



UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

**SIMULACIÓN DINÁMICA ESTRUCTURAL DE TRATAMIENTO
ENDOVASCULAR EN MODELO DE ANEURISMAS CEREBRALES REALES**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

ÁLVARO EDUARDO ROMO YÁÑEZ

PROFESOR GUÍA:

SR. ÁLVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:

SR. ROGER BUSTAMANTE PLAZA

SR. CARLOS GHERARDELLI DEZEREGA

SANTIAGO DE CHILE

ENERO 2009

RESUMEN EJECUTIVO.

FECHA: 23 DE ENERO DE 2009

PROF. GUÍA: SR. ÁLVARO VALENCIA M.

“SIMULACIÓN DINÁMICA ESTRUCTURAL DE TRATAMIENTO ENDOVASCULAR EN MODELO DE ANEURISMAS CEREBRALES REALES”

A través de la simulación numérica de la mecánica de aneurismas cerebrales, el profesor Dr. Ing. Álvaro Valencia del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile, en el marco del segundo año de desarrollo del proyecto Fondecyt 'FLOW DYNAMICS AND ARTERIAL WALL INTERACTION IN REALISTIC CEREBRAL ANEURYSM MODELS', está desarrollando una metodología de apoyo a las decisiones médicas, donde las simulaciones computacionales puedan brindar un grado mayor de certidumbre en el diagnóstico y evaluación de este tipo de patologías.

Producto de este trabajo, se cuenta con una metodología consolidada para la reconstrucción de casos de aneurismas cerebrales reales y para la realización de simulaciones de mecánica de sólidos, para el estudio de aneurismas cerebrales sin tratamiento.

Por otro lado, el efecto del tratamiento de un aneurisma, desde el punto de vista mecánico, es un punto aún no abordado. A grandes rasgos existen dos tipos de tratamientos de aneurismas: la cirugía convencional, y el tratamiento endovascular. Éste último busca modificar la circulación de sangre en el aneurisma para evitar su ruptura. En esta memoria de título se modeló y simuló un modelo de tratamiento endovascular tipo stent, que consiste en introducir una malla trenzada de metal flexible dentro de la arteria portadora del aneurisma, y se realizó una comparación de los resultados obtenidos de la simulación con el modelo de stent con los obtenidos previo al tratamiento, en el contexto de las simulaciones de mecánica de sólidos.

Se observó que el stent no tuvo efectos importantes en variables como el esfuerzo efectivo (diferencia del 1% aproximadamente entre el caso sin tratamiento y el caso con stent) en la zona del aneurisma. Los estiramientos principales aumentaron con la inclusión del stent en el saco aneurisma, sin embargo, estos se homogenizaron y disminuyeron grandes magnitudes localizadas en la zona del cuello. La rigidez extra, proporcionada por el stent a la pared arterial hizo disminuir de forma importante el desplazamiento en zonas centrales y el domo del aneurisma.

Índice General

Índice de Figuras	II
Índice de Tablas	1
1. Introducción	2
1.1. Antecedentes Generales	2
1.2. Motivación	3
1.3. Objetivos	4
1.3.1. Objetivo General	4
1.3.2. Objetivos Específicos	4
1.4. Alcances	4
2. Antecedentes	6
2.1. Antecedentes Médicos	6
2.1.1. Definición de Aneurismas Cerebrales	6
2.1.2. Anatomía de la Vasculatura	7
2.1.3. Caracterización Biológica de la Pared Arterial	10
2.2. Modelos de Pared Arterial	11
2.2.1. Comportamiento Arterial Frente a Esfuerzos	12
2.2.2. Modelo constitutivo de Delfino para pared arterial	16
2.3. Modelos de Pared de Aneurisma Cerebral	17
2.3.1. Estudios Preliminares	18
2.3.2. Modelo de Fung	19
2.3.3. Comportamiento Mecánico Multiaxial de Aneurismas Saculares	22
2.4. Antecedentes Stent	25
2.4.1. Generalidades	25
2.4.2. Materiales	25
2.4.3. Clasificación	26
2.4.4. Patrones Geométricos	27

2.5.	Consideraciones generales de ADINA	28
2.5.1.	Consideraciones Geométricas	28
2.5.2.	Mallado de elementos sólidos 3D	29
2.5.3.	Formulación cinemática y modelamiento de material	29
2.5.4.	Modelo de ajuste de Mooney - Rivlin	31
3.	Construcción Geométrica	33
3.1.	Modelo de Pared Arterial con Aneurisma	33
3.1.1.	Características del Modelo Escogido	34
3.1.2.	Generación de Espesor en la Arteria	35
3.2.	Modelo Stent	37
3.2.1.	Obtención de Trayectorias	37
3.2.2.	Generación de Sólidos	40
3.3.	Ensamble y Escalamiento del Modelo Arteria-Stent	42
4.	Implementación en ADINA	44
4.1.	Material	45
4.2.	Mallado	50
4.3.	Condiciones de Borde	51
4.4.	Cargas de Presión	52
4.5.	Simulación Auxiliar: Anillo de Stent Aislado	53
4.5.1.	Material	53
4.5.2.	Mallado	54
4.5.3.	Cargas y Condiciones de Borde	54
5.	Resultados	55
5.1.	Consideraciones Preliminares	55
5.2.	Simulación Auxiliar	56
5.3.	Esfuerzo Efectivo	58
5.4.	Esfuerzos Principales	60
5.4.1.	Esfuerzo Principal 1	60
5.4.2.	Esfuerzo Principal 2	62
5.4.3.	Esfuerzo Principal 3	64
5.5.	Estiramientos Principales	66
5.5.1.	Estiramiento Principal 1	66
5.5.2.	Estiramiento Principal 2	68
5.5.3.	Estiramiento Principal 3	70

5.6. Desplazamientos	72
5.7. Nodos de Control	74
5.7.1. Esfuerzo Efectivo	75
5.7.2. Esfuerzo Principal 1	76
5.7.3. Estiramiento Principal 1	77
5.7.4. Desplazamiento	78
6. Análisis y Discusión de Resultados	79
6.1. Simulación Auxiliar: Anillo Único	79
6.2. Esfuerzo Efectivo	80
6.3. Esfuerzos Principal 1	81
6.4. Estiramientos Principal 1	82
6.5. Desplazamientos	83
6.6. Nodos de control	83
6.7. Mejoras Propuestas	84
7. Conclusiones	86
Bibliografía	88

Índice de Figuras

1.1. Círculo de Willis.	2
2.1. Tipos de aneurismas. a) Lateral. b) Bifurcación. c) Terminal.	7
2.2. Esquema de la vasculatura intracraneal mostrando las conexiones del círculo de Willis [9].	8
2.3. Esquema de la vasculatura del círculo de Willis y sus alrededores [9].	9
2.4. Esquema de la vasculatura del círculo de Willis con dimensiones promedio. Los valores están expresados en milímetros. Los números al interior de las arterias representan estimaciones de sus diámetros [9].	9
2.5. Modelo esquemático de capas estructurales presentes en una arteria sana: íntima, media y adventicia [13].	10
2.6. Modelo de tejido blando según Hayashi [10].	11
2.7. Respuesta típica de tensión simple de (a) Gomas y (b) Tejidos blandos. Esfuerzo nominal $t \geq 0$ v/s estiramiento $\lambda \geq 1$	12
2.8. Curvas esfuerzo-estiramiento cuasiestáticas experimentales para diferentes arterias y venas cerebrales. El esfuerzo (Stress) al que se hace referencia es al primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff [12].	13
2.9. Modelos para materiales viscoelásticos [10].	15
2.10. Parámetros de ensayo de tracción uni-axial.	16
2.11. Direcciones circunferencial y meridional en un aneurisma axisimétrico.	20

2.12. Ensayo de tracción equi-biaxial.	23
2.13. Ejemplo de diseño de un stent de celda abierta (A) versus uno de celda cerrada (B).	26
2.14. Parametrización de patrones geométricos de tres tipos de stents.	27
2.15. Geometrías de Tristar stent y Wallstent.	28
2.16. Algunos de los elementos de mallado disponibles en ADINA para elementos sólidos 3D [18].	29
3.1. Modelo 3D escogido para simulación con stent.	34
3.2. Generación de espesor de arteria en Solid Edge.	36
3.3. Modelo 3D con espesor de arteria.	36
3.4. Modelo reconstruido: Sólido y curvas	38
3.5. Modelo reconstruido: Curvas	38
3.6. Arteria sólida.	38
3.7. Partición de la arteria en la vecindad del aneurisma.	39
3.8. Curvas proyectadas en contorno de arteria.	39
3.9. Curva de stent proyectada en un plano y clonada al interior.	41
3.10. Boceto de perfil cuadrado, modelo de stent.	41
3.11. Modelo sólido de stent adaptado a una geometría real.	42
3.12. Modelo real de arteria-aneurisma con stent insertado en ADINA.	43
3.13. Modelo real de arteria-aneurisma con stent insertado en ADINA. Detalle.	43
4.1. Curva Esfuerzo v/s Deformación. Modelo de pared arterial con 20 % de pre-estiramiento.	45
4.2. Curva de ajuste del material de arteria Esfuerzo v/s Deformación. Modelo de Mooney-Rivlin.	47

4.3. Resultados de esfuerzo efectivo en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).	48
4.4. Resultados de esfuerzo principal 1 en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).	48
4.5. Resultados de estiramiento principal 1 en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).	49
4.6. Resultados de desplazamiento en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).	49
4.7. Gráfico de esfuerzo efectivo en zona de aneurisma para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED). Sístole (1,3 [s]).	50
4.8. Gráfico de esfuerzo efectivo en zona de aneurisma para el modelo de constantes D (CD). Sístole (1,3 [s]).	50
4.9. Malla de 0,00019 [m] en modelo final, acercamiento en la zona del aneurisma. . . .	51
4.10. Malla de 0,00019 [m] en modelo final, acercamiento con plano de corte transversal en la zona del aneurisma.	51
4.11. Condición de borde en modelo de arteria-aneurisma.	51
4.12. Empotramiento en caras de contacto arteria-stent.	52
4.13. Cargas de Presión en el modelo.	53
4.14. Condición de borde y cargas de presión en el modelo de anillo único.	54
5.1. Desplazamiento en función del tiempo para el modelo de anillo único.	56
5.2. Desplazamiento en función del tiempo para un nodo en la zona del stent.	57
5.3. Modelo completo sin stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.	58
5.4. Modelo completo con stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.	58
5.5. Modelo completo sin stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.	58
5.6. Modelo completo con stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.	58

5.7. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.	59
5.8. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.	59
5.9. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.	59
5.10. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.	59
5.11. Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.	60
5.12. Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.	60
5.13. Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.	60
5.14. Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.	60
5.15. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.	61
5.16. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.	61
5.17. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.	61
5.18. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.	61
5.19. Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.	62
5.20. Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.	62
5.21. Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.	62
5.22. Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.	62
5.23. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.	63
5.24. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.	63
5.25. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.	63
5.26. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.	63
5.27. Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.	64
5.28. Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.	64
5.29. Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.	64

5.30. Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.	64
5.31. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.	65
5.32. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.	65
5.33. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.	65
5.34. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.	65
5.35. Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 1. Diástole.	66
5.36. Modelo completo con stent: Estiramiento principal 1. Diástole.	66
5.37. Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 1. Sístole.	66
5.38. Modelo completo con stent: Estiramiento principal 1. Sístole.	66
5.39. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 1. Diástole.	67
5.40. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 1. Diástole.	67
5.41. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 1. Sístole.	67
5.42. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 1. Sístole.	67
5.43. Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 2. Diástole.	68
5.44. Modelo completo con stent: Estiramiento principal 2. Diástole.	68
5.45. Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 2. Sístole.	68
5.46. Modelo completo con stent: Estiramiento principal 2. Sístole.	68
5.47. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 2. Diástole.	69
5.48. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 2. Diástole.	69
5.49. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 2. Sístole.	69
5.50. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 2. Sístole.	69
5.51. Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 3. Diástole.	70
5.52. Modelo completo con stent: Estiramiento principal 3. Diástole.	70

5.53. Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 3. Sístole.	70
5.54. Modelo completo con stent: Estiramiento principal 3. Sístole.	70
5.55. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 3. Diástole.	71
5.56. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 3. Diástole.	71
5.57. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 3. Sístole.	71
5.58. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 3. Sístole.	71
5.59. Modelo completo sin stent: Desplazamiento. Diástole.	72
5.60. Modelo completo con stent: Desplazamiento. Diástole.	72
5.61. Modelo completo sin stent: Desplazamiento. Sístole.	72
5.62. Modelo completo con stent: Desplazamiento. Sístole.	72
5.63. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Desplazamiento. Diástole.	73
5.64. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Desplazamiento. Diástole.	73
5.65. Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Desplazamiento. Sístole.	73
5.66. Plano de corte zona de aneurisma con stent: Desplazamiento. Sístole.	73
5.67. Nodos de control en la zona interior del aneurisma.	74
5.68. Esfuerzo efectivo en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).	75
5.69. Esfuerzo principal 1 en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).	76
5.70. Estiramiento principal 1 en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).	77
5.71. Magnitud de desplazamiento en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).	78

Índice de Tablas

2.1. Parámetros del material utilizados por Delfino [8].	17
2.2. Parámetros de material utilizados por Williamson.	17
2.3. Parámetros de material obtenidos por Raghavan.	20
2.4. Parámetros de material obtenidos por Seshaiyer [14].	24
2.5. Propiedades mecánicas de materiales usados en stents [17]	26
4.1. Diferencia porcentual promedio entre resultados obtenidos en nodo de control superior para modelos de material de arteria.	50
5.1. Desplazamientos máximos en zona de stent.	57
5.2. Resumen de datos - Esfuerzo efectivo en nodos de control.	75
5.3. Resumen de datos - Esfuerzo principal 1 ($\sigma - P1$) en nodos de control.	76
5.4. Resumen de datos - Estiramiento principal 1 ($\lambda - P1$) en nodos de control.	77
5.5. Resumen de datos - Magnitud de desplazamiento en nodos de control.	78
6.1. Resultados Globales - Esfuerzo Efectivo.	80
6.2. Resultados Locales - Esfuerzo Efectivo.	80
6.3. Resultados Globales - Esfuerzo Principal 1 ($\sigma - P1$).	81
6.4. Resultados Locales - Esfuerzo Principal 1 ($\sigma - P1$).	81

6.5. Resultados Globales - Estiramiento Principal 1 (λ -P1).	82
6.6. Resultados Locales - Estiramiento Principal 1 (λ -P1).	82
6.7. Resultados Globales - Desplazamiento.	83
6.8. Resultados Locales - Desplazamiento.	83

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes Generales

Un aneurisma es un defecto en las paredes de una arteria que se manifiesta como un englobamiento de una zona específica de ella provocada por un debilitamiento en la pared del vaso sanguíneo. Las zonas del cuerpo donde preferentemente se ubican los aneurismas son:

- El cerebro, específicamente en el Círculo de Willis.
- La arteria Aorta en la zona abdominal.
- La arteria Poplítea en las piernas.
- La arteria Mesentérica en la zona intestinal.
- La arteria esplénica en los brazos.

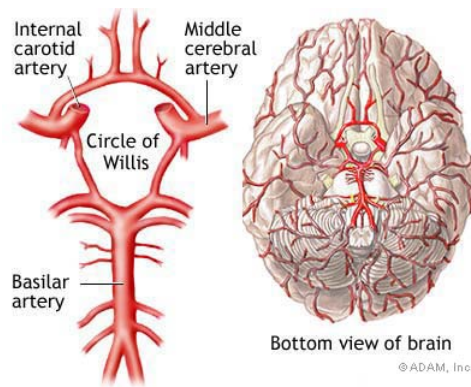


Figura 1.1: Círculo de Willis.

Los aneurismas son dilataciones de carácter irreversible y que tienden a crecer, debido al debilitamiento de la pared arterial, a diferencia de otras enfermedades como las dilataciones arteriales o las várices. La lógica del crecimiento sigue la ley de Laplace, la cual considera la proporcionalidad entre el crecimiento de la tensión de la pared con la presión interna, el radio y el inverso del espesor, la que conlleva finalmente a la ruptura del aneurisma.

Los aneurismas son lesiones frecuentes dentro de la población mundial, y alcanzan tamaños variables, desde unos cientos micrones, hasta varios centímetros. Los síntomas aparecen al generar complicaciones, como la ruptura y las hemorragias subaracnoideas. La presencia de los aneurismas se manifiesta con complicaciones a nivel muscular y nervioso, debido a las presiones del aneurisma sobre el tejido cerebral adyacente, o por reducción del flujo sanguíneo por cambio de presión dentro de la arteria, por la presencia del aneurisma.

En el presente trabajo de título, se creará una metodología que incluya la creación de un modelo de stent que se ajuste a la geometría de la arteria portadora del aneurisma, y el ensamble de este modelo con el modelo de aneurisma. Posteriormente, el diseño del aneurisma con stent se simulará en un programa de elementos finitos (ADINA) desde el punto de vista de la mecánica de sólidos, utilizando un modelo de arteria con espesor constante, para estudiar el efecto del modelo de stent sobre variables relevantes, como esfuerzos en la pared, desplazamientos, entre otros. Finalmente se analizan y comparan los resultados con respecto a la simulación base sin tratamiento.

1.2. Motivación

La aplicación de los conocimientos en mecánica de fluidos y de sólidos a través de un software de simulación numérica, permiten desarrollar estudios sofisticados en el área de la biomecánica. Los resultados de estos estudios pueden llegar a ser herramientas de gran utilidad para la medicina y servir para la prevención de complicaciones de las enfermedades analizadas a través del control de los parámetros mecánicos que puedan generar riesgo en la persona afectada.

En particular, el estudio del comportamiento mecánico de aneurismas cerebrales permite, a través de la reconstrucción digital de éstos, el análisis hemodinámico del interior de un aneurisma y su comportamiento a nivel de esfuerzos y deformaciones en las paredes.

Investigaciones previas desarrolladas en el Departamento de Ingeniería Mecánica han generado un larga y completa base de datos de casos reales reconstruidos y estudiados, perfeccionando poco a poco las metodologías de simulación y las decisiones a nivel de usuario al interactuar con los programas numéricos para la obtención de resultados. Los casos analizados corresponden a datos entregados por el Instituto de Neurocirugía Asenjo.

Actualmente, en el área de mecánica de sólidos, Maximiliano Rojo [2] y Hernán Figueroa [3] están finalizando la fase de estudio de variación de parámetros en aneurismas con distintos modelos de pared arterial. Estos trabajos, junto con el de Francisco Muñoz [4] y el de Pedro Torrens [6], son la base para el presente trabajo, donde se utilizará la metodología de análisis para cuantificar los esfuerzos y deformaciones en los modelos computacionales, con el fin de estudiar la influencia de tratamientos endovasculares, en particular stents, en aneurismas cerebrales.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

- Modelar y simular numéricamente el tratamiento endovascular stent, en un modelo de aneurisma cerebral real desde el punto de vista de mecánica de sólidos para obtener datos cuantitativos entre un escenario sin tratar y uno con tratamiento.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Seleccionar un aneurisma reconstruido desde la base de datos del laboratorio, en conjunto con el memorista Javier Pérez (encargado del estudio fluido-dinámico), para realizar las simulaciones específicas de cada memoria sobre el mismo caso, con el fin de poder comparar los resultados obtenidos bajo las distintas perspectivas de cada trabajo de título.
- Utilizar la metodología descrita por Rojo [2], para obtener datos de interés como esfuerzos y deformaciones, desde la perspectiva de mecánica de sólidos.
- Desarrollar una metodología que permita una primera aproximación a la simulación de un tratamiento endovascular en el aneurisma seleccionados.
- Obtener datos estructurales de interés, del caso con tratamiento, y compararlo con el caso sin tratamiento de forma de cuantificar el efecto de un tratamiento endovascular en aneurismas sin romper.

1.4. Alcances

- Utilizar programas de diseño gráfico como *Rhinoceros* y *Solid Edge*, para la construcción y diseño geométrico de stents (tratamiento endovascular).

- Realizar el análisis de la mecánica de sólidos a través del programa ADINA, en la interfaz de estructuras (*Structures*) utilizando elementos finitos e importando los archivos reconstruídos.
- En correspondencia al recurso computacional con el que se cuenta, el modelo de tratamiento será una aproximación geométrica del tratamiento real.
- No se utilizarán modelos complejos para modelar el material de las arterias ni el material de los tratamientos endovasculares.
- El trabajo se realizará en paralelo con Javier Pérez, memorista encargado del estudio fluido-dinámico del mismo caso y tratamiento.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1. Antecedentes Médicos

2.1.1. Definición de Aneurismas Cerebrales

Los aneurismas cerebrales corresponden a dilataciones arteriales circunscritas producidas por debilidad de la pared. Ocurren principalmente en las bifurcaciones arteriales o cerca de éstas, en la zona del círculo de Willis, en la parte inferior del cerebro. La ausencia de la capa elástica interna o media puede generar esta alteración congénita, la que debido al impacto del flujo sanguíneo genera la dilatación y posible ruptura del aneurisma [9].

A diferencia de otras enfermedades como las dilataciones arteriales o las várices, los aneurismas son dilataciones de carácter irreversible y que tienden a crecer debido al debilitamiento de la pared arterial. La lógica del crecimiento sigue la ley de Laplace (ecuación 2.1), la cual considera la proporcionalidad entre el crecimiento de la tensión de la pared σ con la presión interna P , el radio r y el inverso del espesor e , la que conlleva finalmente a la ruptura del aneurisma.

$$\sigma = \frac{rP}{2e} \quad (2.1)$$

Así, dada una lesión parietal y la dilatación consecuente, ambos factores, la disminución del espesor y el aumento del radio, implican un aumento de la tensión, lo que aumenta el grado de dilatación, con lo que vuelve a disminuir el espesor, y así sucesivamente. Se entiende que el proceso suele terminar con la ruptura del aneurisma. Si se considera una presión de 120 [mmHg] (16000 [Pa]), un radio de 1.5 [mm] y un espesor de 0.1 [mm], se obtiene que el esfuerzo en la pared de una formación esférica hueca es de 120 [kPa].

Estas lesiones son frecuentes dentro de la población mundial, y alcanzan tamaños variables, desde unos cientos micrones, hasta varios milímetros. Los síntomas aparecen al generar complicaciones, como la ruptura y las hemorragias subaracnoideas. La presencia de los aneurismas se manifiesta con complicaciones a nivel musculatorio y nervioso, debido a las presiones del aneurisma sobre el tejido cerebral adyacente, o por reducción del flujo sanguíneo por cambio de presión dentro de la arteria, por la presencia del aneurisma.

Según su forma, los aneurismas se pueden clasificar en: saculares, fusiformes y disecantes. Tanto a los aneurismas saculares como los fusiformes se les llama aneurismas verdaderos, puesto que representan una dilatación de la pared arterial, en cambio, a los aneurismas disecantes se les llama aneurismas falsos, puesto que en realidad se producen debido a un rasgamiento de la capa íntima que posibilita que la sangre fluya entre las capas arteriales. A su vez, los aneurismas saculares pueden clasificarse según su ubicación en: terminales, laterales y de bifurcación (figura 2.1).

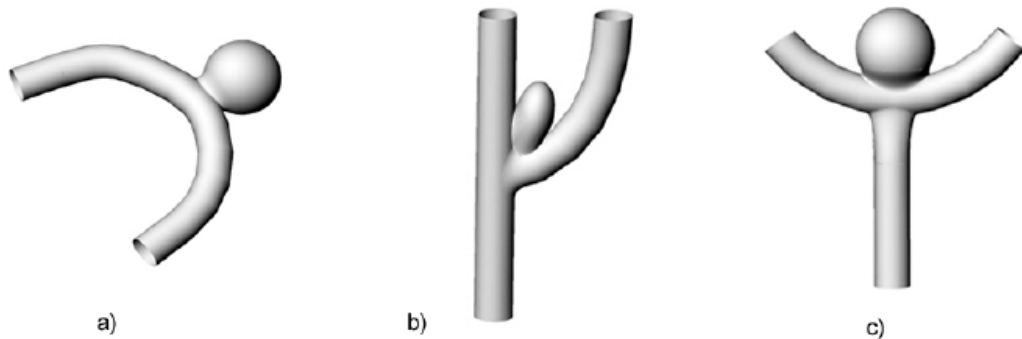


Figura 2.1: Tipos de aneurismas. a) Lateral. b) Bifurcación. c) Terminal.

2.1.2. Anatomía de la Vasculatura

La gran mayoría de aneurismas cerebrales está asociado a la vasculatura del círculo de Willis, el cual se ubica en la base del cerebro. En la figura 2.2, se muestra la ubicación del círculo de Willis en la cabeza, mientras que en la figura 2.3 se detalla la vasculatura de esta zona.

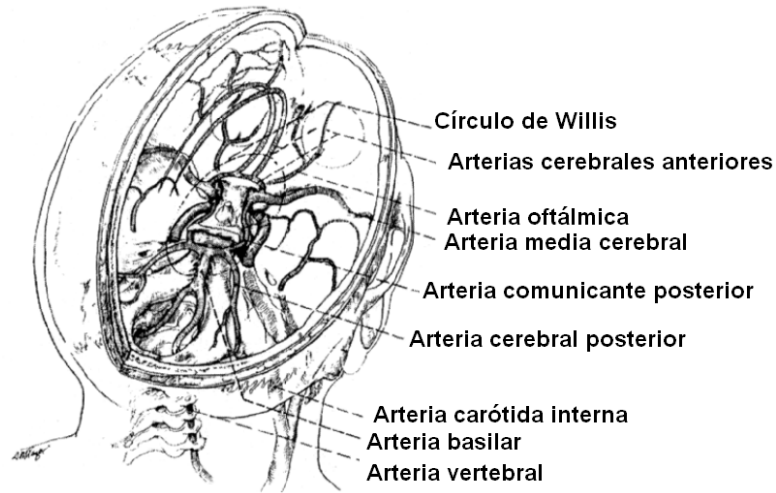


Figura 2.2: Esquema de la vasculatura intracraneal mostrando las conexiones del círculo de Willis [9].

La sangre es suministrada al círculo de Willis a través de las arterias carótidas internas y vertebrales, siendo la primera la dominante. El arreglo de arterias del círculo de Willis permite que, si alguna de las arterias vertebrales o carótidas internas es bloqueada, el resto de las arterias del círculo reciban sangre.

Desde un punto de vista ingenieril, es importante contar con una estimación de las dimensiones del círculo de Willis, con esto se podría tener una estimación del orden de magnitud de las demás magnitudes físicas involucradas en el problema. La figura 2.4 muestra las dimensiones promedio de la vasculatura del círculo de Willis. Se observa que los diámetros arteriales en la zona varían entre 1 [mm] y 5 [mm], con un perímetro del círculo de unos 80 [mm].

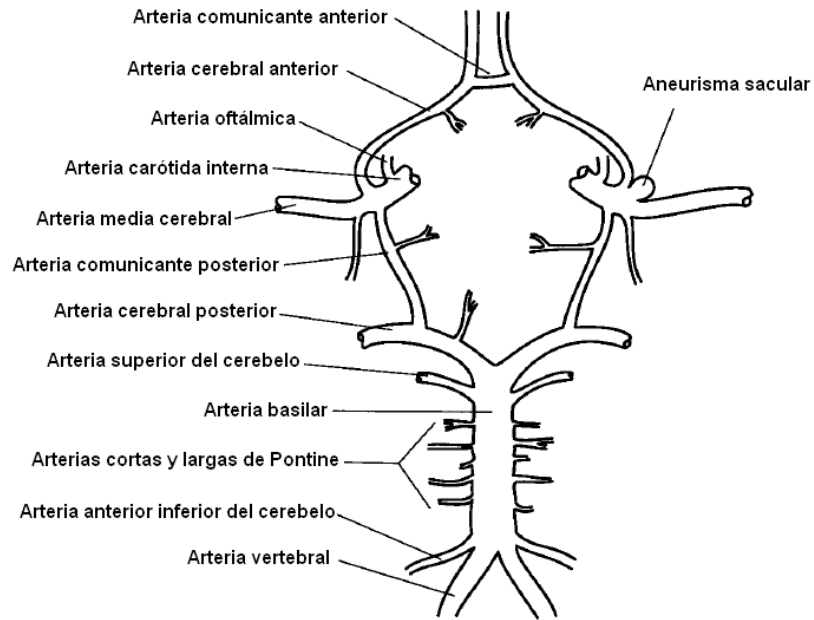


Figura 2.3: Esquema de la vasculatura del círculo de Willis y sus alrededores [9].

