



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

ANÁLISIS FLUIDO ESTRUCTURAL EN ANEURISMA CEREBRAL HUMANO
UTILIZANDO MODELO DE MATERIAL OBTENIDO EXPERIMENTALMENTE

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA
INGENIERÍA, MENCIÓN MECÁNICA

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PATRICIO ALFONSO BURDILES ARANEDA

PROFESOR GUÍA:
ÁLVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
WILLIAMS CALDERÓN MUÑOZ
MICHEL IGNAT DELEANU
AMADOR GUZMÁN CUEVAS

SANTIAGO DE CHILE
NOVIEMBRE 2012

Resumen

ANÁLISIS FLUIDO ESTRUCTURAL EN ANEURISMA CEREBRAL HUMANO UTILIZANDO MODELO DE MATERIAL OBTENIDO EXPERIMENTALMENTE

El presente trabajo de título forma parte del proyecto FONDECYT N: 1110008. El principal objetivo de éste trabajo es realizar simulaciones numéricas a través del método de elementos finitos, modelando el comportamiento fluido dinámico y estructural en un aneurisma cerebral humano. Las simulaciones se realizaron en el programa ADINA 8.8 y consistieron de 8 simulaciones CSD, 1 simulación CFD y 4 simulaciones FSI. La mecánica del material se modeló con un ajuste de Mooney-Rivlin y un ajuste lineal elástico, los cuales se obtuvieron con muestras de tejido del aneurisma que se utilizó para obtener la geometría para las simulaciones. La geometría se modeló con espesor variable, esto significa que el aneurisma y la arteria tienen espesores de pared propios y se encuentran unidos por una sección de espesor variable.

Mediante las simulaciones se pudo comparar los resultados obtenidos en las simulaciones CSD y CFD con las simulaciones FSI. Se observó que las simulaciones CSD y FSI con material lineal elástico subestiman los resultados obtenidos en un 29 % para los esfuerzos en la pared del aneurisma en comparación a simulaciones similares con material ajustado por Mooney-Rivlin. Las simulaciones CSD subestiman los esfuerzos en 34 %, las deformaciones en 20 % y los desplazamientos en 30 % con respecto a las simulaciones FSI. La simulación CFD, en comparación con las simulaciones FSI, muestra diferencias muy pequeñas para la presión interna pero sobreestima los esfuerzos de corte en la pared de la arteria en 32 %, subestima la velocidad en 9 % y esfuerzo de corte dentro del aneurisma en 32 %.

Los resultados también muestran que simulaciones FSI acopladas en una dirección subestiman los resultados obtenidos para la pared del aneurisma en 6 %, en comparación con las simulaciones FSI totalmente acopladas.

Se concluye que la simulación más precisa es la FSI totalmente acoplada, con material ajustado por Mooney-Rivlin. Dado que se requiere de mucha capacidad computacional para completar la simulación mencionada previamente, se considera que una simulación FSI acoplada en una dirección con material ajustado por Mooney-Rivlin entrega resultados aceptables, requiriendo una capacidad computacional menor.

Summary

FLUID STRUCTURAL ANALYSIS ON HUMAN CEREBRAL ANEURYSM USING EXPERIMENTALLY OBTAINED MATERIAL MODEL

The present work forms part of the FONDECYT project N: 1110008. The main objective of this work is to perform numeric simulations using the finite element method, modeling the fluid dynamics and structural behavior on a human cerebral aneurysm. Simulations were performed on the commercial finite element program ADINA 8.8 and consisted of 8 CSD simulations, 1 CFD simulation and 4 FSI simulations. The material mechanics was modeled with a Mooney-Rivlin adjustment and a linear elastic adjustment, which were obtained using samples of the tissue of the aneurysm used as base for the geometry of the simulations. The geometry was modeled with variable thickness, this means that the aneurysm and the artery each has their own thickness and are united by a variable thickness section.

Through the simulations the results obtained on the CSD and CFD simulations were compared with the FSI simulations. It was observed that the CSD and FSI simulations with linear elastic material underestimate the stress on the aneurysm wall in 29 % compared to similar simulations with material adjusted with Mooney-Rivlin. CSD simulations underestimate stress in 34 %, strain in 20 % and displacement in 30 % compared with FSI simulations. CFD simulations, compared with FSI simulations, show very little differences for internal pressure but overestimate wall shear stress on the artery in 32 %, underestimate velocity in 9 % and wall shear stress in the aneurysm in 32 %.

The results also show that FSI simulations that have one way coupling, compared with a fully coupled FSI simulation, underestimate the results obtained for the aneurysm wall in 6 %.

It is concluded that the most precise simulation is the FSI fully coupled, with material adjusted with Mooney-Rivlin. Given that it is required big computational capacity to complete the simulation previously mentioned, it is considered that a FSI simulation coupled on one direction with Mooney-Rivlin material gives acceptable results, requiring less computational capacity.

Agradecimientos

Para comenzar quiero agradecer a mi familia, por haber auspiciado mis años universitarios, por el apoyo que me han dado en cada decisión que he tomado y porque siempre estuvieron a mi lado cuando los necesité.

Angela Segovia, muchas gracias por acompañarme durante todos estos años, haberme soportado en las épocas de mayor estrés y por ser la persona que eres.

Un agradecimiento muy especial al profesor Álvaro Valencia, por haberme aceptado como tesista de magister y por las oportunidades que me ha otorgado.

Quiero agradecer a mis amigos más cercanos por haber compartido conmigo estos años.

También quiero agradecer a los amigos que estuvieron conmigo cada día, con los que se estudió, trabajó y celebró. Jorge Reyes, Pablo Rojas, Javier Mahu, Camila Valenzuela, Manuel Gabriel Rojas, Sergio Godoy, Celso Rangel y Mario Montes.

Es necesario agradecer a todos los profesores y secretarías del departamento de Ingeniería Mecánica, por haber aportado en mi crecimiento académico y personal.

Quiero agradecer a los miembros de la comisión, Williams Calderón, Michel Ignat y Amador Guzmán, por haber aportado en el desarrollo y mejoramiento de este trabajo.

Un agradecimiento muy especial para Wikipedia y Google, por haber aclarado infinidad de temas en casi todas las materias vistas en estos años de estudio universitario.

Por último agradecer a Alvaro Contente, por haber aportado y ayudado directamente en el desarrollo de este trabajo.

A mis padres. Por enseñarme el valor del conocimiento.

Índice general

Índice general	I
Índice de cuadros	IV
Índice de figuras	VI
1 Introducción	1
1.1. Antecedentes generales	1
1.2. Motivación	2
1.3. Objetivos	2
1.3.1. Objetivos generales	2
1.3.2. Objetivos específicos	2
1.4. Alcances	3
2 Antecedentes	4
2.1. Generalidades	4
2.1.1. Antecedentes biológicos	4
2.2. Antecedentes metodológicos	6
2.2.1. Reconstrucción de caso real	6
2.2.2. Simulaciones FSI	6
2.2.3. Obtención experimental de curvas esfuerzo-deformación	8
2.3. Antecedentes teóricos	9
2.3.1. Modelamiento hemodinámico	9
2.3.2. Modelamiento arterial	11
2.3.3. Parametros de simulación	11
2.3.4. Esfuerzo efectivo de Von Misses	14
3 Metodología	15
3.1. Introducción	15
3.2. Reconstrucción de geometrías	15
3.2.1. Antecedentes	15
3.2.2. Metodología de reconstrucción	15
3.3. Espesor variable	20
3.4. Implementación de perfil de velocidad de Womersley	24
3.5. Implementación de simulaciones en ADINA	25
3.6. Planificación de simulaciones	30
3.6.1. Simulaciones CFD	30

3.6.2.	Simulaciones sólido puras	30
3.6.3.	Simulaciones FSI	30
3.6.4.	Resumen de simulaciones	30
4	Desarrollo	32
4.1.	Introducción	32
4.2.	Espesor promedio de la pared del aneurisma	32
4.3.	Geometría reconstruida	33
4.4.	Prueba de malla	34
4.4.1.	Caso de prueba	35
4.4.2.	Parámetros de control	35
4.4.3.	Resultados prueba de malla en fluido	36
4.4.4.	Resultados de prueba de malla en sólido 3D	39
4.4.5.	Resultados de prueba de malla en sólido con elementos tipo cáscara	41
4.5.	Modelos hiper-elásticos de comportamiento de pared de aneurisma	42
4.5.1.	Modelo hiper-elástico de Contente	42
4.5.2.	Modelo hiper-elástico de Toth	46
4.5.3.	Modelo hiper-elástico de Costalat	46
4.5.4.	Modelo hiper-elástico de Seshaiyer	46
4.6.	Teoría de cáscaras de Laplace	49
5	Resultados	50
5.1.	Consideraciones generales	50
5.2.	Resultados simulaciones CFD	52
5.2.1.	Consideraciones generales	52
5.3.	Resultados simulaciones estructurales puras CSD	60
5.3.1.	Resultados simulación material lineal elástico elemento shell	60
5.3.2.	Resultados simulación material de Mooney-Rivlin, elemento shell 3D	80
5.3.3.	Resultados simulación material lineal elastico, elemento sólido 3D	100
5.3.4.	Resultados simulación material de Mooney-Rivlin, elemento sólido 3D	107
5.4.	Resultados simulaciones FSI	113
5.4.1.	Resultados simulación con material lineal elástico	113
5.4.2.	Resultados simulación con material lineal elástico, one way coupling	125
5.4.3.	Resultados simulación con material de Mooney-Rivlin	136
5.4.4.	Resultados simulación con material de Mooney-Rivlin, one way coupling	148
6	Análisis y discusión de resultados	162
6.1.	Simulación fluidodinámica	162
6.2.	Simulación Estructural	163
6.3.	Simulación FSI	170
6.3.1.	Sólido	170
6.3.2.	Fluido	174
6.4.	Comparación FSI vs CSD	178
6.5.	Comparación FSI vs CFD	183
6.6.	Relación entre variables	186
7	Conclusiones	188

Bibliografía	191
Appendices	192
A Escalamiento en aneurisma grande	A. 1
B Imágenes utilizadas en la determinación del espesor	B. 1

Índice de cuadros

2.1. Parámetros de modelo de Carreau para flujo sanguíneo.	13
3.1. Escalamiento Pieza 1, aneurisma pequeño	19
4.1. Espesor promedio por muestra	32
4.2. Espesor por sección para el aneurisma considerado	33
4.3. Medidas principales caso N°1	34
4.4. Características relevantes de aneurismas presentes en caso N°1.	34
4.5. Valores Obtenidos en prueba de malla CFD	36
4.6. Diferencia porcentual para valores obtenidos en prueba de malla CFD	36
4.7. Valores obtenidos en prueba de malla CSD	39
4.8. Diferencia porcentual para valores obtenidos en prueba de malla CSD	39
4.9. Valores obtenidos en prueba de malla CSD con elementos tipo cáscara.	41
4.10. Diferencia porcentual para valores obtenidos en prueba de malla CSD con elementos tipo cáscara.	41
4.11. Constantes por Autor	48
4.12. Volumen y radio equivalente.	49
4.13. Esfuerzos por aneurisma.	49
5.1. Características de cada simulación.	50
6.1. Resumen de resultados simulación CFD. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte en aneurisma 1 y sus diferencias porcentuales.	162
6.2. Resumen de resultados simulación CFD. Puntos de velocidad máxima en planos de control para el aneurisma 1 y sus diferencias porcentuales.	162
6.3. Configuración de simulaciones CSD	164
6.4. Resumen de resultados para desplazamiento, esfuerzo efectivo y 1° esfuerzo principal en simulaciones estructurales puras.	164
6.5. Resumen de resultados para 1° y 3° deformaciones principales en simulaciones estructurales puras.	164
6.6. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de material para valores máximos. Parte 1.	167
6.7. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de material para valores máximos. Parte 2.	168
6.8. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de elemento para valores máximos. Parte 1.	168
6.9. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de elemento para valores máximos. Parte 2.	169

6.10. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de carga y espesor. Parte 1.	169
6.11. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de carga y espesor. Parte 2.	169
6.12. Configuración de simulaciones FSI	170
6.13. Resumen de resultados para desplazamiento, esfuerzo efectivo y 1° esfuerzo principal en parte sólida, simulación FSI.	171
6.14. Resumen de resultados para 1° y 3° deformaciones principales en parte sólida, simulación FSI.	171
6.15. Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de acoplamiento para valores máximos. Parte 1.	174
6.16. Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de acoplamiento para valores máximos. Parte 2.	174
6.17. Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de material para valores máximos. Parte 1.	174
6.18. Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de material para valores máximos. Parte 2.	175
6.19. Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.	175
6.20. Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI. Puntos máximos de velocidad por plano.	175
6.21. Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando acoplamiento. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.	175
6.22. Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando acoplamiento. Puntos máximos de velocidad por plano.	177
6.23. Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando el material de la pared. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.	178
6.24. Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando el material de la pared. Puntos máximos de velocidad por plano.	178
6.25. Resumen de resultados para desplazamiento, esfuerzo efectivo y 1° esfuerzo principal en simulaciones estructurales puras y parte sólida de simulación FSI.	179
6.26. Resumen de resultados para 1° y 3° deformaciones principales en simulaciones estructurales puras y parte sólida de simulación FSI.	179
6.27. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD y parte sólida de simulación FSI variando el tipo de elemento para valores máximos por material. Parte 1.	182
6.28. Diferencia porcentual entre simulaciones CSD y parte sólida de simulación FSI variando el tipo de elemento para valores máximos por material. Parte 2.	182
6.29. Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.	183
6.30. Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de velocidad por plano.	183
6.31. Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.	183
6.32. Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de velocidad por plano.	186
A.1. Escala Aneurisma Grande	A. 1

