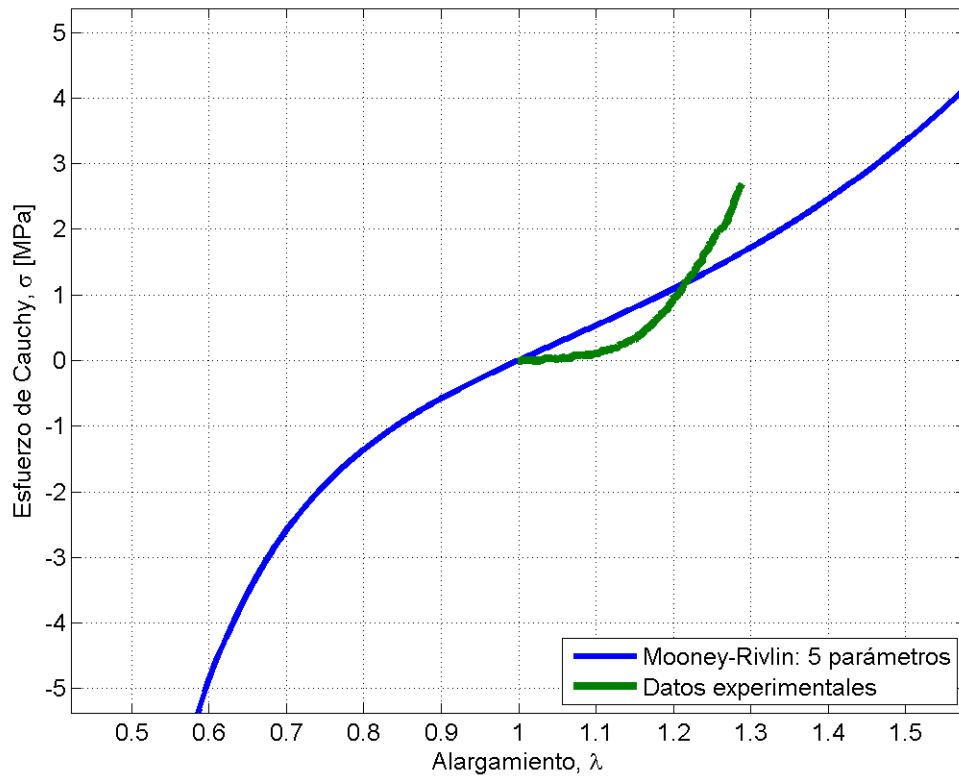
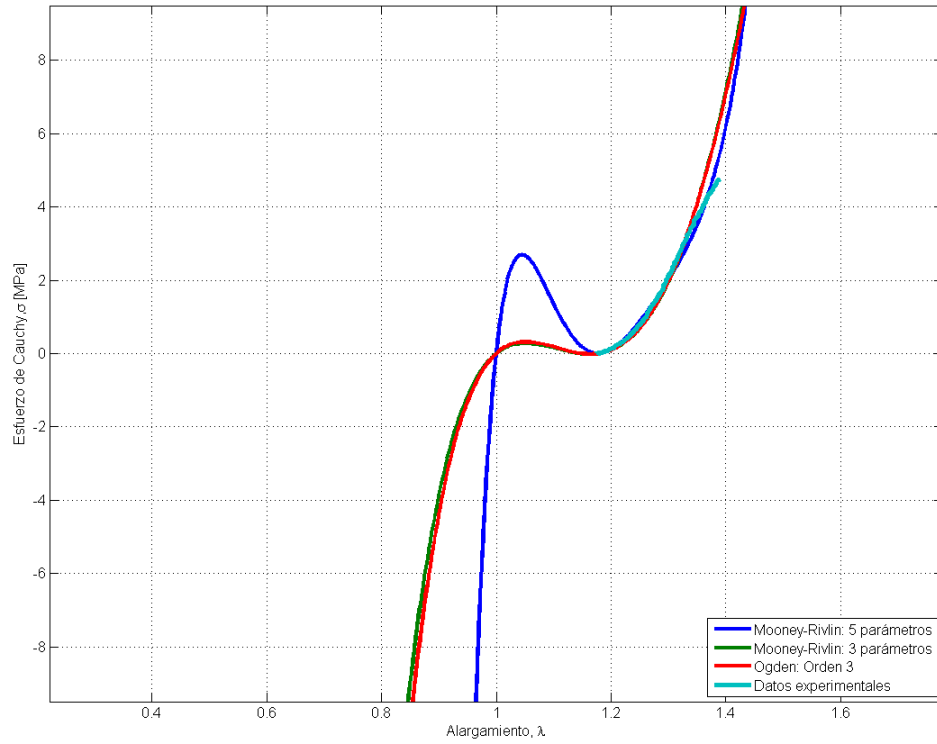


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 2 carga final



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

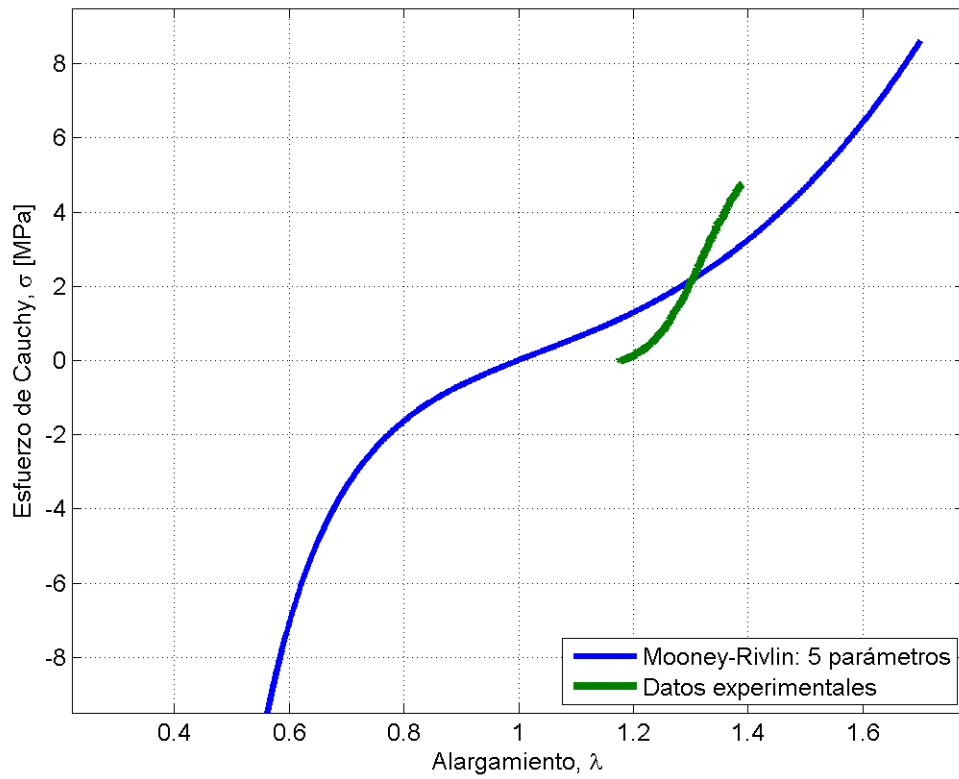
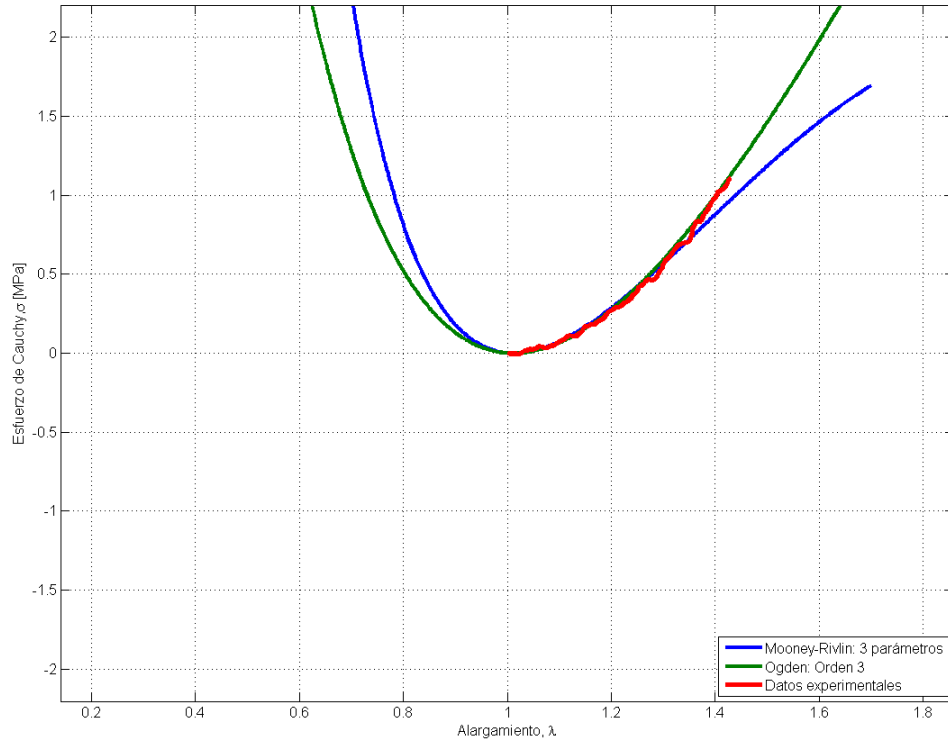