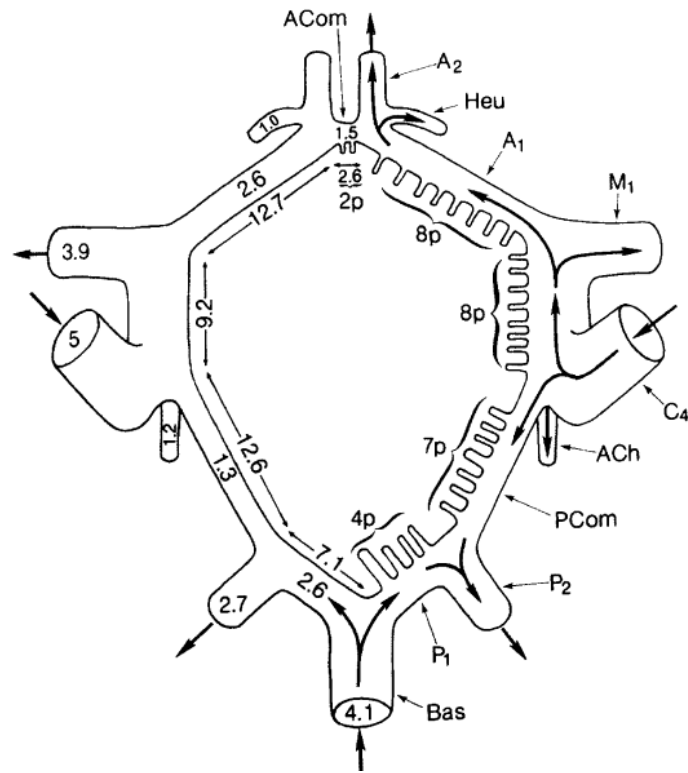


Figura 2.4: Esquema de la vasculatura del círculo de Willis con dimensiones promedio. Los valores están expresados en milímetros. Los números al interior de las arterias representan estimaciones de sus diámetros [9].

2.1.3. Caracterización Biológica de la Pared Arterial

La fisiología arterial y el progreso y desarrollo de enfermedades vasculares tiene un gran relación con las propiedades de las paredes que transportan el flujo sanguíneo. Es clave conocer entonces los esfuerzos y deformaciones presentes en la pared arterial, sometida a presiones externas debido al propio organismo contenedor, como al carácter impulsional de la sangre. Se revisan a continuación las diferentes teorías sobre el comportamiento mecánico de las arterias, considerando características y factores en cada una.

Las arterias son tejidos biológicos blandos conectivos, distinguiéndose de los duros (o mineralizados) por su alta flexibilidad. Dichos tejidos blandos son estructuras complejas reforzadas con fibras, dependiendo sus propiedades mecánicas de la concentración y disposición de elementos como la elastina, fibras de colágeno y células musculares [10].

Los principales compuestos que constituyen las arterias son, en efecto, el colágeno y la elastina, proteínas que constituyen el soporte y otorgan cierta elasticidad a las arterias [11].

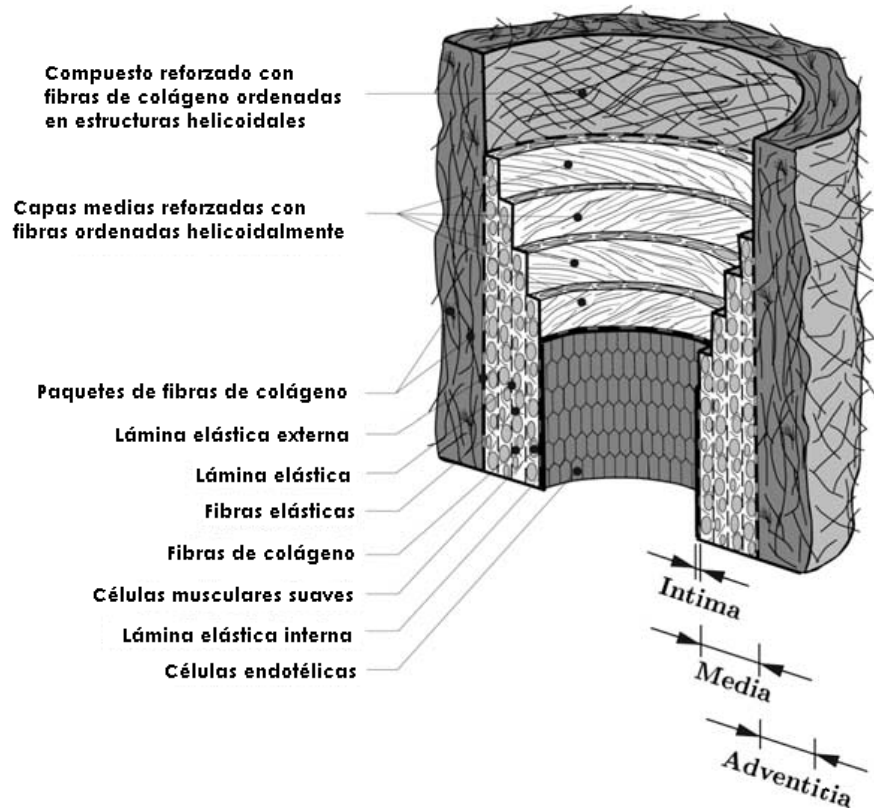


Figura 2.5: Modelo esquemático de capas estructurales presentes en una arteria sana: íntima, media y adventicia [13].

Las arterias están compuestas por tres capas, agrupadas en tubos cilíndricos concéntricos que disminuyen en diámetro y aumentan en complejidad a medida que se alejan del corazón. Al disminuir en tamaño, su estructura, composición química y espesor relativo de pared arterial cambian gradualmente de manera de incrementar la rigidez y la capacidad de responder a cambios de diámetro producidos por las presiones a las que se ve sometida. Las tres capas corresponden a la íntima, compuesta por una capa de células endotélicas, que se encuentra en contacto permanente con la sangre bajo el esfuerzo cortante del flujo sanguíneo; la capa más espesa denominada media, que presenta la mayor capacidad de soporte de la estructura y está formada por células musculares, fibras de colágeno, elastina y matriz de relleno; y la adventicia, que corresponde a la capa externa y consiste principalmente en fibras de colágeno, sustancia intercelular, fibroblastos y elastina. La figura 2.5 muestra un modelo esquemático de una arteria elástica sana haciendo mención a sus tres capas estructurales: íntima, media y adventicia [13].

2.2. Modelos de Pared Arterial

Un modelo típico para tejido blando corresponde al de la figura 2.6. Allí, se muestra el comportamiento típico de la pared arterial frente a bajas tensiones, actuando como elastina (mostrada como un resorte de constante elástica baja), y a altas presiones, como colágeno (con una constante elástica mayor), intercaladas por células musculares blandas (que amortiguan el efecto de la elastina y del colágeno). Estos dos elementos corresponden a dos proteínas que determinan las propiedades mecánicas de los tejidos blandos.

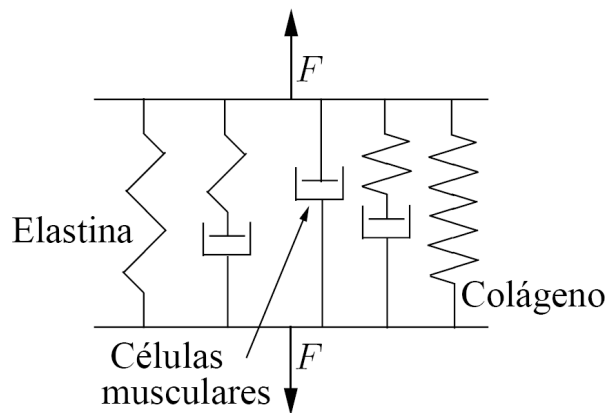


Figura 2.6: Modelo de tejido blando según Hayashi [10].

El colágeno, a través de enlaces cruzados intermoleculares, otorga integridad mecánica y resistencia a los tejidos. La elastina, presente como largas y flexibles cadenas que constituyen una red tridimensional, actúa como las gomas y polímeros, cambiando su estructura con la deformación,

siendo principalmente un material elástico lineal, que presenta pocos efectos de relajación.

Las principales propiedades básicas de los tejidos blandos pueden ser vistas en la descripción hecha por Hayashi [10] con respecto a la no homogeneidad estructural, deformaciones no lineales, anisotropía, viscoelasticidad, grado de deformación e incompresibilidad de las arterias.

2.2.1. Comportamiento Arterial Frente a Esfuerzos

Los métodos matemáticos que se usan para describir el comportamiento mecánico de tejidos biológicos son muy similares a los usados para describir las gomas (elastómeros). Sin embargo, hay diferencias significativas entre las estructuras de estos dos materiales, y también en la forma en que responden frente a situaciones de carga. La figura 2.7, compara mediante gráficos de esfuerzo-estiramiento (entiéndase por estiramiento $\lambda = L/L_0$, siendo L_0 el largo natural) las respuestas de ambos materiales. El gráfico de la derecha muestra como el tejido logra una alta deformación inicial con bajos esfuerzos aplicados, al aumentar el esfuerzo se rigidiza y la deformación es cada vez menor. Este fenómeno se debe a que las fibras de colágeno dejan su estado ondulatorio y cuando esto ocurre, se impide el estiramiento total del tejido.

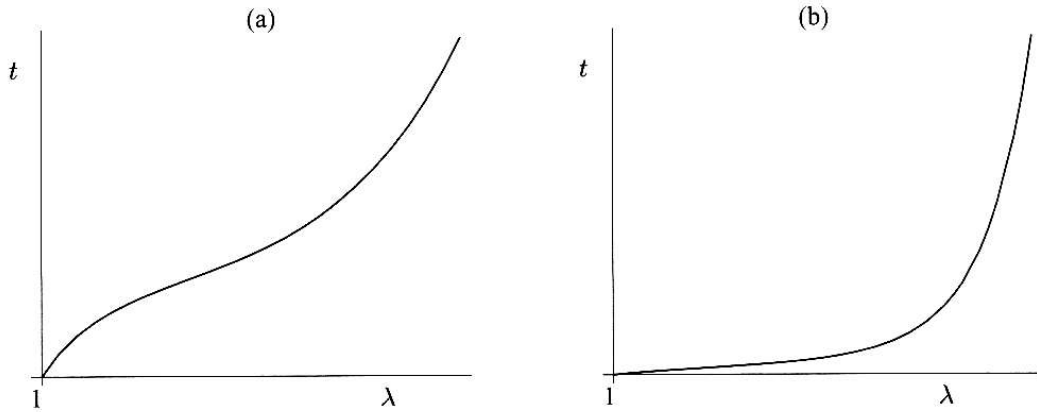


Figura 2.7: Respuesta típica de tensión simple de (a) Gomas y (b) Tejidos blandos. Esfuerzo nominal $t \geq 0$ v/s estiramiento $\lambda \geq 1$.

La presencia de grandes deformaciones no lineales en los tejidos blandos hacen insuficiente describir los desplazamientos con una simple ley de Hooke. A partir de curvas de esfuerzo-deformación, se obtiene la siguiente relación:

$$\frac{dT}{d\lambda} = BT + C \quad (2.2)$$

donde T es el esfuerzo nominal obtenido a partir de la división del esfuerzo por el área transversal inicial, λ es la extensión de la deformación y B y C son constantes no nulas de los materiales.

Considerando $T = 0$ para $\lambda = 1$, se obtiene:

$$T = A[\exp(B\varepsilon) - 1] \quad (2.3)$$

donde $\varepsilon = \lambda - 1$ es la medida de deformación (para un ensayo uni-axial) y $A = C/B$.

Monson et al. [12] estudió el comportamiento mecánico de diversas arterias cerebrales, obteniendo experimentalmente las curvas de esfuerzo-deformación que se muestran en la figura 2.8. Estas curvas fueron obtenidas a través de ensayos de tracción axial y de inflación realizados a muestras provenientes de cadáveres.

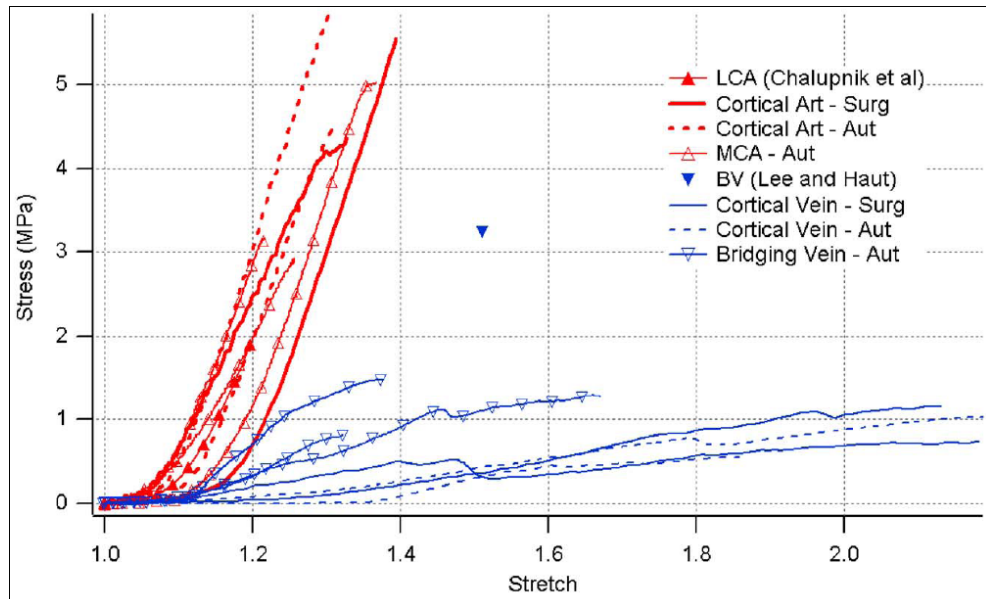


Figura 2.8: Curvas esfuerzo-estiramiento cuasiestáticas experimentales para diferentes arterias y venas cerebrales. El esfuerzo (Stress) al que se hace referencia es al primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff [12].

Comportamiento Multi-axial

Sea W la energía de deformación por unidad de masa y ρ_0 la densidad en el estado inicial. Entonces, la densidad de energía-deformación (energía de deformación por unidad de volumen) está dada por $\rho_0 W$. La energía W puede ser descrita en función de las deformaciones de Green E_{ij} . En un test uni-axial, la deformación de Green E es descrita en la dirección de la tensión como

$$E = E_{11} = \frac{1}{2}(\lambda^2 - 1) \quad (2.4)$$

La componente S_{ij} del segundo tensor de esfuerzo de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} , viene dada entonces por:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (2.5)$$

El segundo tensor de esfuerzo de Piola-Kirchhoff está dado por el esfuerzo relativo con respecto a una configuración inicial de esfuerzos, a diferencia del tensor de Cauchy, que determina la situación de esfuerzos con respecto a la situación actual. A diferencia del primer tensor de esfuerzos de Piola-Kirchhoff, el segundo tensor relaciona las fuerzas en la configuración original (y no en la actual) a áreas en la configuración original y es siempre simétrico. Si el material rota sin cambiar el estado de esfuerzos (rotación rígida), los componentes del tensor \mathbf{S} se mantienen constantes, independiente de la orientación del material.

En un ensayo de tensión simple, la única componente del tensor es:

$$S = S_{11} = \frac{F}{\lambda A_0} \quad (2.6)$$

donde F es la fuerza aplicada y A_0 el área transversal inicial del espécimen.

En casos prácticos, el esfuerzo nominal T_{ij} es útil, y está dado por:

$$T_{ij} = \frac{\partial \rho_0 W}{\partial (\partial x_i / \partial a_j)} \quad (2.7)$$

donde $\delta x_i / \delta a_j$ son las componentes del gradiente de deformación, con a_j y x_i indicando las coordenadas de una partícula del material en la condición inicial y en la deformada, respectivamente.

En un ensayo uni-axial, se tiene que:

$$T = T_{11} = \frac{F}{A_0} \quad (2.8)$$

Las ecuaciones 2.5 y 2.7 son las leyes constitutivas o relaciones de esfuerzo-deformación. El interés siguiente viene en estudiar la función de energía-deformación, que fue dada por Fung (1979) y que estudiada más adelante en este trabajo.

Comportamiento Viscoelástico

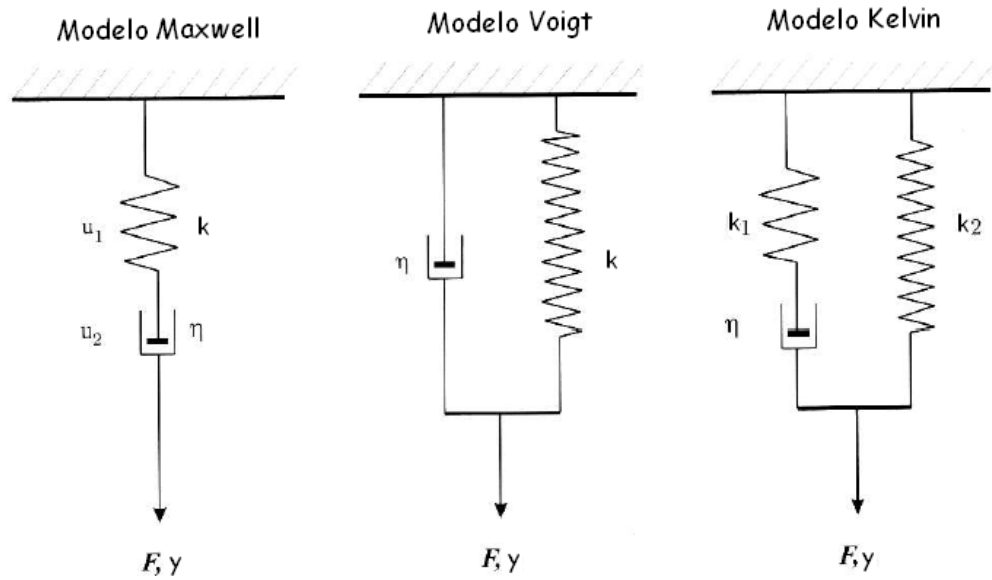


Figura 2.9: Modelos para materiales viscoelásticos [10].

En la figura 2.9 se muestran los tres modelos básicos de materiales viscoelásticos para deformaciones uni-axiales. Los tres modelos: de Maxwell, de Voigt y de Kelvin, consideran la presencia de resortes con constante κ_i y amortiguadores de coeficiente de viscosidad η . De las ecuaciones de carga para ambas situaciones:

$$F = \kappa y \quad y \quad F = \eta \frac{dy}{dt} \quad (2.9)$$

se obtienen las fórmulas de los modelos de Maxwell, Voigt y Kelvin, respectivamente:

$$\frac{dy}{dt} = \frac{1}{\kappa} \frac{dF}{dt} + \frac{F}{\eta} \quad (2.10)$$

$$F = \kappa y + \eta \frac{dy}{dt} \quad (2.11)$$

$$F + \frac{\eta}{\kappa_1} \frac{dF}{dt} = \kappa_2 y + \eta \left(1 + \frac{\kappa_2}{\kappa_1}\right) \frac{dy}{dt} \quad (2.12)$$

2.2.2. Modelo constitutivo de Delfino para pared arterial

Delfino et al. consideró a la arteria como un tubo cilíndrico de pared gruesa, de material isotrópico, hiperelástico, incompresible y homogéneo. La viscoelasticidad, el comportamiento activo de la pared arterial y su anisotropía no fueron tomados en cuenta. Luego, utilizó la siguiente función de energía de deformación:

$$\mathbf{W} = \frac{a}{b} [\exp(\frac{b}{2}(I_1 - 3)) - 1] \quad (2.13)$$

donde I_1 es el primer invariante del tensor de deformación, mientras que a y b son parámetros de material. A partir de este modelo, es posible obtener a través de las ecuaciones 2.5 y 2.7, los esfuerzos asociados asumiendo ensayo uni-axial (figura 2.10).

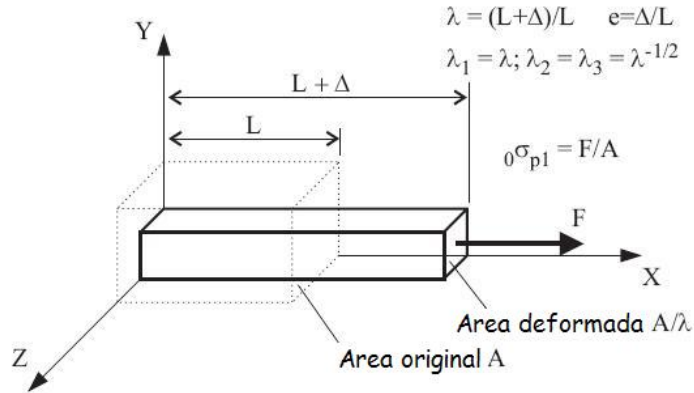


Figura 2.10: Parámetros de ensayo de tracción uni-axial.

Esta condición implica que $\lambda_1 = \lambda$, y por conservación de volumen (i.e. $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$) se tiene que $\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-1/2}$. Entonces, el esfuerzo queda como:

$$\mathbf{t} = a(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}) e^{\frac{b}{2}(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)} \quad (2.14)$$

Parámetros del Modelo de Delfino

Los valores de la Tabla 2.1, entregados por Delfino, fueron determinados a partir de mediciones de la relación presión-radio, para diferentes estiramientos axiales en arterias carótidas humanas, ajustando un algoritmo no lineal de mínimos cuadrados para el ajuste de las curvas.

Tabla 2.1: Parámetros del material utilizados por Delfino [8].

Constante	Valor
a [Pa]	44200
b	16,7

Otros autores han utilizado este modelo, con otros valores para las constantes a y b . Williamson utiliza los parámetros de la Tabla 2.2, para realizar simulaciones del comportamiento mecánico mediante elementos finitos en arterias. En su estudio, considera a la arteria compuesta por pared arterial normal, placa fibrosa, placa calcificada y lípidos, por lo que cada uno de estos constituyentes poseen parámetros característicos propios.

Tabla 2.2: Parámetros de material utilizados por Williamson.

Material	a [kPa]	b
Arteria	33,333	16,73
Placa fibrosa	770,667	40,0
Placa calcificada	488,667	30,0
Lípidos	0,115	5,0

Otro enfoque de análisis de la pared arterial es el realizado por Holzapfel, quién explica largamente las propiedades viscoelásticas de las arterias. Para este desarrollo matemático, se llama al lector a la revisión del trabajo de título de Torrens [6].

2.3. Modelos de Pared de Aneurisma Cerebral

La acción de cargas hemodinámicas sobre las arterias de aneurismas cerebrales, sumado a diversas causas de índole biológica (ausencia de lámina elástica externa en las arterias cerebrales, elastina dispersa en la zona media, insuficiente tejido perivascular soportante e irregularidades estructurales en la intersección externa de la pared en presencia de bifurcaciones) las hacen más susceptibles al debilitamiento local de sus paredes. La posterior dilatación, y las formas y constituciones complejas que alcanzan (de hasta 30 [mm] de diámetro), conllevan finalmente a la ruptura, la que ocurre normalmente en el 'fundus' y no en el cuello como podría esperarse debido al cambio de espesor con respecto a la arteria. Stehbens (1990) provee un buen resumen acerca de la histología de la lesión.

De acuerdo a lo mostrado por Seshaiyer et al. [14] en sus estudios, los aneurismas presentan

un espesor de pared de entre 44 y 128 μm . Las propiedades principales de la pared son mostrados a continuación, a través de los estudios preliminares en el tema y a los modelos matemáticos y ecuaciones que rigen el comportamiento de los aneurismas cerebrales.

2.3.1. Estudios Preliminares

A continuación se presentan los principales resultados de una serie de autores, previo al planteo de los modelos constitutivos:

[A] *Scott et al. (1972)*:

Antecedentes: Aneurismas considerados como esferas perfectas con deformaciones isotrópicas. Las mediciones de deformación fueron hechas de manera distinta para aneurismas y arterias, en base a los cambios en área y en diámetro, respectivamente, con respecto a las condiciones de carga y descarga. Sin embargo, la arteria posee esfuerzos residuales que el aneurisma, por ser una membrana, no puede soportar, al estar en un estado de equilibrio). Además, las mediciones fueron hechas sobre volúmenes globales y no deformaciones locales, por lo que los resultados son promediados y en 1D, lo que no permite cuantificar las relaciones constitutivas multi-axiales. Por esto, los resultados de Scott deben ser tratados con cuidado.

Resultados: Los aneurismas muestran un comportamiento no-lineal al deformarse, y resultan ser más rígidos que las arterias normales. Los esfuerzos críticos de los aneurismas son encontrados entre los 2 y 3 MPa.

[B] *Steiger et al. (1986)*:

Antecedentes: Se muestran resultados de ensayos uni-axiales. Más tarde son comprobados los valores en deformación, pero se debe considerar el efecto de la linealización de las deformaciones con respecto al largo general del espécimen, sin discriminar los comportamientos meridional y circunferencial, además de considerar sólo la geometría 1D.

Resultados: El comportamiento de los aneurismas difiere en el fondo y en el cuello. Para el fondo, el rompimiento ocurre para $\lambda = 1.37$ (deformación actual con respecto a la original) y $\sigma = 0.5$ MPa, mientras que para el cuello, ocurre para $\lambda = 1.57$ y $\sigma = 1.21$ MPa.

[C] *Toth et al. (1998)*:

Antecedentes: Se estudiaron aneurismas de entre 5 y 23 mm de diámetros principal, con un promedio de 11.6 mm, una edad promedio del paciente de 47 años, siendo 12 de 17 mujeres y presentando 11 de 17 un rompimiento previo del aneurisma. De nuevo, los resultados deben ser

tomados con cuidado debido a las linealizaciones y al uso exclusivo del modelo de Kelvin-Voight para viscoelasticidad lineal.

Resultados: Encuentra deformaciones de $\lambda = 1.23$ para el fondo, y de $\lambda = 1.55$ para el cuello, encontrando además que las deformaciones cerca del fondo eran mayores en la dirección meridional que en la circunferencial.

2.3.2. Modelo de Fung

La energía de pseudo-deformación de Fung w , definida por superficie sin deformar, es de la forma:

$$\mathbf{W} = c(\exp^{\mathbf{Q}} - 1) \quad (2.15)$$

$$\mathbf{Q} = c_1 \mathbf{E}_{11}^2 + c_2 \mathbf{E}_{22}^2 + 2c_3 \mathbf{E}_{11} \mathbf{E}_{22} + c_4 \mathbf{E}_{12}^2 \quad (2.16)$$

donde E_{AB} son las deformaciones de Green principales en el plano; c y c_j ($j = 1,2,3$) son parámetros del material; c_1 y c_2 miden la rigidez del material a lo largo de la dirección de las fibras y por lo tanto determinan el nivel de anisotropía; c_4 mide la rigidez frente al corte. El gradiente del tensor de deformación en 2D está dado por $\mathbf{F} = \text{diag}[\lambda, \lambda]$, donde $\lambda = a/A$, con a el radio interno de deformación y A es el radio sin carga. Las deformaciones principales de Green son entonces $E_{11} = E_{22} = (\lambda^2 - 1)/2$.