Índice de figuras

2.1. Lugares comunes de crecimiento de aneurismas intercraneales.	5
2.2. Tipos de aneurismas	5
2.3. Aneurisma intracraneal.	6
2.4. Estructura de una arteria.	7
2.5. Angiógrafo Rotacional 3D Phillips Integris Allura	7
2.6. Máquina de ensayo de micro tracción en montada en microscopio.	8
2.7. Perfil de velocidad promedio para flujo sanguíneo	12
2.8. Pulsos de presión promedio.	13
3.1. Geometría enviada desde el instituto de neurocirugía Asenjo.	16
3.2. Reconstruir en Rhinoceros	18
3.3. Contornos definitivos, obtenidos luego de la limpieza y simplificación.	19
3.4. Sección donde el aneurisma 1 se une con la arteria.	23
3.5. Detalle de perfil de Womersley en ADINA	25
3.6. Diagrama de iteración entre sólido y fluido para cada paso de tiempo en simulación totalmente acoplada (flecha roja y azul) y acoplada en una dirección (flecha azul).	29
4.1. Medición de espesor en muestra	33
4.2. Geometría Caso N°1	34
4.3. Detalle espesor variable en caso N°1	35
4.4. Densidad de elementos v/s Presión máx. en prueba de malla CFD.	37
4.5. Densidad de elementos v/s CRN en prueba de malla CFD.	37
4.6. Densidad de elementos v/s wss en prueba de malla CFD.	38
4.7. Densidad de elementos v/s tiempo en prueba de malla CFD.	38
4.8. Malla CFD (0,33 [mm] de largo, 340000 elementos)	39
4.9. Densidad de elementos v/s esfuerzo efectivo de Von Misses	40
4.10. Densidad de elementos v/s tiempo de simulación.	40
4.11. Malla CSD 3D (0,2 [mm] de largo, 674000 elementos)	41
4.12. Densidad de malla v/s esfuerzo efectivo de Von Misses en sólido con elementos tipo cáscara.	42
4.13. Densidad de malla v/s deformación P-1 en sólido con elementos tipo cáscara.	43
4.14. Densidad de malla v/s tiempo de simulación en sólido con elementos tipo cáscara.	43
4.15. Malla CSD tipo cáscara (largo 0,33 [mm], 42000 elementos).	44
4.16. Curvas hiper-elásticas obtenidas por Contente.	45
4.17. Curva promedio de Contente y modelo lineal.	45
4.18. Modelos hiper-elásticos por autor.	48
5.1. Entrada y salidas del flujo	51

5.2. Puntos de control aneurisma 1.	51
5.3. Planos de control aneurisma 1.	53
5.4. Simulación 1. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,89[s]) a la izquierda y para sístole (1,16 [s]) a la derecha.	53
5.5. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.	54
5.6. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.	54
5.7. Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	54
5.8. Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y fondo (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	55
5.9. Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	55
5.10. Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,89[s]).	56
5.11. Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,89 [s]).	56
5.12. Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,89 [s]).	57
5.13. Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en sístole (1,16 [s]).	57
5.14. Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en sístole(1,16 [s]).	58
5.15. Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en diástole(0,89 [s]).	58
5.16. Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en diástole(0,89 [s]).	58
5.17. Simulación 1. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	59
5.18. Simulación 1. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	59
5.19. Simulación 1. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	60
5.20. Simulación 2. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	61
5.21. Simulación 2. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	61
5.22. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	62
5.23. Simulación 2. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	62
5.24. Simulación 2. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	63

5.25. Simulación 2. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	63
5.26. Simulación 2. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	64
5.27. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	64
5.28. Simulación 2. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	65
5.29. Simulación 2. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	65
5.30. Simulación 2. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	66
5.31. Simulación 2. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	66
5.32. Simulación 2. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	67
5.33. Simulación 3. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	68
5.34. Simulación 3. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	68
5.35. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	68
5.36. Simulación 3. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	69
5.37. Simulación 3. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	69
5.38. Simulación 3. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	70
5.39. Simulación 3. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	70
5.40. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	71
5.41. Simulación 3. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	71
5.42. Simulación 3. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	72
5.43. Simulación 3. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	72
5.44. Simulación 3. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	73
5.45. Simulación 3. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	73
5.46. Simulación 4. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	74
5.47. Simulación 4. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	75
5.48. Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	75

5.49. Simulación 4. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	75
5.50. Simulación 4. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	76
5.51. Simulación 4. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	76
5.52. Simulación 4. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	77
5.53. Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	77
5.54. Simulación 4. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	78
5.55. Simulación 4. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	78
5.56. Simulación 4. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	79
5.57. Simulación 4. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	79
5.58. Simulación 4. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	80
5.59. Simulación 5. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	81
5.60. Simulación 5. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	81
5.61. Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	81
5.62. Simulación 5. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	82
5.63. Simulación 5. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	82
5.64. Simulación 5. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	83
5.65. Simulación 5. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	83
5.66. Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	84
5.67. Simulación 5. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	84
5.68. Simulación 5. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	85
5.69. Simulación 5. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	85
5.70. Simulación 5. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	86
5.71. Simulación 5. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	86
5.72. Simulación 6. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	87

5.73. Simulación 6. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	88
5.74. Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	88
5.75. Simulación 6. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	89
5.76. Simulación 6. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	89
5.77. Simulación 6. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	90
5.78. Simulación 6. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	90
5.79. Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	91
5.80. Simulación 6. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	91
5.81. Simulación 6. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	92
5.82. Simulación 6. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	92
5.83. Simulación 6. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	93
5.84. Simulación 6. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	93
5.85. Simulación 7. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	94
5.86. Simulación 7. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	95
5.87. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	95
5.88. Simulación 7. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	96
5.89. Simulación 7. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	96
5.90. Simulación 7. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	96
5.91. Simulación 7. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	97
5.92. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	97
5.93. Simulación 7. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	98
5.94. Simulación 7. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	98
5.95. Simulación 7. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	99
5.96. Simulación 7. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	99

5.97. Simulación 7. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	100
5.98. Simulación 8. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	101
5.99. Simulación 8. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	101
5.100 Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	102
5.101 Simulación 8. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	102
5.102 Simulación 8. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	103
5.103 Simulación 8. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	103
5.104 Simulación 8. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	103
5.105 Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	104
5.106 Simulación 8. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	104
5.107 Simulación 8. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	105
5.108 Simulación 8. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	105
5.109 Simulación 8. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	106
5.110 Simulación 8. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	106
5.111 Simulación 9. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	107
5.112 Simulación 9. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	108
5.113 Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	108
5.114 Simulación 9. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	109
5.115 Simulación 9. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	109
5.116 Simulación 9. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	110
5.117 Simulación 9. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	110
5.118 Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	110
5.119 Simulación 9. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	111
5.120 Simulación 9. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	111

5.121	Simulación 9. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	112
5.122	Simulación 9. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	112
5.123	Simulación 9. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	113
5.124	Simulación 10. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	114
5.125	Simulación 10. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	114
5.126	Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	115
5.127	Simulación 10. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	115
5.128	Simulación 10. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	116
5.129	Simulación 10. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	116
5.130	Simulación 10. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	117
5.131	Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	117
5.132	Simulación 10. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	117
5.133	Simulación 10. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	118
5.134	Simulación 10. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	118
5.135	Simulación 10. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	119
5.136	Simulación 10. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	119
5.137	Simulación 10. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,2 [s]) a la derecha.	120
5.138	Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.	120
5.139	Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.	121
5.140	Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).	121
5.141	Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).	122
5.142	Simulación 10. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).	122
5.143	Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	122

5.144	Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	123
5.145	Simulación 10. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	123
5.146	Simulación 10. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	124
5.147	Simulación 10. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	124
5.148	Simulación 10. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	125
5.149	Simulación 11. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	126
5.150	Simulación 11. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	126
5.151	Simulación 11. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	126
5.152	Simulación 11. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	127
5.153	Simulación 11. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	127
5.154	Simulación 11. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	128
5.155	Simulación 11. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	128
5.156	Simulación 11. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	129
5.157	Simulación 11. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	129
5.158	Simulación 11. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	129
5.159	Simulación 11. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	130
5.160	Simulación 11. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	130
5.161	Simulación 11. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	131
5.162	Simulación 11. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,16 [s]) a la derecha.	131
5.163	Simulación 11. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.	132
5.164	Simulación 11. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.	132
5.165	Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	133
5.166	Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	133

5.167	Simulación 11. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	134
5.168	Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	134
5.169	Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	134
5.170	Simulación 11. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	135
5.171	Simulación 11. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	135
5.172	Simulación 11. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	136
5.173	Simulación 11. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos. . . .	137
5.174	Simulación 12. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	137
5.175	Simulación 12. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	138
5.176	Simulación 12. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2[s]).	138
5.177	Simulación 12. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	139
5.178	Simulación 12. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	139
5.179	Simulación 12. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).	140
5.180	Simulación 12. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	140
5.181	Simulación 12. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	140
5.182	Simulación 12. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	141
5.183	Simulación 12. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).	141
5.184	Simulación 12. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1. .	142
5.185	Simulación 12. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Misses (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	142
5.186	Simulación 12. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	143
5.187	Simulación 12. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,2 [s]) a la derecha.	143
5.188	Simulación 12. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.	144
5.189	Simulación 12. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.	144

5.190	Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).	145
5.191	Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).	145
5.192	Simulación 12. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).	145
5.193	Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	146
5.194	Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	146
5.195	Simulación 12. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	147
5.196	Simulación 12. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	147
5.197	Simulación 12. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	148
5.198	Simulación 12. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	149
5.199	Simulación 13. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	149
5.200	Simulación 13. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	150
5.201	Simulación 13. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	150
5.202	Simulación 13. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	151
5.203	Simulación 13. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	151
5.204	Simulación 13. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).	152
5.205	Simulación 13. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	152
5.206	Simulación 13. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	152
5.207	Simulación 13. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	153
5.208	Simulación 13. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).	153
5.209	Simulación 13. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.	154
5.210	Simulación 13. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	154
5.211	Simulación 13. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.	155
5.212	Simulación 13. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,16 [s]) a la derecha.	155

5.213	Simulación 13. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.	156
5.214	Simulación 13. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.	156
5.215	Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	157
5.216	Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	157
5.217	Simulación 13. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).	158
5.218	Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	158
5.219	Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	158
5.220	Simulación 13. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).	159
5.221	Simulación 13. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	159
5.222	Simulación 13. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	160
5.223	Simulación 13. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.	161
6.1.	Desplazamientos máximos y de control para simulaciones CSD.	165
6.2.	Esfuerzos efectivos máximos y de control para simulaciones CSD.	165
6.3.	Primer esfuerzo principal máximo y de control para las simulaciones CSD.	166
6.4.	Primera deformación principal máxima y de control para las simulaciones CSD.	166
6.5.	Tercera deformación principal mínima y de control para simulaciones CSD.	167
6.6.	Desplazamientos máximos y de control para simulaciones FSI, parte sólida.	171
6.7.	Esfuerzo efectivo de Von Mises máximo y de control para simulaciones FSI, parte sólida.	172
6.8.	Primer esfuerzo principal máximo y de control para simulaciones FSI, parte sólida.	172
6.9.	Primera deformación principal máxima y de control para simulaciones FSI, parte sólida.	173
6.10.	Tercera deformación principal máxima y de control para simulaciones FSI, parte sólida.	173
6.11.	Presión máxima y mínima para la geometría y máxima para el aneurisma 1 para simulaciones FSI, parte fluida.	176
6.12.	Magnitud de la velocidad máxima en planos de entrada, medio y superior y punto de control para simulaciones FSI, parte fluida.	176
6.13.	Esfuerzo de corte máximo para la geometría, aneurisma 1 y punto de control para simulaciones FSI, parte fluida.	177
6.14.	Desplazamiento máximo y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.	179
6.15.	Esfuerzo efectivo de Von Mises máximo y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.	180

6.16. Primer esfuerzo principal máximo y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.	180
6.17. Primera deformación principal máxima y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.	181
6.18. Tercera deformación principal máxima y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.	181
6.19. Presión interna máxima y mínima para toda la geometría, máxima y de control en aneurisma 1 para simulaciones CFD y FSI, parte fluida.	184
6.20. Magnitud de velocidad máxima y mínima para toda la geometría, máxima y de control en aneurisma 1 para simulaciones CFD y FSI, parte fluida.	184
6.21. Esfuerzo de corte máximo para toda la geometría, máxima y de control en aneurisma 1 para simulaciones CFD y FSI, parte fluida.	185
6.22. Esfuerzo de corte en aneurisma 1 vs velocidad en plano de entrada a aneurisma 1 (izquierda) y caída de presión vs velocidad en plano de entrada a aneurisma 1 (derecha).	186
6.23. Esfuerzo de corte en aneurisma 1 vs tercera deformación principal (izquierda) y presión en aneurisma 1 vs esfuerzo efectivo de Von Misses en aneurisma 1 (derecha).	187
B.1. Muestra 2	B. 1
B.2. Muestra 3	B. 2
B.3. Muestra 4	B. 2

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes generales

Los aneurismas cerebrales son anomalías existentes en las arterias, comúnmente en la zona denominada Círculo de Willis, al interior del cerebro humano. Estas anomalías se presentan como deformaciones de la arteria y constituyen un peligro latente para quienes las padecen. Un método de detección de los aneurismas son las Angiografías Rotacionales 3D.

La formación natural de un aneurisma con forma de saco consiste de tres etapas: patogénesis, crecimiento y ruptura. Existen muchas teorías acerca de la formación de los aneurismas, sin embargo, todavía no hay consenso en alguna de ellas. Lo que sí está claro, es que las características estructurales de las arterias cerebrales, los factores de riesgo, la genética y la hemodinámica (pulso de sangre) contribuyen a la patogénesis de los aneurismas. Éstos comienzan como una pequeña inflamación puntual, o dilatación de la pared arterial, y pueden expandirse hasta tener 30 [mm] de diámetro, llegando a ser muy complejos en forma y constitución [1].