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 4 carga inicial



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

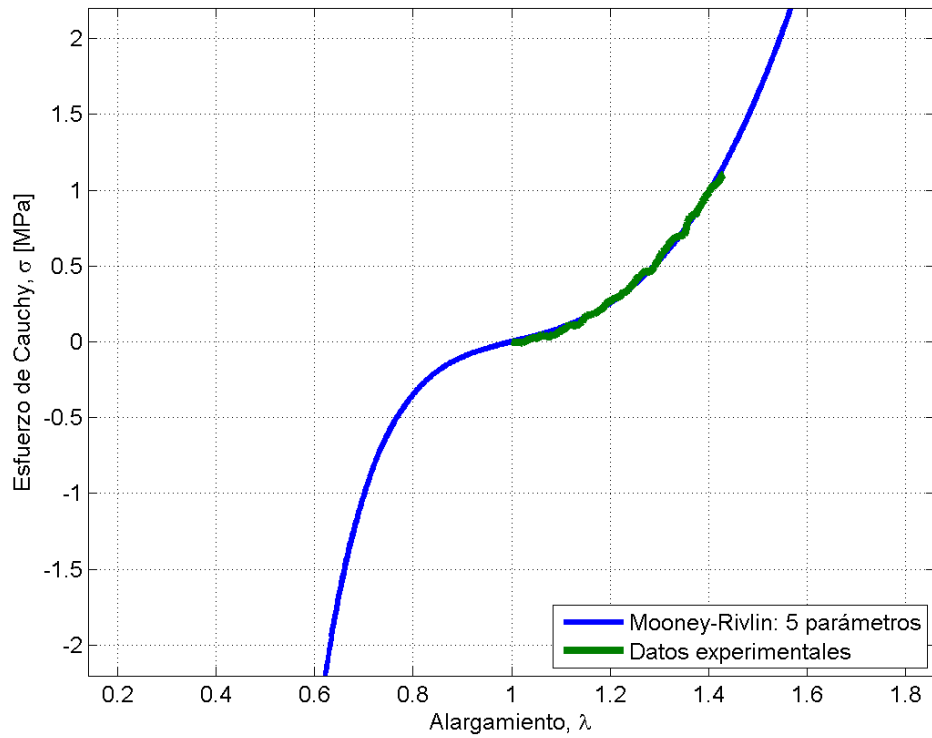
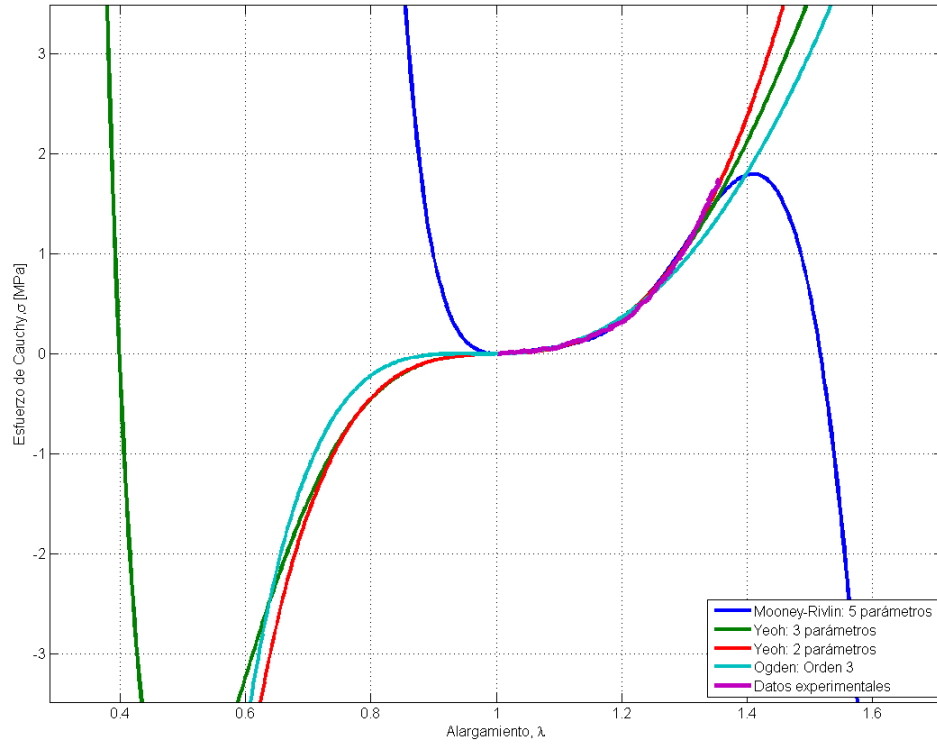


Gráfico: Ensayos 15-03-12 – muestra 5 carga inicial



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

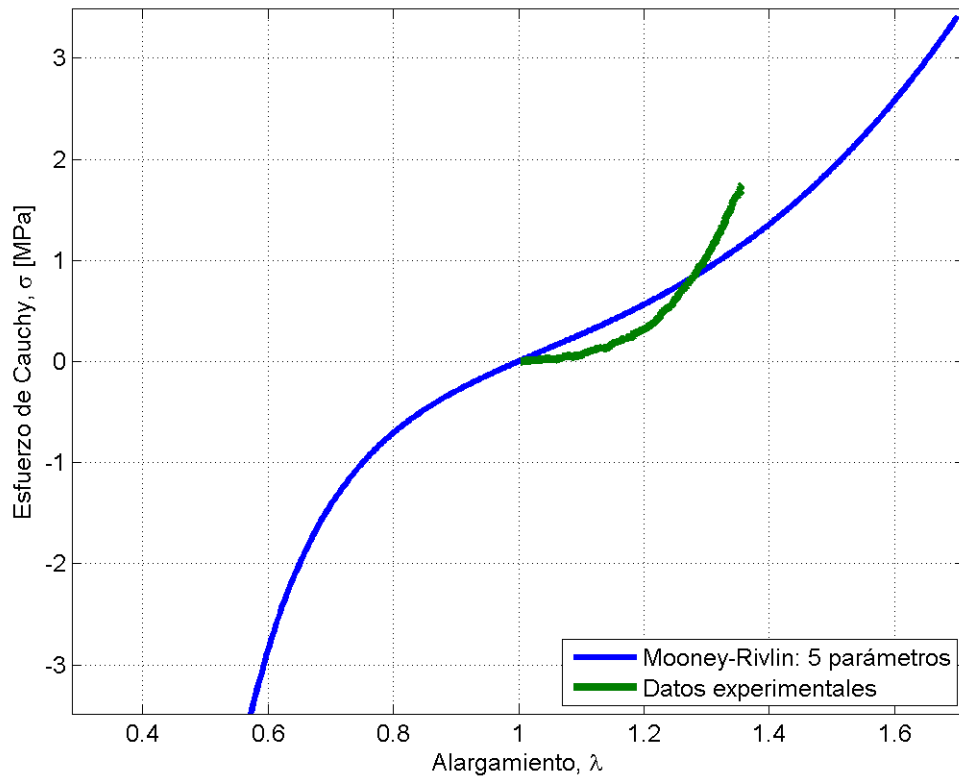
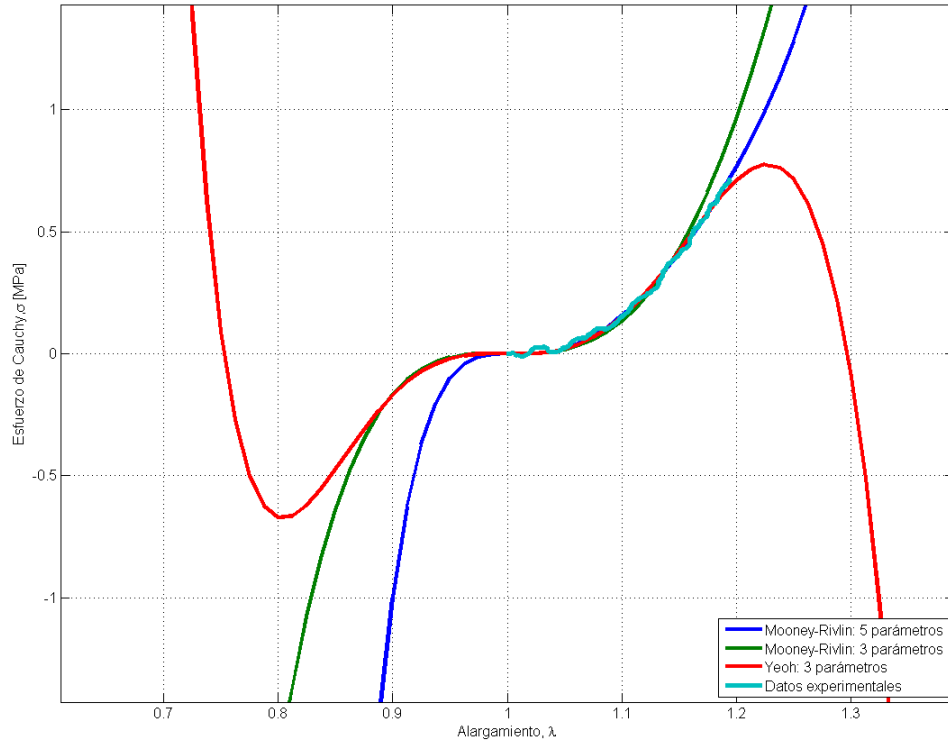