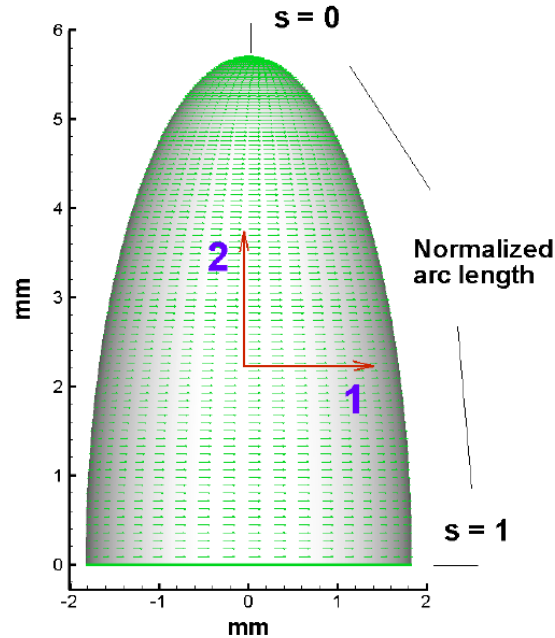


Figura 2.11: Direcciones circunferencial y meridional en un aneurisma axisimétrico.

Primeros estudios realizados en distintas zonas de aneurismas humanos entregan valores estimados para las constantes c , c_1 , c_2 y c_3 (se ignora el corte en el plano dado por el factor c_4), al ser sometidos a presiones entre 0.4 y 16 kPa, obteniendo valores distintos para c_1 y c_2 , dando cuenta de la anisotropía.

Raghavan consideró el término de corte, asumiendo para ello, análogamente a la relación en elasticidad incompresible (el módulo de Young es tres veces más grande que el módulo de corte), que $c_4=(c_1+c_2)/6$, utilizando entonces los siguientes valores para las constantes:

Tabla 2.3: Parámetros de material obtenidos por Raghavan.

Constante	Valor
c [N/mm^2]	0.28
c_1	17.58
c_2	12.19
c_3	7.57
c_4	4.96

Como relación constitutiva general para membranas se tiene que:

$$\mathbf{T} = \frac{1}{\det F} F \frac{\partial w}{\partial E} F^T \quad \rightarrow \quad T_{\alpha\beta} = \frac{1}{J_{2D}} F_{\alpha\kappa} F_{\sigma\beta} \frac{\partial w}{\partial E_{\kappa\sigma}} \quad (2.17)$$

donde α, β, κ y σ toman los valores 1 y 2, siendo esta notación la de la convención de Einstein (suma sobre los índices repetidos). Si se asume isotropía en 2 de las dimensiones planteada por Scott, entonces $c_2 \equiv c_1$, se obtiene una expresión para la tensión uniforme $T_1 \equiv T_2 \equiv T$:

$$T = c\Gamma e^Q (\lambda^2 - 1) \quad Q = \frac{1}{2} \Gamma (\lambda^2 - 1)^2 \quad (2.18)$$

con $\Gamma = c_1 + c_3$. La determinación del mejor ajuste de los parámetros c y Γ fue llevada a cabo por Kyriacou y Humphrey (1996) a través de la regresión de Marquardt-Levenberg de los datos de Scott et al. (1972), al minimizar la suma de los errores cuadrados entre los esfuerzos calculados y medidos:

$$e = \sum_{k=1}^m \left(c\Gamma e^Q (\lambda^2 - 1) - \frac{Pa}{2} \right)_k^2 \quad (2.19)$$

donde P mide la presión de distensión, $Pa/2$ es la solución de Laplace a la inflación de una membrana esférica (Pa para una membrana cilíndrica) y m el número de configuraciones en equilibrio (estados presurizados). Los valores presentados por Humphrey son $c = 0.88$ N/m y $\Gamma = 12.99$. Pese a estos valores razonables, los datos son inadecuados al no permitir la determinación de c_1 y c_2 por separado (que se relaciona con la simetría del material), ni la de c_1 y c_3 por separado, y tampoco provee información sobre la heterogeneidad del material. En base a los resultados dados por Fung, Kyriacou y Humphrey (1996) asumen $c_3 = c_1/10$, con $c_1 \equiv c_2 = 11.82$ y $c_3 = 1.18$ en sus simulaciones.

Caso de Estudio: Modelo Elipsoidal de Aneurisma

Raghavan utiliza, para la validación de sus estudios, el estudio hecho por Shah et al., que utiliza una geometría semi-elipsoidal con el modelo anisotrópico de Fung (figura 2.11), con $c_4 = 0$, $c_1 = c_2$ para el domo o fondo del aneurisma (isotrópico), y $c_1 = 3c_2$ para el cuello o base (anisotrópica), variando entonces el nivel de anisotropía (c_1/c_2) de forma lineal en la pared desde el domo a la base. Las fibras se asumieron estar orientadas en las direcciones meridional y circunferencial del aneurisma. Se usaron cargas internas constantes de presión, distribuidas entre de 80 [mmHg] (10.6 [kPa]) y 160 [mmHg] (21.3 [kPa]).

En cuánto a los resultados, se obtuvieron esfuerzos entre los 0.03 y 1.1 MPa y deformaciones

entre un 3 y un 8 %. Los esfuerzos de corte resultaron mucho menores a los principales, siendo el mayor aquél en la dirección de las fibras. De no considerar el término de corte (c_4) y para respetar la convexidad de la función de energía-deformación, se debe tener que c, c_1, c_2 mayores a 0 y que $c_1 c_2$ sea mayor a c_3^2 .

2.3.3. Comportamiento Mecánico Multiaxial de Aneurismas Saculares

Seshaiyer [14] propone que el crecimiento de los aneurismas se debe a los esfuerzos intramurales y de corte inducidos por la sangre. La falta de proteínas en la pared, debido a la baja presencia de esfuerzos de corte por parte de la sangre, la debilita, facilitando el rompimiento del aneurisma.

En el estudio, se menciona una forma distinta de escribir la función $Q(E)$, dada por:

$$Q = \alpha J_1^2 + \beta J_2^2 + \gamma J_1 J_4 + \delta J_4^2 \quad (2.20)$$

donde $J_1 = trE$, $J_2 = detE$ y $J_4 = M \cdot E \cdot M$, donde E es el tensor de deformación en el plano, M define la dirección preferida de la deformación y $(\alpha, \beta, \gamma, \delta)$ son parámetros del material, tal que $c_1 = \alpha + \gamma + \delta$, $c_2 = \alpha$ y $2c_3 = 2\alpha + \beta + \gamma$. La definición del tensor de Cauchy es la misma a la usada por Raghavan et al.

Seshaiyer plantea la posibilidad de determinar la incompresibilidad constitutiva, determinando los estiramientos a través de los espesores original y deformado.

Para la deformación de una membrana perfectamente esférica, el gradiente del tensor de deformación 2D \mathbf{F} está dado por:

$$[\mathbf{F}] = \begin{bmatrix} \lambda & 0 \\ 0 & \lambda \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

donde $\lambda = a/A$, siendo a y A los diámetros deformado y no deformado respectivamente. Las deformaciones principales de Green son $\mathbf{E}_{11} = \mathbf{E}_{22} = \frac{1}{2}(\lambda^2 - 1)$.

Los esfuerzos resultantes quedan definidos por Seshaiyer [14] como:

$$\mathbf{T}_1 = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{E}_{11}}, \quad \mathbf{T}_2 = \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{E}_{22}} \quad (2.22)$$

donde w y E_{ij} son escalares.

Utilizando entonces la función de energía-deformación de Fung, se obtiene que \mathbf{T}_1 y \mathbf{T}_2 vienen dados por:

$$T_1 = 2c \frac{\lambda_1}{\lambda_2} (c_1 \mathbf{E}_{11} + c_3 \mathbf{E}_{22}) e^Q \quad (2.23)$$

$$T_2 = 2c \frac{\lambda_2}{\lambda_1} (c_2 \mathbf{E}_{22} + c_3 \mathbf{E}_{11}) e^Q \quad (2.24)$$

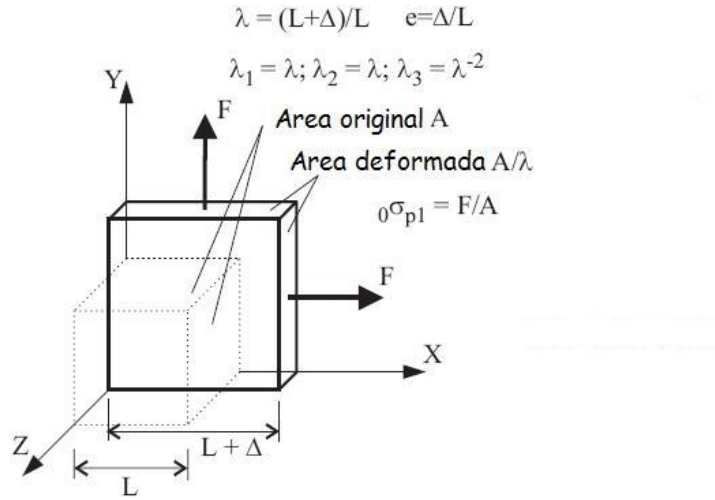


Figura 2.12: Ensayo de tracción equi-biaxial.

Para un ensayo equibiaxial, como el de la figura 2.12, se tiene que $\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda$, y debido a la incompresibilidad del material ($\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$), se obtiene $\lambda_3 = \lambda^{-2}$. Por otro lado, los esfuerzos principales resultantes quedan como sigue:

$$T_1 = c(c_1 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1 + c_2 + 2c_3)(\lambda^2 - 1)^2} \quad (2.25)$$

$$T_2 = c(c_2 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1 + c_2 + 2c_3)(\lambda^2 - 1)^2} \quad (2.26)$$

Por otro lado, se tiene que los esfuerzos nominales corresponden a:

$$t_1 = \frac{\partial w}{\partial \lambda_1}, \quad t_2 = \frac{\partial w}{\partial \lambda_2} \quad (2.27)$$

por lo que

$$t_1 = c\lambda_1(c_1(\lambda_1^2 - 1) + c_3(\lambda_2^2 - 1))e^Q \quad (2.28)$$

$$t_2 = c\lambda_2(c_2(\lambda_2^2 - 1) + c_3(\lambda_1^2 - 1))e^Q \quad (2.29)$$

Luego, los esfuerzos nominales para un ensayo equi-biaxial con este modelo son:

$$t_1 = c\lambda(c_1 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1+c_2+2c_3)(\lambda^2-1)^2} \quad (2.30)$$

$$t_2 = c\lambda(c_2 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1+c_2+2c_3)(\lambda^2-1)^2} \quad (2.31)$$

Seshaiyer utiliza el modelo antes descrito para ajustar sus datos experimentales [14], obtenidos a través de ensayos de inflado de dos aneurismas saculares humanos de diferentes pacientes. Los resultados de dichos ensayos variaban entre 80, 120 y 150 [mmHg] para la segunda región del primer espécimen, y entre 80 y 120 [mmHg] para la primera región del primer espécimen y para las tres regiones del segundo, cuya segunda región es significativamente más dura al estar cerca de una zona arterioesclerótica. Los parámetros obtenidos se pueden apreciar en la tabla 2.4.

Tabla 2.4: Parámetros de material obtenidos por Seshaiyer [14].

Lesión	P_{max} [mmHg]	c (N/m)	c_1	c_2	c_3	RMS
S ₁₁	80	7,02	3,28	15,65	3,04	6E-08
	120	9,13	3,61	17,13	3,31	6E-08
S ₁₂	80	12,60	10,74	13,08	11,02	2E-03
	120	16,70	12,16	14,81	12,47	4E-03
	150	19,51	13,00	15,85	13,34	7E-03
S ₂₁	80	7,08	19,96	8,12	9,16	9E-03
	120	10,18	20,03	8,71	8,81	1E-02
S ₂₂	80	125,0	12,41	10,21	10,73	1E-01
	120	125,0	12,42	10,22	10,70	1E-01
S ₂₃	80	20,84	12,55	28,61	6,85	3E-04
	120	29,34	12,97	29,68	5,70	4E-04

Cabe notar la diferencia entre los valores obtenidos por Seshaiyer y por Scott et al. en los primeros estudios (en un orden de magnitud en las curvas de esfuerzo-deformación). Esto se explica por la mayor tecnología accesible por Seshaiyer y por las configuraciones de referencia utilizadas por ambos en relación a los esfuerzos residuales. Seshaiyer concluye que los aneurismas saculares son mucho más rígidos de lo que predice Scott, y que exhiben una significativa anisotropía y heterogeneidad.

Raghavan consideró un promedio para los valores de c_i ($i=1,2,3$) entre las presiones de 120 [mmHg], excluyendo la región 2 del espécimen 2. En el caso del parámetro c , el primer paso que

hizo fue dividir por el espesor del espécimen al cual pertenecía, para así tener a c en unidades de esfuerzo $[F/L^2]$. Por ejemplo, para el espécimen 1 dividió por $30 [\mu\text{m}]$, valor que corresponde al promedio entre los espesores máximo y mínimo medidos en el espécimen (44 y $16 [\mu\text{m}]$). Para el espécimen 2, dividió por $142 [\mu\text{m}]$ (entre 212 y $72 [\mu\text{m}]$). Así, los valores utilizados por Raghavan, que representan un aneurisma con espesor de pared promedio de $86 [\mu\text{m}]$, son $c = 280 [\text{kPa}]$, $c_1 = 17.58$, $c_2 = 12.19$ y $c_3 = 7.57$, considerando que intercambió los valores entre c_1 y c_2 y así, la dirección más rígida corresponde a la dirección circunferencial.

En cuanto a los esfuerzos de ruptura que se han medido en la pared de aneurismas cerebrales, MacDonald et al. encuentra que el promedio de este valor varía entre los 0.73 y 1.9 MPa .

2.4. Antecedentes Stent

2.4.1. Generalidades

A grandes rasgos, existen dos tipos de tratamientos de aneurismas. El primero es la cirugía convencional, la cual consiste en la exclusión del aneurisma mediante clisado microquirúrgico a cráneo abierto, mientras que el segundo es el tratamiento endovascular, que tiene por objetivo el ocluir y excluir de la circulación a los aneurismas, para evitar su ruptura. Esta última opción se lleva a cabo utilizando catéteres para introducir espirales de planito (coil) dentro del aneurisma y/o introduciendo una malla trenzada de metal flexible (stent) dentro de la arteria portadora del aneurisma.

2.4.2. Materiales

Existe una amplia gama de materiales para stents, que va desde acero inoxidable hasta aleaciones con memoria de forma. En el cuadro 2.5 se muestran algunos de ellos con sus respectivas propiedades mecánicas.

Tabla 2.5: Propiedades mecánicas de materiales usados en stents [17]

Material	Esfuerzo máximo de tracción (UTS)	Esfuerzo de Fluencia	Elongación (%)	Módulo de Young
Ti	240 - 331 MPa	170 - 241 MPa	30	102,7 GPa
Ti-6Al-4V	900 - 933 MPa	830 - 924 MPa	14	113,8 GPa
Ti-3Al-2,5V	620 - 689 MPa	520 - 586 MPa	20	106,9 GPa
Nb	195 MPa	105 MPa	25	103 GPa
Nb-1Zr	241 MPa	138 MPa	20	68,9 GPa
C103	405 MPa	310 MPa	26	87 GPa
Ta	207 MPa	138 MPa	25	185 GPa
Acero Inox. 316L	595 MPa	275 MPa	60	193 GPa

2.4.3. Clasificación

Los stents pueden ser clasificados como de celda abierta o cerrada, dependiendo del patrón geométrico que siguen estas celdas. Cada stent se compone de varios anillos sucesivos, unidos por eslabones entre sí. Cuando estos eslabones están presentes en todas las posibles conexiones entre anillos, el stent se denomina de celda cerrada. Si se eliminan algunos de esos eslabones, el stent se clasifica como de celda abierta. La figura 2.13 muestra gráficamente la diferencia entre una y otra.

El hecho de que los stents de celda abierta tengan menos eslabones entre anillos, tiene como consecuencia que estos tipos de stents sean más flexibles que los de celda cerrada, pero resistan menos esfuerzos radiales. Por el contrario, los de celda cerrada pueden soportar mejor la pared arterial, pero son menos adaptables a geometrías complicadas, por lo que en arterias con radios de curvatura muy pequeños pueden ser poco aplicables. Sin embargo, las propiedades de flexibilidad, resistencia y adaptabilidad pueden ser modificadas variando el tamaño de celda en uno u otro tipo de stent [15].

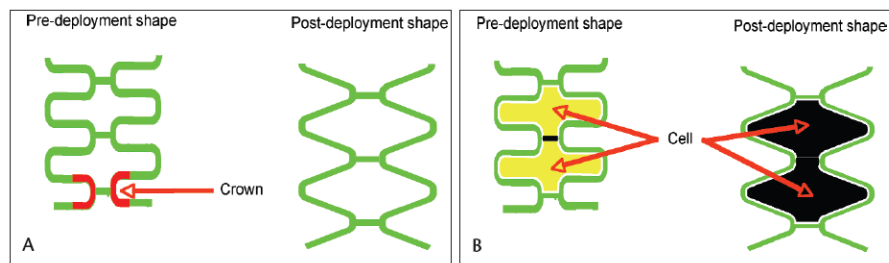


Figura 2.13: Ejemplo de diseño de un stent de celda abierta (A) versus uno de celda cerrada (B).

2.4.4. Patrones Geométricos

Los patrones geométricos de los stents son variados, y ellos influyen directamente en cómo modifica el flujo el stent dentro del aneurisma. En la figura 2.14, se muestran patrones geométricos de tres tipos de stents [16] y las respectivas compañías fabricantes de éstos: Multi-Link Tetra stent (Guidant), NIROYAL - Elite stent (Boston Scientific), e InFlow-Gold-Flex stent (InFlow Dynamics).

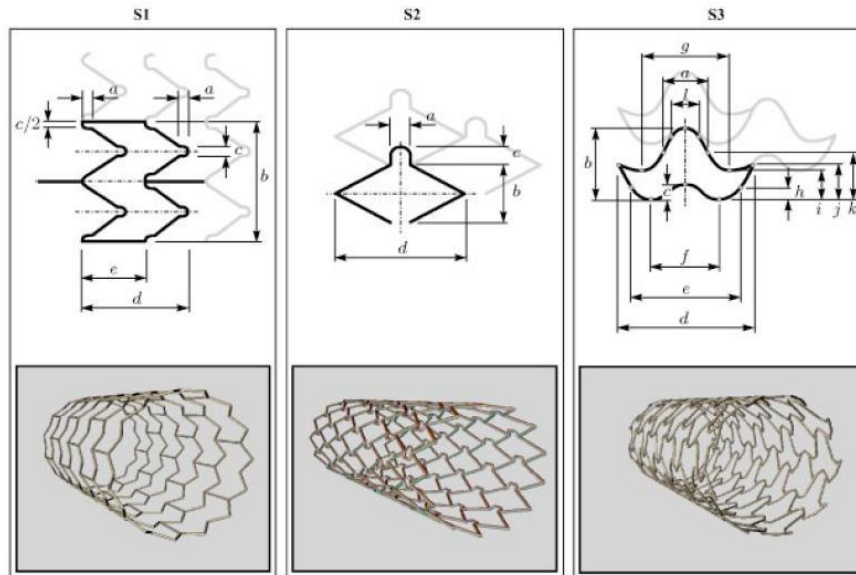


Figura 2.14: Parametrización de patrones geométricos de tres tipos de stents.

En la figura 2.15 se muestran dos tipos más de stents: Tristar stent (Guidant) y Wallstent stent (Boston Scientific). Tristar stent es producido a partir de tubos de espesor pequeño (del orden de 0,1 mm) cortados con láser, por lo que se obtienen anillos de sección transversal rectangular. Wallstent es fabricado a partir de un arreglo de doble hélices de sección circular.

Dependiendo de la geometría del stent, se define la porosidad como la razón entre la superficie libre dejada por el stent y la superficie total del manto del cilindro del stent. La porosidad es un factor relevante en cómo el stent modifica el campo de velocidades en el interior del aneurisma.

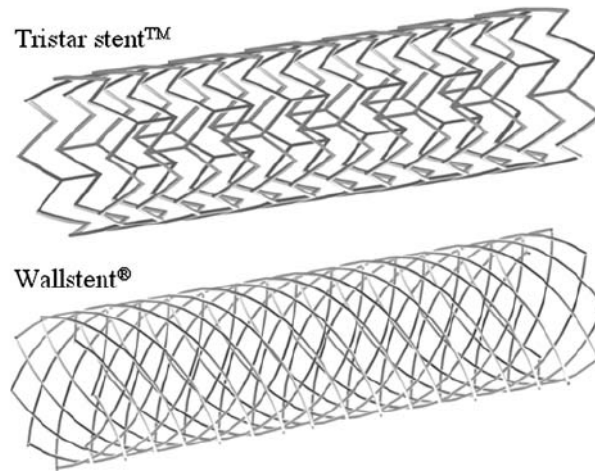


Figura 2.15: Geometrías de Tristar stent y Wallstent.

2.5. Consideraciones generales de ADINA

A partir de lo especificado en el manual de ADINA [18], es necesario tener en cuenta ciertas consideraciones previas a la simulación de los casos en estudio, detalladas a continuación.

2.5.1. Consideraciones Geométricas

El software ADINA presenta dos alternativas adecuadas para representar los elementos geométricos del modelo de aneurisma y su posterior mallado.

- Elementos tipo shell (cáscara)
- Elementos sólidos 3D

En primera instancia, los elementos tipo shell parecieron los más adecuados para representar el espesor de la pared arterial, debido a su simplicidad en la resolución de cálculos en el solver del programa, sin embargo, al comenzar a diseñar el modelo geométrico de aneurisma con stent, comenzaron a aparecer distintos errores de tolerancias computacionales en la construcción del problema, por ejemplo, en las intersecciones de las líneas constituyentes de los sólidos. Por esta razón se utilizó la segunda opción (elementos sólidos 3D), donde no se registraron dichos errores.

2.5.2. Mallado de elementos sólidos 3D

El programa ADINA ofrece varias opciones de elementos para el mallado de las geometrías a ingresar al programa (figura 2.16), determinando con ello la forma de cálculo y la precisión de los resultados a obtener de la simulación.

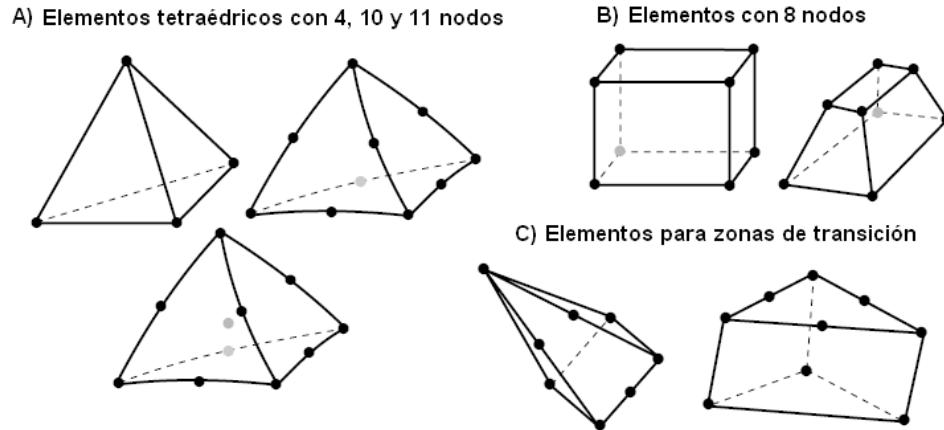


Figura 2.16: Algunos de los elementos de mallado disponibles en ADINA para elementos sólidos 3D [18].

El uso de estos elementos de acuerdo a las condiciones de simulación y las formas de calcular los resultados pueden ser revisados en el manual de ADINA [18].

La integración numérica llevada a cabo en los elementos se efectúa usando la integración numérica de Gauss. Para el caso de elementos tetraédricos, éstos son espacialmente isotrópicos con respecto a la posición de los puntos de integración y a las funciones de interpolación. Para los elementos de 4 nodos, tan sólo 1 punto de integración gaussiano es utilizado. Para los octaedros y otros elementos no tetraédricos, se utilizan varios puntos de integración ordenados de acuerdo a los valores que entregan dichos puntos.

ADINA recomienda el uso del elementos con 27 nodos, pero el costo computacional del cálculo con este elementos puede llegar a ser muy grande e incluso innecesario. Para elementos muy delgados, como la arteria, es posible utilizar modelos de capas (elementos tipo shell o cáscaras). El estudio de este modelo se lleva a cabo en el trabajo de Figueroa [3].

2.5.3. Formulación cinemática y modelamiento de material

El modelamiento del sólido depende inexorablemente del modelo de material utilizado en la simulación, determinado ello la descripción cinemática de la geometría a resolver. En ADINA, no

es posible utilizar descripciones cinemáticas arbitrarias para cualquier tipo de modelo de material ni para cualquier tipo de elemento considerado.

Es de interés para el presente trabajo conocer las formulaciones cinemáticas disponibles para elementos 3D, utilizando el modelo hiperelástico dado por el ajuste de Mooney - Rivlin y un modelo elástico isotrópico equivalente. Las posibles descripciones cinemáticas del sólido consideran las combinaciones de opciones de desplazamientos y deformaciones, dadas por las dos opciones disponibles: grandes y pequeños, resultando 4 posibles descripciones cinemáticas.

Para elementos 3D con modelo elástico isotrópico es posible utilizar las descripciones cinemáticas de pequeños desplazamientos/pequeñas deformaciones y grandes desplazamientos/pequeñas deformaciones. Para el modelo de ajuste de Mooney - Rivlin, en cambio, sólo es posible utilizar la formulación de grandes desplazamientos/grandes deformaciones.

Si la formulación de grandes deformaciones es usada para un modelo elástico isotrópico, ADINA utiliza la formulación Lagrangeana Total con la ley constitutiva (en la notación de ADINA):

$$S = C\varepsilon \quad (2.32)$$

donde S es el segundo tensor de Piola-Kirchhoff y ε es el tensor de deformación de Green-Lagrange. Para pequeñas deformaciones, en cambio, se utilizan las relaciones de esfuerzo y deformación ingenieril. Ambas formulaciones se asemejan ante un estado de rotación pequeño en el material.

Los resultados de esfuerzos son presentados en ambos casos en función del tensor de esfuerzos de Cauchy, mientras las deformaciones se presentan en función de las deformaciones ingenieriles (pequeños desplazamientos) y del tensor de Green-Lagrange (grandes desplazamientos)

Para el modelo hiperelástico de Mooney Rivlin (grandes desplazamientos/grandes deformaciones), ADINA utiliza la formulación Lagrangiana Total, en base a la curva ingresada como parámetro al programa. Los resultados entregados por este modelo se presentan en función de los esfuerzos de Cauchy y del tensor gradiente de deformación.

Se define el tensor de Cauchy-Green como:

$$C_{ij} = 2\varepsilon_{ij} + \delta_{ij} \quad (2.33)$$

donde δ_{ij} es la delta de Kronecker. Los invariantes del tensor de Cauchy-Green quedan deter-

minados por:

$$I_1 = C_{kk} \quad (2.34)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} (I_1^2 - C_{ij}C_{ij}) \quad (2.35)$$

$$I_3 = \det C \quad (2.36)$$

Se definen además los λ_i como los estiramientos (stretch) principales del tensor de Cauchy-Green.