El equipo del profesor Álvaro Valencia ha desarrollado trabajos de simulación acerca de la interacción entre la pared del aneurisma y el flujo sanguíneo (simulación de interacción entre sólido y fluido o FSI). Las simulaciones se han realizado utilizando geometrías computacionales obtenidas de angiografías de aneurismas reales. Los resultados de las simulaciones indican una relación entre el esfuerzo de corte en la pared provocado por el flujo de sangre y las zonas de la pared del aneurisma que se ven sujetas a mayor esfuerzo [1]. Todas estas simulaciones utilizaron modelos de comportamiento mecánico de la pared del aneurisma desarrollados por otros autores [2] [3].

Como parte de un trabajo previo, realizado por A. Contente [4], dentro del equipo del profesor Valencia en la Universidad de Chile, se caracterizó el comportamiento mecánico en tracción de un aneurisma extraído de un paciente, y se desarrolló un primer modelo del comportamiento mecánico de la pared del aneurisma. El presente trabajo, consistente en una modelación FSI (Fluid Solid Interaction) avanzada del comportamiento mecánico de aneurismas cerebrales, considerará los antecedentes sobre tal tipo de comportamiento obtenidos por Contente [4], en términos de caracterización experimental y modelos. En la simulaciones se utilizará solamente una geometría, la cual corresponde a la digitalización del aneurisma utilizado por Contente

para crear su modelo. El presente trabajo se enmarca dentro del proyecto FONDECYT N°1110008.

1.2. Motivación

Se ha estimado que entre el 1% al 5% de la población mundial puede tener un aneurisma, y 1 de cada 10.000 sufre HSA (Hemorragia Subaracnoidea), por rotura del aneurisma, lo que puede producir desde la invalidez hasta la muerte del afectado. Es por esto que es de suma importancia poder predecir futuros comportamientos de los aneurismas, en especial su ruptura, para así ser capaces de tratar anticipadamente complicaciones posteriores y evitar la muerte de las personas que sufren esta enfermedad. Los avances tecnológicos en hardware y el desarrollo de software computacionales potentes, capaces de reproducir de manera realista diferentes problemas fluidodinámicos, permiten modelar el comportamiento del flujo sanguíneo a través de aneurismas intercraneales, permitiendo determinar diversos parámetros relevantes, como la velocidad y presión de la sangre en el interior de las arterias, y los esfuerzos sobre las paredes de éstas. De esta forma, el trabajo presente en este informe puede ser de gran aporte para la medicina, permitiendo obtener una base de datos cada vez más amplia en el estudio de aneurismas intercraneales.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivos generales

- Se estudiará el comportamiento fluido estructural del caso de aneurisma cerebral obtenido por A. Contente [4], bajo diferentes enfoques: desde un punto de vista puramente sólido (Computational Solid Dynamics o CSD), puramente fluido (Computational Fluid Dynamics o CFD) y global, dónde se considera la interacción entre sólido y fluido (Fluid Solid Interaction o FSI).

1.3.2. Objetivos específicos

- Reconstruir el caso de aneurisma cerebral definiendo un espesor para la pared arterial y otro espesor menor para la pared del aneurisma. El caso fue entregado por el Instituto de Neurocirugía Asenjo y utilizado por A. Contente [4] para obtener curvas de esfuerzo deformación en el laboratorio.
- Utilizar el modelo de comportamiento mecánico de la pared del aneurisma obtenido experimentalmente por A. Contente, en simulaciones CSD y FSI con modelos de material hiper-elástico.
- Comparar las curvas de comportamiento mecánico de la pared del aneurisma de distintos modelos. En particular, comparar los modelos encontrados en la literatura, con el modelo experimental obtenido por A. Contente.
- Obtener datos fluido dinámicos de interés, tales como la presión interna, velocidad del flujo y esfuerzo de corte en la pared, tanto en términos temporales como espaciales, para

la comparación de los modelos de comportamiento mecánico, utilizando reconstrucciones del caso obtenido por A. Contente.

1.4. Alcances

- Se utilizaron muestras de un solo paciente para obtener el modelo de comportamiento estructural.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1. Generalidades

2.1.1. Antecedentes biológicos

Una aneurisma es una dilatación localizada de la pared de una arteria, se presentan con mayor frecuencia en la Aorta Abdominal o en la Vasculatura Cerebral. Estas últimas son llamadas aneurismas intracraneales, las cuales se forman de preferencia en curvaturas abruptas o bifurcaciones de arterias pertenecientes al círculo de Willis. Su geometría, en general, se asemeja a un domo sobresaliente que crece desde la pared de la arteria. La formación de una aneurisma representa la pérdida de la integridad estructural de la pared, sin embargo, las razones de su formación y crecimiento aun no son claras. Una hemorragia subaracnoide debido a la ruptura de un aneurisma intracraneano es un evento devastante asociado a grandes tasas de morbilidad y mortalidad. Aproximadamente 12 % de los pacientes muere antes de recibir atención médica, 40 % de los pacientes hospitalizados muere al mes después de provocada la hemorragia y mas de un tercio de los pacientes que sobrevive queda con un déficit neurológico importante [5]. La figura 2.1 muestra los lugares más comunes de aparición de aneurismas intracraneales.

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. En la figura 2.2 se ilustran los tipos de aneurismas. A su vez, los aneurismas saculares pueden clasificarse según su ubicación en: terminales, laterales y de bifurcación. La historia natural de los aneurismas puede dividirse en tres etapas: patogénesis, alargamiento y ruptura. En general, esta enfermedad no presenta síntomas hasta bien avanzada su evolución, se estima que éstos no aparecen hasta que el diámetro del aneurisma ha llegado a unos 6-11 mm [1]. Alcanzada esta condición el riesgo de rompimiento es muy alto.

Los aneurismas intracraneales son mucho más comunes que los extracraneales. Esto puede ser en parte explicado porque las arterias intracraneales poseen una túnica media de menor espesor y carecen de una lámina elástica externa. La figura 2.3 muestra un aneurisma intracraneal, justo detrás del ojo derecho del paciente [6].

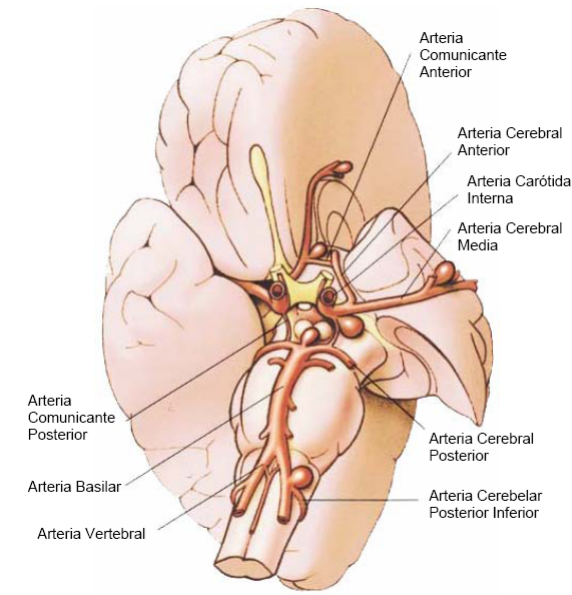


Figura 2.1: Lugares comunes de crecimiento de aneurismas intercraneales.

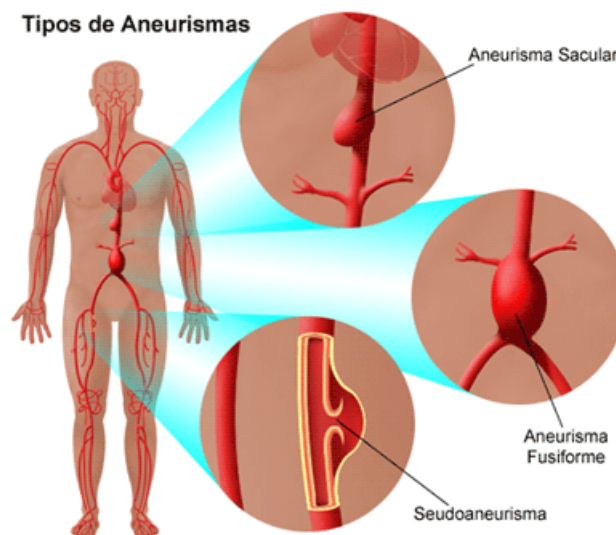


Figura 2.2: Tipos de aneurismas

Al hacer análisis de aneurismas de tipo sacular, es posible observar que en la zona del aneurisma existe una túnica media muy debil o completamente ausente, mientras que la lámina elástica interna se encuentra severamente fragmentada o ausente. Debido a esto, la pared del aneurisma está compuesta generalmente sólo por íntima y adventitia, con cantidades variables de tejido fibroso entre estas dos capas. La figura 2.4 muestra la estructura de la pared de la arteria. En términos macroscópicos, la mayoría de los aneurismas que se rompen poseen formas irregulares y espesores de pared variables, estando el punto de ruptura generalmente en el domo del aneurisma.



Figura 2.3: Aneurisma intracraneal.

2.2. Antecedentes metodológicos

2.2.1. Reconstrucción de caso real

Para realizar las simulaciones fluidodinámicas de casos reales es necesario generar geometrías 3D de los aneurismas, que puedan ser utilizadas en el software de simulación ADINA. Para ello se tiene un caso entregado por el Instituto de Neurocirugía Dr. Asenjo (INCA). Los exámenes son obtenidos mediante un Angiógrafo Rotacional 3D Phillips Integris Allura, que se muestra en la figura 2.5.

El examen realizado a través de este equipo entrega archivos computacionales tridimensionales en formato VRML. Debido a que los archivos VRML no pueden ser utilizados directamente en el software de simulación ADINA, se debe realizar una minuciosa reconstrucción de cada caso para obtener un archivo adecuado para realizar la simulación. La metodología desarrollada por Morales [7] y optimizada por Ledermann [8], Araya [9] y Muñoz [10] permite realizar esta tarea en un par de horas.

2.2.2. Simulaciones FSI

Al realizar simulaciones FSI (interacción fluido-estructura), el movimiento del fluido genera fuerzas que afectan al sólido y la deformación del sólido cambia el dominio del fluido. Para muchos de los problemas de interacción el dominio computacional se divide en el dominio del fluido y en el dominio del sólido, donde un modelo de fluido y un modelo de sólido es definido respectivamente, a través de sus materiales, condiciones de borde, etc. La interacción ocurre a lo largo de la interfase de los dos dominios. Teniendo los dos modelos acoplados, se pueden

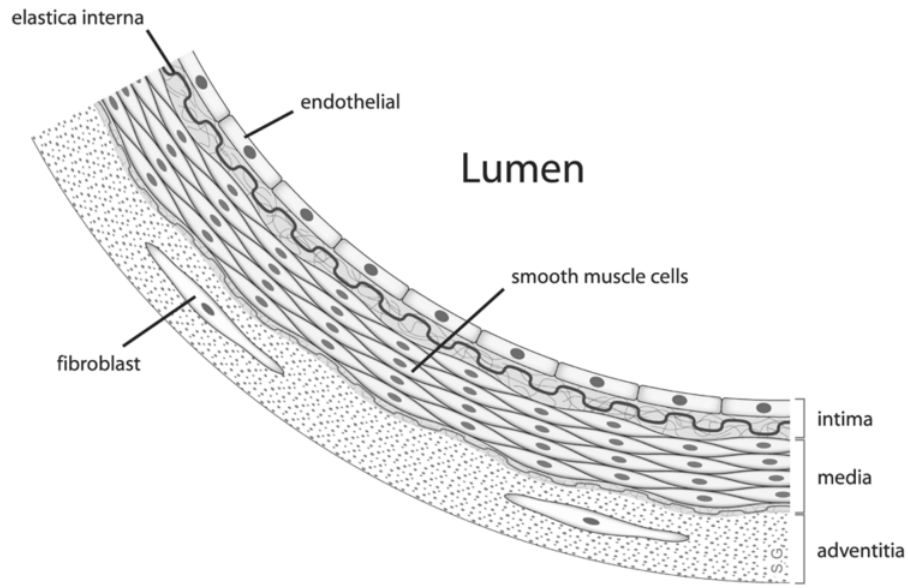


Figura 2.4: Estructura de una arteria.



Figura 2.5: Angiógrafo Rotacional 3D Phillips Integris Allura

llevar a cabo simulaciones y predicciones de muchos fenómenos físicos, en particular el caso de las aneurismas intracraneanas.

Un modelo puro de fluido siempre es analizado usando un sistema de coordenadas Eulerianas. Sin embargo, para problemas de interacción fluido-estructura, el modelo del fluido debe estar basado en un sistema de coordenadas Arbitrario Lagrangiano-Euleriano (ALE) mientras exista deformación en la interfase fluido-estructura [11]. En la interface, las fuerzas provocadas por el fluido son aplicadas en el sólido como fuerzas externas, mientras que los desplazamientos en el sólido se aplican en el fluido como condiciones de borde de Dirichlet

[5].

Este tipo de simulación se puede realizar utilizando el software comercial ADINA, con el que se puede replicar de forma precisa el comportamiento de flujos en el interior de estructuras, y en particular la interacción del flujo sanguíneo en el interior de arterias cerebrales con aneurismas. ADINA utiliza el método de elementos finitos.

2.2.3. Obtención experimental de curvas esfuerzo-deformación

El grupo de trabajo del profesor Valencia y del profesor Ignat posee una máquina de ensayos de micro tracción. Con esta máquina es posible caracterizar mecánicamente tejidos blandos, como los aneurismas cerebrales. Además se utiliza un microscopio para obtener datos importantes de la estructura de las muestras, como sería el espesor de ésta.