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 1



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

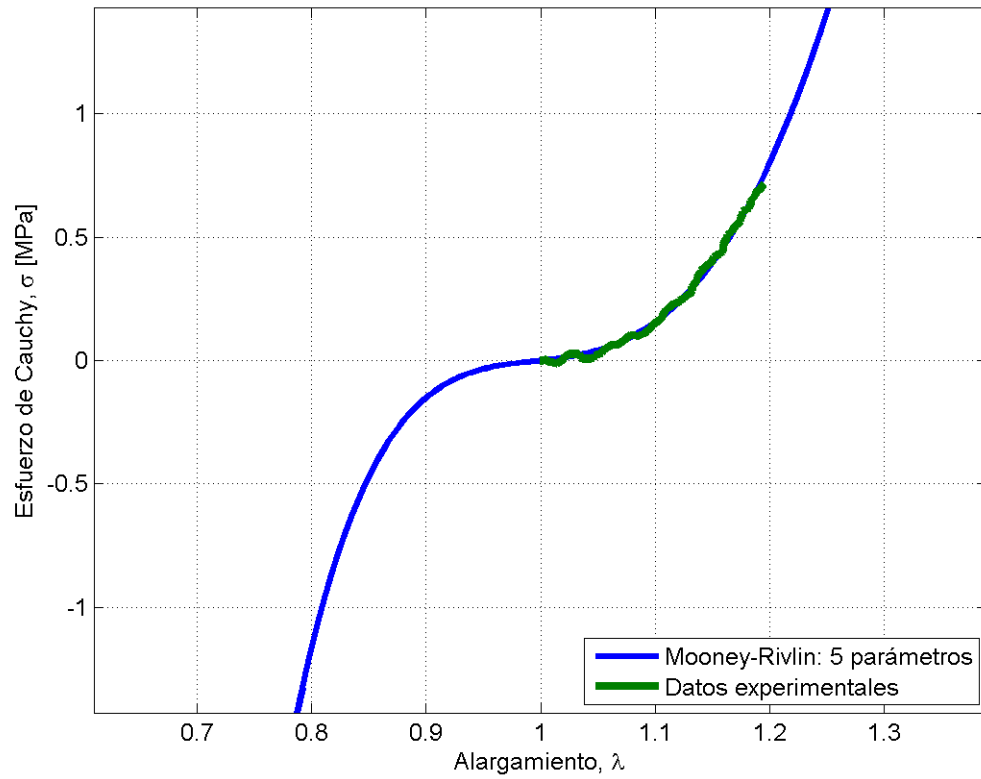
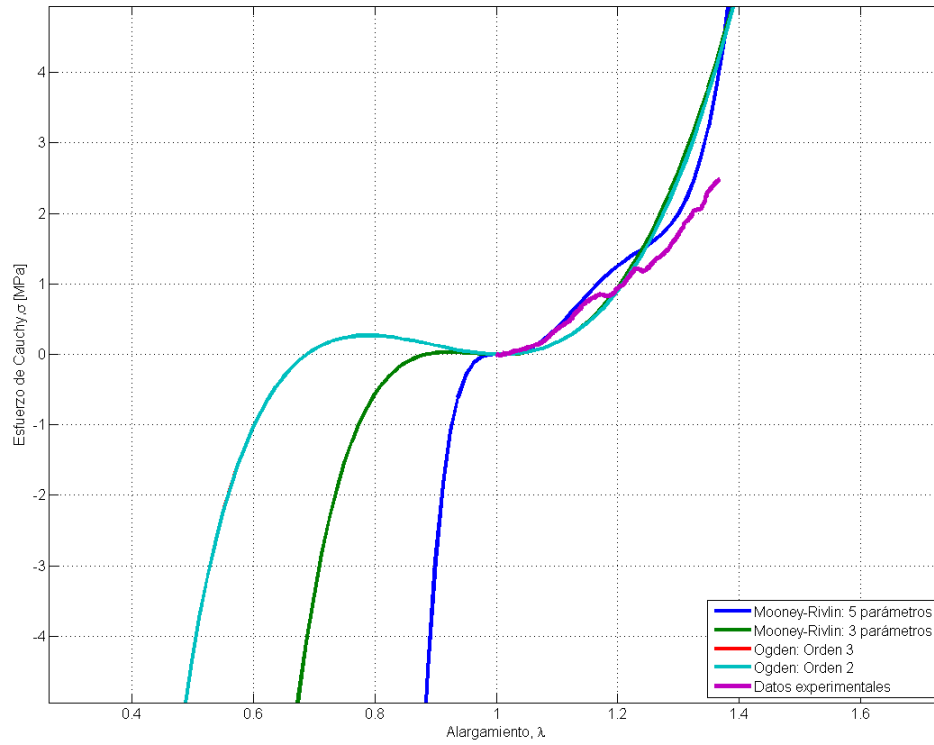


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 2



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

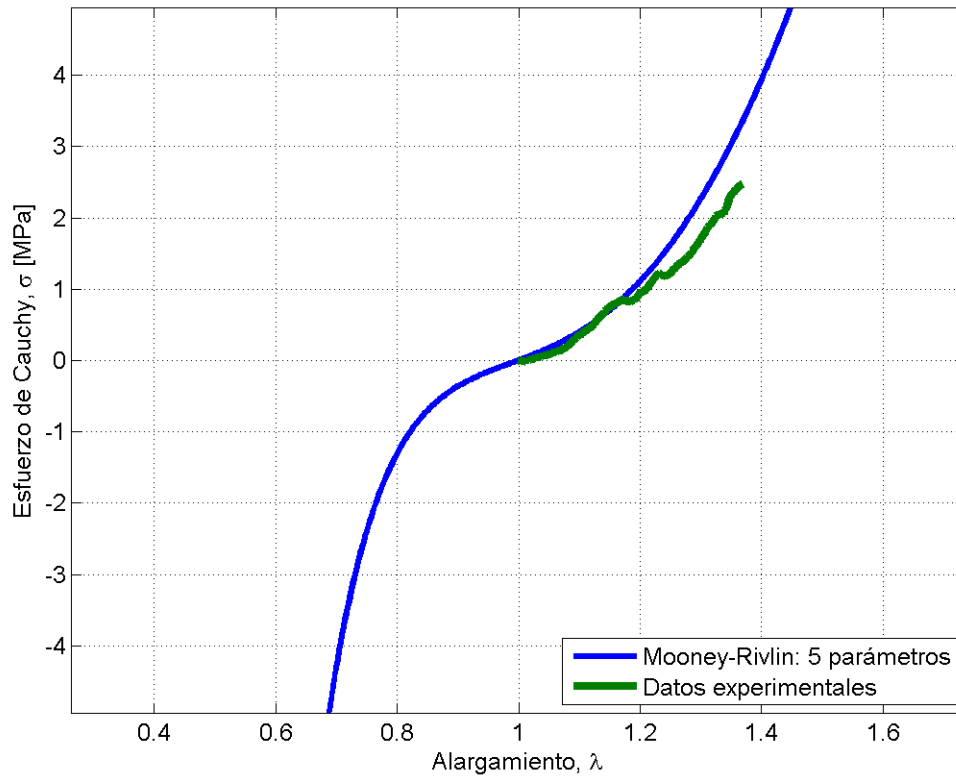
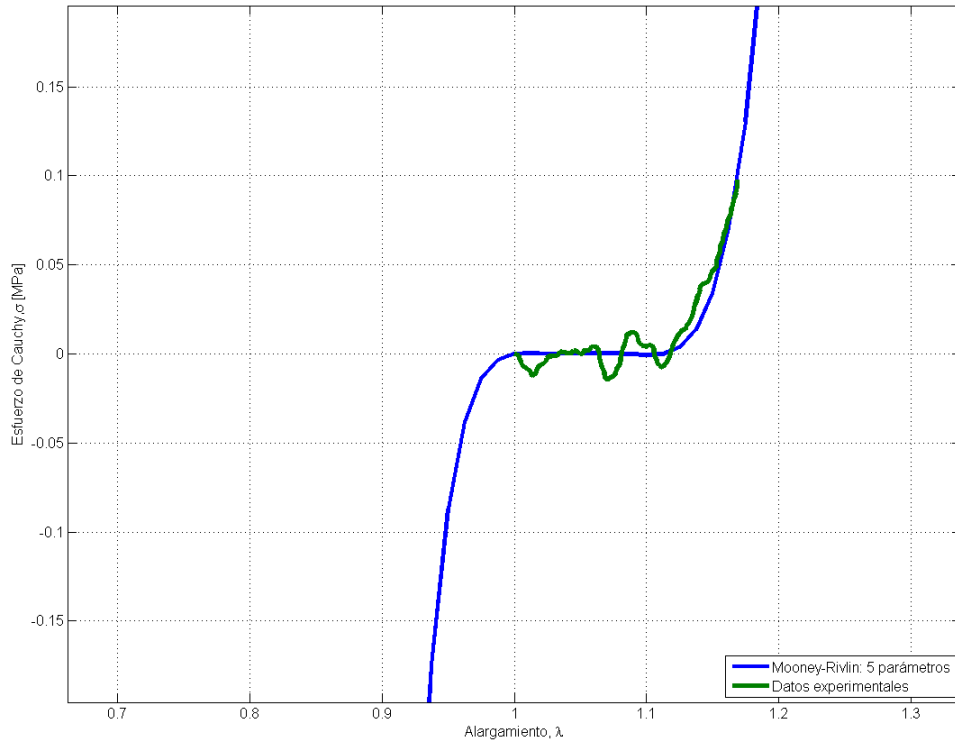