La energía de deformación W puede ser escrita según los invariantes del tensor, o bien, según los estiramientos principales. Conociendo esta relación entre W y los invariantes I_i , es posible encontrar el segundo tensor de Piola-Kirchhoff, dado por:

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} + \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ji}} \right) \quad (2.37)$$

Por último, el tensor material incremental queda definido por:

$$C_{jirs} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial S_{ij}}{\partial \varepsilon_{rs}} + \frac{\partial S_{ij}}{\partial \varepsilon_{sr}} \right) \quad (2.38)$$

2.5.4. Modelo de ajuste de Mooney - Rivlin

El modelo de ajuste de Mooney-Rivlin es el más sencillo para la representación del comportamiento de arterias. La energía de deformación del modelo está dada por la ecuación 2.39:

$$\begin{aligned} W_D = & C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + C_3(I_1 - 3)^2 + C_4(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_5(I_2 - 3)^2 + C_6(I_1 - 3)^3 \\ & + C_7(I_1 - 3)^2(I_2 - 3) + C_8(I_1 - 3)(I_2 - 3)^2 + C_9(I_2 - 3)^3 + D_1 \cdot \exp(D_2(I_1 - 3)) - 1 \end{aligned} \quad (2.39)$$

donde W_D es la energía de deformación, C_i y D_i son constantes del modelo e I_i son los invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green. En el contexto del modelo de Mooney Rivlin, es posible obtener un módulo de Young equivalente a partir de las constantes calculadas por el modelo, lo que permite desarrollar un modelo elástico isotrópico equivalente. Dicho valor está dado por:

$$E = 6[(C_1 + C_2) + D_1 D_2] \quad (2.40)$$

El modelo elástico isotrópico es representado por la ecuación 2.41.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (2.41)$$

La simplicidad de este modelo, sin embargo, deja de lado gran parte del comportamiento característico de la pared arterial. Es necesario entonces la corroboración del valor de E entregado por el ajuste en función de los resultados obtenidos con ambos modelamientos. Araya, en su trabajo de título [5], propone utilizar el módulo de Young equivalente calculada para las curvas obtenidas por Delfino [8] y Seshaiyer [14], para los materiales de arteria y aneurisma, respectivamente.

ADINA permite al usuario definir el modelo de material mediante una curva de esfuerzo-deformación, con la cual, calcula las constantes C del modelo de Mooney-Rivlin y hace cero las constantes D_1 y D_2 . Sin embargo es posible ingresar directamente las constantes D en lugar de la curva anteriormente señalada. En el presente trabajo de título se realizaron simulaciones con ambos casos, para demostrar que los resultados que se obtienen son prácticamente los mismos y que un polinomio con tantos terminos puede ser una buena alternativa para representar el material de la arteria.

En cuanto al método implícito a utilizar en el presente trabajo, se llama al lector a revisar la formulación presentada por el manual de ADINA [18].

Capítulo 3

Construcción Geométrica

En el presente capítulo se describirá la metodología necesaria para generar un modelo 3D de una pared arterial con aneurisma, y posteriormente la inserción de un modelo de stent en su interior. Se hará incapie en las innovaciones metodológicas para el desarrollo del modelo de stent y su inserción en el modelo de pared arterial sólida con aneurisma de este trabajo de título, sin detallar en la metodología completa, la cual se encuentra bien identificada en trabajos anteriores.

3.1. Modelo de Pared Arterial con Aneurisma

El modelo primitivo 3D de la geometría arterial se obtiene directamente del archivo generado por el angiógrafo rotacional suministrado por el Instituto de Neurocirugía Asenjo. Sin embargo, este modelo tiene un sin número de detalles como vasculatura menor y suciedades de imagen, las cuales dificultan la simulación numérica. Por ello, se debe realizar una limpieza de este modelo, para obtener un sólido que cuente solo con la geometría más relevante para el estudio físico del comportamiento de la arteria con aneurisma.

En la memoria de título de Muñoz [4] y Araya [5] se describe la metodología necesaria para realizar la limpieza de las geometrías entregadas por el angiógrafo, la cual, se divide en las siguientes etapas:

1. Limpieza de geometrías
2. Obtención de contornos
3. Generación de superficies
4. Escalamiento y orientación de modelos

Para el presente trabajo de título, se utilizó como punto de partida una geometría ya reconstruida y limpia. Cabe señalar que este modelo no posee espesor de pared arterial, es decir, es una geometría que tiene todos los contornos de la arteria y el aneurisma pero al interior es completamente sólida por lo cual se debe diferenciar la sangre de la pared arterial. La innovación de esta memoria de título recae esencialmente en la generación de un sólido que represente un modelo de stent y que se adapte a la geometría de la vasculatura en la zona del aneurisma, para simular su influencia física en el modelo.

La geometría escogida para este trabajo de título es el mismo utilizado en las memorias de Rojo [2] y Figueroa [3], la cual posee solo un aneurisma, como se puede ver en la figura 3.1:



Figura 3.1: Modelo 3D escogido para simulación con stent.

3.1.1. Características del Modelo Escogido

- Identificación en Base de Datos: Caso 5
- Tipo: Aneurisma Sacular de la Arteria Carótida Oftálmica Izquierda.
- Espesor Arterial: 0,3-0,4 [mm]
- Espesor Aneurisma: 0,086 [mm]

- Volumen Total: 1004,75 [mm³]
- Volumen con Espesor Arterial: 359,5 [mm³]
- Superficie con Espesor Arterial: 1805,37 [mm²]
- Volumen de Aneurisma Aislado: 97,16 [mm³]
- Superficie en la Base del Aneurisma: 9,77 [mm²]

El **factor de escala** utilizado en la etapa de Escalamiento y Orientación de Geometrías utilizado por Rojo [2] en este caso es de **0,162**.

3.1.2. Generación de Espesor en la Arteria

Después de muchos ensayos de prueba y error en el desarrollo de esta memoria de título, se determinó que la forma geométrica más apropiada para llevar a cabo esta simulación, es un modelo de una pieza con espesor constante de arteria en todas sus zonas. Esta conclusión se obtuvo como consecuencia de la capacidad computacional con la que se dispone y el gran número de errores de tolerancia en intersecciones obtenidas al generar un espesor de pared arterial variable.

Para generar el espesor de arteria en el modelo, se importó la geometría sin escalar al software Solid Edge y se seleccionó la herramienta *Dar Espesor* con los siguientes parámetros:

- Grosor Común: 1,9 [mm] (Se utiliza este *grosor común* para obtener un espesor de 0,3 [mm] al escalar)
- Orientación: *Desplazar Hacia Adentro*

Finalmente se seleccionan las caras mostradas en la figura 3.2 y se aplica la herramienta.

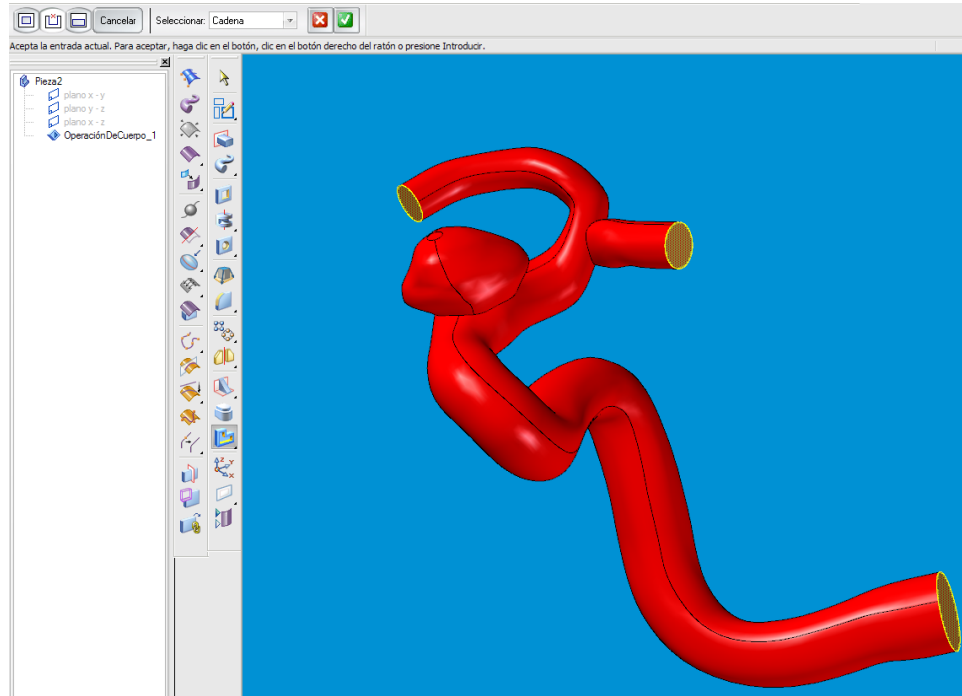


Figura 3.2: Generación de espesor de arteria en Solid Edge.

El resultado final se muestra en la figura 3.3:

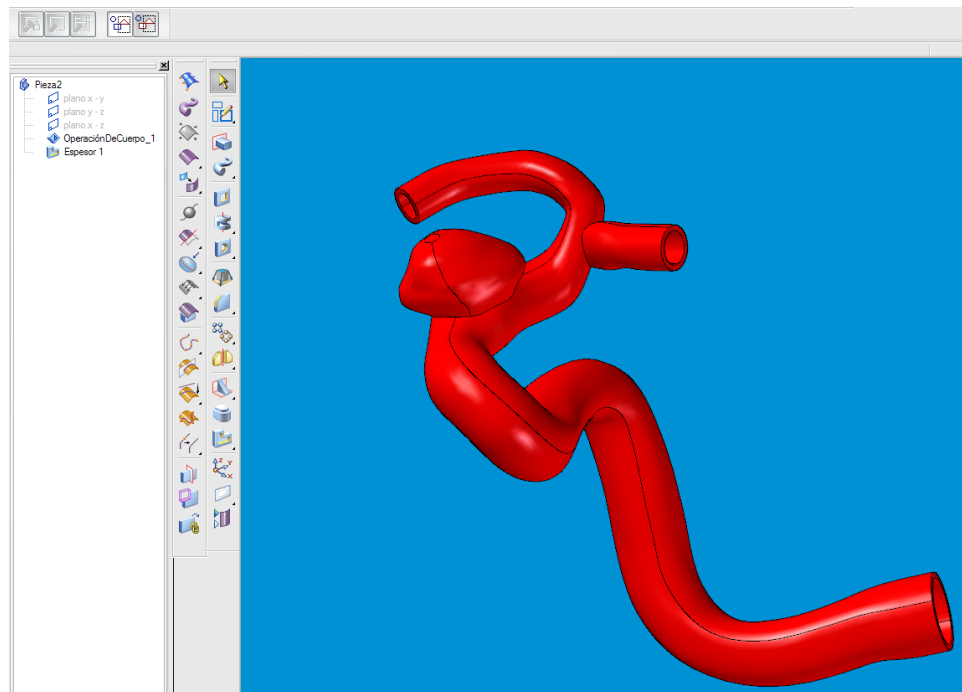


Figura 3.3: Modelo 3D con espesor de arteria.

3.2. Modelo Stent

En esta sección se detalla el procedimiento para generar un modelo de stent que se adapte a la geometría del modelo real. Esta metodología se divide en 2 partes principales:

1. **Obtención de Trayectorias:** Consiste básicamente en obtener curvas que se adapten a la forma de la arteria en la zona del aneurisma, las cuales, servirán de guías para generar anillos al interior del modelo. Se realiza en el software *Rhinoceros*.
2. **Generación de Sólidos:** Con las trayectorias ajustadas a la geometría real, se generan sólidos que representan el stent insertado al interior de la pared arterial. Esta parte se realiza en el software *Solid Edge*.

3.2.1. Obtención de Trayectorias

Como ya se mencionó esta parte se realiza en el software *Rhinoceros* y se lleva a cabo después de la Generación de Superficies de la Metodología de Reconstrucción de Geometrías de aneurismas cerebrales descrito en los trabajos de Muñoz [4] y Araya [5], es decir, se realiza a partir de una reconstrucción previamente realizada. Los comandos que se indican en la metodología siguiente se escriben en la línea de comandos del programa. A continuación se detallan los pasos a seguir para obtener las trayectorias:

1. Se abre el archivo de la reconstrucción en *Rhinoceros*, en el podemos ver dos entes de naturaleza distinta: el modelo sólido y una familia de curvas transversales, las cuales son las generatrices del sólido. Se debe borrar el sólido y se dejan las curvas como se muestra en las figuras 3.4 y 3.5.

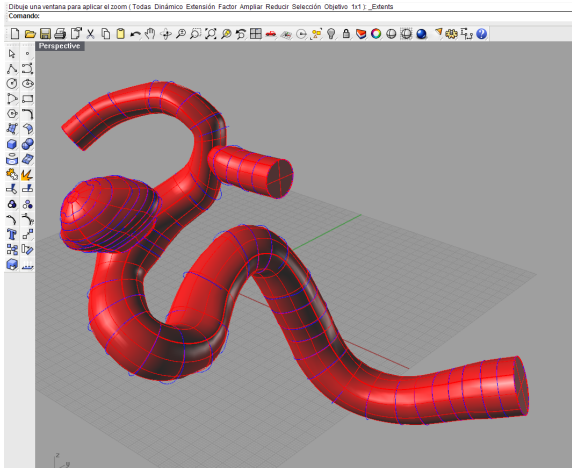


Figura 3.4: Modelo reconstruido: Sólido y curvas

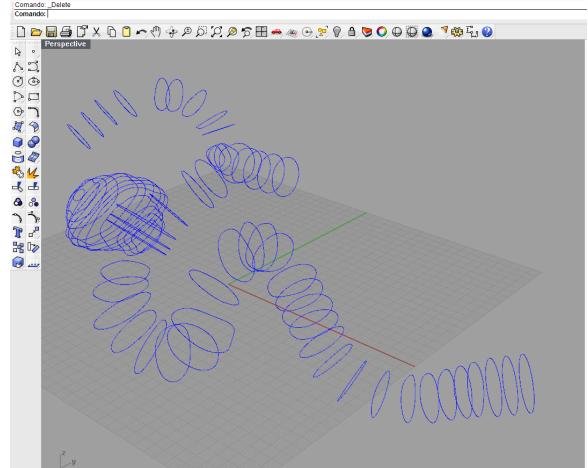


Figura 3.5: Modelo reconstruido: Curvas

- Con las curvas de la arteria elegidas, se selecciona el comando *Transición*, con parámetros: Estilo - Suelta, Opciones de curva de sección transversal - 10 Puntos de control, se crea la superficie de la arteria como se ve en la figura 3.6 y se tapa con el comando *Tapar* para que sea un sólido.

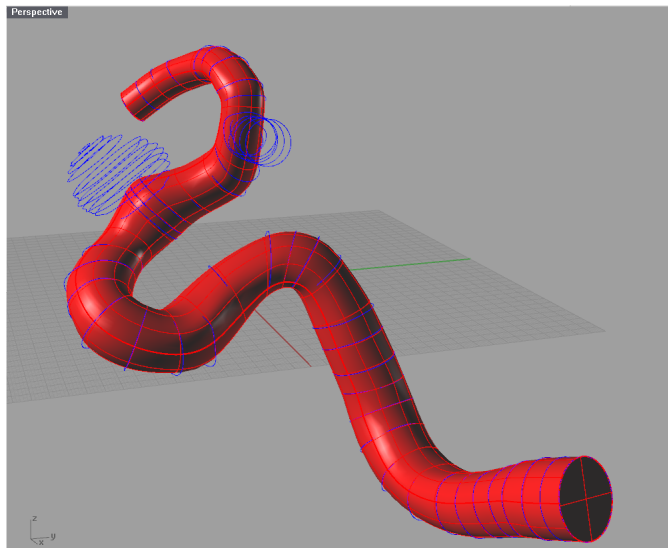


Figura 3.6: Arteria sólida.

- El siguiente paso consiste en crear una partición en el sólido anteriormente generado, para localizar la zona donde se debe insertar el stent. Para esto se utiliza el comando *Partir* y se selecciona la arteria sólida y dos de las curvas en la vecindad del aneurisma como se muestra en la figura 3.7.

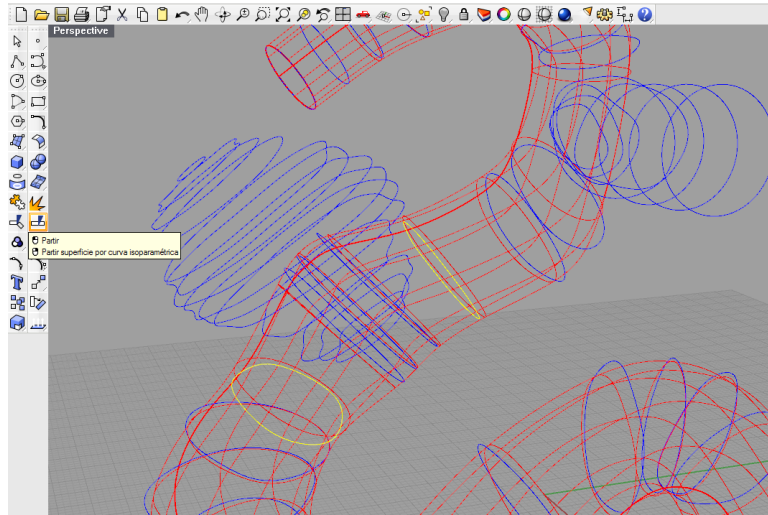


Figura 3.7: Partición de la arteria en la vecindad del aneurisma.

4. En Rhinoceros cada sólido tiene memoria, es decir, si se particiona un cuerpo, el programa sigue teniendo en consideración una serie de puntos de control del sólido completo, lo que dificultará la proyección de curvas, por lo cual, se debe seleccionar la zona de la arteria recién partida y utilizar el comando *ReducirSupRecortada*.
5. En el plano X-Y (Vista superior en Rhinoceros) se dibujan líneas verticales de cualquier tamaño, idealmente equiespaciadas, y se utiliza el comando *AplicarCrv*, se seleccionan todas las líneas y después la zona de arteria particionada anteriormente. Con esto se logrará proyectar las curvas al contorno de la arteria en la zona escogida, como lo muestra la figura 3.8:

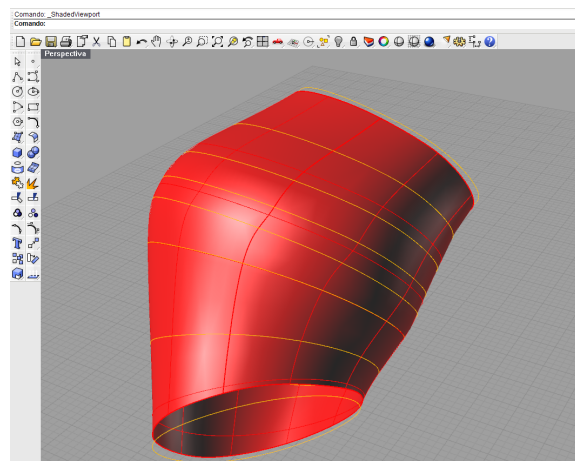


Figura 3.8: Curvas proyectadas en contorno de arteria.

6. Finalmente se seleccionan las curvas recién proyectadas y se exportan en formato Parasolid

(*Archivo* → *Exportar selección...*). Como observación, al exportar emergerá un cuadro de opción donde el usuario debe seleccionar modo *Predeterminado* para posteriormente poder abrir estas curvas en el software *Solid Edge*.

3.2.2. Generación de Sólidos

En esta sección se detalla la metodología utilizada para generar un modelo de stent ajustado a una geometría real. En particular, para esta memoria de título, el modelo de stent es básicamente un conjunto de anillos de perfil cuadrado de lado 0,1 [mm]. Este modelo se escogió, después de varios ensayos con otro tipo de modelos (mallas cruzadas, anillos de perfil circular, etc.), para asegurar la convergencia de las simulaciones y no sobrepasar la capacidad computacional disponible.

1. Se abre el archivo con las curvas proyectadas en la superficie de la arteria en *Solid Edge* y se selecciona el módulo *Pieza* (.par) de este software.
2. Como las curvas proyectadas no están necesariamente en un plano, se debe crear una curva proyectada sobre uno, lo más parecidas posibles a la originales para que la operación de generación se exitosa. Esto se logra creando un *Boceto* con la opción *Plano por tres puntos* en cada una de las curvas.
3. Una vez creados los bocetos, se utiliza el comando *Incluir* para proyectar las curvas al plano anteriormente seleccionado.
4. Como las curvas originales estaban adecuadas a la pared exterior de la arteria, es necesario construir nuevas curvas, de tal forma que el stent quede ubicado en la pared arterial interior. Esto se logra utilizando la herramienta *Desplazar*, la que permite crear copias de curvas de boceto desplazadas una distancia específica de las originales. Para este trabajo de título se desplazaron hacia el interior las curvas obtenidas en el punto 3, con una longitud tal que los anillos se ubiquen en la pared interior de la arteria, penetrandola en un 50 %.

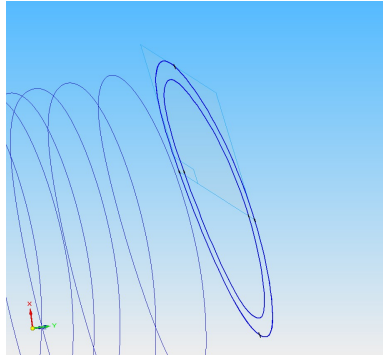


Figura 3.9: Curva de stent proyectada en un plano y clonada al interior.

5. Ya con las curvas proyectadas sobre un plano y clonadas hacia en interior de la arteria, se debe dibujar un cuadrado perpendicular a la trayectoria. Esto se logra contruyendo un *boceto* con la opción *Plano perpendicular a curva*. Dado que el factor de escalamiento para el caso 5 es de 0,162, y como el lado real de la sección transversal es 0,1 [mm], entonces, el lado del cuadrado a utilizar es de 0,63 [mm]. La sección transversal se dibujó de forma que el centro del cuadrado estuviera situado justo sobre la curva, y tal que su base sea perpendicular a ella, como se muestra en la figura 3.10.

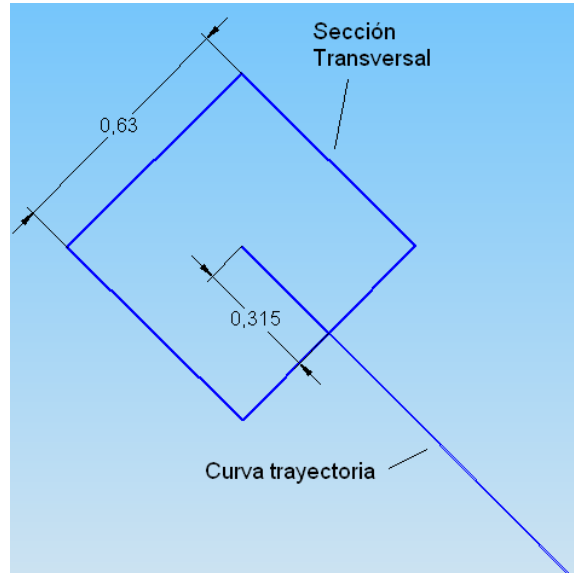


Figura 3.10: Boceto de perfil cuadrado, modelo de stent.

6. Finalmente se utiliza la herramienta *Protusión por barrido* y se selecciona *Trayectoria* y *sección transversal simples* en las *Opciones de barrido*. Con los bocetos construidos anteriormente se generan los sólidos de cada anillo, uno por uno. El resultado final se muestra en

la figura 3.11:

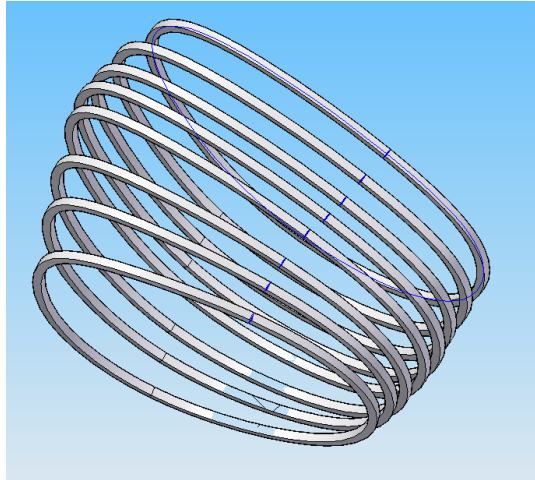


Figura 3.11: Modelo sólido de stent adaptado a una geometría real.

3.3. Ensamble y Escalamiento del Modelo Arteria-Stent

En esta sección se especifica la metodología utilizada para representar el modelo de stent dentro de la arteria con aneurisma, y su posterior escalamiento a dimensiones reales.

1. Se abre el modelo con espesor constante generado en la subsección 3.1.2 en el software *Solid Edge* con el módulo *Pieza*.
2. Se utiliza la opción *Insertar* → *Copiar pieza*, y se selecciona el archivo del stent sólido. Con ello, se obtiene el aneurisma y el stent en un mismo archivo.
3. Con la metodología descrita en este capítulo se obtiene una disposición tal de ambos archivos, que cada anillo del stent se encuentra ubicado en la pared arterial penetrandola en un 50 % de su espesor.
4. Se selecciona la opción *Operación Booleana*, para restar el stent al modelo de aneurisma, de esta forma se obtiene un nuevo modelo con estrías en su interior. Se guarda en archivo nuevo en formato pieza (*.par*).
5. Se crea un nuevo archivo de pieza y se utiliza nuevamente la opción *Insertar* → *Copiar pieza* con el archivo generado en el punto 4. Antes de aceptar la copia en el cuadro *Escala* se ingresa el factor de escala adecuado al modelo (debe estar seleccionada la opción *Usar escala uniforme*), para el caso de este trabajo de título se ingresa **0,162**.

6. Se guarda este modelo en formato *parasolid* y se abre en ADINA en el sistema operativo Windows. Con el sólido ya abierto en ADINA, se guarda en formato *.idb*, con lo cual se obtiene un nuevo archivo *parasolid* en la carpeta donde se guardó el archivo *.idb*. El último archivo generado es el que se ocupa en ambiente Linux, para las simulaciones. Las figuras 3.12 y 3.13 muestran el archivo final listo para la implementación del escenario físico para simular.

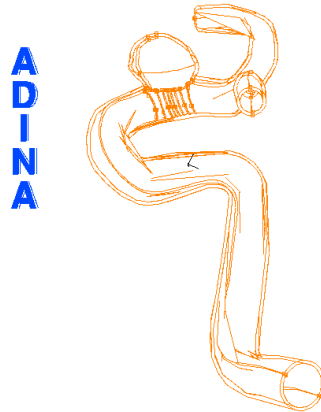


Figura 3.12: Modelo real de arteria-aneursima con stent insertado en ADINA.

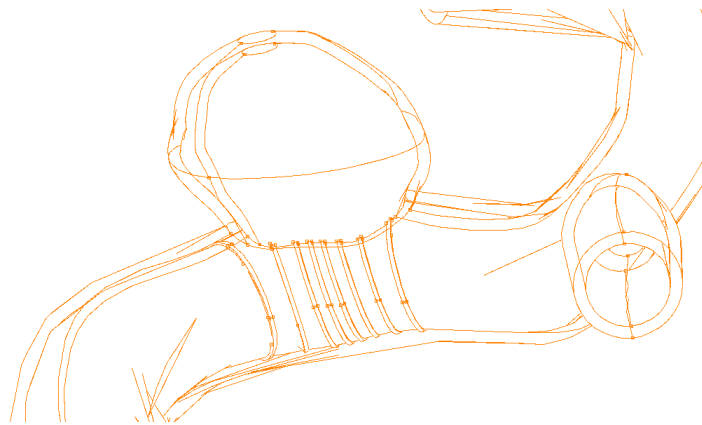


Figura 3.13: Modelo real de arteria-aneursima con stent insertado en ADINA. Detalle.

Capítulo 4

Implementación en ADINA

En este capítulo se presenta la metodología necesaria para definir el escenario físico, lo más realista posible, del comportamiento de un modelo arteria-aneurisma frente a la inserción de un tratamiento endovascular en él.

En la sección del modelo de material se presentan algunos resultados obtenidos para justificar el uso de la ecuación 2.39 del modelo de Mooney-Rivlin implementada por el software ADINA.

Además se presenta la simulación aislada de un stent frente a los pulsos de presión en la sangre, con el objetivo de justificar algunas de las condiciones de borde impuestas en el modelo final.