En la figura 2.6 se muestra la máquina de ensayos de micro tracción. Los soportes de la muestra se mueven de manera simétrica debido a la rotación de un tornillo sin fin accionado por un micro motor DC. Un sensor de desplazamiento laser mide el desplazamiento relativo de los dos soportes de la muestra. Las fuerzas son medidas usando celdas de carga piezo resistivas en miniatura, con un rango máximo de 40N (para muestras metálicas o de polimeros, de 50 μ m de grosor) o 1,5N (para muestras de aluminio de 1 μ m de grosor o menor). Dos transductores piezoelectricos, insertados en soportes intercambiables, permiten deformación cíclica. El sistema puede ser instalado en un microscopio electronico de barrido para realizar ensayos de tracción a micro escala in-situ.

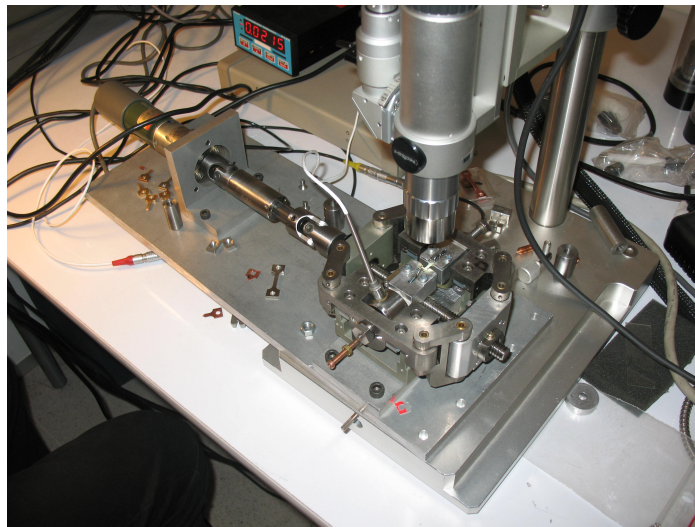


Figura 2.6: Máquina de ensayo de micro tracción en montada en microscopio.

Para sujetar las muestras se utilizaron clips quirúrgicos especialmente diseñados para ocluir los aneurismas durante las cirugías. Al utilizar este método se tienen ventajas en biocompatibilidad, facilidad de manejo y buena superficie de contacto (el clip esta diseñado para minimizar el desliz) con respecto a la mordaza metálica incluida con la máquina de fábrica.

2.3. Antecedentes teóricos

2.3.1. Modelamiento hemodinámico

Ecuaciones de Navier-Stokes

Las ecuaciones de Navier-Stokes permiten modelar los fluidos. Estas ecuaciones consideran la conservación de masa (2.1) y la conservación de momentum (2.2) dentro del fluido.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (2.1)$$

$$\frac{\partial \rho \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}^T - \vec{\tau}) = \vec{f}^B \quad (2.2)$$

En las ecuaciones (2.1) y (2.2), ρ es la densidad del fluido, t el tiempo, \vec{v} el vector velocidad, $\vec{\tau}$ el tensor de esfuerzos y \vec{f}^B el vector de fuerzas externas actuantes sobre el fluido. El tensor de esfuerzos se define por la siguiente ecuación:

$$\vec{\tau} = -(p + \lambda \nabla \cdot \vec{v})I + 2\mu \epsilon \quad (2.3)$$

En la ecuación (2.3) p representa la presión, λ es el segundo coeficiente de viscosidad, I es la matriz identidad, μ la viscosidad dinámica y $\epsilon = \frac{1}{2}(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T)$.

Flujo incompresible

Un fluido es incompresible si su volumen se mantiene constante ante variaciones externas de presión. Para determinar la compresibilidad de un fluido se puede utilizar su modulo de elasticidad (k) y la velocidad de propagación en el fluido de una onda causada por una perturbación (w).

$$k = \rho \frac{\partial p}{\partial \rho} \quad (2.4)$$

$$w = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \quad (2.5)$$

En fluidos en los que es aplicable la ecuación de Bernoulli, es decir $p + \frac{\rho v^2}{2} = cte$, es posible obtener una aproximación de la variación de la densidad del fluido a través de la ecuación (2.6).

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = \frac{\Delta p}{k} \approx \frac{|v^2|}{w^2} \quad (2.6)$$

Basándose en la ecuación (2.6) se puede decir que un fluido es incompresible si la velocidad de éste es muy inferior a la velocidad de una onda propagándose en él. Se sabe que la velocidad de propagación de una onda en agua es del orden de 1400 [m/s]. Tomando ese valor como referencia y considerando que la velocidad del flujo sanguíneo al interior de una arteria esta muy por debajo de tal valor, se considera a la sangre como incompresible. Tomando en cuenta la suposición anterior es posible reescribir las ecuaciones (2.1), (2.2) y (2.3) de la siguiente forma:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (2.7)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}^T - \vec{\tau}) = \vec{f}^B \quad (2.8)$$

$$\vec{\tau} = -pI + 2\mu\epsilon \quad (2.9)$$

Flujo laminar

Para determinar si un fluido es laminar o turbulento se debe calcular su número de Reynolds. El número de Reynolds es un parámetro adimensional que se calcula a través de la ecuación (2.10).

$$Re = \frac{\rho \bar{v} D}{\nu} \quad (2.10)$$

En la ecuación (2.10), D es el diámetro de la tubería donde escurre el fluido, \bar{v} la velocidad media del flujo y ν la viscosidad cinemática del fluido. Para valores inferiores a 2000 ($Re < 2000$) el fluido se considera laminar [12]. Para determinar si el flujo sanguíneo es laminar o turbulento se consideran los siguientes valores de referencia: $\rho = 1050$ [kg/m³], $D = 5$ [mm], $\bar{v} = 0,5$ [m/s] y $\nu = 0,003$ [Pa · s]. Con estos valores se obtiene $Re = 875 < 2200$, con lo que se considera al flujo sanguíneo como laminar.

Modelo de Carreau

El flujo sanguíneo tiene un comportamiento no-Newtoniano, es decir, su viscosidad y su relación de esfuerzos deformación no son parámetros constantes. Para modelar el comportamiento no-Newtoniano se utiliza el modelo de Carreau que se define por la ecuación (2.11).

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot (1 + A \cdot \dot{\gamma}^2)^n \quad (2.11)$$

En la ecuación (2.11) μ_0 , μ_{∞} , A y n son constantes del modelo, propias de cada fluido y $\dot{\gamma}$ es la tasa de deformación.

2.3.2. Modelamiento arterial

Con el fin de modelar el comportamiento arterial existen diversos modelos que replican el comportamiento mecánico de las arterias cerebrales. A continuación se detallan los modelos utilizados en las simulaciones.

Modelo elástico isotrópico

Este modelo es el más sencillo para el modelamiento de arterias. En este modelo se considera que la arteria reacciona de manera elástica y en todas las direcciones de igual forma.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (2.12)$$

La ecuación (2.12) representa al modelo Elástico Isotrópico. Este modelo no considera efectos más complejos como la anisotropía, ortotropía y viscoelasticidad del material o el endurecimiento por deformación (histéresis) característico de las arterias.

Modelo hiper-elástico

En este modelo se utilizan los datos extraídos de un ensayo de tracción, con los que se puede generar la curva esfuerzo-deformación del material. El modelos de aneurisma de este tipo que se utilizará en las simulaciones es el obtenido, a través de sus ensayos, por Contente [4]. Los autores han generado, a través de ensayos, curvas esfuerzo-estiramiento implementables en ADINA. Costalat [13] y Seshaiyer [3] también realizaron ensayos en aneurismas cerebrales. Contente, Costalat y Toht [14] realizaron ensayos uniaxiales en las muestras, mientras que Seshaiyer realizó ensayos biaxiales. Los ensayo biaxiales obtienen resultados que son capaces de mostrar la anisotropía del material. Dada su dificultad son muy pocos los autores que han realizado éste tipo de ensayo, por lo que existe mas literatura para el primer tipo de ensayo mencionado.

En trabajos anteriores no era posible utilizar modelos de materiales complejos (hiper elásticos) en simulaciones FSI en ADINA, por lo que se requería de una linealización de los modelos antes de ser implementados. La versión 8.8.0 de ADINA si lo permite, por lo que se pueden realizar las simulaciones FSI con los modelos hiper elásticos [15].

2.3.3. Parametros de simulación

Pulso de velocidad promedio de la sangre

Para la simulación de cada caso se utilizará un pulso sanguíneo común para todos los casos. Ledermann [8] en su estudio utilizó un pulso propio para cada paciente, por lo que cada caso era simulado con el pulso del paciente al que correspondía. Si bien esto permite un estudio mas cercano a la realidad de cada paciente, agrega una variable importante a considerar dentro del análisis de resultados: la velocidad del pulso. Dada la gran diferencia entre el pulso de un paciente y otro, no es extraño pensar que esto influirá en los resultados y al comparar un caso con otro, no se sabrá con exactitud si las diferencias encontradas se deben a la diferencia en el pulso sanguíneo o a la forma del aneurisma. Por ello, se decidió utilizar un pulso comun para todos los casos. Este pulso comun no puede ser cualquiera, pues el pulso

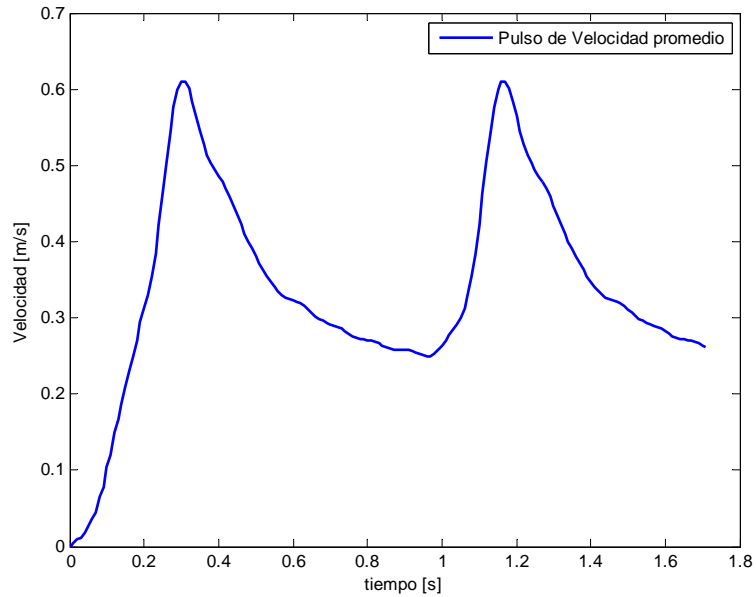


Figura 2.7: Perfil de velocidad promedio para flujo sanguíneo

de una persona sana es diferente al de una persona enferma, por lo que se utilizará un pulso promedio de diversos pacientes enfermos con aneurismas cerebrales. Para ello se cuenta con el examen Doppler Duplex Color, que es una imagen del pulso, de 36 pacientes enfermos, a partir del cual se obtuvo el promedio.

Perfil de velocidad en la entrada de la arteria

Para realizar una simulación correcta del flujo sanguíneo en el interior de la arteria es necesario utilizar el perfil de velocidades en la entrada correcto. Para flujos pulsantes en el interior de arterias el perfil parabólico clásico no es suficiente para describir el flujo del perfil de velocidades. La solución de Womersley para un flujo pulsante en el interior de un tubo rígido ha sido utilizada en trabajos previos [8] con buenos resultados.

Para poder implementar el perfil de Womersley en las simulaciones a realizar, se usará la metodología desarrollada por Muñoz [10] que utiliza el software de cálculo MATLAB para el desarrollo del perfil y para la posterior exportación a ADINA. En la figura 2.7 se puede apreciar el perfil de velocidad promedio en dos pulsos.

Modelo de Carreau

Para modelar el comportamiento no-Newtoniano de la sangre se utilizará el modelo de Carreau. Los parámetros del modelo para el flujo sanguíneo se resumen en el cuadro 2.1.

Estos valores fueron utilizados por Ledermann [8] y los resultados que obtuvo muestran que los valores representan de buena forma el comportamiento del flujo sanguíneo.

Cuadro 2.1: Parámetros de modelo de Carreau para flujo sanguíneo.

Parámetro	Valor
Densidad ρ [kg/m ³]	1050
μ_0 [Pa·s]	0.056
μ_∞ [Pa·s]	0.00345
Coefficiente A	10.976
Coefficiente n	-0.3216

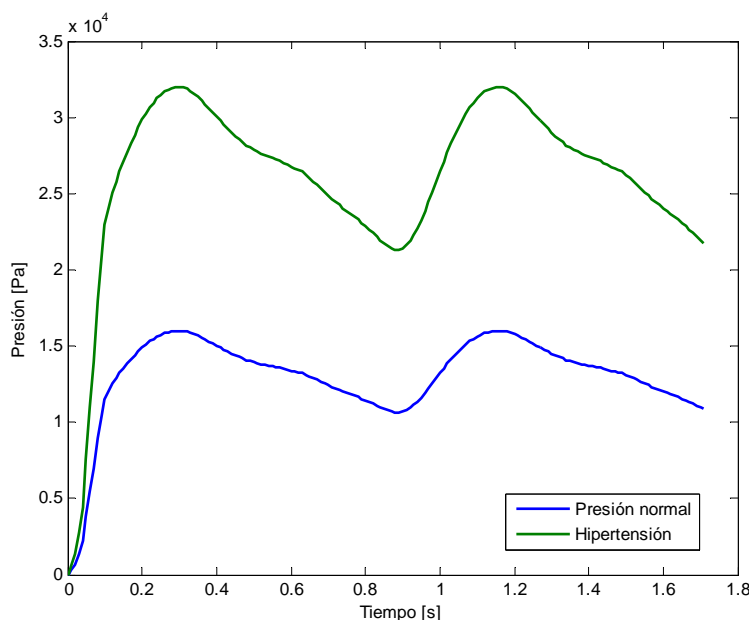


Figura 2.8: Pulsos de presión promedio.