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 3 carga 1



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

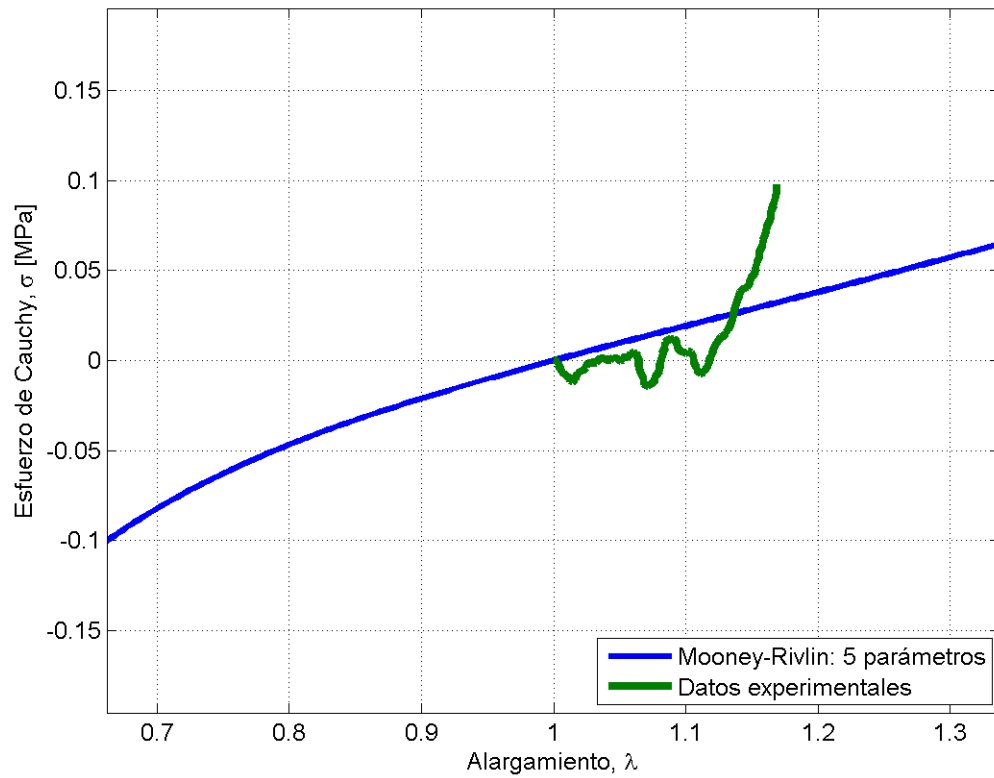
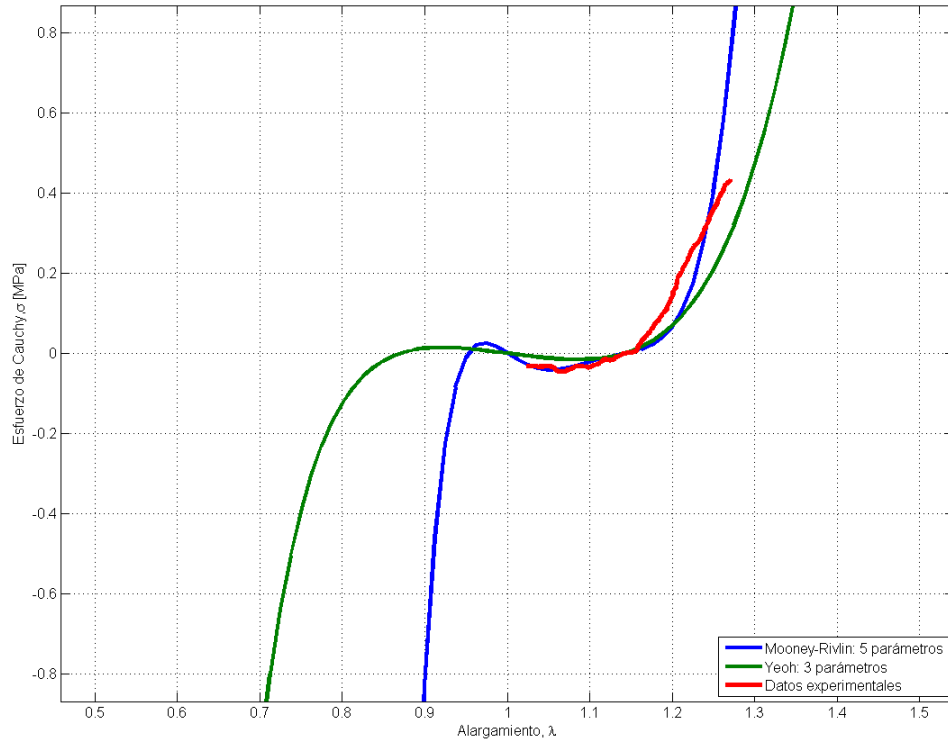