El tiempo total de simulación fue de 1,71 [s] que corresponde a dos ciclos carótidos completos, el paso de tiempo utilizado para todas las simulaciones fue de 0,01 [s].

Todas las simulaciones presentadas en este trabajo de título fueron realizadas en el sistema operativo Linux, en particular, su versión OpenSuse.

4.1. Material

El modelo de material utilizado para este trabajo de título corresponde al determinado por Delfino [8] para pared arterial. Este modelo se utilizó para la totalidad del modelo 3D, ya que no fue posible geoméricamente diferenciar la arteria del aneurisma.

Con los datos recopilados por Delfino se confeccionó una curva de esfuerzo-deformación con 20 % de pre-estiramiento, utilizando la ecuación 4.1:

$$\mathbf{t} = a((\lambda + 0,2) - \frac{1}{(\lambda + 0,2)^2})e^{\frac{b}{2}((\lambda+0,2)^2 + \frac{2}{(\lambda+0,2)} - 3)} \quad (4.1)$$

donde $a = 44200$ y $b = 16,7$. Con los datos obtenidos se contruyó la curva de ajuste mostrada en la figura 4.1:

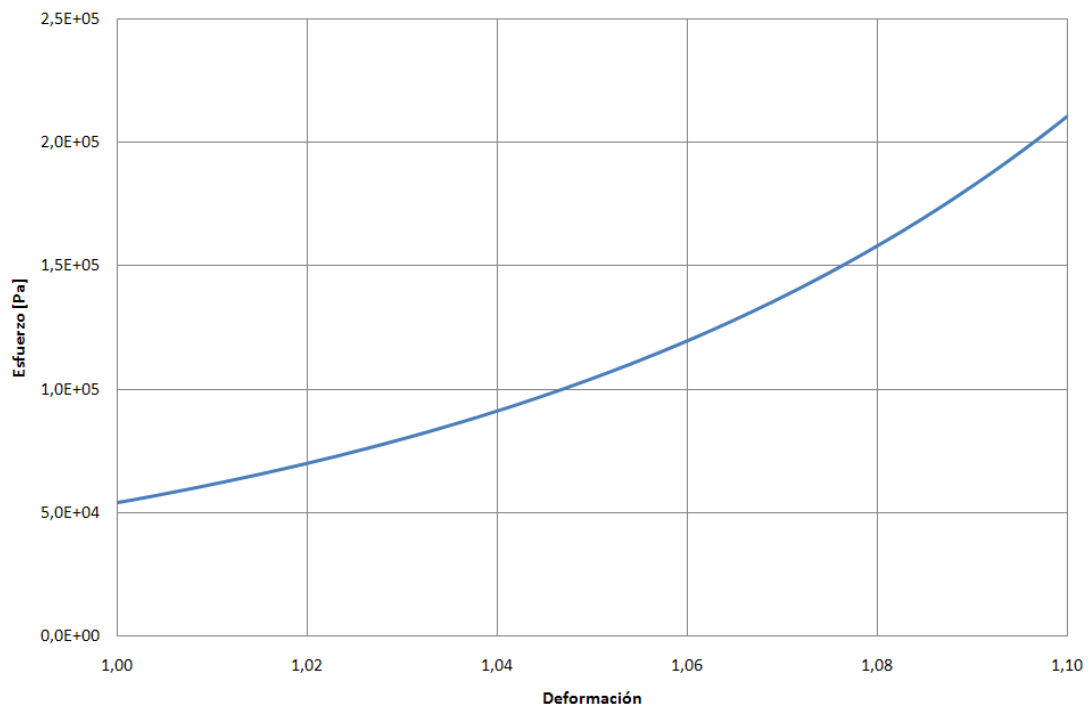


Figura 4.1: Curva Esfuerzo v/s Deforción. Modelo de pared arterial con 20 % de pre-estiramiento.

En ADINA se define el material con el modelo de Mooney-Rivlin (familia de gomas y espumas) utilizando la curva anteriormente mostrada y una densidad de material de $1100 \text{ [kg/m}^3\text{]}$, con las cuales, el software genera una función de energía de deforción con un polinomio de 9 constantes llamadas C en la ecuación 4.2 y hace las constantes D igual a cero.

$$W_D = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + C_3(I_1 - 3)^2 + C_4(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_5(I_2 - 3)^2 + C_6(I_1 - 3)^3 + C_7(I_1 - 3)^2(I_2 - 3) + C_8(I_1 - 3)(I_2 - 3)^2 + C_9(I_2 - 3)^3 + D_1 \cdot \exp(D_2(I_1 - 3)) - 1 \quad (4.2)$$

Sin embargo existe otra opción para la implementación del material, que consiste en ingresar directamente las constantes D en la ecuación 4.2.

Según el manual de ADINA [18] las constantes D se relacionan al modelo de Delfino como sigue:

- $D_1 = a/b$
- $D_2 = b/2$

Además, el módulo de Young equivalente se puede calcular como:

$$E_{eq} = 6(C_1 + C_2) \quad (4.3)$$

$$E_{eq} = 6(D_1 \cdot D_2) \quad (4.4)$$

Con todas estas relaciones se puede determinar las constantes D en la ecuación de energía de deformación, con lo cual, se tiene una definición equivalente del material de arteria utilizando solo dos constantes. La figura 4.2 muestra las curvas para el modelo resultante al utilizar la curva de ajuste esfuerzo-deformación (CED) con 20 % de pre-estiramiento y modelo obtenido al ingresar directamente las constantes D (CD).

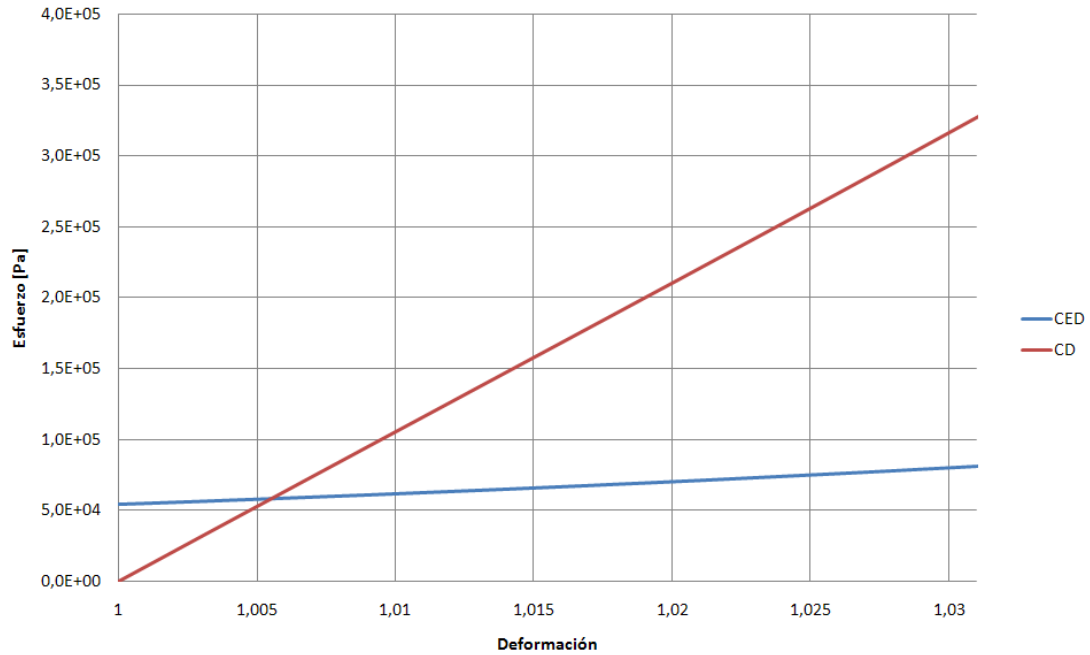


Figura 4.2: Curva de ajuste del material de arteria Esfuerzo v/s Deformación. Modelo de Mooney-Rivlin.

Para confirmar la equivalencia de los modelos se realizaron simulaciones del caso sin stent para ambos casos y se monitoreo un nodo de control en la zona interior del domo del aneurisma (zona superior) para comparar los resultados. Estos son expuestos en esta misma sección y no en la parte de resultados con el fin de no desviar la atención de los resultados principales de este trabajo de título que consisten en el efecto que produce el tratamiento endovascular en el aneurisma.

Como se mencionó en el capítulo de antecedentes, para el modelo de Mooney-Rivlin el software solo permite la formulación cinemática de grandes desplazamientos - grandes deformaciones.

Las variables estudiadas en el nodo de control son: esfuerzo efectivo, esfuerzo principal 1 ($\sigma - P1$), estiramiento principal 1 ($\lambda - P1$) y desplazamiento. Además, las figuras ?? ??uestran un gráfico de esfuerzo efectivo en la zona del aneurisma para ambos modelos.

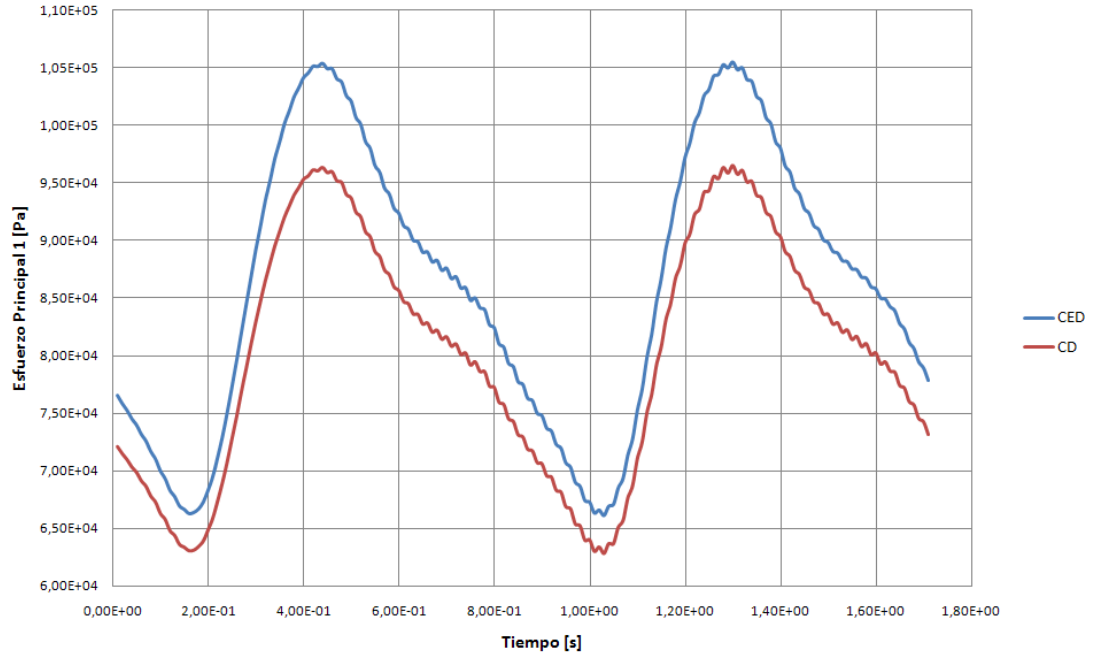


Figura 4.3: Resultados de esfuerzo efectivo en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).

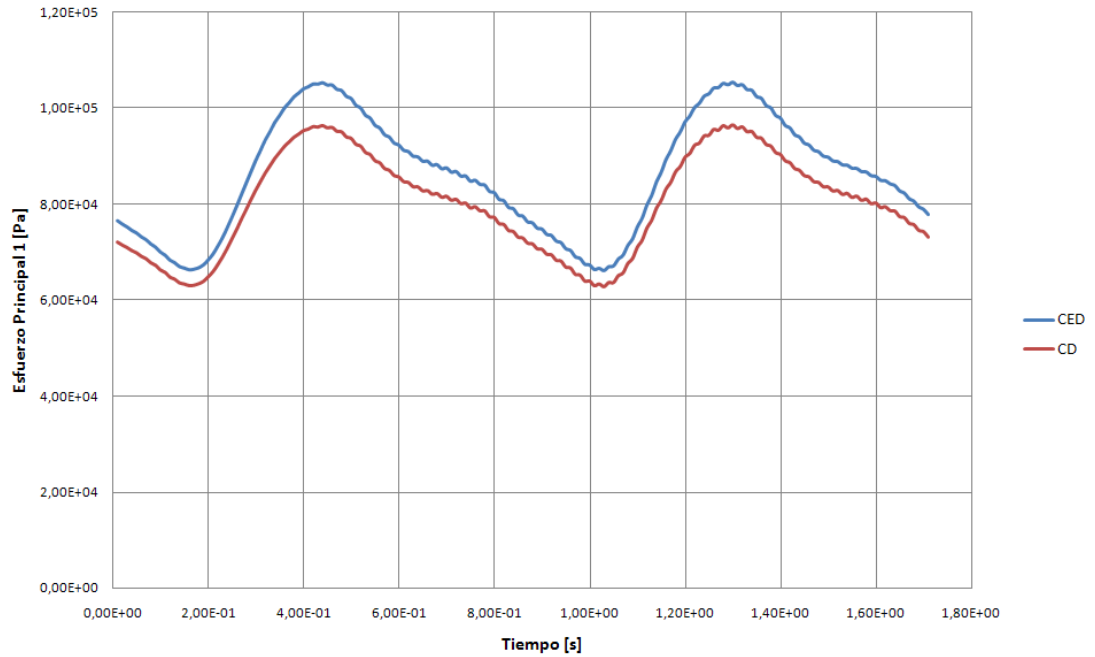


Figura 4.4: Resultados de esfuerzo principal 1 en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).

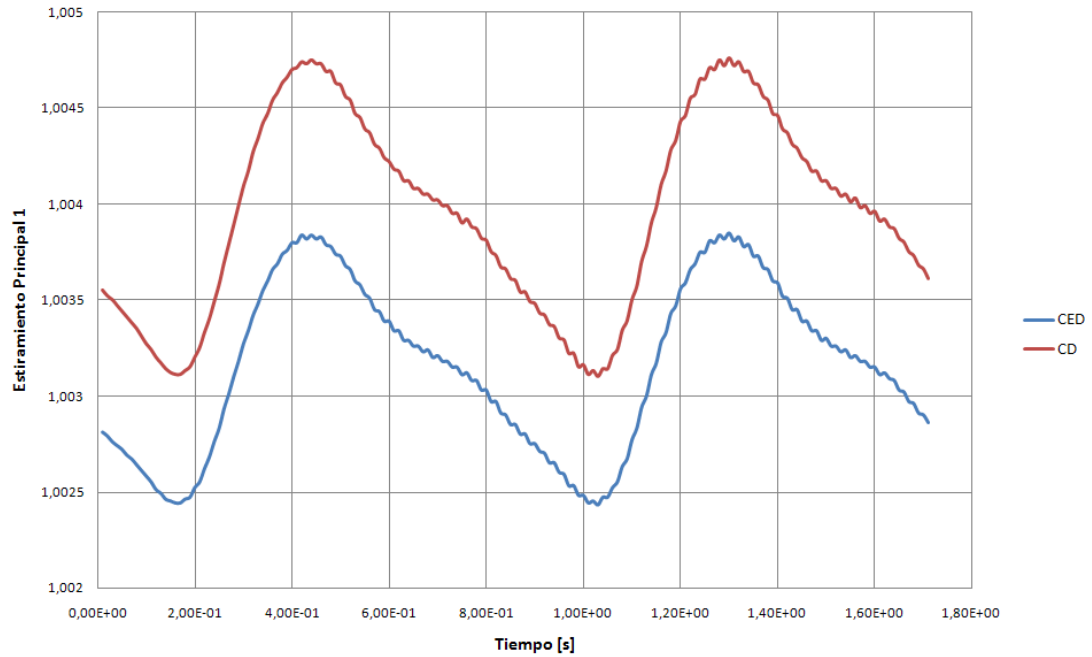


Figura 4.5: Resultados de estiramiento principal 1 en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).

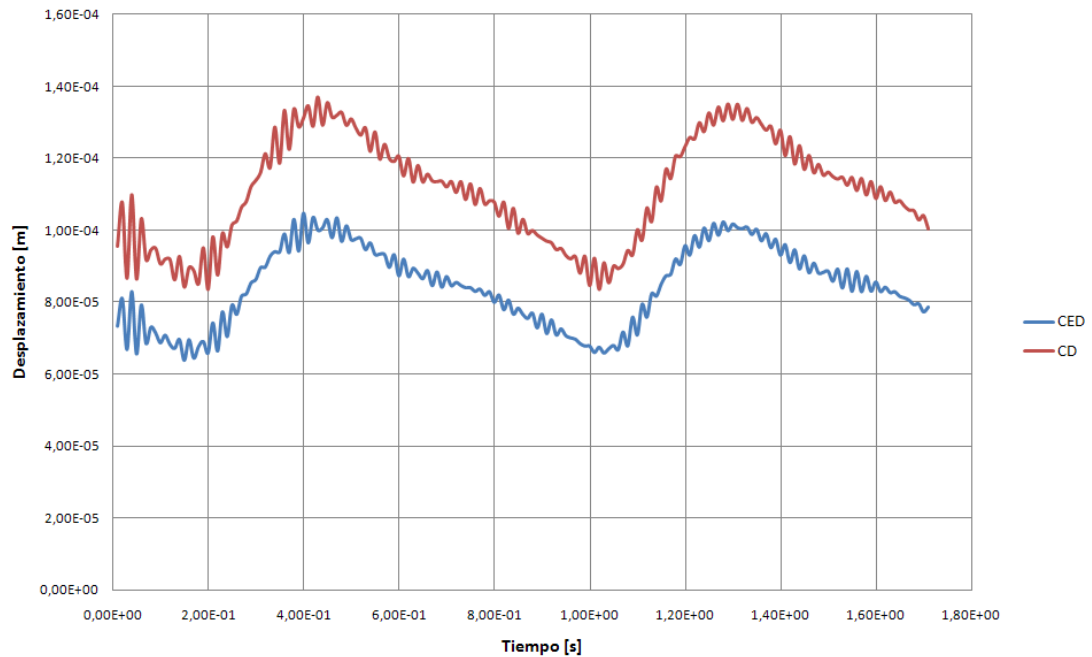


Figura 4.6: Resultados de desplazamiento en nodo de control superior para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED) y modelo de constantes D (CD).

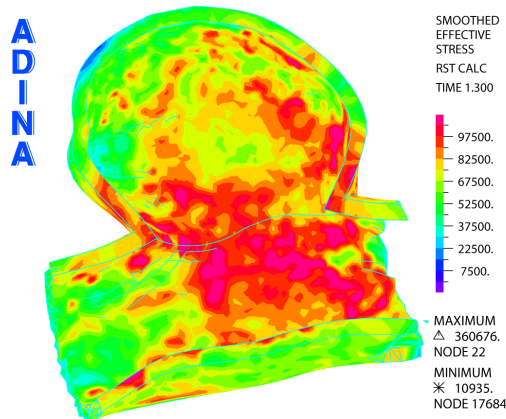


Figura 4.7: Gráfico de esfuerzo efectivo en zona de aneurisma para el modelo de curva esfuerzo-deformación (CED). Sístole (1,3 [s]).

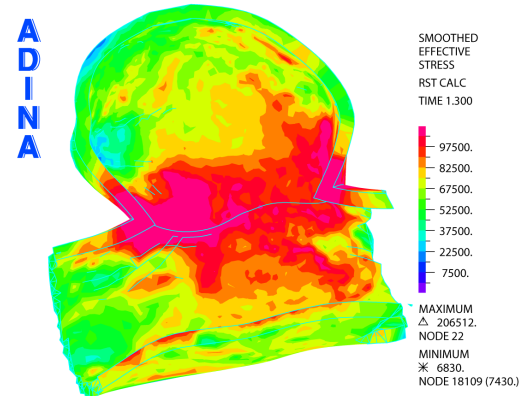


Figura 4.8: Gráfico de esfuerzo efectivo en zona de aneurisma para el modelo de constantes D (CD). Sístole (1,3 [s]).

En la tabla 4.1 se muestra la diferencia porcentual promedio entre los resultados obtenidos para ambos modelos de material:

Tabla 4.1: Diferencia porcentual promedio entre resultados obtenidos en nodo de control superior para modelos de material de arteria.

Variable	Diferencia promedio
Esfuerzo Efectivo	0,27 %
Esfuerzo Principal 1	7,19 %
Estiramiento Principal 1	0,08 %
Desplazamiento	23,84 %

Como muestran los resultados, ambos modelos entregan resultados muy parecidos donde las diferencias son pequeñas entre variables, excepto para el desplazamiento donde el error es importante, pero esto puede ser explicado por la proliferación de errores en las operaciones computacionales debido a los pequeños valores con los que se trabaja.

4.2. Mallado

Para el mallado del modelo se utilizaron elementos tetraédricos de 4 nodos, se fijó un tamaño de elemento de 0,00019 [m], si bien el tamaño de la sección transversal del stent es de 0,0001 [m], el programa refina automáticamente la malla en estas secciones por lo que se puede ahorrar

capacidad computacional sin distorsionar en gran medida los resultados.

En las siguientes figuras se muestra el aspecto del modelo con stent en la zona del aneurisma y con un plano de corte transversal:

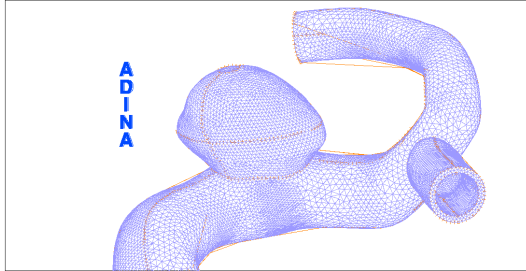


Figura 4.9: Malla de 0,00019 [m] en modelo final, acercamiento en la zona del aneurisma.

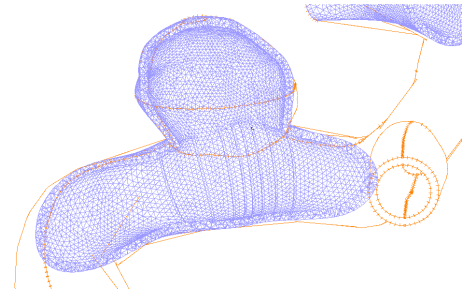


Figura 4.10: Malla de 0,00019 [m] en modelo final, acercamiento con plano de corte transversal en la zona del aneurisma.

4.3. Condiciones de Borde

Para ambos modelos, arteria con stent y sin él, se procedió a empotrar las caras extremas de la arteria, para el caso tratado en este trabajo de título corresponden a tres caras. En la figura 4.11 se marcan estas caras con una letra *B*.

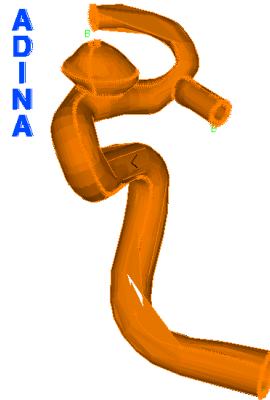


Figura 4.11: Condición de borde en modelo de arteria-aneurisma.

Además, para el caso con stent insertado, se impone que las caras que están en contacto con el tratamiento, se encuentran empotradas en el espacio. Si bien esta no es la mejor alternativa para representar el efecto del tratamiento endovascular, ya que lo más adecuado sería que la zona del stent se moviera rigidamente, la complejidad de la forma geométrica no permite identificar todos

los grados de libertad en las distintas direcciones donde se debe restringir el movimiento. Por esta razón se utilizó la alternativa anteriormente mencionada, la cual, se puede justificar ya que el stent sufre un desplazamiento mucho menor que la pared arterial, sometido a pulsos de presión sanguíneos. En la última parte de este capítulo se encuentra descrita una simulación extra, que consiste en aplicar la presión sanguínea a un anillo aislado del stent utilizado en este trabajo, de donde se pueden obtener datos relevantes para esta justificación.

La figura 4.12 muestra la representación del empotramiento en las caras de contacto entre arteria y stent:

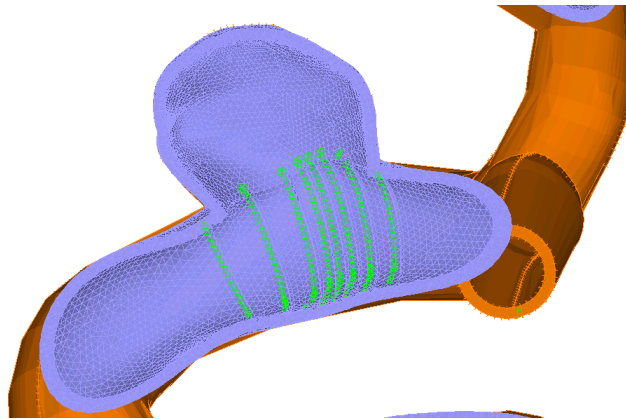


Figura 4.12: Empotramiento en caras de contacto arteria-stent.

4.4. Cargas de Presión

El modelo fue sometido a dos cargas de presión:

- La presión externa a la arteria, que fue considerada constante en el tiempo con un valor de 400 [Pa].
- La presión interna a la arteria, provocada por las contracciones del corazón y convertidas en pulsos de presión en la sangre.

Esta última carga fue representada por Lederman [7] en su memoria de título con la función temporal mostrada en la figura 4.14. Para esta etapa del presente trabajo solo se simuló con el pulso de presión normal, no considerando un pulso hipertenso.

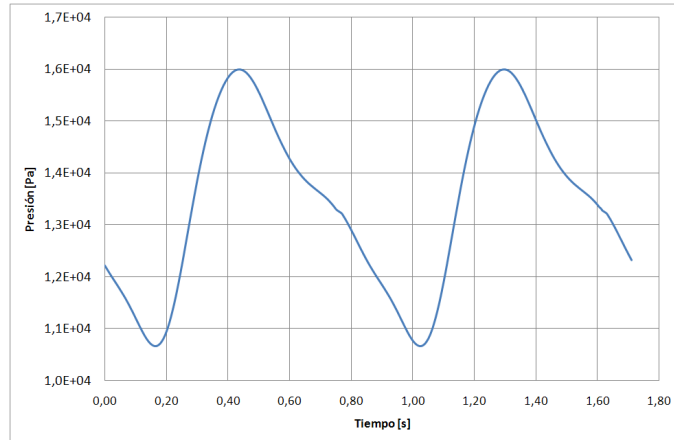


Figura 4.13: Cargas de Presión en el modelo.

Cabe señalar que la presión externa a la arteria es mucho menor que el pulso interno de presión.

4.5. Simulación Auxiliar: Anillo de Stent Aislado

Esta simulación fue realizada por la necesidad de justificar el empotramiento de las caras de contacto entre la arteria y el stent.

Consiste básicamente en analizar un anillo aislado del modelo de stent utilizado, sometido las cargas de presión sanguíneas, para obtener su desplazamiento (magnitud) y poder compararlo con el de la arteria. La idea es concluir que el stent se desplaza mucho menos que el tejido, de esta forma, bajo una supuesta inclusión del metal bajo la arteria, un empotramiento de esas zonas sería un modelo aceptable.

4.5.1. Material

Uno de los materiales más comunes en la construcción de stents es el Titanio, por lo cual se escogió para el modelo utilizado. Sus propiedades son:

- Densidad (ρ): 4507 [kg/m³]
- Módulo de Young (E): 102,7 [GPa]

4.5.2. Mallado

Se utilizó una malla muy fina por la simplicidad de la geometría, de manera de obtener un resultado de mejor calidad. El tamaño de elemento fue de $1 \cdot 10^{-5}$ [m].

4.5.3. Cargas y Condiciones de Borde

Las cargas impuestas corresponden al pulso de presión sanguíneo, identificado en la sección Cargas de Presión, localizado en la cara interior del anillo de Titanio.

Para asegurar la convergencia del modelo, se empotró una línea en un extremo del anillo, la cual se utilizó como punto de referencia a los desplazamientos en el resto de la geometría.