Condición de salida del flujo sanguíneo

Para simular de manera correcta el recorrido de la sangre a través de las arterias cerebrales se debe utilizar una condición de salida para el flujo sanguíneo. Si no se impone una condición de salida se tendría un flujo que escapa libremente al salir de la arteria y no esto no representaría la realidad, pues la sangre sigue un recorrido cerrado. Para replicar este efecto se impone una resistencia de presión oscilante en las salidas de la sección, entre 80 y 120 [mmHg] y en fase con los pulsos cardiacos. Con esto, se consigue replicar el circuito cerrado que sigue el flujo sanguíneo. En la figura 2.8 se puede apreciar 2 pulsos de presión. Es importante detallar que esta presión es relativa, no absoluta.

La segunda curva observada en la figura 2.8 corresponde a un pulso de presión 200 % mayor a un pulso hipertenso. Con esto se busca eliminar el aumento de presión interna como causa de ruptura de aneurismas.

Presión externa a la arteria

Las arterias cerebrales no se encuentran en un ambiente vacío, sino que se encuentran dentro de un líquido cerebral. Este líquido cerebral produce una presión externa constante que com-

prime las arterias radialmente. Los valores utilizados por Ledermann [8] en sus simulaciones son de una presión relativa de 3 [mmHg] (400 [Pa]).

2.3.4. Esfuerzo efectivo de Von Misses

El esfuerzo efectivo de Von Misses es utilizado para predecir la rotura de un material bajo cualquier condición de carga. Es posible interpretarlo como la energía de distorsión elástica en el material. Cuando ésta energía supera un límite crítico comienza la ruptura. Es posible defini el esfuerzo de Von Misses a partir del tensor de esfuerzo de cauchy (ecuación 2.13).

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{11} - \sigma_{33})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)}{2}} \quad (2.13)$$

Capítulo 3

Metodología

3.1. Introducción

A continuación se detalla la metodología específica para lograr la reconstrucción de las geometrías y el seteo de las simulaciones en ADINA. En este capítulo no se detallará por completo la metodología utilizada puesto que esta se encuentra explicada de manera exhaustiva en trabajos de título realizado anteriormente [8, 9, 10, 16]. En su lugar se explicaran cambios importantes realizados o detalles que se consideran importantes y no fueron mencionados previamente. Se realizaron dos cambios importantes. El primero es el desarrollo de una variación en la metodología para obtener el modelo sólido CAD (Computer Assisted Design), con la cual se obtiene una geometría más aproximada a la realidad. El segundo es la implementación de modelos de material hiper-elásticos en la simulación FSI.

3.2. Reconstrucción de geometrías

3.2.1. Antecedentes

El instituto de neurocirugía Ajenjo es el encargado de obtener las imágenes de los aneurismas de los pacientes a través de un angiografo rotacional. Lamentablemente el formato que utilizan para guardar la imagen 3D no permite su utilización directa en ADINA. A continuación se muestra de manera general la metodología desarrollada por Lederman [8] y mejorada por Muñoz [10] para lograr obtener archivos CAD a partir de las imágenes del instituto.

3.2.2. Metodología de reconstrucción

Siguiendo la metodología descrita por Muñoz , la reconstrucción de geometrías aproximadas de casos reales se divide en las siguientes etapas:

1. Limpieza de Geometrías
2. Obtención de Contornos
3. Generación de Superficies
4. Escalamiento y Orientación de Geometrías

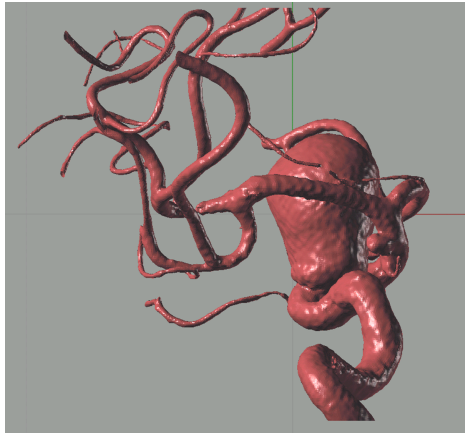


Figura 3.1: Geometría enviada desde el instituto de neurocirugía Asenjo.

Limpieza de geometrías

Desde el Instituto de neurocirugía Dr. Asenjo, se envían al laboratorio del profesor Valencia archivos que contienen las geometrías 3D de los aneurismas cerebrales de pacientes del centro, obtenidas con un angiógrafo rotacional. Estas geometrías llegan en archivos con formato VRML, los cuales pueden ser editados usando el programa 3DStudio Max. El principal objetivo de la etapa de limpieza de geometrías es eliminar todos los vasos sanguíneos adyacentes a la estructura principal de la sección de vasculatura que se quiere estudiar. Una vez terminada la limpieza de la geometría, es necesario guardar el archivo en formato STL para pasar al próximo proceso. Para obtener información más detallada sobre los comando utilizados en el programa 3DStudio Max revisar los trabajos de Araya [9] y Ledermann [8]. La figura 3.1 muestra una imagen del archivo con la geometría tal como es enviada desde el instituto.

Obtención de contornos

El archivo con formato STL se debe abrir con el programa 3D Doctor, con esto se da inicio a la etapa de extracción de contornos. Cabe destacar que cuando se abre el archivo se debe escalar la geometría, en general se debe aplicar un factor de expansión del orden de 200-250 veces.

El principal objetivo de esta parte del proceso es la obtención de un archivo con un conjunto de curvas que representen los contornos de una serie de superficies normales a la línea media de la geometría considerada. Esto se puede realizar en 3D Doctor gracias a que este programa cuenta con un plano móvil que puede ser manipulado por el usuario y con el cual se pueden obtener los contornos del cuerpo de todas las secciones deseadas. Nuevamente, en los trabajos de Ledermann y Muñoz [8, 10] aparecen todos los comandos necesarios para realizar esta labor.

Sin embargo, antes de comenzar a extraer los contornos, se debe definir cuales son las regiones de la vasculatura que corresponden a la arteria principal, las arterias secundarias y el aneurisma. Este paso es fundamental, puesto que dependiendo de esta elección se definirá en gran parte la forma final de la geometría en reconstrucción. Tomar una buena decisión sobre este punto es un poco difícil sin antes entender el proceso de generación de superficies.

Básicamente, en la etapa de generación de superficies, a partir de los contornos obtenidos en la etapa actual, se crea una superficie que aproxima a la geometría real. Para esta tarea se utiliza el programa Rhinoceros. El programa realiza la regeneración de la geometría a través de una interpolación sobre los contornos importados. Esta interpolación tiene problemas al tratar con cambios abruptos y diferencias oscilantes en el tamaño de los contornos. Así, si se quisiera intentar regenerar la geometría con un solo set de contornos, el resultado sería de mala calidad, debido a que en las bifurcaciones de arterias y en la zona de la base del aneurisma existen cambios muy bruscos en la forma de los contornos. Por otro lado, Rhinoceros ofrece la posibilidad de mezclar distintas superficies regeneradas, gracias a esto, se pueden evitar los problemas antes descritos.

En general, se considera a la arteria principal como la geometría donde van acopladas las superficies secundarias, es decir, el aneurisma y las ramas derivadas de la arteria principal. Lo único que se debe cuidar es que las superficies definidas como secundarias entren completamente en las primarias. Se recomienda que en las zonas donde se va a producir el acoplamiento se obtengan más contornos de lo común, aún cuando se piense que estos no se utilizarán definitivamente en la regeneración porque violan la condición de continuidad de tamaño de los contornos, ya que pueden ser editados en Rhinoceros para respetar esta condición. Con una gran cantidad de contornos en esas zonas se asegura una buena representación de la unión. Por último, no es necesario generar un archivo con una gran densidad de contornos, incluso, esto podría ser contraproducente, al generar un problema con la rugosidad de la geometría final.

Con estos alcances, se asegura una buena obtención de contornos. Finalmente, es posible que los archivos STL sean muy pesados, por lo que 3D Doctor no sea capaz de abrirlos completamente. Si esto sucede, se debe dividir el archivo VRML en dos partes y abrir por separado en 3D Doctor, cuidando que la escala que se aplique a cada uno sea la misma. Una vez obtenidos los contornos de uno de los archivos, es necesario guardarlos en formato CTR. Luego, se abre el otro archivo y se importan los contornos anteriormente guardados, con esto, aparecerán los contornos ubicados sobre la parte que falta de la geometría. Una gran ventaja de los archivos CTR es que se pueden volver a importar sobre archivos STL en 3D Doctor, por lo que es posible extraer más contornos si se llegan a requerir para generar las superficies en Rhinoceros.

Después de esto se pueden seguir obteniendo los contornos restantes. Finalmente, se deben guardar los contornos en formato IGES para su posterior proceso en Rhinoceros.

Generación de superficies

Como ya se había mencionado, en esta etapa se utiliza el programa Rhinoceros para continuar el proceso de reconstrucción de la geometrías. En este proceso el objetivo primario es generar un archivo en formato Parasolid (CAD) que contenga una representación aproximada de la geometría original. Básicamente, los subprocesos involucrados son:

1. Suavización de contornos
2. Edición de contornos de entrada, salida y unión entre superficies

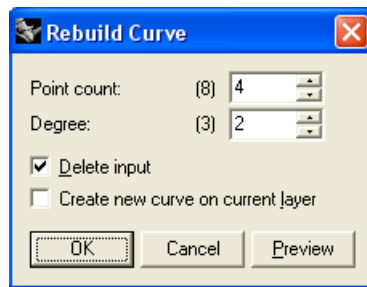


Figura 3.2: Reconstruir en Rhinoceros

3. Generación de superficies primarias y secundarias
4. Corte de geometrías primarias y secundarias
5. Generación del sólido

En los trabajos de título de Araya y Muñoz, aparecen suficientemente bien descritos la metodología para realizar cada uno de los pasos anteriores. Solo cabe hacer un par alcances. Primero, referente a la suavización de los contornos, esta se realiza con el comando Rebuild (Reconstruir), el cual pide el ingreso de dos parámetros que gobiernan la calidad de la aproximación de los contornos, como se muestra en la figura 3.2.

Se tendería a pensar que es buena idea utilizar la misma cantidad de puntos y el mismo grado de aproximación para todos los casos, con el fin de estandarizar. Sin embargo, esta decisión puede no ser del todo buena, porque es posible que la rugosidad de las geometrías, y con esto la de los contornos, varíe de caso en caso. Así se hace necesario variar los parámetros del comando Rebuild (Reconstruir), dependiendo de la rugosidad del caso específico. Como regla general, se recomienda utilizar valores más pequeños a mayor rugosidad en los contornos.

Por otra parte, es usual que en la metodología de obtención de contornos se generen muchos contornos basura, los cuales deben ser eliminados, ya sea en el ambiente 3D Doctor, o bien en Rhinoceros. Se recomienda que los contornos grandes y los muy pequeños se eliminen en 3D Doctor y el resto en Rhinoceros. Se debe tener cuidado, porque 3D Doctor no posee el comando retroceder y es posible que si se trata de borrar un contorno basura se termine borrando un contorno útil. Si eventualmente, no se eliminan los contornos pequeños, al reconstruir la superficie el programa unirá regiones alejadas de la geometría. También es posible que este problema se deba a la presencia de una duplicación de contornos, es decir, que en un mismo lugar existan dos contornos; ambas situaciones generan el mismo resultado, por lo que se deben chequear ambas frente al problema.

También, es frecuente que una vez regenerada la geometría, la superficie no llegue hasta el último contorno. Para evitar esto, se debe bajar la densidad de contornos en la zona. Finalmente, se recomienda que en la etapa de corte de geometrías se trate de generar una unión que permita que a lo más la parte a eliminar de cada geometría no exceda las 2 superficies, de lo contrario es muy probable que haya problemas con la exportación del Parasolid final a Solid Edge. Solucionar este problema se logra agregando la mayor cantidad de contornos

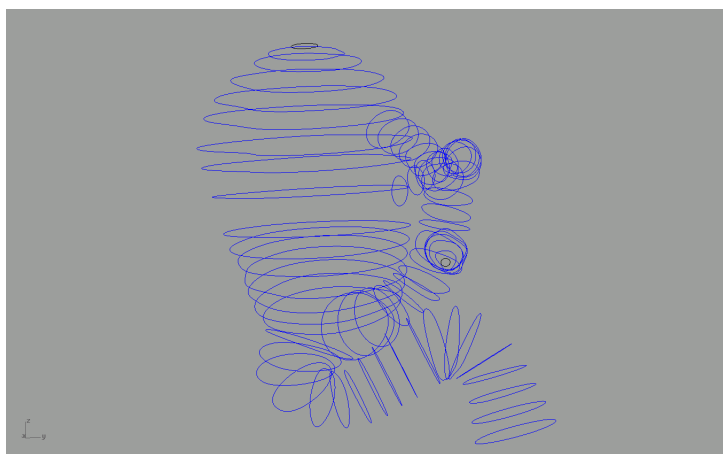


Figura 3.3: Contornos definitivos, obtenidos luego de la limpieza y simplificación.

Cuadro 3.1: Escalamiento Pieza 1, aneursima pequeño

Medida	Real [mm]	CAD [mm]	Razón Real/CAD
Cuello	3.42	14.54	0.23
Ancho	3.33	14.25	0.23
Alto	4.39	17.29	0.25
Promedio			0.24

posibles al final de las superficies secundarias, cuidando que cada uno de ellos quede completamente contenido en la superficie principal. La figura 3.3 muestra los contornos definitivos para toda la geometría, luego de haber realizado la limpieza y simplificación de los contornos.