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 3 carga 2



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

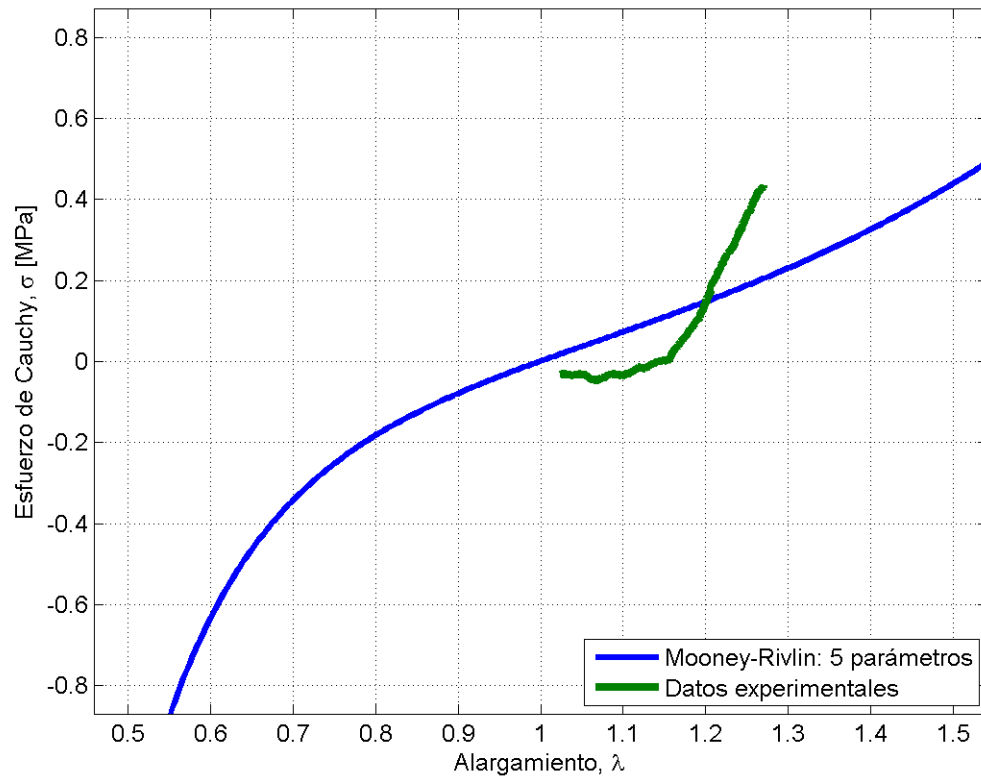
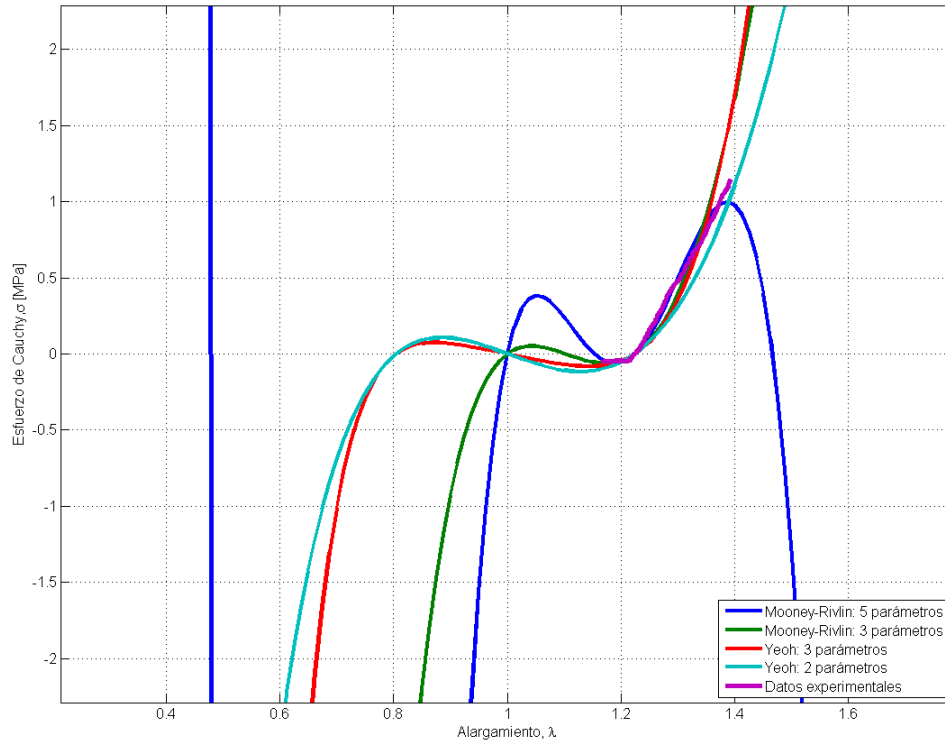


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 3 carga 3



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

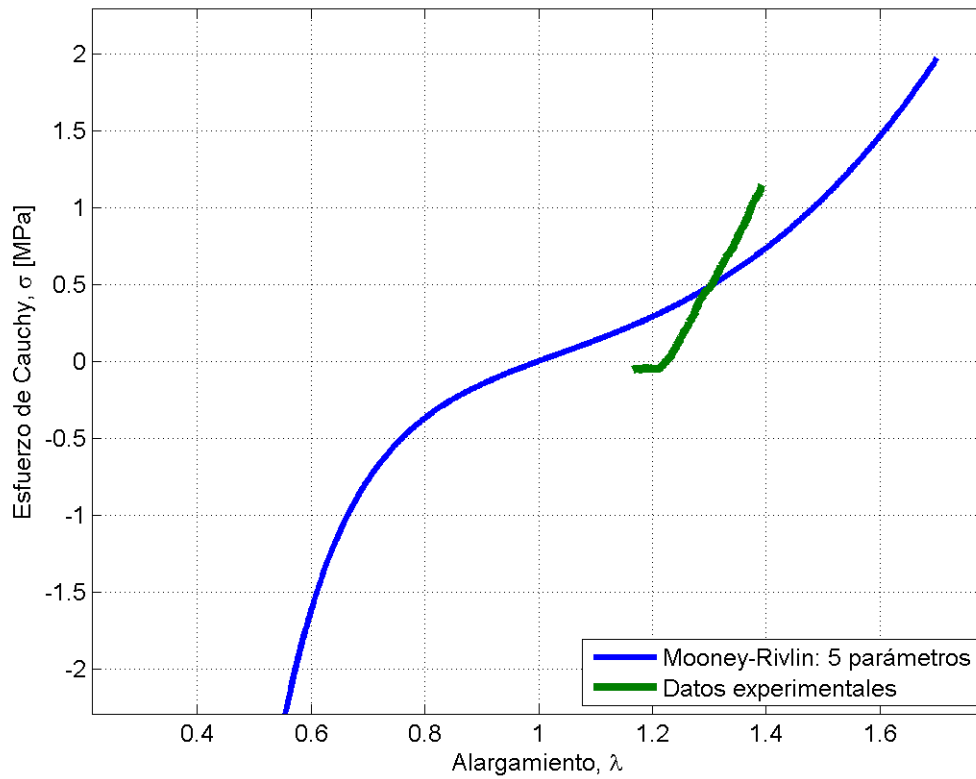
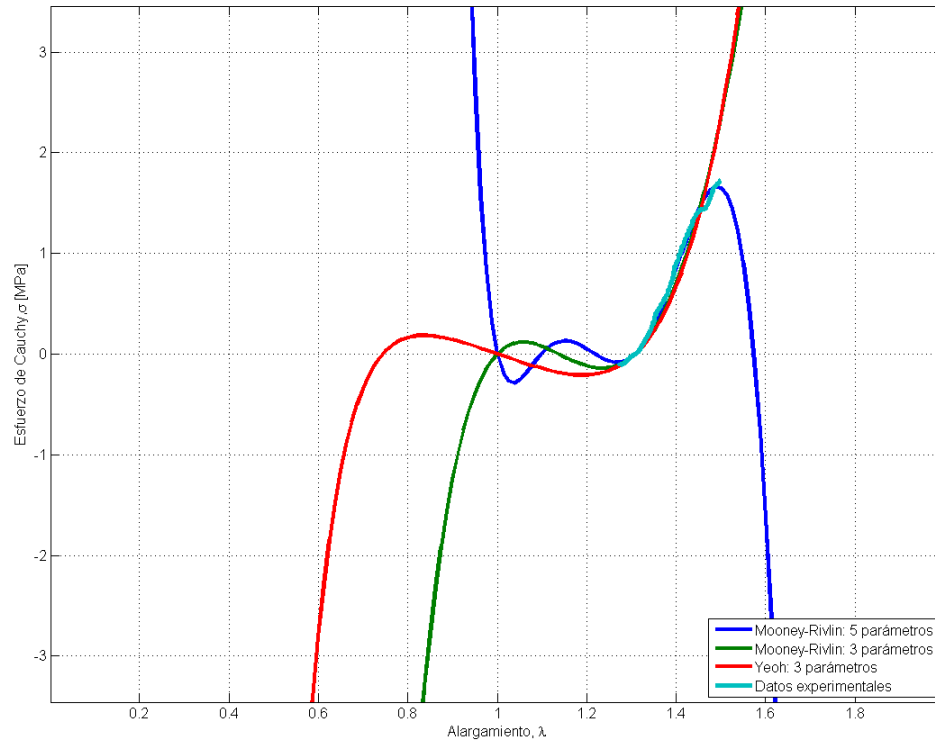