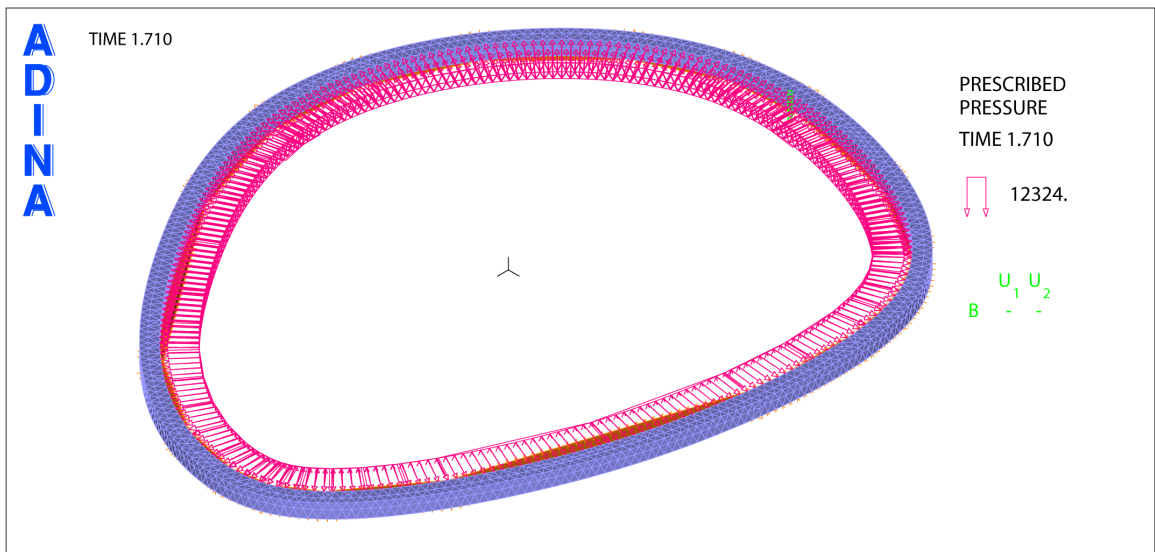


Figura 4.14: Condición de borde y cargas de presión en el modelo de anillo único.

Capítulo 5

Resultados

5.1. Consideraciones Preliminares

En el siguiente capítulo se muestran los resultados de las simulaciones numéricas obtenidas con la metodología e implementación descrita en los capítulos anteriores.

El formato de presentación de resultados es el siguiente:

- Los resultados de ambos modelos (con y sin tratamiento) se presentan en paralelo, para poder realizar una primera comparación visual.
- Los colores en los gráficos presentados representan un rango de valores para la variable específica estudiada, como no todos los gráficos poseen la misma escala, un color determinado no señala la misma cota de valores en los distintos resultados.
- En cada subsección se presentan los resultados obtenidos en los tiempos de sístole y diástole.
- Para cada variable se muestra una figura del modelo completo, desde una perspectiva conveniente que muestra la capa exterior de la vasculatura. Para algunas variables relevantes se muestra un acercamiento al aneurisma, con un plano de corte transversal que permite observar su interior, para ver claramente lo que ocurre en la zona donde se emplaza el stent.
- Los resultados fueron suavizados por el promedio en ADINA. Los máximos y mínimos de las variables físicas que se presentan en las figuras son máximos y mínimos nodales, en cambio, los resultados sobre los puntos de control, como el desplazamiento del modelo de anillo único, son resultados definidos sobre elementos.

En cada sección se muestran distintas variables del modelo, como: esfuerzo efectivo, esfuerzos principales, estiramientos principales, magnitud de desplazamiento y finalmente, dos nodos de control ubicados en la zona central y en la zona superior dentro del saco aneurisma.

5.2. Simulación Auxiliar

Como esta simulación es necesaria para la justificación del modelo utilizado para representar la inclusión del stent dentro de la arteria, se presenta un breve análisis de resultados.

Para el modelo de arteria se escogió un nodo control en la zona donde se incluye el stent, mientras que en el modelo de anillo único se selecciono el nodo de mayor desplazamiento.

Cabe señalar que se utilizó el modelo de arteria-aneurisma sin tratamiento, con el objeto de comparar los resultados obtenidos, en el anillo y en la zona de inclusión de forma independiente.

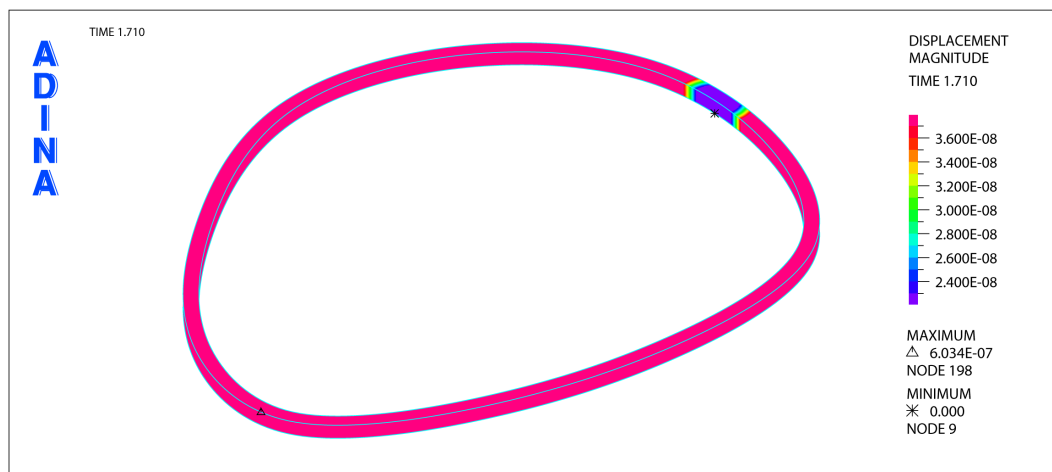


Figura 5.1: Desplazamiento en función del tiempo para el modelo de anillo único.

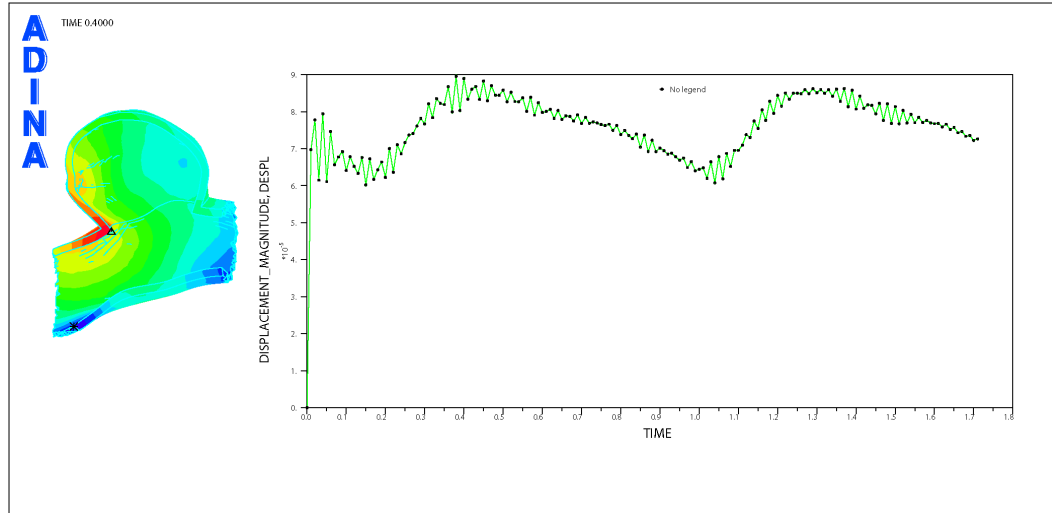


Figura 5.2: Desplazamiento en función del tiempo para un nodo en la zona del stent.

De las figuras anteriores se pueden recoger los datos presentados en la tabla 5.1

Tabla 5.1: Desplazamientos máximos en zona de stent.

Modelo	Magnitud Desplazamiento Máxima [m]
Anillo único	6,034E-07
Arteria	9,000E-05

De esta tabla se puede concluir que la arteria tiene un desplazamiento de dos ordenes de magnitud superior al del anillo de titanio, por lo cual, un modelo de stent empotrado es una buena aproximación al fenómeno real.

5.3. Esfuerzo Efectivo

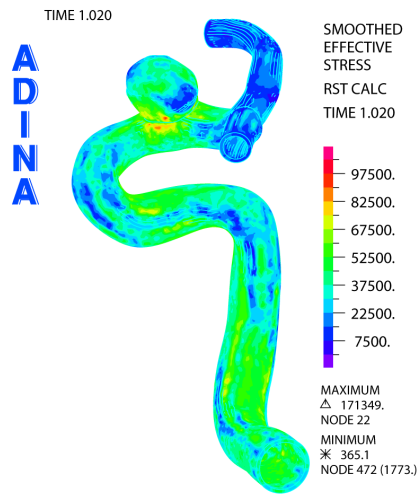


Figura 5.3: Modelo completo sin stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.

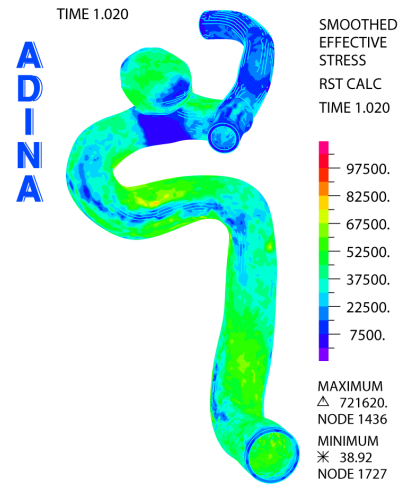


Figura 5.4: Modelo completo con stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.

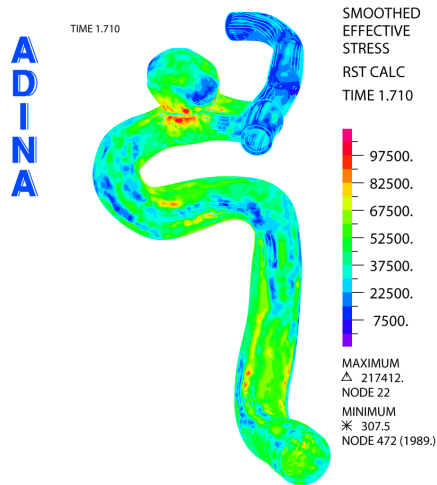


Figura 5.5: Modelo completo sin stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.

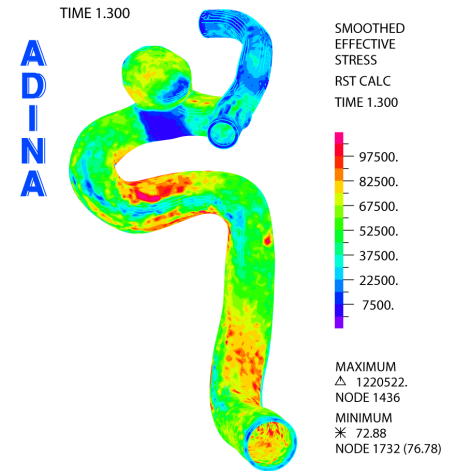


Figura 5.6: Modelo completo con stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.

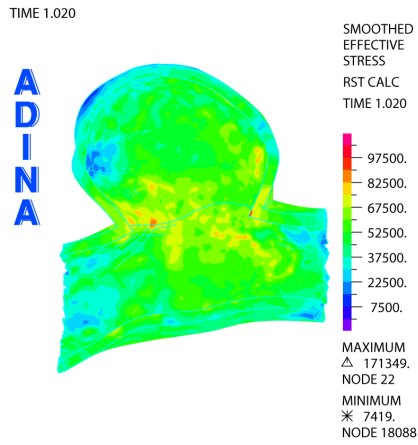


Figura 5.7: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.

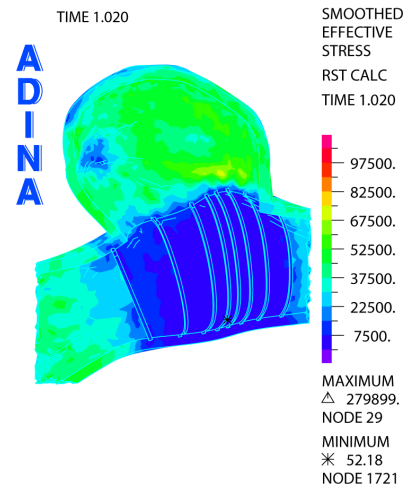


Figura 5.8: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo Efectivo. Diástole.

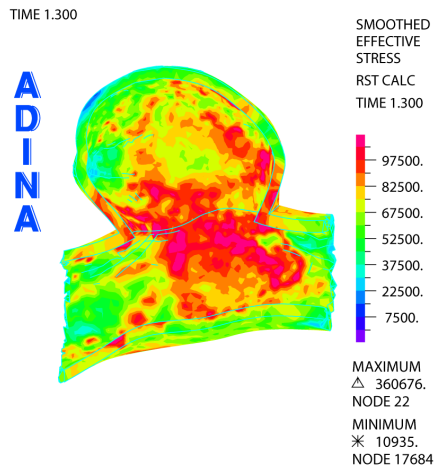


Figura 5.9: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.

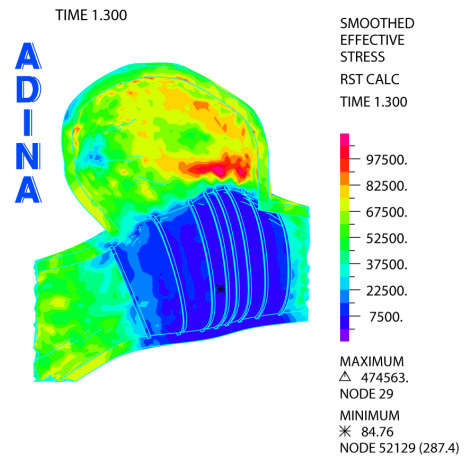


Figura 5.10: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo Efectivo. Sístole.

5.4. Esfuerzos Principales

5.4.1. Esfuerzo Principal 1

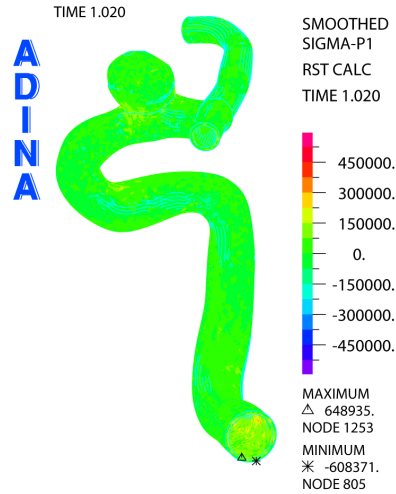


Figura 5.11: Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.

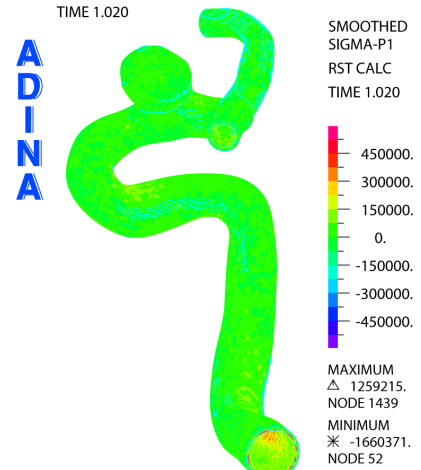


Figura 5.12: Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.

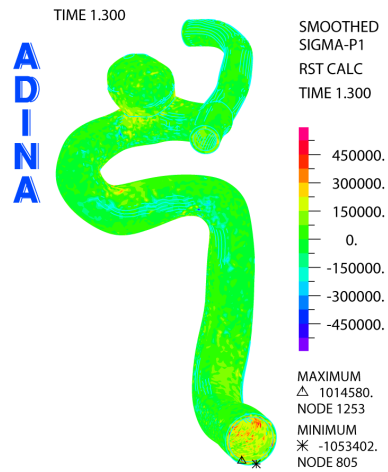


Figura 5.13: Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.

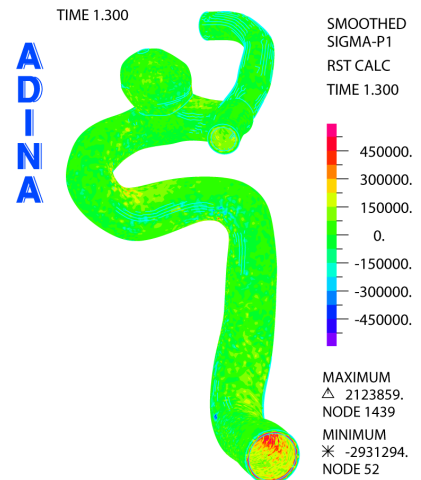


Figura 5.14: Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.

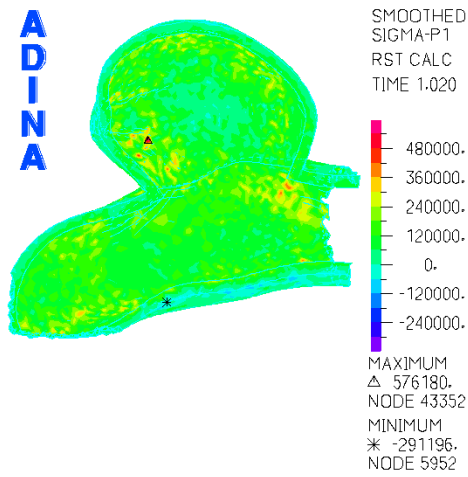


Figura 5.15: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.

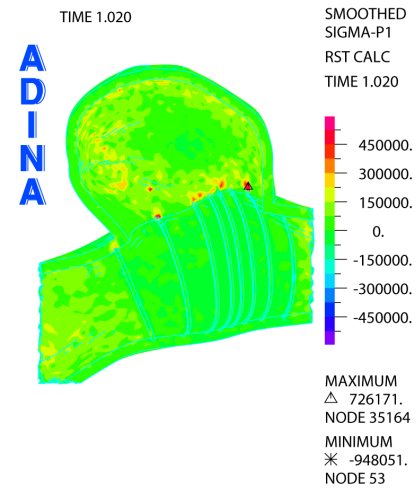


Figura 5.16: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 1. Diástole.

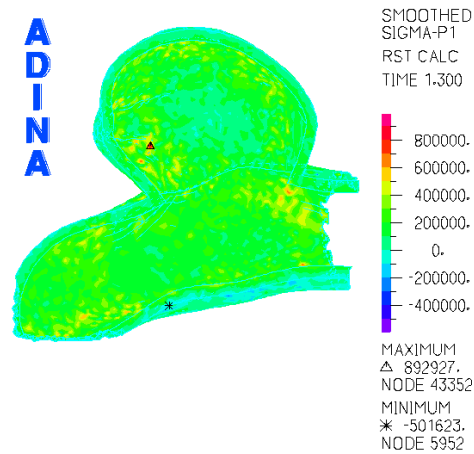


Figura 5.17: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.

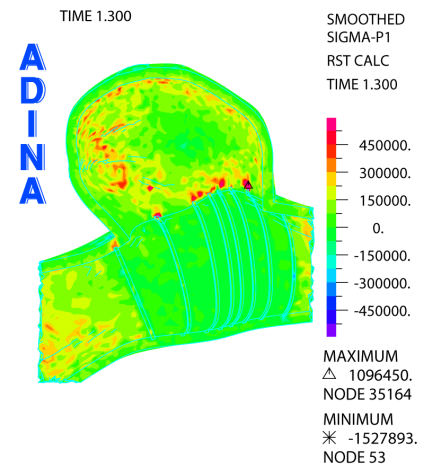


Figura 5.18: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 1. Sístole.

5.4.2. Esfuerzo Principal 2

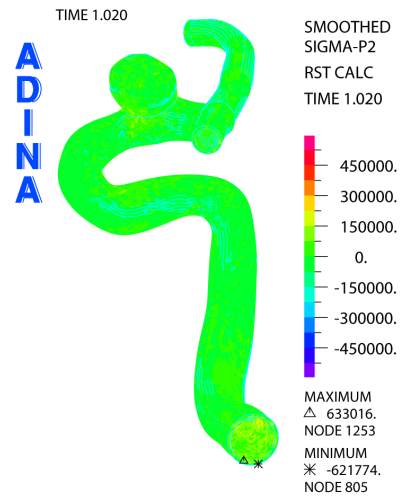


Figura 5.19: Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.

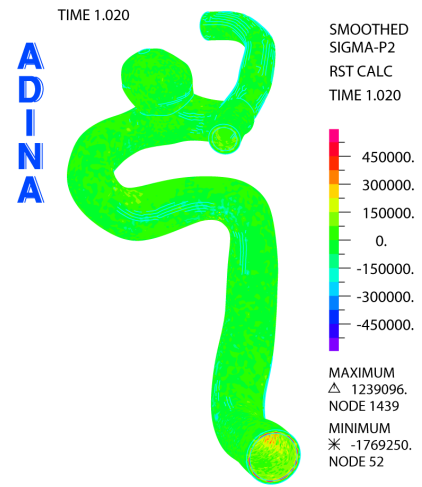


Figura 5.20: Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.

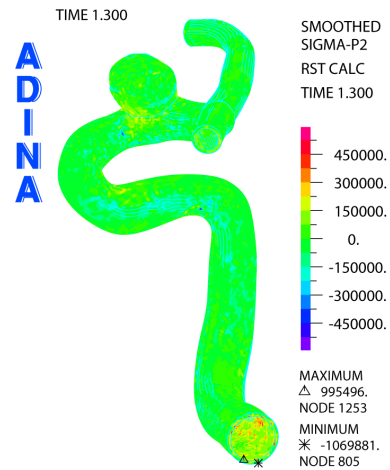


Figura 5.21: Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.

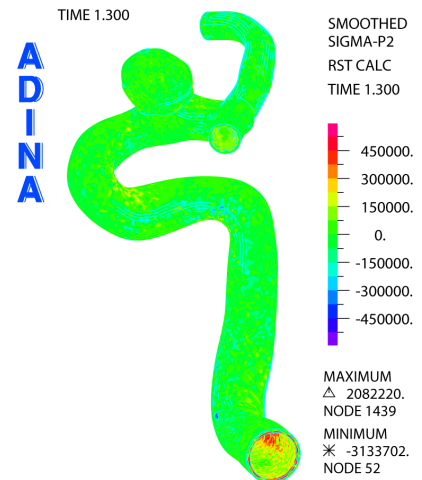


Figura 5.22: Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.

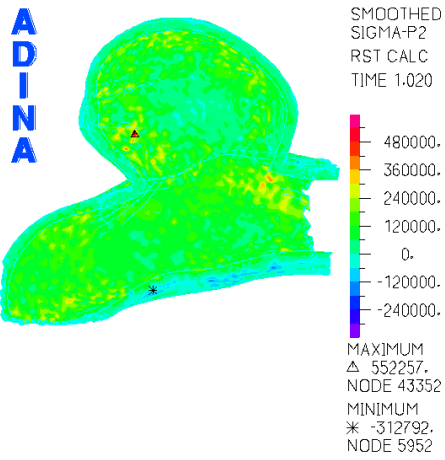


Figura 5.23: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.

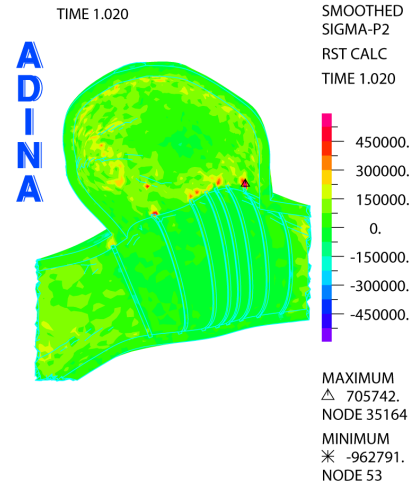


Figura 5.24: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 2. Diástole.

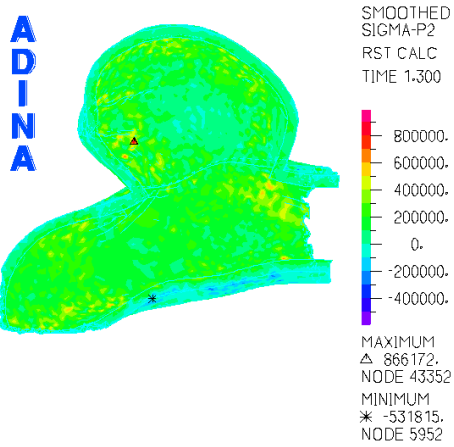


Figura 5.25: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.

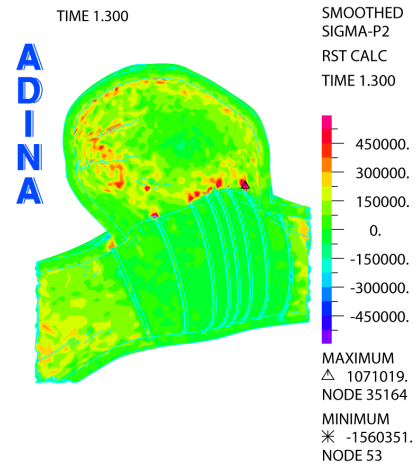


Figura 5.26: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 2. Sístole.

5.4.3. Esfuerzo Principal 3

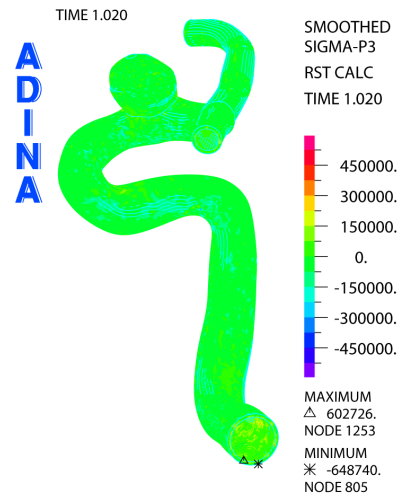


Figura 5.27: Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.

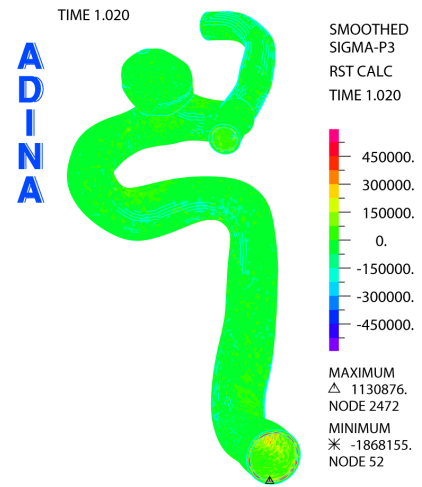


Figura 5.28: Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.

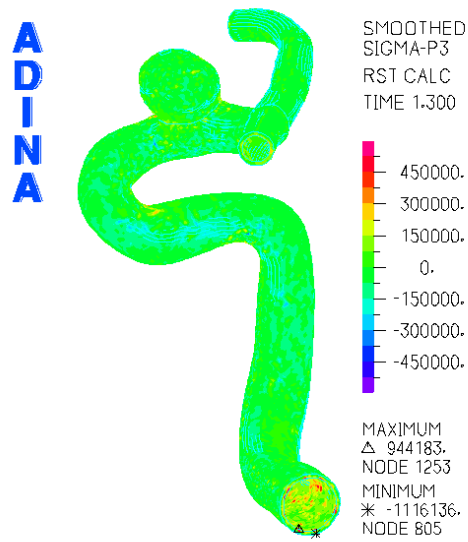


Figura 5.29: Modelo completo sin stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.

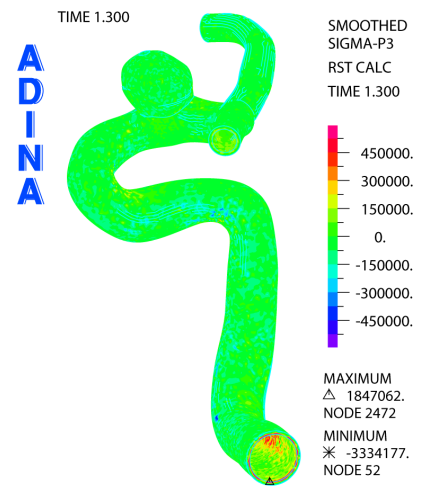


Figura 5.30: Modelo completo con stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.