Escalamiento y orientación de superficies

El paso final de la reconstrucción estándar de geometrías es el escalamiento. Debido al estimamiento dado en la fase de obtención de contornos, la geometría producida después de la regeneración de superficies no posee las dimensiones reales de la vasculatura. Para solucionar este problema se procede a abrir la geometría en Solid Edge, después de esto se inserta la imagen proporcionada por el Instituto de neurocirugía que contiene las mediciones reales del aneurisma, para posteriormente hacer calzar la imagen con la geometría. Aquí se deben obtener las mediciones de las distancias características del aneurisma (largo, diámetro y ancho del cuello) donde lo indica la figura. Una vez hecho esto, se procede a calcular la escala a la cual se debe contraer la geometría simplemente dividiendo las magnitudes entregadas por el Instituto de neurocirugía por las magnitudes medidas en Solid Edge. En la tabla 3.1 se muestra un ejemplo de lo anteriormente descrito. En la tabla A.1 del anexo A se puede ver la diferencia porcentual del aneurisma grande escalado con el real. El total es una diferencia menor al 5%.

Luego, se debe abrir un nuevo archivo en Solid Edge con extensión Par (Pieza) y se debe insertar el archivo Parasolid, cuando el programa pida indicar la escala del inserto se debe ingresar el promedio antes calculado. Con esto se culmina la etapa de escalamiento.

Por otro lado, para realizar el proceso de orientación de la geometría, primero es necesario

crear una pieza que posea un sistema de coordenadas conocido. Lo más fácil es crear un cubo en el entorno Pieza, en que 3 de sus aristas coincidan con los 3 ejes de referencia del dibujo X-Y-Z. Luego, se debe adjuntar al cubo un sistema de coordenadas, cuidando que cada eje del nuevo sistema coincida perfectamente con los ejes sobre los que se está dibujando. Hecho esto se guarda esta pieza con el nombre cubo.par.

El paso siguiente es abrir la geometría a orientar y adjuntar un sistema de coordenadas a una cara. Por ejemplo si se desea dejar el eje Z con la cara de entrada de sangre una arteria, será ésta la cara donde se deba ubicar el sistema de coordenadas. La orientación de los ejes en éste paso será la definitiva. Se guardan los cambios realizados.

Ahora se debe abrir el entorno Conjunto y arrastrar primero el cubo, sin presionar la tecla Shift. Luego, presionando la tecla shift, se arrastra la geometría a orientar. El último paso consiste en utilizar las herramientas de relaciones para hacer coincidir los ejes de la geometría con los del cubo. Finalmente se borra el cubo y se guarda el conjunto (que en realidad es sólo una pieza, la geometría orientada) como una pieza en formato Par.

3.3. Espesor variable

Figuroa [16] y Rojo [17] desarrollaron en conjunto una metodología para implementar geometrías con distinto espesor para arteria y aneurisma, unidas por una zona donde el espesor varía para ajustarse a los espesores respectivos. El problema que presenta esta metodología es que la zona de espesor variable es una protusión, por lo que modifica la geometría original.

A continuación se describen los cambios realizados a la metodología original desarrollada por Figuroa y Rojo , para obtener una geometría con espesor variable que no modifique la forma original del modelo.

Implementación

Para el desarrollo de esta metodología se utilizó el software CAD Solid Edge V19. En este programa existe un comando llamado dar espesor, con el cual se puede definir un espesor constante a una geometría sólida tridimensional. Tradicionalmente, se ha usado esta metodología en trabajos de título anteriores. En vez de ésto, en este trabajo se desea generar una geometría que dé a la arteria su espesor teórico y al aneurisma el espesor promedio obtenido experimentalmente, cuidando que el cambio de espesor sea lo más suave posible, con el fin de evitar la generación de concentraciones de esfuerzos al momento de realizar la simulación numérica.

Se propone para llevar a cabo esta tarea la creación de tres geometrías, la del aneurisma con espesor de aneurisma, la de la arteria con espesor de arteria y la de un “flange” que actuaría de unión entre la geometría de la arteria y el aneurisma, el cual poseerá un espesor variable. Al unir las piezas se aseguraría la generación de una geometría aproximada de espesor variable. La metodología específica desarrollada para este efecto se divide en los siguientes pasos:

1. Orientación de la geometría completa.

-
2. Creación de la pieza arteria.
 3. Creación de la pieza aneurisma.
 4. Creación de la pieza de unión entre el aneurisma y la arteria.
 5. Montaje de la piezas en un conjunto previo.
 6. Creación del cuerpo con espesor variable.
 7. Obtención de archivos parasolid finales.

Orientación de la geometría completa

La geometría reconstruida está previamente orientada. Sin embargo, por motivos que se explicarán más adelante, es conveniente asociarle a la geometría un eje de coordenadas a la entrada, tal que, el origen coincida con el centro de la circunferencia de entrada, las direcciones X e Y yazcan sobre el plano de entrada y que la dirección Z apunte hacia adentro de la geometría. Una vez abierto el archivo de la geometría reconstruida, este paso puede ser realizado fácilmente creando un boceto sobre el plano de entrada y dibujando sobre él dos líneas perpendiculares entre si y que comiencen en el centro del círculo. Luego, se crea un sistema de referencias con el botón Sistema de coordenadas del menú, seleccionando la opción de orientar mediante geometría y siguiendo las indicaciones que da el propio programa. Luego, se guardan los cambios y se pasa a la siguiente etapa.

Creación de la pieza arteria

Para crear la pieza arteria, primero se debe trazar un plano que separe de la mejor forma posible las geometrías del aneurisma y la arteria. Esto se puede realizar con el comando Plano según tres puntos ubicado en el menú de iconos. Se escoge el plano que coincida de mejor manera con el comienzo del aneurisma, eligiendo tres puntos de la geometría. Luego se debe crear un segundo plano paralelo al primero, en dirección del aneurisma, y que este a una distancia igual a la del promedio entre el espesor de la arteria y el aneurisma. Finalmente, sobre ambos bocetos se debe rescatar el contorno de la geometría en intersección con el plano de división, esto se hace con el comando *incluir* en el ambiente boceto, seleccionando el contorno que Solid Edge reconoce. El siguiente paso es vaciar la geometría del aneurisma (desde el plano más cercano a la artera), dejando visible solo la geometría de la arteria usando el comando vaciar. Finalmente, se guarda el archivo con el nombre de arteria.par.

Creación de la pieza aneurisma

Sin cerrar el archivo arteria.par se deshace la última operación (ctrl+z) y se vacía el lado contrario de la geometría, es decir, la arteria (desde el plano mas lejano a la arteria). Con esto se habrá obtenido la geometría del aneurisma. Se guarda el archivo con el nombre de aneurisma.par. Para realizar la operación de vaciado se recomienda que en el plano de división se cree un boceto con un contorno cerrado en él, tal que su proyección (en ambos sentidos de la normal) contenga tanto la geometría de la arteria, como la del aneurisma, con esto se puede aplicar el comando *vaciado* desde boceto y ocultar la zona deseada.

Creación de la pieza de unión entre el aneurisma y la arteria

Para crear la pieza de unión entre el aneurisma y la arteria, se debe abrir el archivo que contiene la arteria y deshacer todos los vaciados previos. Una vez realizado esto, se debe vaciar la geometría de la arteria desde el plano más cercano a ésta. Luego, se debe vaciar la zona del aneurisma desde el plano más alejado de la arteria, mediante la misma metodología indica en la sección anterior. Con esto sólo quedará visible el cuerpo de la unión, el cual corresponde a una sección del aneurisma. Por último, se guarda este archivo con el nombre de union.par.

Montaje de la piezas en un conjunto

Luego de obtenidas las geometrías por separado, se deben unir en un solo cuerpo. Lo primero que se debe hacer, es crear dos archivos adicionales a partir de arteria.par y aneurisma.par, los cuales contengan estas geometrías con sus espesores correspondientes. Para esto, basta utilizar el comando dar espesor e indicar el espesor de la pared en cada caso (el espesor de la arteria es 10 % de su diámetro y de 0.073 mm para el aneurisma). Se deben guardar estos archivos como arteriaesp.par y aneurismaesp.par, para diferenciarlos de las geometrías sin espesor. El paso siguiente es abrir el entorno Conjunto y agregar a la zona de trabajo el archivo arteriaesp.par, puesto que esta es la geometría bien orientada respecto de los ejes de coordenada originales. Luego, presionando la tecla Shift se deben arrastrar los íconos de aneurismaesp.par y union.par a la zona de trabajo. Finalmente, para completar la unión de las geometrías, se deben hacer calzar las superficies de las piezas y conectar los vértices de éstas. Con esto, se habrá obtenido una geometría con un aneurisma con espesor de aneurisma, una unión sólida y una arteria con espesor de arteria, se debe guardar el archivo en formato Asm, como conjuntopre.asm, y además en formato Parasolid, como conjuntopre.xt. Naturalmente, esta geometría no sirve aún para simular, puesto que no es completamente hueca, es por esto que se hace necesario dar espesor a la unión.

Creación del cuerpo con espesor variable

Para dar espesor a la unión, se utilizará el comando *Operación Booleana* → *Subtraer*, con este comando es posible restar un cuerpo de otro, luego si queremos dar espesor a la unión basta restarle su interior, es decir, el volumen correspondiente al fluido que pasará a través de ella. Es por esto que se hace necesario crear un archivo que contenga el interior de la unión.

Para crear un archivo con el interior de la unión es necesario crear un nuevo archivo de pieza en formato Par llamado interior.par. Una vez creado se debe insertar el archivo conjuntopre.xt mediante el comando *Insertar* → *Copiar Pieza*. Una vez en el ambiente Pieza, se deben crear dos planos, uno en cada una de las caras extremas de la unión. En estos planos se deben incluir los contornos interiores de las geometrías del aneurisma y la arteria que se intersecan con cada uno de los planos (el aneurisma con el plano superior y la arteria con el plano inferior). Esta operación se realiza en el ambiente *Boceto*, mediante el comando *Incluir* y seleccionado los contornos que el mismo Solid Edge debe reconocer. Finalizado esto, se habrán obtenido dos bocetos, en uno se tendrá el contorno interior inferior del aneurisma y en el otro, el contorno interior del empalme entre la arteria y el aneurisma. Si se pudiera generar una superficie que se interpolara entre estos dos contornos se obtendría la geometría del interior de la unión. Bueno, esta operación se puede realizar con el comando *Protrusión por secciones*,

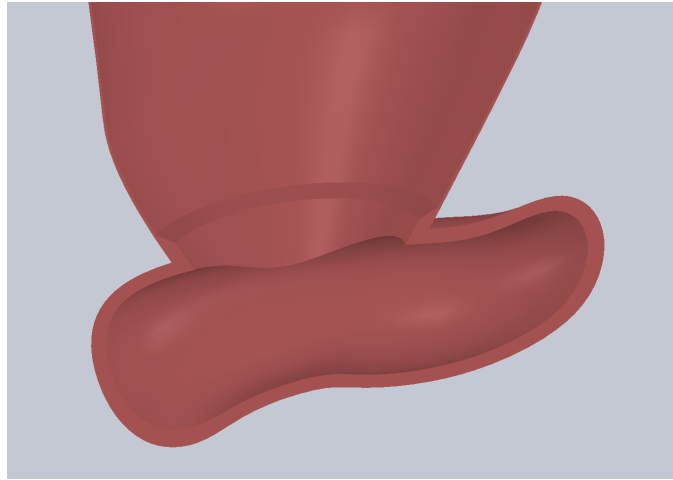


Figura 3.4: Sección donde el aneurisma 1 se une con la arteria.

seleccionando los dos contornos límites de la geometría desde sus respectivos bocetos. Una vez obtenido el interior, se borra todo lo que corresponda a la geometría de la vasculatura, es decir, aneurisma, arteria y flange, quedando en el entorno de trabajo sólo con el interior de la unión. Esta geometría se guarda en formato Parasolid como interior.xt.

Ahora bien, se debe crear una pieza que contenga la geometría del conjunto previo con el nombre de conjunto.par. una vez creado el archivo, se debe insertar el archivo interior.xt, mediante el comando *Insertar→Copiar Pieza*. Hecho esto, se presiona el ícono del comando *Operación Booleana* y se selecciona la opción *Substraer*, luego se selecciona la pieza que se substraerá, en este caso el interior de la unión, y se da click en aceptar. Con ésto, se habrá dado espesor a la unión en la geometría completa y se habrá obtenido, finalmente, la geometría del sólido con espesor variable. Este archivo se debe guardar como sólido.par y sólido.xt. La ventaja de esta metodología con respecto a la utilizada previamente [16, 17] es que en éste caso es una sección del aneurisma la que posee espesor variable, y no una protrusión agregada a la geometría. La figura 3.4 muestra la sección donde el aneurisma 1 se une con la arteria, que es donde se encuentra ubicada la sección con espesor variable. En ésta imagen se exageró la diferencia entre espesores para poder hacer visible el cambio de sección.

Obtención de archivos parasolid finales

Ahora bien, para obtener el archivo del fluido correspondiente a esta geometría, primero se debe crear una pieza que contenga la arteria, el aneurisma y la unión en formato sólido. Esto se hace siguiendo la misma metodología para crear conjuntopre.xt, pero esta vez utilizando los archivos arteria.par, aneurisma.par e interior.par. El resultado de este proceso se debe guardar como conjuntocompleto.par. Esta pieza es la más importante porque generará una geometría en ADINA que permitirá dar espesores distintos a las caras al momento de utilizar mallas tipo cáscara. Luego, en el ambiente pieza de conjuntocompleto.par, se debe insertar el archivo sólido.xt. Hecho esto, se debe substraer esta pieza al conjunto completo a través de una operación booleana. Con esto se habrá restado la parte sólida a la geometría completa, el resultado de esta operación es la geometría del fluido. Se debe guardar el archivo como fluido.par y fluido.xt.