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 3 carga f



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

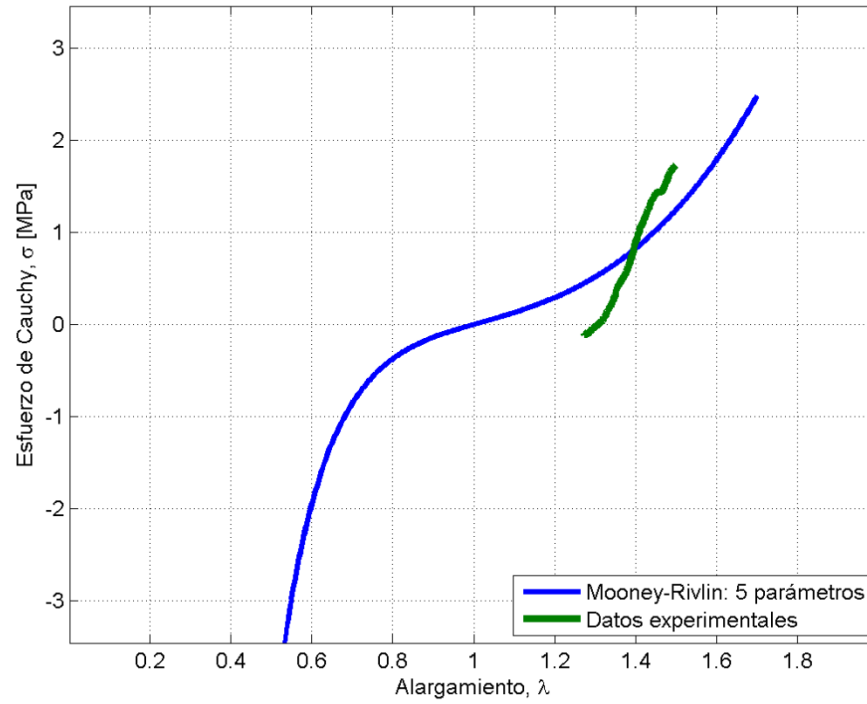
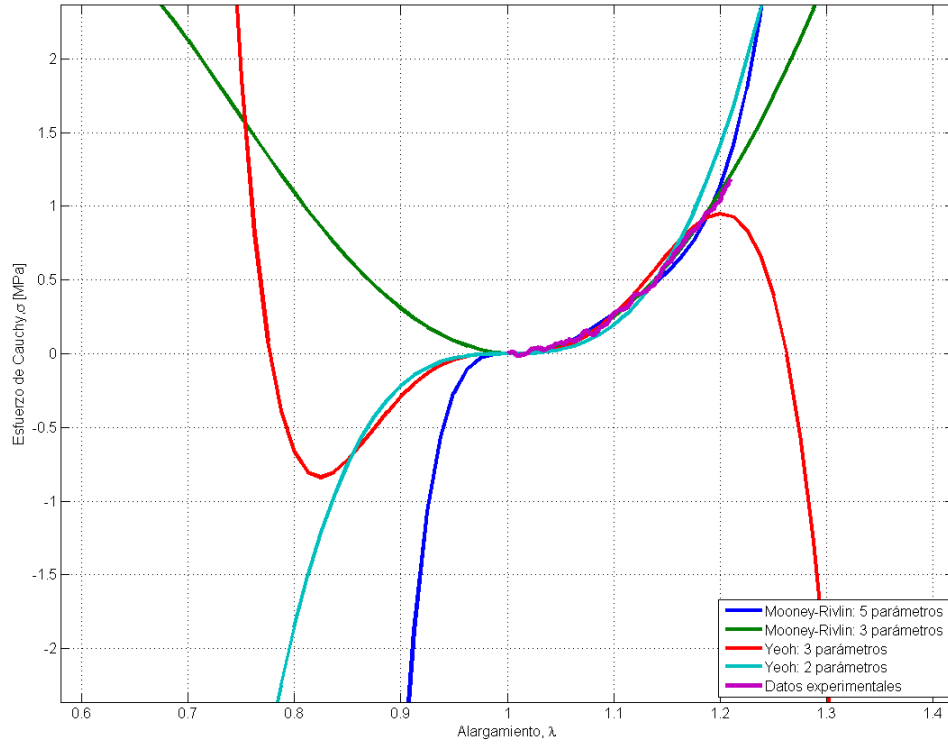


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 4 carga 1



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

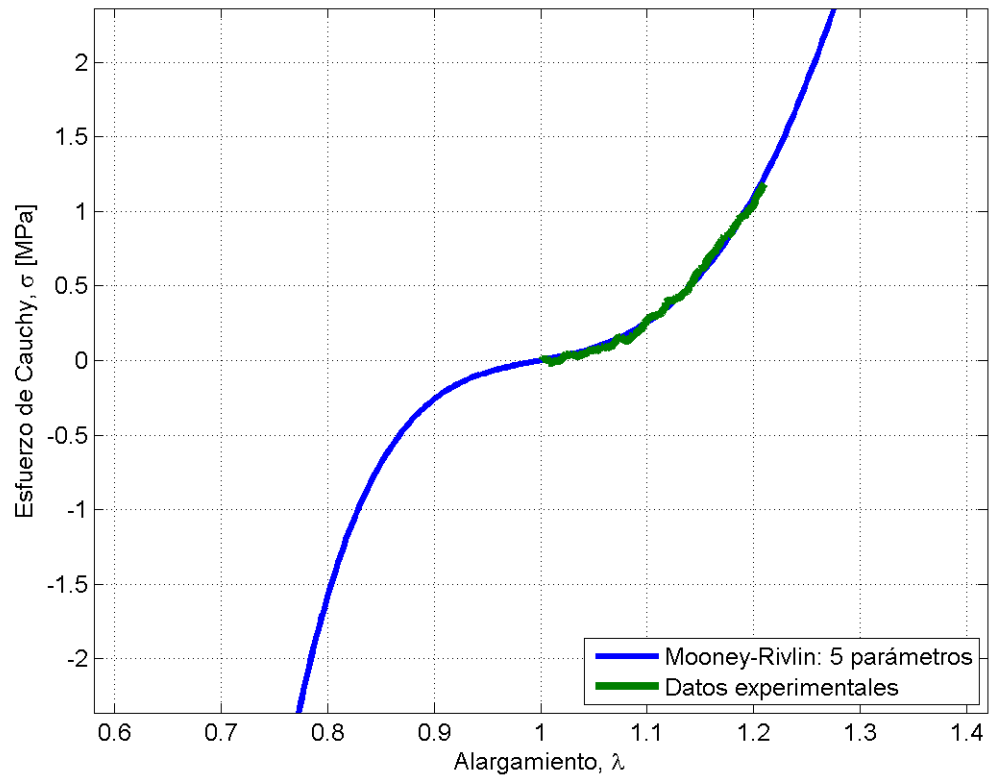
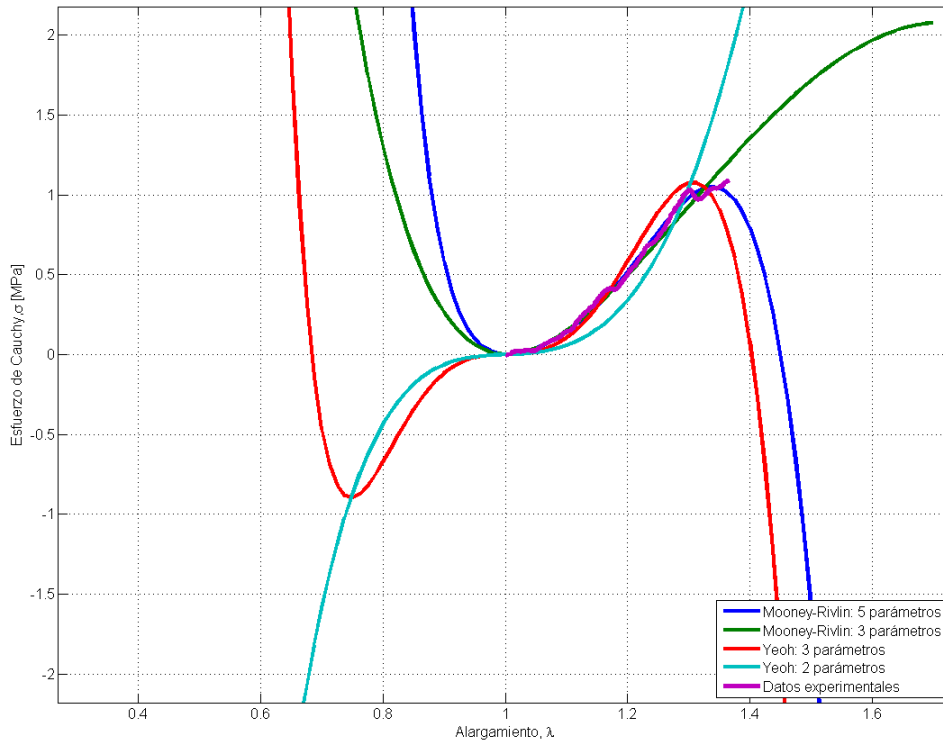