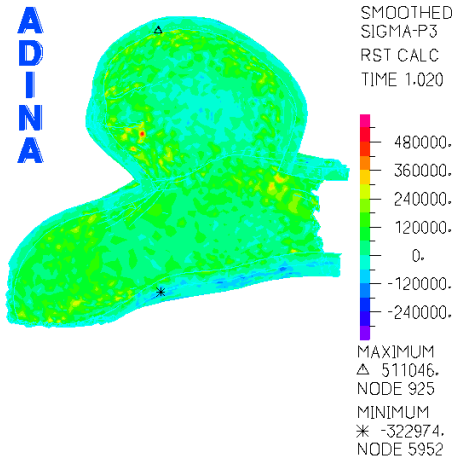


Figura 5.31: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.

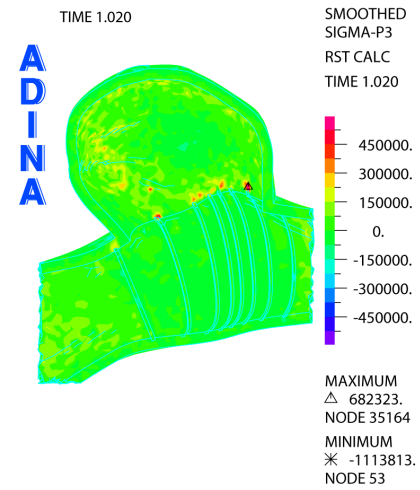


Figura 5.32: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 3. Diástole.

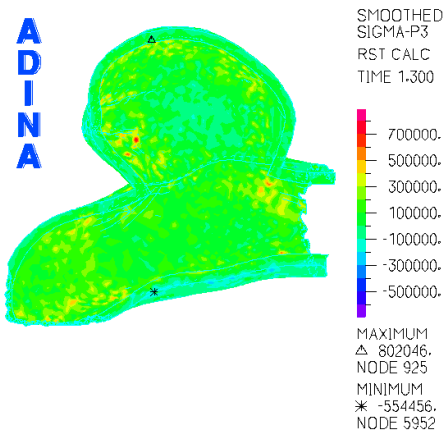


Figura 5.33: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.

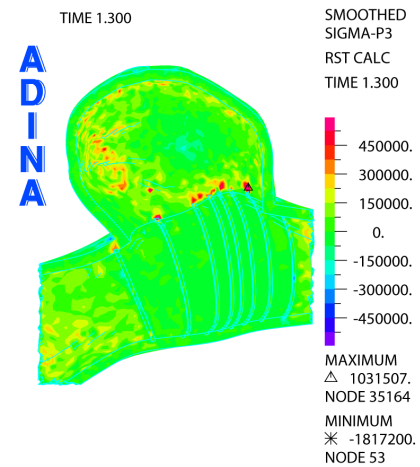


Figura 5.34: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Esfuerzo principal 3. Sístole.

5.5. Estiramientos Principales

5.5.1. Estiramiento Principal 1

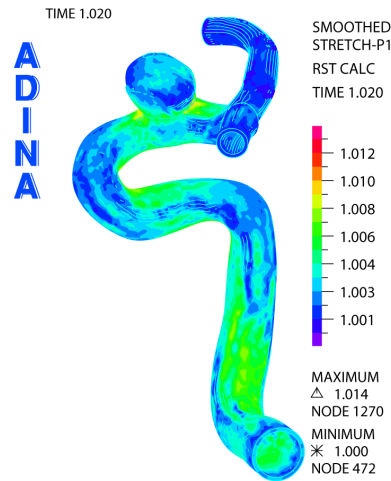


Figura 5.35: Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 1. Diástole.

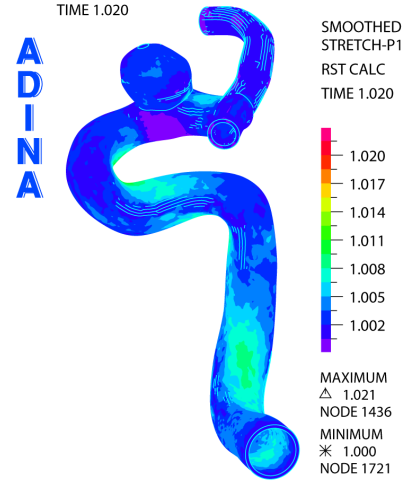


Figura 5.36: Modelo completo con stent: Estiramiento principal 1. Diástole.

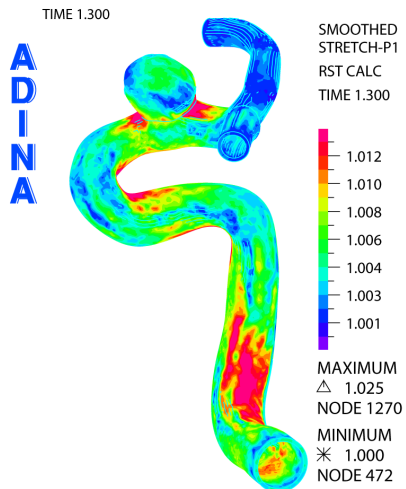


Figura 5.37: Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 1. Sístole.

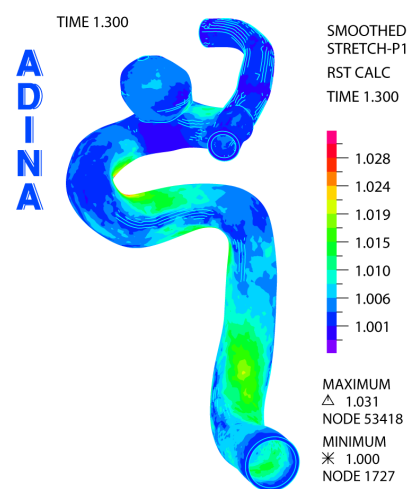


Figura 5.38: Modelo completo con stent: Estiramiento principal 1. Sístole.

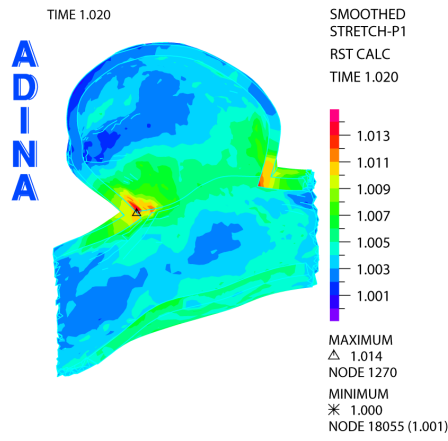


Figura 5.39: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 1. Diástole.

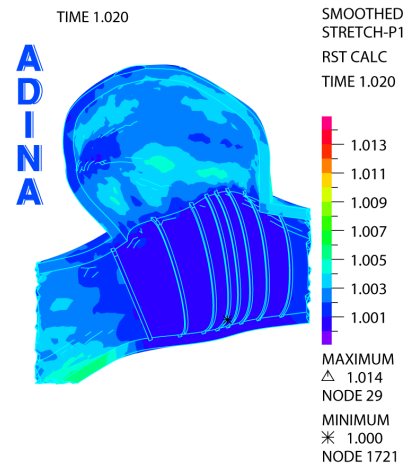


Figura 5.40: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 1. Diástole.

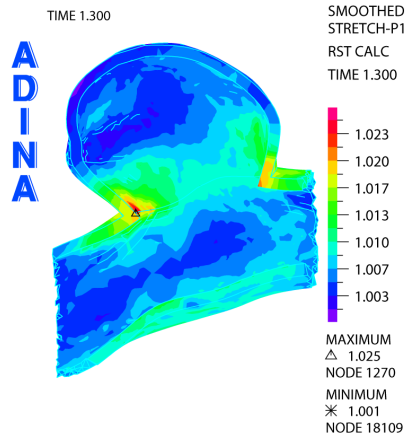


Figura 5.41: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 1. Sístole.

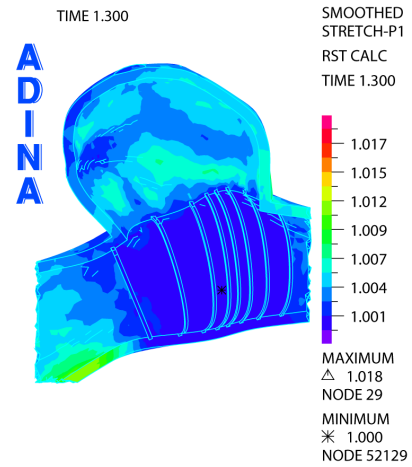


Figura 5.42: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 1. Sístole.

5.5.2. Estiramiento Principal 2

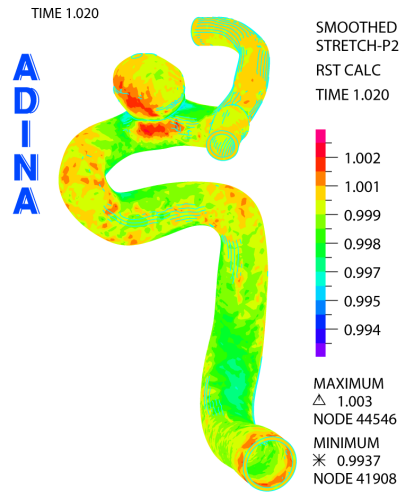


Figura 5.43: Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 2. Diástole.

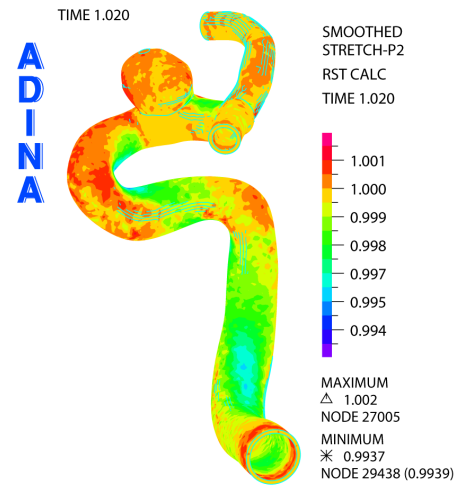


Figura 5.44: Modelo completo con stent: Estiramiento principal 2. Diástole.

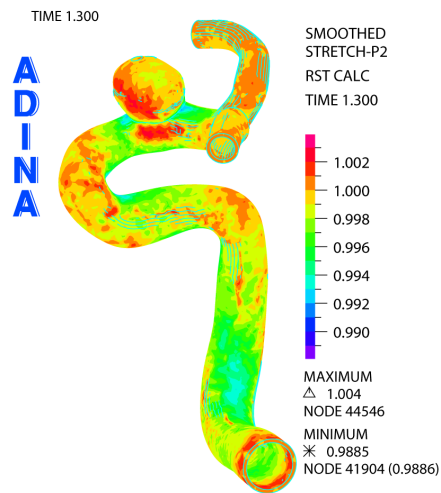


Figura 5.45: Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 2. Sístole.

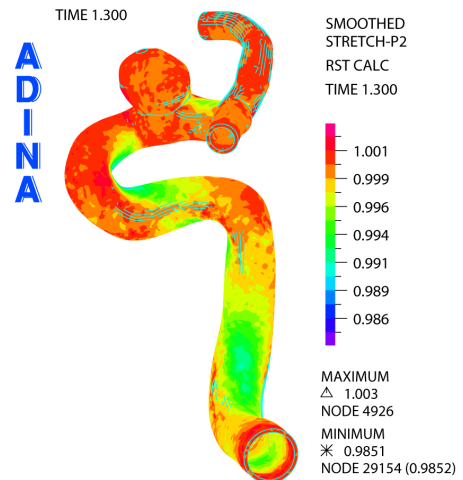


Figura 5.46: Modelo completo con stent: Estiramiento principal 2. Sístole.

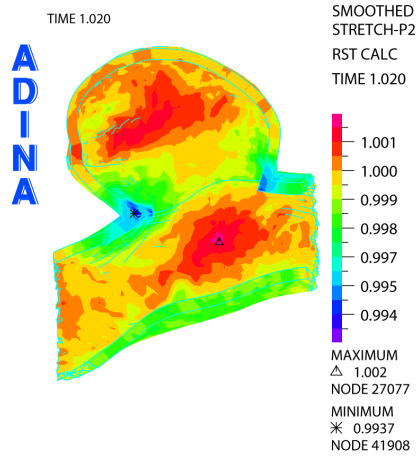


Figura 5.47: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 2. Diástole.

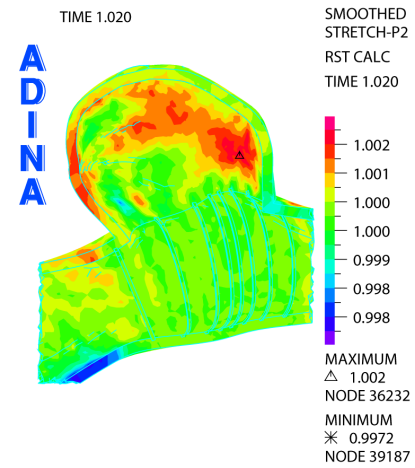


Figura 5.48: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 2. Diástole.

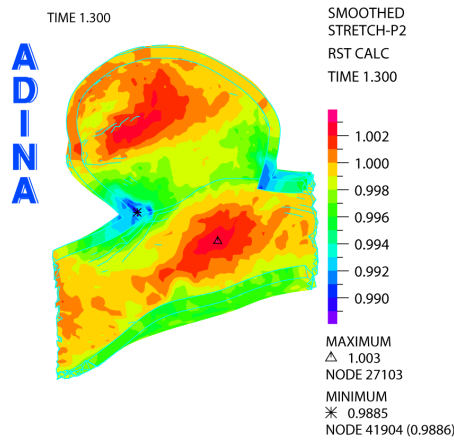


Figura 5.49: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 2. Sístole.

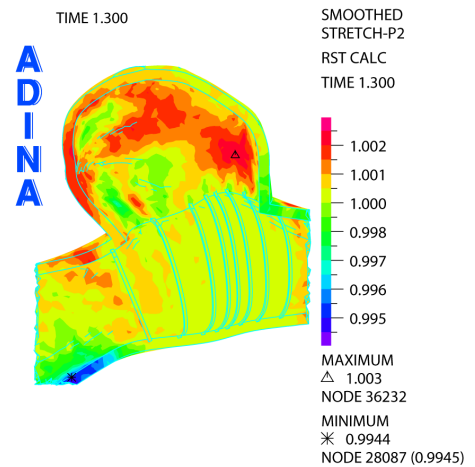


Figura 5.50: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 2. Sístole.

5.5.3. Estiramiento Principal 3

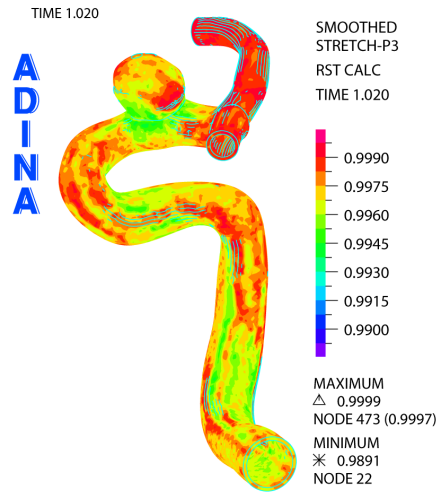


Figura 5.51: Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 3. Diástole.

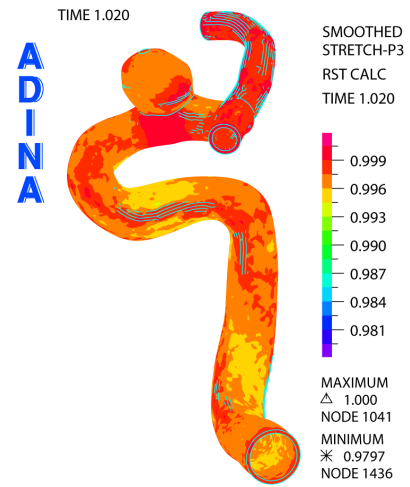


Figura 5.52: Modelo completo con stent: Estiramiento principal 3. Diástole.

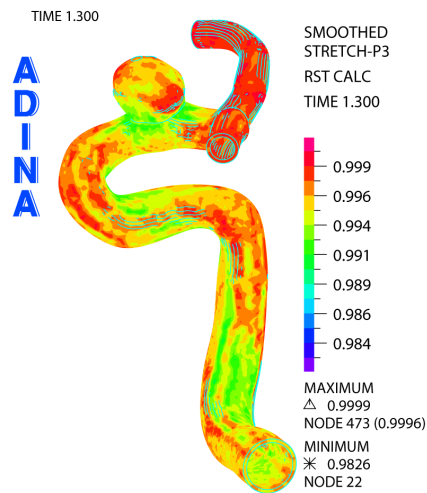


Figura 5.53: Modelo completo sin stent: Estiramiento principal 3. Sístole.

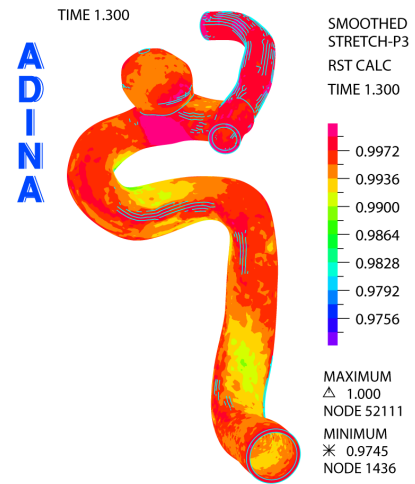


Figura 5.54: Modelo completo con stent: Estiramiento principal 3. Sístole.

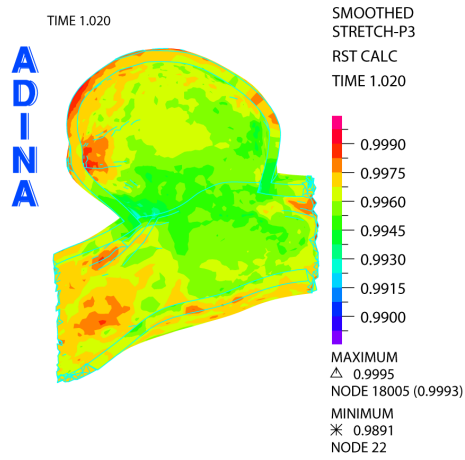


Figura 5.55: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 3. Diástole.

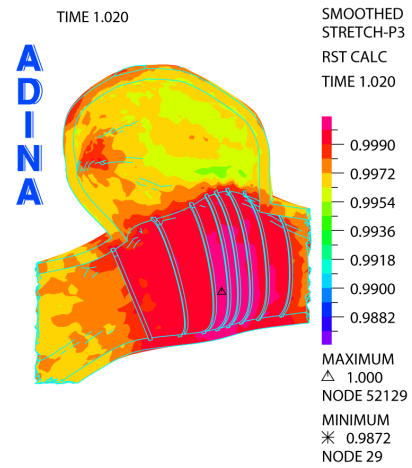


Figura 5.56: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 3. Diástole.

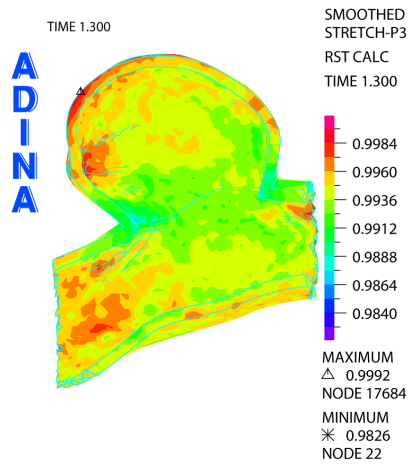


Figura 5.57: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Estiramiento principal 3. Sístole.

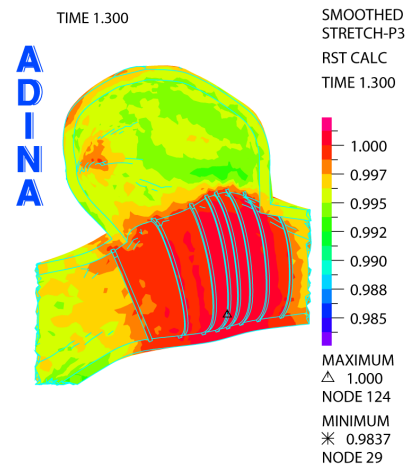


Figura 5.58: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Estiramiento principal 3. Sístole.

5.6. Desplazamientos

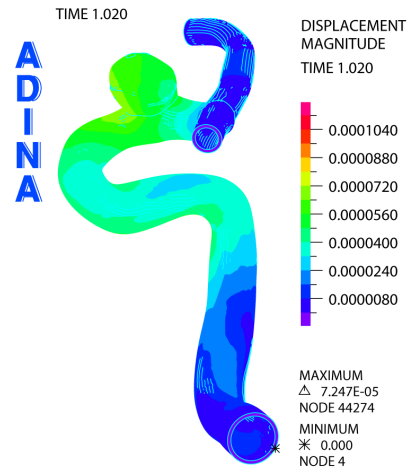


Figura 5.59: Modelo completo sin stent:
Desplazamiento. Díástole.

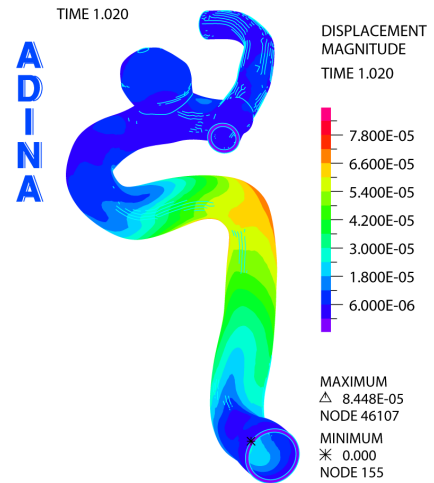


Figura 5.60: Modelo completo con stent:
Desplazamiento. Díástole.

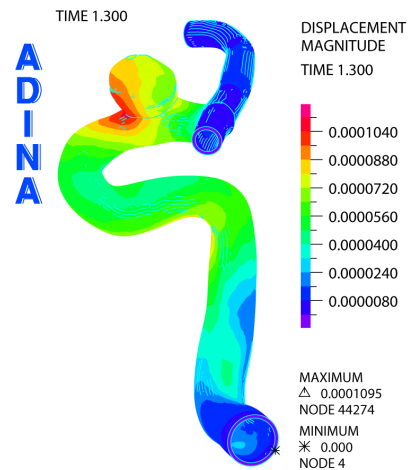


Figura 5.61: Modelo completo sin stent:
Desplazamiento. Sístole.

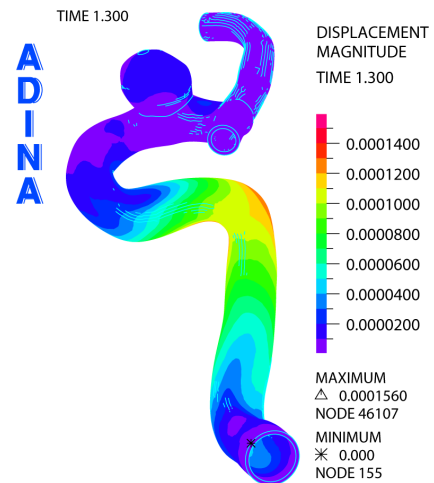


Figura 5.62: Modelo completo con stent:
Desplazamiento. Sístole.

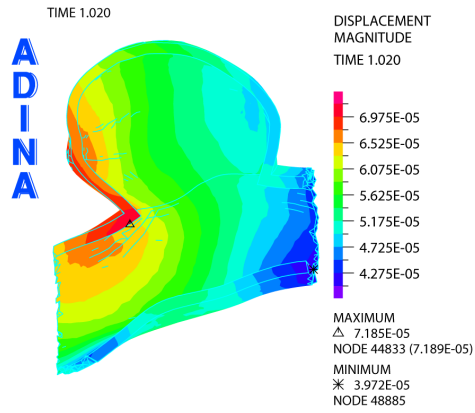


Figura 5.63: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Desplazamiento. Diástole.

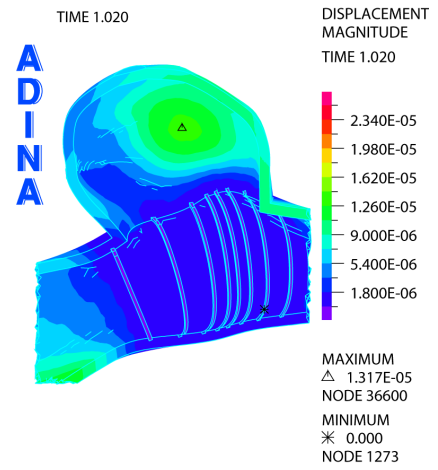


Figura 5.64: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Desplazamiento. Diástole.

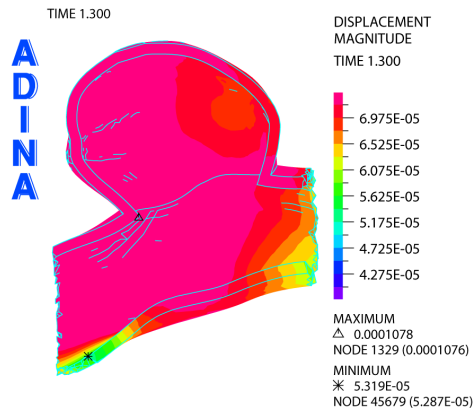


Figura 5.65: Plano de corte zona de aneurisma sin stent: Desplazamiento. Sístole.

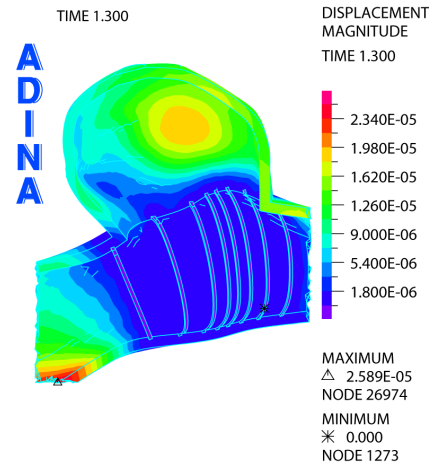


Figura 5.66: Plano de corte zona de aneurisma con stent: Desplazamiento. Sístole.

5.7. Nodos de Control

Fueron monitoreados dos nodos de control similares en ambos modelos (con y sin tratamiento endovascular), ubicado en la zona interior-central e interior-superior del aneurisma como lo muestra la figura 5.67, de los cuales se obtuvieron las variables: esfuerzo efectivo, esfuerzo principal 1 ($\sigma - P1$), estiramiento principal 1 ($\lambda - P1$) y la magnitud de desplazamiento en el tiempo total de simulación.

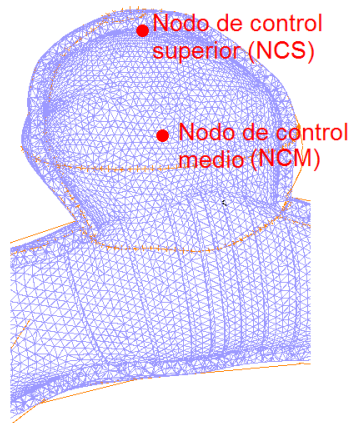


Figura 5.67: Nodos de control en la zona interior del aneurisma.

Los resultados presentados a continuación corresponden a gráficos de cada una de las variables mencionadas, en función del tiempo de simulación.

Además se adjuntó una tabla resumen de cada una de las variables con datos de interés como el valor máximo, mínimo y promedio de la variable para ambos modelos.

Cabe señalar que tradicionalmente en el desarrollo de este proyecto, se ha monitoreado un nodo de control más, ubicado en la zona del cuello del aneurisma. Para este trabajo de título no se utilizó tal nodo debido a la distorsión en los datos provocada por el empotramiento de las caras del stent.