Por último para utilizar estos archivos en ADINA en ambiente Linux, se deben importar los archivos conjuntocompleto.xt, fluido.xt y sólido.xt (por separado) y guardarlos en SolidWorks en formato parasolid.

3.4. Implementación de perfil de velocidad de Womersley

Ledermann [8] desarrolló una metodología para incorporar el perfil de Womersley a la entrada de la arteria. Es importante notar que para que el código en matlab funcione es necesario que la cara de entrada de la arteria este centrada según el eje Z y que éste sea normal a esta cara y salga de la arteria. A continuación se resumen los pasos necesarios y se hacen algunas modificaciones que facilitan el manejo de los archivos.

1. Definir la malla del fluido.
2. Definir conjunto de nodos en la entrada. Meshing→Nodes→Node Set.
3. Definir las coordenadas de todos los nodos en la malla. Meshing→Nodes→Define→Export. Exportar a archivo de texto llamado coord.txt.
4. Modificar coord.txt. Se debe agregar una primera línea que contenga el texto “@CLEAR”. Al final del archivo se deben agregar dos líneas, la primera con el texto “@” y la segunda con “*”, sin las comillas.
5. Guardar el archivo .idb en formato .in.
6. Modificación archivo .in. Se crea un archivo igual al anterior pero que se llamara distinto, por ejemplo fluido.in y fluidomodificado.in. Ahora fluidomodificado.in se abre con un editor de texto. Lo primero es encontrar la palabra NODESET. Es necesario agregar un comando “@CLEAR” en la línea previa a la numeración de nodos despues de NODESET. Además es necesario borrar los numeros “0” y “1” que acompañan a los nodos. Luego se busca el primer comando “@CLEAR” del archivo y sobre este se copia todo el archivo coord.txt, es importante comprobar que el archivo se copió antes del primer “@CLEAR”.
7. Modificación del codigo de Womersley en MATLAB. En el archivo “write_node_set.m” es necesario cambiar en la tercera línea “copyfile('file_name', 'dat.in');” a “copyfile('fluido.in', 'dat.in');”. Con esto uno puede utilizar inmediatamente en ADINA el archivo que genera el codigo.
8. Ejecución del codigo de Womersley en MATLAB. Los archivos fluido.in y fluidomodificado.in se deben copiar a la carpeta donde se encuentran los códigos del programa de Womersley. Se debe ejecutar el archivo “womersley_adina_input.m”. El programa pide la siguiente información:
 - Nombre del archivo modificado con terminación .in (por ejemplo: fluidomodificado.in).
 - Radio de la sección de entrada.

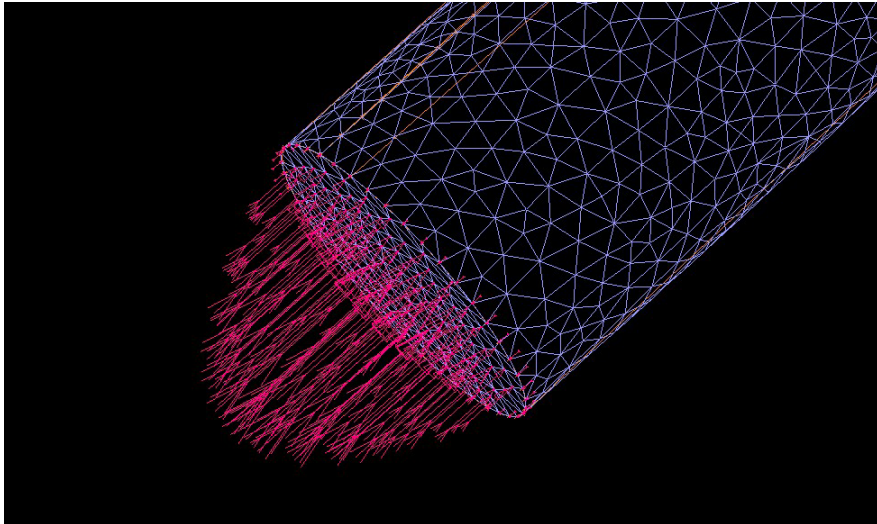


Figura 3.5: Detalle de perfil de Womersley en ADINA

- Cantidad de pares de ciclos cardiacos a reproducir. Se recomienda definir como 1 esta parte, porque eso representa 2 ciclos cardiacos.
9. Abrir archivo dat.in en ADINA. Si todo se realizó de manera correcta se debería obtener un perfil como el que se ve en la figura 3.5.

3.5. Implementación de simulaciones en ADINA

Simulación FSI

A continuación, se muestran los pasos propuestos por Figueroa [16] para el seteo de una simulación FSI, con alguna modificaciones para lograr simulaciones estables.

1. Crear el archivo .idb del fluido. Considerando: Adina CFD, Transient, FSI, Incompresible.
2. Geometry→Tolerance→Coincidence→1E-07.
3. Importar geometría. Model→import.
4. Crear el Material Carreau: Model→Material→Manage Material→Carreau. Parámetros:
 - $\mu_0 = 0,056$ [Pa · s]
 - $\mu_\infty = 0,00345$ [Pa · s]
 - $A = 10,976$
 - $n = -0,3216$
 - $\rho = 1050$ [Kg/m³]
5. Identificar Edges y Faces.

-
6. Crear el Element group: Meshing→Element group.
 - Type: 3D-fluid
 - Advance: Finite Element, 3x3,3, incompresible.
 7. Asignar densidad de malla: Meshing→Mesh Density.
 - Edges
 - Use Length
 - Definir el largo y los bordes seleccionados
 8. Crear la Malla del fluido: Meshing→Create Mesh.
 - Body
 - Type: 3D-Fluids
 - Meshing type: Free Form
 - Meshing Algorithm: Delauny
 - Boundary Meshing: Advancing Font
 9. Verificar la densidad de malla. Si esta fuera del rango de la prueba de malla, borrarla con Delete Mesh y volver a 5.
 10. Crear el archivo .idb del sólido. Considerando: Adina Structures, Dynamics Implicit, FSI.
 11. Geometry→Tolerance→Coincidence→1E-07.
 12. Importar geometría. Model→import.
 13. Crear el material Arteria:
 - Lineal: Model→Material→Manage Material→Elastic Isotropic.
 - Add
 - Módulo de Young= 1774200 [Pa].
 - Módulo de Poisson= 0.46 [18]
 - Densidad= 1100 [kg/m³]
 - Hiper-elástico: Model→Material→Manage Material→Mooney-Rivlin.
 - Add
 - C10=384800 [Pa], C01=-89100 [Pa], C11=511800 [Pa], C20=510900 [Pa], C02=491200 [Pa].
 - Módulo de Poisson = 0.46 [18].
 - Módulo Bulk = 4.44E6.
 - Densidad=1100 [kg/m³].
 14. Identificar Faces y Edges.

-
15. Dar espesor a las caras de la geometría: Geometry→Faces→Thickness
 - Espesor de aneurisma= 0.35 [mm]
 - Espesor de arteria= 0.4 [mm]
 - Espesor unión arteria-aneurisma= 0.38 [mm]
 16. Asignar propiedades a los elementos: Model→Element Properties→Shell→Faces (al usar material hiper-elástico se debe usar Shell3d).
 17. Crear Element group: Meshing→Element group→Type: Shell.
 18. Asignar densidad de malla: Meshing→Mesh Density.
 - Faces
 - Use Length
 - Definir el largo y los caras seleccionadas (quedan excluidas las caras de entrada y salida de fluido)
 19. Crear la Malla del sólido: Meshing→Create Mesh.
 - Face
 - Type: Shell
 - En este punto ADINA puede redefinir las densidad sobre los bordes, creando un nuevo largo de separación para ciertos bordes. Se debe verificar cuales son los bordes que sufrieron modificaciones y copiarlos en el modelo fluido. Se debe remallar el fluido con estos valores.
 20. Para el fluido, aplicar la metodología de implementación de Womersley [Lederman].
 21. Definir el paso de tiempo en el fluido: Control-Time Step.
 - Ledermann [4] creaba 2 pasos de tiempo de 0.05[s] y 160 de 0.01[s]
 - Araya [5] creaba 171 de 0.01 [s]
 22. Definir la función de tiempo de la presión a la salida:
 - Control→Time Function→Add→Import (Archivo de presión a la salida).
 23. Definir el proceso de solución: Control→Solution process
 - FBCI-Yes
 - Equilibrium Iteration→Iteration Method→Newton→Max Number of Iteration→100
 - Tolerance→0.001
 24. Definir condiciones del problema fluido: Model→Flow assumptions→3D,Incompressible,Laminar
 25. Aplicar tracción normal sobre la cara de salida del fluido:

-
- Model→Usual Boundary Conditions/loads→Apply→ Normal Traction→Faces.
26. Aplicar condición FSI: Model→Special Boundary Conditions→Fluid-Structure Interface→Faces.
 27. Definir análisis transiente: Transient Analysis→Euler→1.
 28. Definir control de interacción fluido-estructura:
 - Fluid-Structure Interaction Control→Iterative→Max number of iteration→50.
 29. Para el sólido, definir el paso de tiempo de la misma manera que en el problema fluido: Control→Time Step.
 30. Definir la función de tiempo de la presión externa: Control→Time Function→Add→Import.
 31. Definir asunciones de análisis: Control→Analysis Assumptions→Kinematics→Displacement, large→ Strains, Small.
 32. Aplicar condiciones de Borde:
 - Model→Boundary conditions→Apply Fixity→Edges
 - Model→Boundary conditions→FSI Boundary→Faces
 33. Aplicar carga externa: Model→Loading→Apply→Pressure→Faces.
 34. Definir proceso de solución: Control→Solution process
 - Iteration Method→Full Newton→Numb. Max. iter.→100.
 - Iteration Tolerance→Total energy = 0.001→upper bound=8→Lower Bound=1E-06.
 35. Crear los archivos .dat de la simulacion fluida y sólida.
 36. Lanzar Adina-FSI y correr la simulación acoplada. Cuidar la asignación de memoria y procesadores.

El acoplamiento indica como interactúan los modelos sólido y fluido entre ellos. Es posible tener una simulación totalmente acoplada en la que se busca equilibrio de fuerzas y desplazamientos entre sólido y fluido para cada paso de tiempo, lo cual requiere varias iteraciones entre ellos y por ende un mayor tiempo de cálculo. También es posible utilizar simulaciones acopladas en una dirección. Los resultados obtenidos en la simulación CFD se aplican al sólido en cada paso de tiempo, pero en éste caso el sólido no afecta al fluido. Esto disminuye el tiempo de cálculo y la precisión de los resultados. La figura 3.6 es un diagrama de una simulación totalmente acoplada (flechas azul y roja) y una acoplada en una dirección (solo flecha azul).

Es importante detallar que las simulaciones totalmente acopladas con material de Mooney Rivlin requieren de un acoplamiento directo, esto significa que la matriz de rigidez del sólido y del fluido se ensamblan juntas, esto otorga mayor precisión pero también requiere de más

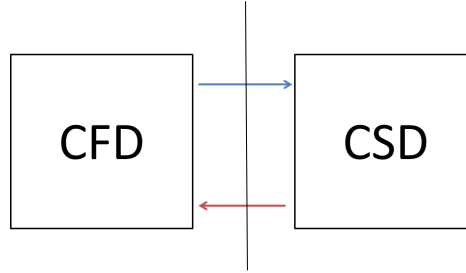


Figura 3.6: Diagrama de iteración entre sólido y fluido para cada paso de tiempo en simulación totalmente acoplada (flecha roja y azul) y acoplada en una dirección (flecha azul).

tiempo de simulación. Las simulaciones acopladas una sola vez son acopladas de manera iterativa, se contruyen matrices separadas para sólido y fluido [15].

Se consideran como criterios de convergencia la fuerza que aplica el fluido al sólido, y el desplazamiento y la velocidad en la zona de interacción.

Simulación CFD

Las simulaciones CFD se utilizan en problemas netamente fluidodinámicos. En cuanto a la implementación de estas simulaciones en ADINA, la metodología es prácticamente igual a la utilizada para la parte del fluido en la simulación FSI, con la salvedad de que es necesario cambiar la condición de borde de la pared de FSI a pared rígida sin deslizamiento.

Se realiza analisis transiente, utilizando el método de integración de Euler, método de iteración de Newton y considerando como criterio de convergencia llegar a estado estacionario en cada iteración [15].

Simulación CSD

Las simulaciones estructurales puras se utilizarán para determinar el orden de magnitud de los errores en los que se incurre al considerar la aproximación elástica en el material. Básicamente, las principales diferencias con la metodología de la parte sólida del problema FSI son: Utilización de elementos 3D en lugar de tipo shell, cambio de la condición FSI por una presión homogénea en la pared interior de la geometría. El detalle del proceso de implementación en ADINA se encuentra desarrollado en la memoria de Rojo [17].

La simulación es dinámica transiente implícita, se utiliza el método de integración de Newmark, el método de iteración de Newton, el criterio de convergencia es la energía de deformación y se utilizan 3 puntos de gauss en el grosor de la cáscara [11].

3.6. Planificación de simulaciones

3.6.1. Simulaciones CFD

Se simula la geometría utilizada para las simulaciones FSI, la cual corresponde al volumen que ocupa el fluido dentro de la arteria y aneurismas. Las paredes de la arteria y aneurisma se modelan como paredes sin deslizamiento. Se utiliza el perfil de velocidad de Womersly en la entrada de la arteria y el promedio de presión arterial en las salidas de ésta. El fluido se modela como un material de Carreau.