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 5



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA

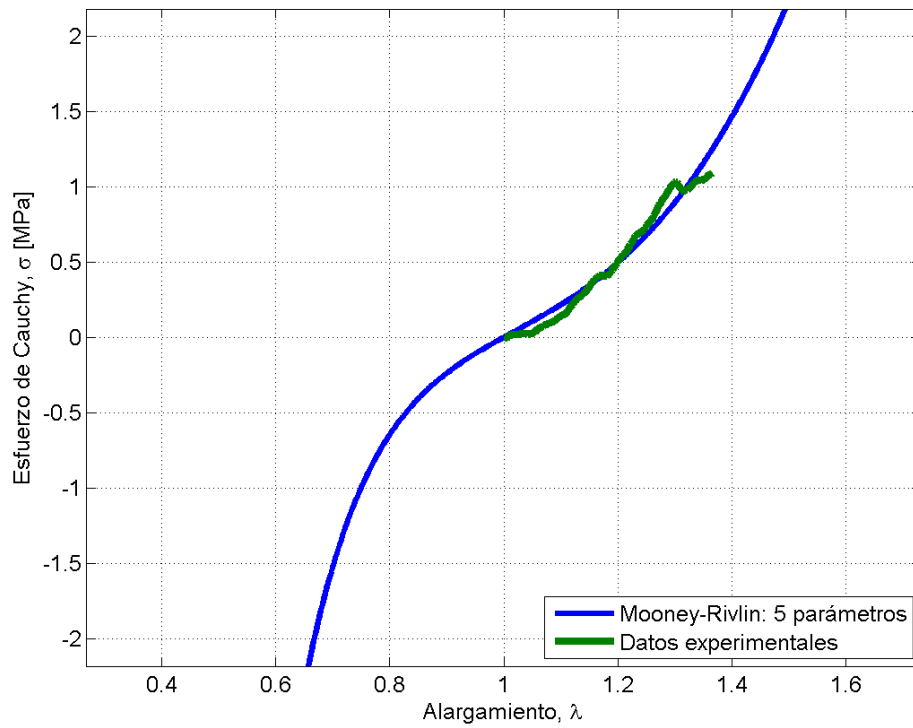
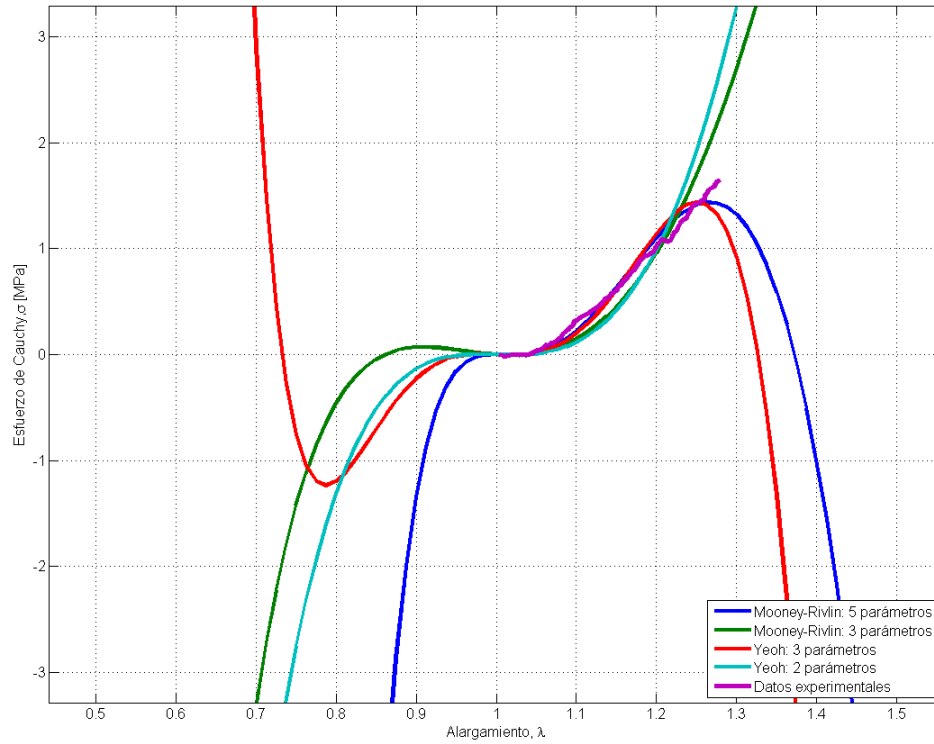
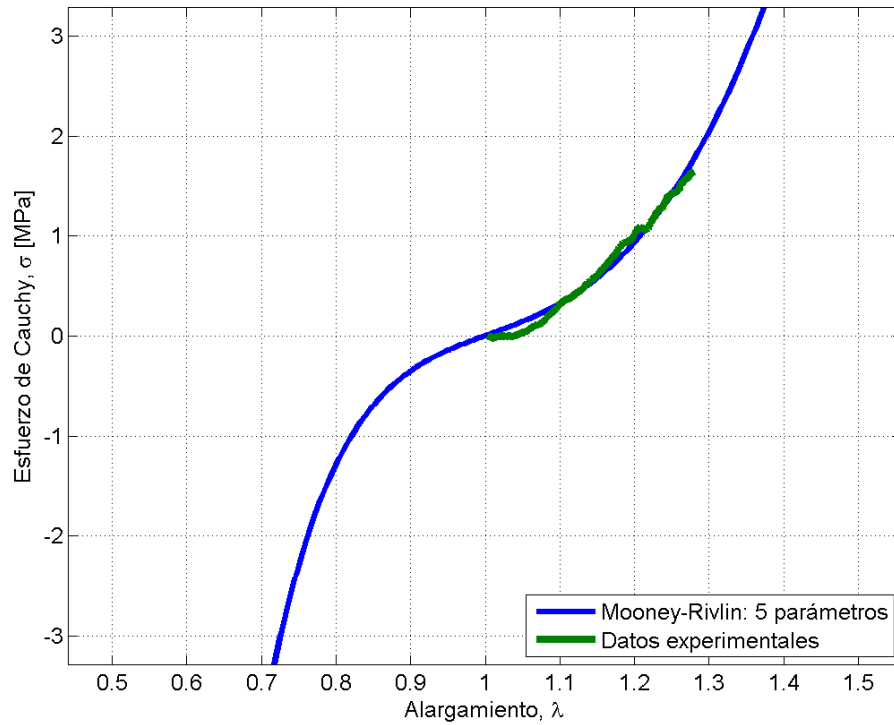


Gráfico: Ensayos 30-03-12 – muestra aneurisma 6



Modelo Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ADINA



Anexo I

Coeficientes de ajuste para distintos modelos constitutivos. Las celdas vacías representan modelos donde no hubo ajuste; la curva encontrada no tiene ninguna relación con los datos experimentales. Los coeficientes C_{ij} y μ_i aparecen en unidades de [MPa].

		Fecha	12-12-2011		
Modelo ANSYS	Parámetros / Orden	Muestra	1	2	3
Mooney-Rivlin	5	C10	53.6825885	-0.59468	-2.01664611
		C01	-54.0089623	0.596767	2.021272625
		C11	12231.6834	8.243332	-1099.14924
		C20	-5272.85884	-7.46818	462.3317545
		C02	-7152.0035	2.799506	661.1975372
	3	C10	-3.0041663	0.003527	-0.456502
		C01	3.48054457	-0.00789	0.457337097
		C11	5.20227491	1.201068	5.877094861
Ogden	N=3	mu_1	-334.214156	-65786.9	-65786.867
		a_1	7.64947416	0.201559	0.340061006
		mu_2	158.712925	23687.08	23687.07801
		a_2	8.06157726	0.317185	0.534800893
		mu_3	177.191037	114031.2	114031.2141
		a_3	7.21695591	0.050396	0.085096708
	N=2	mu_1	0.00437191	0.043974	0.00949527
		a_1	28.1491994	12.04971	24.01575499
		mu_2	4416.86646	4417.05	4418.815269
		a_2	0.0003146	-0.00013	-5.4042E-05
Yeoh	N=3	C10	0.39376855	-0.00613	-0.00199395
		C20	-0.1078875	1.644153	4.565409459

		C30	16.1874355	-2.74881	-2.05249706
	N=2	C10	0.33760357	-0.00345	-0.00182921
		C20	2.16437265	1.005383	4.227144344

		Fecha	11-01-2012			
Modelo ANSYS	Parámetros / Orden	Muestra	1	2	3	4
Mooney-Rivlin	5	C10	-1.545853921	230.328	327.387	17.22833
		C01	1.540567551	-229.23	-326.93	-17.3881
		C11	-1366.575519	684509	185488	-2293.7
		C20	582.7443111	-320498	-83722	1026.746
		C02	805.3597128	-366045	-103220	1268.584
	3	C10			120.83	19.38891
		C01			-119.76	-19.5607
		C11			-123.11	-14.0651
	Ogden	N=3	mu_1	-629297.4558		-629297
a_1			0.120254172		-0.0236	
mu_2			226077.1147		226077	
a_2			0.189482272		0.04858	
mu_3			1094164.902		1094165	
a_3			0.030011988		-0.0236	
N=2		mu_1	0.053494106		0.90751	2.340603
		a_1	14.64547762		-44.805	-11.8993
		mu_2	4939.736919		2.92724	307.2713
		a_2	-0.000153381		15.1824	0.088284
Yeoh	N=3	C10				