Los nodos, de aquí en adelante, se denominarán como:

- Nodo de control medio (NCM): Para el nodo ubicado en la zona central-interior del aneurisma.
- Nodo de control superior (NCS): Para el nodo ubicado en la zona superior-interior del aneurisma.

5.7.1. Esfuerzo Efectivo

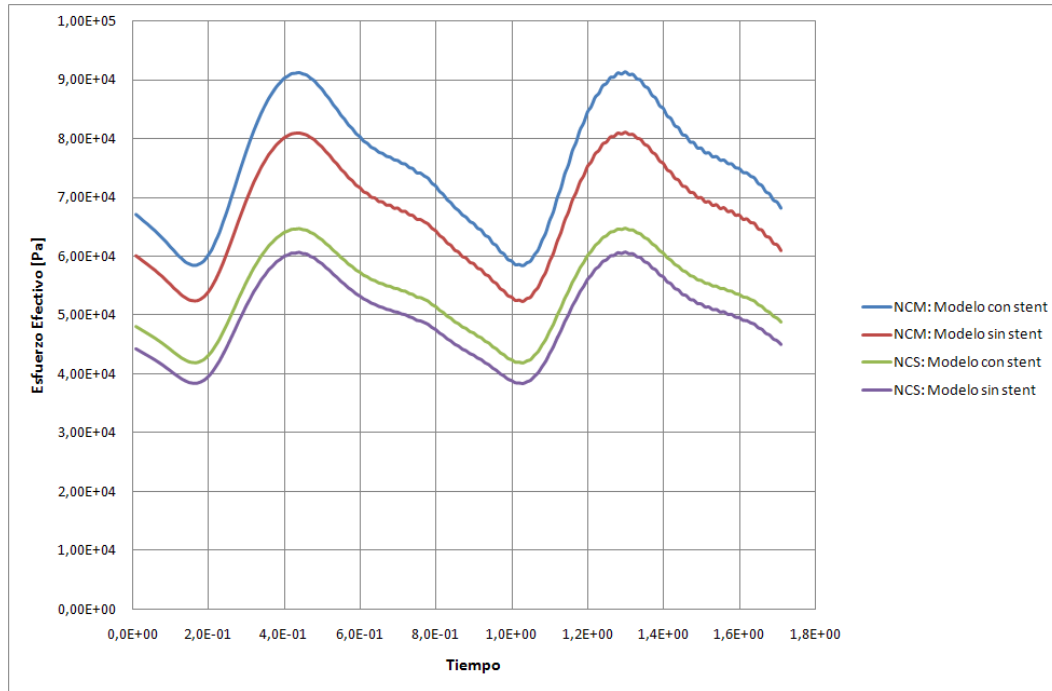


Figura 5.68: Esfuerzo efectivo en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).

Tabla 5.2: Resumen de datos - Esfuerzo efectivo en nodos de control.

Modelo		Mínimo [Pa]	Máximo [Pa]	Promedio [Pa]
Nodo Medio	Sin stent	5,24E+04	8,11E+04	6,71E+04
	Con stent	5,84E+04	9,15E+04	7,53E+04
Nodo Superior	Sin stent	3,84E+04	6,07E+04	4,98E+04
	Con stent	4,19E+04	6,47E+04	5,36E+04

5.7.2. Esfuerzo Principal 1

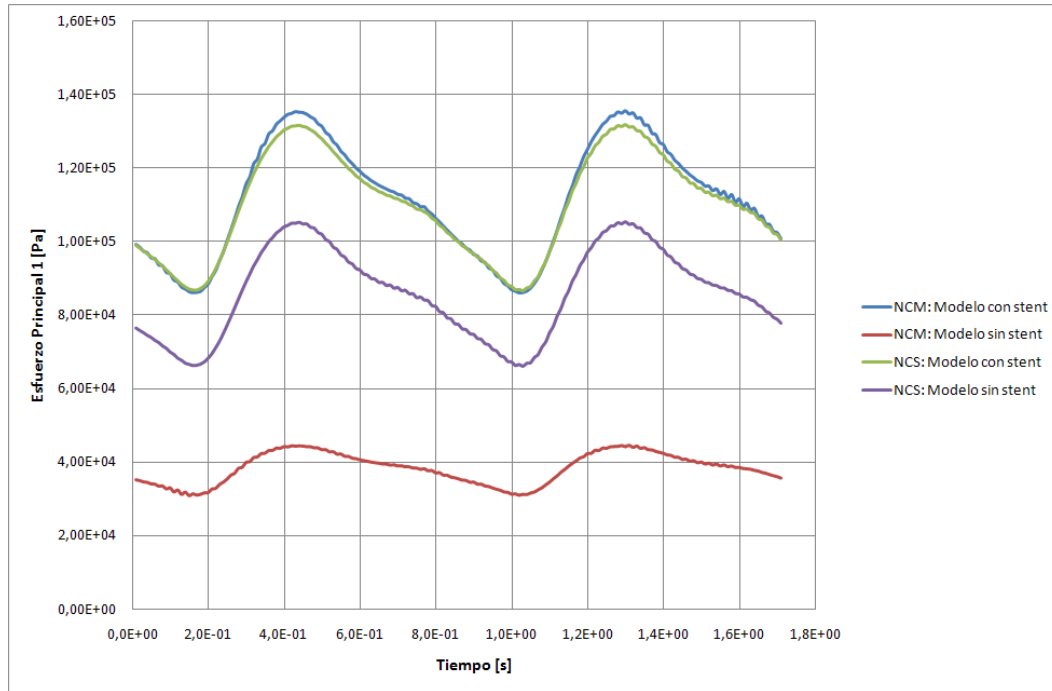


Figura 5.69: Esfuerzo principal 1 en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).

Tabla 5.3: Resumen de datos - Esfuerzo principal 1 ($\sigma - P1$) en nodos de control.

Modelo		Mínimo [Pa]	Máximo [Pa]	Promedio [Pa]
Nodo Medio	Sin stent	3,08E+04	4,46E+04	3,83E+04
	Con stent	8,60E+04	1,36E+05	1,11E+05
Nodo Superior	Sin stent	6,61E+04	1,05E+05	8,61E+04
	Con stent	8,66E+04	1,32E+05	1,10E+05

5.7.3. Estiramiento Principal 1

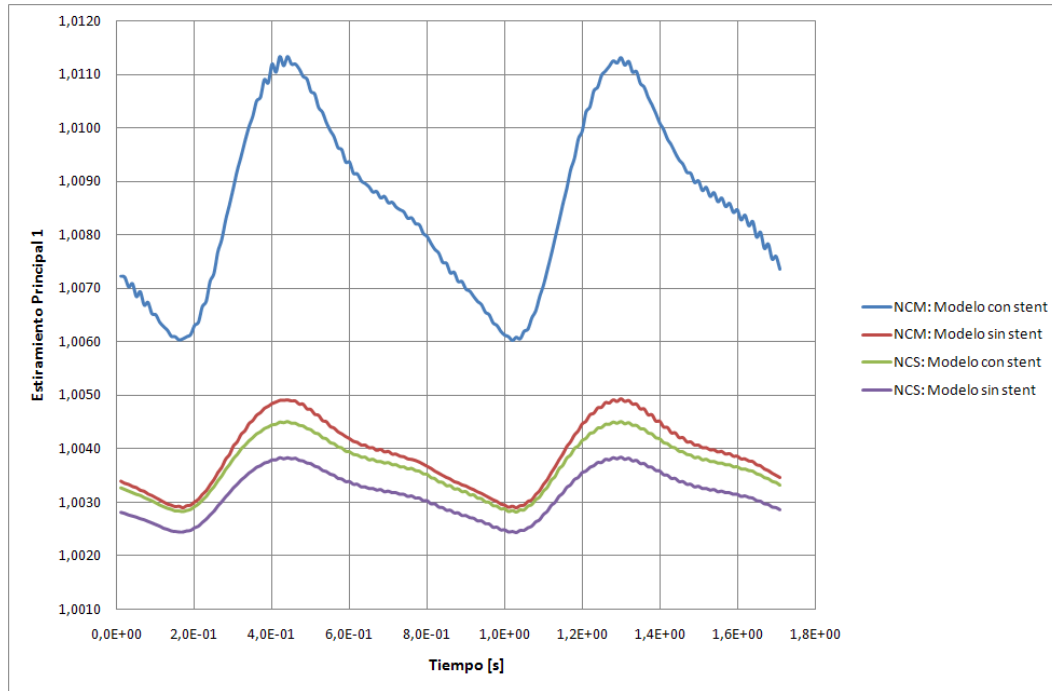


Figura 5.70: Estiramiento principal 1 en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).

Tabla 5.4: Resumen de datos - Estiramiento principal 1 ($\lambda - P1$) en nodos de control.

Modelo		Mínimo	Máximo	Promedio
Nodo Medio	Sin stent	1,0029	1,0049	1,0039
	Con stent	1,0060	1,0113	1,0086
Nodo Superior	Sin stent	1,0024	1,0039	1,0032
	Con stent	1,0028	1,0045	1,0037

5.7.4. Desplazamiento

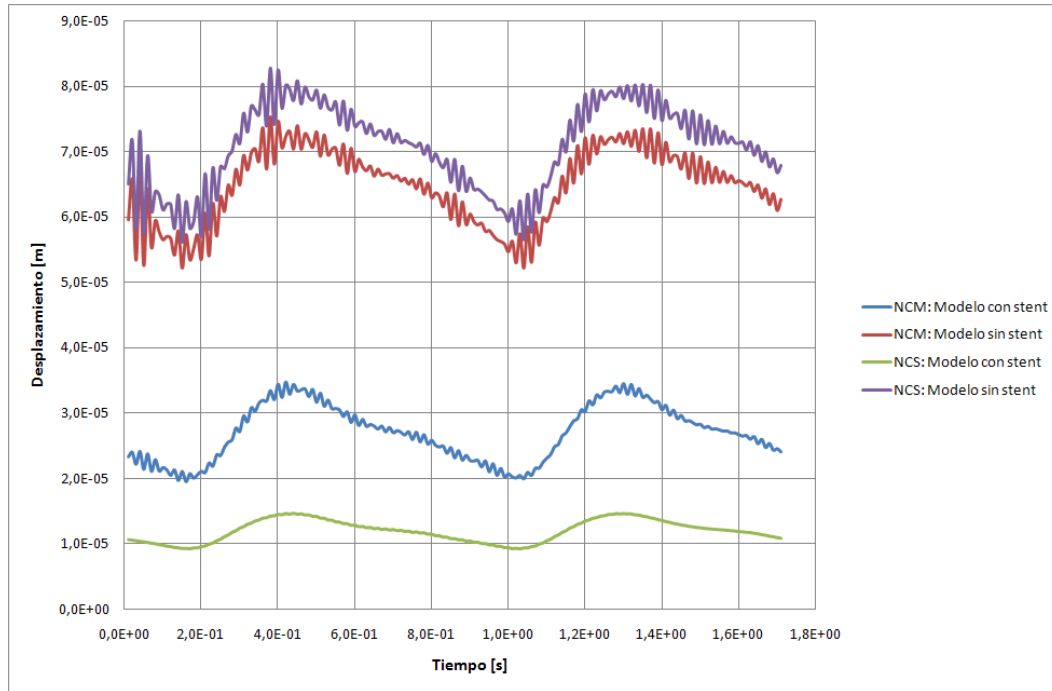


Figura 5.71: Magnitud de desplazamiento en función del tiempo para el nodo de control medio (NCM) y el nodo de control superior (NCS).

Tabla 5.5: Resumen de datos - Magnitud de desplazamiento en nodos de control.

Modelo		Mínimo [m]	Máximo [m]	Promedio [m]
Nodo Medio	Sin stent	5,23E-05	7,54E-05	6,49E-05
	Con stent	1,95E-05	3,47E-05	2,69E-05
Nodo Superior	Sin stent	5,62E-05	8,28E-05	7,08E-05
	Con stent	9,17E-06	1,47E-05	1,20E-05

Capítulo 6

Análisis y Discusión de Resultados

En este capítulo se analizan y discuten los resultados obtenidos en las simulaciones numéricas, presentados en el capítulo anterior, con el fin de establecer el impacto físico que produce la inclusión del tratamiento endovascular stent, desde el punto de vista de la mecánica de sólidos.

6.1. Simulación Auxiliar: Anillo Único

El fin principal de esta simulación fue determinar la diferencia entre los desplazamientos que se producen en la arteria y los anillos que forman el modelo de stent, para así validar el uso de empotramientos en el modelo con tratamiento incluido.

Para el modelo de arteria se escogió un nodo de control en la zona donde se sitúa el stent, de esta forma se monitoreó el desplazamiento de este en función del tiempo sometido a las cargas de presión en el interior de la arteria, a su vez, se realizó la simulación de uno de los ocho anillos de titanio que conforman el stent sometido a las mismas cargas.

Para que la simulación correspondiente al anillo tuviera resultados convergentes, se debió empotrar una de las líneas que lo conforman, se limitaron los grados de libertad, de manera que los resultados de desplazamiento correspondieran a las direcciones radiales de la arteria, es decir, se restringieron las rotaciones en los 3 ejes y el desplazamiento en sentido del flujo de la sangre.

Los resultados obtenidos se pueden resumir en la tabla 5.1 donde se compararon los datos de los máximos desplazamientos para ambos modelos.

El resultado muestra claramente que la arteria sufre un desplazamiento mucho mayor (dos ordenes de magnitud) que el anillo, sometido a las mismas cargas.

6.2. Esfuerzo Efectivo

Tabla 6.1: Resultados Globales - Esfuerzo Efectivo.

Modelo	Tiempo [s]	Esfuerzo Efectivo [Pa]	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	365,1	171349
	1,3 (Sístole)	307,5	217412
Con Stent	1,02 (Diástole)	38,92	721620
	1,3 (Sístole)	72,88	1220522

Tabla 6.2: Resultados Locales - Esfuerzo Efectivo.

Modelo	Tiempo [s]	Esfuerzo Efectivo [Pa]	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	7419	171349
	1,3 (Sístole)	10935	360676
Con Stent	1,02 (Diástole)	52,18	279899
	1,3 (Sístole)	84,76	474563

Al observar los resultados globales de ambos modelos, se puede ver que para el caso con stent, el esfuerzo máximo global en la sístole es de alrededor de un orden de magnitud mayor en comparación al caso sin tratamiento. Esto se puede explicar por el efecto que produce al empotrar los surcos que representan el stent, los cuales provocan una rigidez extrema en la zona de entrada del aneurisma, lo cual produce concentraciones de esfuerzos locales muy altos en algunos sectores como los sifones. Sin embargo en el cuello del aneurisma estos esfuerzos son notablemente menores.

Desde el punto de vista local, que se puede observar en los gráficos con plano de corte, si bien se presentan esfuerzos de mayor magnitud en la zona del aneurisma, estos son más localizados en el caso con stent, sin embargo, el campo de esfuerzos en la sístole disminuye de valores que superan los 100 [kPa] a 60 [kPa] aproximadamente.

Todo lo anterior hace pensar que el stent al momento de ser incluido en la pared arterial cumple una función de reforzamiento de la pared, lo cual tiene pros y contras. Por un lado disminuye la magnitud del esfuerzo total en el aneurisma en aproximadamente un 40 %, por otro lado, produce esfuerzos localizados mayores en lugares como el cuello del aneurisma. Este último resultado, además, se puede atribuir a la utilización de un modelo de arteria con espesor constante como lo

indica Figueroa [3] en su memoria de título.

6.3. Esfuerzos Principal 1

Tabla 6.3: Resultados Globales - Esfuerzo Principal 1 ($\sigma - P1$).

Modelo	Tiempo [s]	Esfuerzo Principal 1 [Pa]	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	-608371	648935
	1,3 (Sístole)	-1053402	1014580
Con Stent	1,02 (Diástole)	-1660371	1259215
	1,3 (Sístole)	-2931294	2123859

Tabla 6.4: Resultados Locales - Esfuerzo Principal 1 ($\sigma - P1$).

Modelo	Tiempo [s]	Esfuerzo Principal 1 [Pa]	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	-291196	576180
	1,3 (Sístole)	-501623	892927
Con Stent	1,02 (Diástole)	-948051	726171
	1,3 (Sístole)	-1527893	1096450

El set de datos obtenidos para los esfuerzos principales hacen una clara referencia a la imperfección de la construcción geométrica en la inclusión del stent en el modelo de aneurisma. En las figuras del plano de corte en la zona de aneurisma se puede ver claramente que para los tres esfuerzos principales se producen valores altísimos en las zonas generadas por los surcos del stent, las cuales poseen bordes rectos y puntas. Las herramientas computacionales disponibles no permitieron suavizar estas zonas, lo cual explica la ubicación y magnitud de estos esfuerzos.

6.4. Estiramientos Principal 1

Tabla 6.5: Resultados Globales - Estiramiento Principal 1 (λ -P1).

Modelo	Tiempo [s]	Estiramiento Principal 1	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	1,000	1,014
	1,3 (Sístole)	1,000	1,025
Con Stent	1,02 (Diástole)	1,000	1,021
	1,3 (Sístole)	1,000	1,031

Tabla 6.6: Resultados Locales - Estiramiento Principal 1 (λ -P1).

Modelo	Tiempo [s]	Estiramiento Principal 1	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	1,000	1,014
	1,3 (Sístole)	1,001	1,025
Con Stent	1,02 (Diástole)	1,000	1,014
	1,3 (Sístole)	1,000	1,018

Como el gradiente de deformación tiene una estrecha relación con la concentración de esfuerzos, los resultados obtenidos para los estiramientos principales son coherentes con los resultados obtenidos para los esfuerzos principales para el modelo global, en donde se puede ver valores mayores de estiramientos en el modelo con stent debido al efecto del cambio en la fuerza resultante en la zona de los sifones producido por el empotramiento del tratamiento. La zona del aneurisma en la sístole tiene, en general, estiramientos mayores en el modelo con stent, sin embargo, se ve que desaparecen los altos estiramientos en la zona del cuello y el campo de estiramientos se vuelve más homogéneo.

6.5. Desplazamientos

Tabla 6.7: Resultados Globales - Desplazamiento.

Modelo	Tiempo [s]	Desplazamiento [m]	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	0	7,24E-05
	1,3 (Sístole)	0	8,45E-05
Con Stent	1,02 (Diástole)	0	1,10E-04
	1,3 (Sístole)	0	1,56E-04

Tabla 6.8: Resultados Locales - Desplazamiento.

Modelo	Tiempo [s]	Desplazamiento [m]	
		Min	Max
Sin Stent	1,02 (Diástole)	3,97E-05	7,19E-05
	1,3 (Sístole)	5,32E-05	1,08E-04
Con Stent	1,02 (Diástole)	0	1,32E-05
	1,3 (Sístole)	0	2,59E-05

Como se esperaba, la magnitud de desplazamiento en el modelo global es mayor en uno de los sifones de la arteria en el caso con stent, producido por el cambio en la fuerza resultante que produce el empotrar la zona del stent, lo cual influye en traslaciones y rotaciones mayores en la zona mencionada en comparación con el caso sin stent.

En la zona del aneurisma se pudo ver claramente en las figuras 5.63, 5.64, 5.65 y 5.66 que el desplazamiento es menor en el modelo con stent debido al supuesto de empotrar los surcos que este produce en la geometría arterial. Cabe señalar que los datos presentados en las tablas 6.7 y 6.8 son los valores mínimos y máximos para la sección del modelo seleccionado, por ejemplo, para el tiempo de sístole en el modelo local con stent, el valor máximo desplazamiento alcanzado es de 2,59E-05 [m], sin embargo, si se mira la figura 5.66 este punto se encuentra fuera del aneurisma, por lo que no representa fidedignamente lo que sucede en la zona de interés.

6.6. Nodos de control

Los resultados obtenidos para los nodos de control en ambos modelos, muestran la influencia que produce la inclusión de un modelo de stent en la zona central y superior del aneurisma. Es

importante tener en cuenta que estos nodos solo entregan una idea aproximada de lo que pasa al interior del saco, no representa el comportamiento total del aneurisma.

- **Efuerzo efectivo:** En el gráfico 5.68 se observa un aumento del esfuerzo efectivo en el modelo con stent, donde el mínimo, máximo y esfuerzo promedio en el nodo es mayor en el tiempo. Si observamos las figuras 5.9 y 5.10 podemos observar que el nodo de control se ubica en una zona de concentración de esfuerzos local, lo cual, no representa de mejor manera el comportamiento de los esfuerzos en la totalidad del aneurisma.
- **Esfuerzo principal 1:** Como se mencionó anteriormente, los datos de esfuerzos principales se ven distorsionados por la construcción geométrica, generándose altos esfuerzos en el modelo con stent en las zonas terminales de los surcos. Para el nodo de control, estos altos esfuerzos generados en el cuello del aneurisma tienen influencia directa en los datos presentados en la figura 5.69 donde se muestra que el esfuerzo principal 1 es mayor en el modelo con stent.
- **Estiramiento principal 1:** Con los resultados del nodo de control se pueden corroborar las observaciones acerca del estiramiento principal 1 hechas en la sección anterior, donde se puede ver que en la zona media del aneurisma el estiramiento es mayor en el modelo con stent.
- **Desplazamiento:** Como se esperaba el desplazamiento en el nodo de control es menor para el caso con stent, debido a las restricciones de movimiento en la zona del cuello del aneurisma.

6.7. Mejoras Propuestas

Para realizar simulaciones de este tipo de tratamiento endovascular más cercanas al escenario real, se proponen las siguiente mejoras al modelo:

- **Utilizar un modelo de stent real:** Para este trabajo de título se tuvo que simplificar el modelo de stent, debido a las incompatibilidades registradas entre softwares de diseño gráfico y de elementos finitos.
- **Mejorar la capacidad computacional:** Utilizar equipos más potentes y de mejor rendimiento en el desarrollo de las simulaciones.

- **Resolver las simulaciones con ambos modelos en forma simultanea:** Realizar simulaciones donde el modelo de arteria-aneurisma interactue con el modelo de stent mediante un algoritmo de contacto.
- **Utilización de una malla más fina:** Permite aminorar los efectos locales producidos por problemas geométricos en el modelo.

Capítulo 7

Conclusiones

- Se seleccionó un modelo de aneurisma dentro de la base de datos, con el cual fue posible realizar con éxito todas las simulaciones propuestas en este trabajo de título.
- Se desarrolló junto a Pérez [1] una metodología que permite ajustar un modelo de stent que se adapte a la geometría de la arteria.
- Se realizaron con éxito dos simulaciones estructurales en tres dimensiones, de una arteria sin tratamiento y una con un modelo de stent de ocho anillos con sección transversal cuadrada, de las cuales se obtuvieron datos necesarios para estudiar la influencia de este tratamiento en la comportamiento físico de una arteria con aneurisma.
- Se generó una simulación auxiliar de un anillo de stent aislado para determinar el comportamiento frente a condiciones similares a las que sufre la pared arterial interior. De esta simulación se puede observar que la arteria sufre un desplazamiento mucho mayor que el stent sometido a las mismas condiciones físicas.
- Se observó en los gráficos y nodos de control que el modelo de stent no modifica de forma importante (diferencia del 1 % aproximadamente) los esfuerzos efectivos en la zona del aneurisma.
- Al analizar los resultados obtenidos para los esfuerzos principales en la zona del aneurisma, se puede ver que la construcción geométrica de este tema de memoria genera grandes esfuerzos en la zona del cuello debido a la utilización de secciones rectas y puntas en la interfaz stent-arteria.
- La inserción del stent en la arteria modifica los estiramientos principales, en particular, el estiramiento principal 1, que es el de mayor magnitud, incrementandolos en general en el

aneurisma, sin embargo, desaparecen grandes estiramientos en la zona de entrada de la sangre y se homogenizan en la superficie interior del aneurisma.

- Al estudiar la magnitud de desplazamiento en el interior del aneurisma, se observa la disminución de esta variable para el caso con tratamiento endovascular, atribuido al rol de refuerzo que cumplen los anillos del stent.
- La utilización de un nodo de control en la parte media interior y el domo del aneurisma, permitió cuantificar la variación de las distintas variables en todo el tiempo de simulación, lo cual permite reafirmar los resultados observados a nivel local mostrados en los gráficos.
- Las influencias locales debido a la construcción geométrica distorsionan en gran medida los resultados obtenidos.
- Para obtener resultados más ceñidos a la realidad, se debe mejorar el modelo geométrico 3D y la capacidad computacional para resolver modelos cinemáticos y dinámicos de mayor complejidad. Además, sería recomendable utilizar un software capaz de guardar los archivos de resultados en partes y no solo en un gran fichero, lo cual, limita en gran medida la utilización del recurso computacional debido a los altos esfuerzos, en términos de procesamiento de datos, en que se debe incurrir para analizar cada una de las soluciones de las simulaciones.
- Para líneas de investigación futuras, sería recomendable estudiar el algoritmo de contacto entre el stent y la pared arterial, de manera, de poder incluir este efecto en la simulación. Además, esta se podría llevar a cabo en software típicos utilizados en la literatura referente al tema como CFX.

Bibliografía

- [1] Javier Pérez. *Simulación fluidodinámica de tratamiento endovascular en modelos de aneurismas cerebrales reales*. Memoria en curso de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008.
- [2] Maximiliano Rojo. *Sensibilidad de soluciones de simulaciones de aneurismas cerebrales según parámetros mecánicos y geométricos*. Memoria en curso de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008.
- [3] Hernán Figueroa. *Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido-estructura*. Memoria en curso de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008.
- [4] Francisco Muñoz. *Análisis de esfuerzos y deformaciones en modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria en curso de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2007.
- [5] Sebastián Araya. *Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido-estructura*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile, 2008.
- [6] Pedro Torrens, *Análisis del comportamiento mecánico y caracterización geométrica de aneurismas cerebrales reales aislados*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2007.
- [7] Darren Lederman, *Modelación de Aneurismas Cerebrales: Simulación Fluidodinámica y Estructural*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2006.
- [8] A. Delfino, N. Stergiopulos. *Residual Strain Effects in the Stress Field in a Thick Wall Finite Element Model of the Human Carotid Bifurcation*. Journal of Biomechanics, Vol. 30, No 8, pp. 777-786, 1997.
- [9] Mano J. Thubrikar, *Vascular mechanics and pathology*, Editorial Springer, University of Virginia Health Sciences Center, Charlottesville, USA, 2007.

- [10] Kozaburo Hayashi, *Mechanical Properties of Soft Tissues and Arterial Walls*, Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems, Pgs. 15-64, 2003.
- [11] Gerhard A. Holzapfel, *Biomechanics of Soft Tissue*, Institute for Structural Analysis, Graz University of Technology, Austria, 2000
- [12] Monson, K.L. et al. *Significance of source and size in the mechanical response of human cerebral blood vessels*. Journal of Biomechanics, vol. 38, pp. 737-744. 2005.
- [13] Gerhard A. Holzapfel, Thomas C. Gasser and Ray W. Ogden *A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models*, Institute for Structural Analysis - Computational Biomechanics, Graz University of Technology, Austria, 2000.
- [14] P. Seshaiyer, F. P. K. Hsu, *Multiaxial Mechanical Behavior of Human Saccular Aneurysms*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 4, pp. 281-289, 2001.
- [15] *Designing the Ideal Stent*. Endovascular Today, pp. 25-34, Marzo 2007.
- [16] Holzapfel G.A. et al *Changes in the Mechanical Environment of Stenotic Arteries During Interaction With Stents: Computational Assessment of Parametric Stent Designs*, Journal of Biomechanical Engineering, vol. 127, pp. 166-180, 2005.
- [17] O'Brien, B. et al. *Development of a new niobium-based alloy for vascular stent applications*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2007.
- [18] ADINA R&D Inc. *ADINA Theory and Modeling Guide: ARD 04-7*, Versión ADINA 8.3, Online Manuals.