		C20				
		C30				
	N=2	C10	0.006867111			
		C20	2.295135856			

		Fecha	12-03-2012				
Modelo ANSYS	Parámetros / Orden	Muestra	1	2	3 carga	4	5 carga
Mooney-Rivlin	5	C10	1.25731135	13.942		1.277952	
		C01	-1.28190801	-14.178		-1.30233	
		C11	-1157.79726	-1686.5		-532.514	
		C20	512.688867	680.31		223.6253	
		C02	658.688938	1039.1		322.4087	
	3	C10	3.34098726	22.64	-1.7482	4.141135	-0.4069
		C01	-3.38255756	-22.947	1.7639	-4.18921	0.4099
		C11	2.15436544	-7.206	7.862	2.208155	2.0448
Ogden	N=3	mu_1	-629297.456			-629297	-629297
		a_1	-0.11292917			-0.11491	-0.11
		mu_2	226077.115			226077.1	226077
		a_2	0.07103794			0.072436	0.0683
		mu_3	1094164.9			1094165	1E+06
		a_3	-0.07962809			-0.08106	-0.0774
	N=2	mu_1	1.65E+00	20.087		77.1824	0.0112
		a_1	5.80030112	-4.2266		1.046802	20.86
		mu_2	1.22E+02	1097.2		1092.969	1093.3
		a_2	-0.07993421	0.0763		-0.07415	-0.0002

Yeoh	N=3	C10					-0.00766	-0.0039	
		C20					8.950984	1.1339	
		C30					-21.3758	3.049	
	N=2	C10	0.01334657						-0.005
		C20	5.38722922						1.3653

		Fecha	12-03-2012					
Modelo ANSYS	Orden	Muestra	5 descarga	6 carga	7	8	9 carga	10 carga 1
Mooney-Rivlin	5	C10	-2.443902		-1.3422			41.00057
		C01	2.4714511		1.3407			-40.90533
		C11	-1384.749		-444.97			9687.01778
		C20	622.75069		179.52			-4208.5798
		C02	773.5472		282.97			-5600.2281
	3	C10		1.3968	3.0887		42.295	18.4788644
		C01		-1.418	-3.152		-42.246	-18.346868
		C11		0.5735	3.0508		-19.741	1.61009903
	Ogden	N=3	mu_1			-629297	-629297	-629297
a_1					-0.1283	-0.014	-0.0174	-0.1068893
mu_2					226077	226077	226077	226076.814
a_2					0.0805	0.0288	0.0356	0.07099444
mu_3					1E+06	1E+06	1E+06	1094165.12
a_3					-0.0904	-0.014	-0.0174	-0.0761446
N=2		mu_1	2.382E-07	0.5768	1.8685	0.6886	0.4634	0.10793647
		a_1	78.318171	5.9461	5.7751	-32.784	-37.353	-56.507612
		mu_2	1094.6679	9.165	2582.9	2.1882	1.1482	0.26695708

		a_2	-4.293E06	-0.3832	-0.0043	11.353	15.3	24.4538045
Yeoh	N=3	C10		-0.0049				
		C20		3.8917				
		C30		-24.245				
	N=2	C10		-0.0037	0.0178	1.7583		0.30239678
		C20		3.249	4.4695	11.907		20.6015083

Fecha: 15-3-2012							
Modelo ANSYS	Parámetros Orden	Muestra	1 carga 1	1 descarga 1	1 carga final	2 carga 1	2 carga f
Mooney-Rivlin	5	C10	1.420	-4.259	-2.572		-428.870
		C01	-1.415	4.394	2.672		453.614
		C11	96.793	-307.491	-29.531		-3749.425
		C20	-39.369	129.823	10.323		1316.567
		C02	-59.417	186.279	23.011		2906.296
	3	C10	0.614		-0.627	-0.935	-27.120
		C01	-0.600		0.664	0.946	29.218
		C11	0.642		0.636	4.912	15.532
	Ogden	N=3	mu_1	-629297		-703067	-703067
a_1			-0.076		-0.089	-0.172	-0.259
mu_2			226077		294519	294519	294519
a_2			0.047		0.035	0.067	0.099
mu_3			1094165		1018596	1018596	1018596
a_3			-0.053		-0.072	-0.138	-0.208
N=2		mu_1	0.008	-0.016			
		a_1	-48.795	19.559			

		mu_2	0.019	-0.013			
		a_2	21.729	-42.685			
Yeoh	N=3	C10	0.029	0.007	-0.003	-0.003	
		C20	1.225	-0.247	0.270	3.218	
		C30	-1.379	2.842	-0.014	1.378	
	N=2	C10	0.033		-0.003	-0.004	
		C20	0.919		0.262	3.408	

Fecha: 15-3-2012				
Modelo ANSYS	Parámetros Orden	Muestra	4	5 carga 1
Mooney-Rivlin	5	C10		4.290
		C01		-4.307
		C11		249.357
		C20		-97.099
		C02		-161.565
	3	C10	1.988	0.036
		C01	-2.038	1.278
		C11	-0.307	-0.393
	Ogden	N=3	mu_1	-703067
a_1			-0.006	-0.099
mu_2			294519	294519
a_2			0	0.039
mu_3			1018596	1018596
a_3			-0.006	-0.080
N=2		Sin ajustes para este modelo		

Yeoh	N=3	Sin ajustes para este modelo		
	N=2	C10		0.038
		C20		1.174

Fecha		30-03-2012		Aneurisma			
Modelo	Orden	Muestra	1	2	3 carga 1	3 carga 2	3 carga 3
Mooney-Rivlin	5	C10	-1.32655	-4.00112	-1.46369	-0.27088	-35.8614
		C01	1.32290	4.01436	1.48149	0.05027	38.67838
		C11	-405.595	-1107.972	-937.060	-728.474	190.110
		C20	167.5507	443.2215	424.0050	314.0882	-85.381
		C02	250.73738	700.49084	520.05383	424.57419	-82.9511
	3	C10	0.11736	1.75402			-6.84008
		C01	-0.12853	-1.78586			7.30204
		C11	4.27024	2.79205			3.90949
	Ogden	N=3	mu_1		-22.22516		
a_1				3.91914			
mu_2				-22.16759			
a_2				3.91893			
mu_3				41.93898			
a_3				4.14446			
N=2		mu_1		-226.2921			
		a_1		4.01023			
		mu_2		223.84016			
		a_2		4.05343			
Yeoh	N=3	C10	-0.01181			-0.04465	-0.13038

		C20	5.32457			0.32102	0.20005
		C30	-15.79009			0.97427	1.46798
	N=2	C10					-0.23010
		C20					0.86951

		Fecha	30-03-2012 / Aneurisma			
Modelo ANSYS	Parámetros Orden	Muestra	3 carga f	4 carga 1	5	6
Mooney-Rivlin	5	C10	70.25428	-1.93512154	3.99041787	-3.18572661
		C01	-73.57662	1.93483958	-4.01645635	3.17285203
		C11	695.5251	-2383.15357	137.570639	-131.032327
		C20	-238.5874	1038.59687	-56.8892788	33.0307657
		C02	-543.2621	1376.04793	-84.5096656	117.03669
	3	C10	-8.544374	4.62006795	3.27932841	1.97094088
		C01	9.325522	-4.6817573	-3.30090398	-2.06381204
		C11	3.680131	0.99958942	-0.64536701	2.92672864
	Ogden	N=3	Sin ajustes para estos ensayos			
N=2		Sin ajustes para estos ensayos				
Yeoh	N=3	C10	-0.259532	0.00320044	0.01787846	-0.05756193
		C20	0.312108	9.14335655	2.97104349	7.66582544
		C30	0.624652	-34.2928218	-5.06208722	-18.8186308
	N=2	C10		0.0175407	0.02883416	-0.03197446
		C20		5.36594733	1.17574601	3.96882642

	Modelo ADINA	Mooney-Rivlin
--	---------------------	----------------------

	Parámetros	5				
Fecha	Muestra	C10	C01	C11	C20	C02
30-03-2012	1	0.358143304	-0.27404232	0.93439975	1.09832707	0.79266773
Aneurisma	2	0.378543674	0.22466013	0.32612104	0.42351238	0.24988138
	3 carga 1	0.017478008	0.01554588	0.00145734	0.00162527	0.00130659
	3 carga 2	0.066967636	0.05608355	0.01249088	0.01473628	0.01058444
	3 carga 3	0.128192071	0.09805495	0.05070605	0.06422535	0.03998921
	3 carga f	0.122236193	0.08702218	0.07468252	0.10009374	0.05560178
	4 carga 1	0.468237086	-0.24659106	1.12415319	1.33559016	0.9431366
	5	0.21010169	0.13812154	0.14412417	0.18586367	0.11129888
	6	0.375966964	0.07564591	0.58041604	0.72175666	0.46453962