3.6.2. Simulaciones sólido puras

Se realizan las siguientes simulaciones. Simulaciones con elementos 3D en geometría con espesor variable y simulaciones con elementos tipo shell con espesor variable. Para ambos elementos se prueban 2 tipos de materiales, elástico lineal e hiper-elástico de Contente. Se modela el esfuerzo que genera el fluido sobre la pared interior como el pulso de presión arterial utilizado en la simulación CFD. Además se aplica presión en las paredes externas de la geometría, para modelar la presión interna que el líquido cerebral ejerce sobre la arteria y aneurisma.

Las simulaciones tienen presión interna normal o presión hipertensa, mostrada en el capítulo 2 sección 3 subsección 3 figura 2.8. El espesor del modelo puede ser el obtenido experimentalmente para la muestra de Contente [4] o la mitad de este espesor.

3.6.3. Simulaciones FSI

La simulación FSI combina las simulaciones CFD y sólido puras (solo con elementos tipo shell). Para el modelo CFD se debe cambiar la condición de la pared arterial de pared sin deslizamiento a interfaz sólido-líquido. Para el sólido se elimina la presión interna y se reemplaza por interfaz sólido-líquido en las paredes internas de la geometría.

3.6.4. Resumen de simulaciones

En el informe se muestran los resultados de las simulaciones en el siguiente orden.

1. CFD puro.
2. CSD, elemento tipo cáscara, presión interna normal, espesor normal variable, material lineal elástico.
3. CSD, elemento tipo cáscara, presión hipertensa, espesor normal variable, material lineal elástico.
4. CSD, elemento tipo cáscara, presión interna normal, medio espesor normal en la pared del aneurisma, material lineal elástico.
5. CSD, elemento tipo cáscara, presión interna normal, espesor normal variable, material hiperelástico Mooney Rivlin.

-
6. CSD, elemento tipo cáscara, presión hipertensa, espesor normal variable, material hiperelástico Mooney Rivlin.
 7. CSD, elemento tipo cáscara, presión interna normal, medio espesor normal en la pared del aneurisma, material hiperelástico Mooney Rivlin.
 8. CSD, elemento sólido 3D, presión interna normal, espesor normal variable, material lineal elástico.
 9. CSD, elemento sólido 3D, presión interna normal, espesor normal variable, material hiperelástico Mooney Rivlin.
 10. FSI, totalmente acoplado, material lineal elástico, presión interna normal, espesor normal variable.
 11. FSI, acoplado en una dirección, material lineal elástico, presión interna normal, espesor normal variable.
 12. FSI, totalmente acoplado, material hiperelástico Mooney Rivlin, presión interna normal, espesor normal variable.
 13. FSI, acoplado en una dirección, material hiperelástico Mooney Rivlin, presión interna normal, espesor normal variable.

Capítulo 4

Desarrollo

4.1. Introducción

En este capítulo se detallan los resultados obtenidos en la reconstrucción de la geometría, pruebas de malla y definición de curvas de esfuerzo-deformación para los modelos hiperelásticos.

4.2. Espesor promedio de la pared del aneurisma

La pared del manto de los aneurismas en general presenta distintos valores de espesor en toda su extensión. Para poder reconstruir la geometría se utiliza un espesor promedio de la pared. Para obtener ésta medida se consideran las mediciones realizadas por A. Contente [4] en las muestras utilizadas en los ensayos de tracción. La figura 4.1 muestra una de las mediciones realizadas, las tre mediciones restantes se pueden ver en el anexo A.

Para obtener el espesor promedio de éste caso se utilizaron cuatro mediciones. El espesor de cada muestra se obtuvo a partir de el gráfico adjunto, como el que se ve en la parte superior derecha de la figura 1. El cuadro 4.1 muestra el espesor promedio obtenido para cada muestra.

Con los valores que se detallan en el cuadro 4.1 es posible obtener el espesor promedio para el aneurisma considerado. El cuadro 4.2 muestra los espesores del aneurisma, arteria y sección que une a éstas dos (union aneurisma-arteria o union A-A). El espesor de la arteria se considera como el 10 % de su diametro [[16].

Muestra	Espesor [mm]
1	0,434
2	0,205
3	0,533
4	0,261

Cuadro 4.1: Espesor promedio por muestra

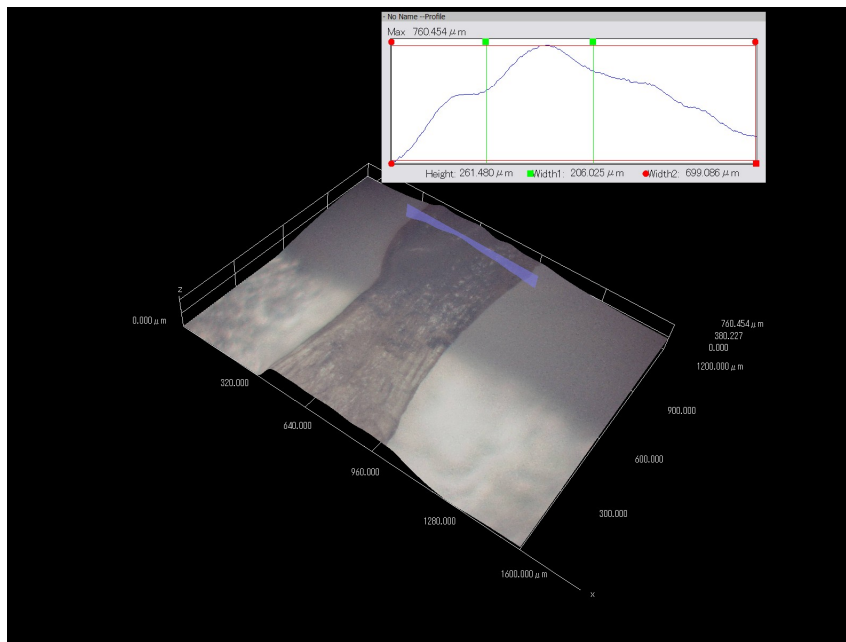


Figura 4.1: Medición de espesor en muestra

Sección	Espesor [mm]
Aneurisma	0,35
Union A-A	0,38
Arteria	0,4

Cuadro 4.2: Espesor por sección para el aneurisma considerado

Los espesores mostrados en el cuadro 4.2 son los que definen la geometría mencionada en la sección 4.3. Algunas simulaciones utilizan la mitad del espesor para el aneurisma mostrado en la tabla 4.2, con el fin de ver los resultados en un aneurisma con espesor más delgado.

4.3. Geometría reconstruida

A continuación se presenta el modelo reconstruido exitosamente a partir de los exámenes entregados por el Instituto de Neurocirugía Asenjo.

En la figura 4.2 se puede apreciar la geometría completa, compuesta por el aneurisma mayor y el aneurisma menor. La geometría completa es un solo volumen y es utilizada para las simulaciones CFD y FSI. Se utiliza una geometría hueca para realizar las simulaciones CSD, ésta tiene espesor de arteria para las arterias, de aneurisma para los aneurismas y espesor variable en la unión entre arteria y aneurisma. El cuadro 4.3 resume los datos de interés del caso 1, el cuadro 4.4 resume los datos relevantes de ambos aneurismas.

En la figura 4.3 se puede apreciar la zona en el aneurisma mayor donde se encuentra el espesor variable. Es importante notar que el modelo se mantiene sin variación en su forma en

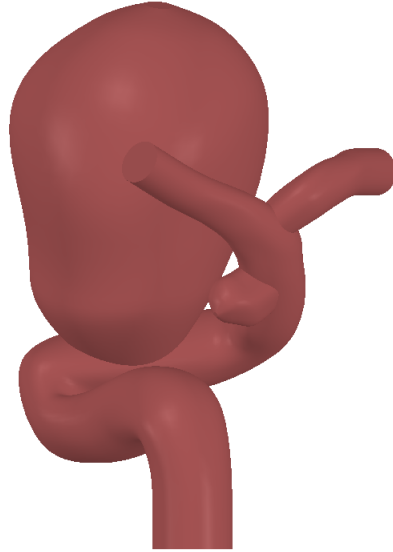


Figura 4.2: Geometría Caso N°1

Cuadro 4.3: Medidas principales caso N°1

Caso N°1.	
Diámetro de entrada [mm]	4,98
Radio de entrada [mm]	2,49
Área de entrada [mm ²]	19,46
Volumen total [mm ³]	3862

Cuadro 4.4: Características relevantes de aneurismas presentes en caso N°1.

Caso N°1	Diámetro Cuello [mm]	Ancho [mm]	Largo [mm]
Aneurisma mayor	9,87	15,6	19,95
Aneurisma menor	3,42	3,33	4,39

el exterior. Esto es una mejora importante con respecto a trabajos anteriores [16, 17] porque el modelo es más cercano a la realidad.

4.4. Prueba de malla

Es necesario realizar pruebas a la densidad de la malla utilizada en elementos finitos porque la precisión de los datos obtenidos depende directamente de ésta. Además el tiempo de simulación aumenta con la densidad de malla. Es por éstas razones que uno busca una malla con una malla lo suficientemente fina para obtener datos confiables, pero no tan fina para minimizar tiempo de simulación.

Para realizar la prueba se utiliza una geometría donde solamente se varia la densidad de la

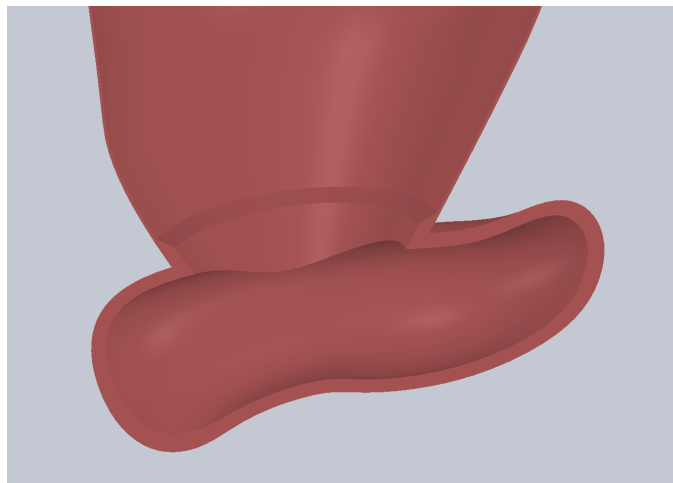


Figura 4.3: Detalle espesor variable en caso N°1

mallas. Las condiciones de borde, iniciales y de los materiales son las mismas en todas las pruebas.

4.4.1. Caso de prueba

Como solamente se posee un caso se definió lo siguiente:

- Utilizar la geometría completa para realizar la prueba de malla en el fluido.
- Utilizar la geometría con espesor variable para la prueba de malla en el sólido 3D.
- Utilizar la geometría completa para la prueba de malla en el sólido tipo cáscara, pero definiendo los valores de espesor variable a las paredes.

4.4.2. Parámetros de control

Con el fin de determinar la validez de las mallas a seleccionar, se determinó el utilizar los siguientes parámetros de control que permitieran ver una consistencia entre sus valores en la medida que aumenta la densidad de malla.

Para la prueba de malla en el fluido se seleccionaron como parámetros la *presión máxima*, el *numero de Reynolds por celda (CRN)* y el *esfuerzo de corte máximo en las paredes (wss)* de manera global dentro del modelo. Al buscar máximos dentro de las simulaciones, se evitan problemas de ubicación espacial de parámetros referidos a sus coordenadas dentro de la geometría en estudio, puesto que las distintas mallas tendrán sus nodos (y elementos) en lugares distintos. Así se evita el error inducido por la selección de un punto arbitrario dentro del espacio, que podría diferir entre las distintas mallas, perdiendo significancia. El valor de *presión máxima* indica tanto la posición como el valor, en [Pa], del elemento que presenta una mayor presión dentro del fluido. El valor de *numero de Reynolds por celda* muestra el número de Reynolds, análogo al número de Reynolds clásico referido al diámetro de una sección circular, pero en este caso referido al tamaño de cada elemento dentro del fluido. Este parámetro es numéricamente muy significativo, puesto que, de converger, muestra que

Cuadro 4.5: Valores Obtenidos en prueba de malla CFD

Densidad de malla [elem/mm ³]	Presión máx. [Pa]	CRN	wss [Pa]	tiempo [Horas]
121,46	20530	0,0731	49,08	38
113,48	20582	0,066	49,29	29
103,77	20631	0,0823	49,78	22,7
75,42	20903	0,0886	43,1	13,3
60,76	21192	0,0939	29,2	9

Cuadro 4.6: Diferencia porcentual para valores obtenidos en prueba de malla CFD

Densidad de malla [elem/mm ³]	Presión máx. [%]	CRN [%]	wss [%]
121,46	-	-	-
113,48	0,25	-9,71	-0.42
103,77	0,49	12,58	-1.42
75,42	1,81	21,27	12.1
60,76	3,22	28,45	40.5

aunque se reduzca el tamaño de los elementos en cuestión, la velocidad del fluido en ese elemento responde en concordancia, manteniéndose estable. El *esfuerzo de corte máximo en las paredes* interesa porque es uno de los factores que afecta en el crecimiento y rotura de aneurismas [1], por lo que es importante que los valores obtenidos para este parametro sean confiables.

Para la prueba de malla en el sólido se seleccionaron como parametros el *esfuerzo efectivo de von misses máximo, primera deformación principal y desplazamiento máximo*. Los dos primeros se seleccionaron dado que representan el comportamiento del modelo mecánico.

4.4.3. Resultados prueba de malla en fluido

En la tabla 4.5 se puede apreciar un resumen con la información más relevante respecto del caso estudiado, las mallas utilizadas y los parámetros obtenidos en cada prueba en CFD. En el caso de los valores referidos a las diferencias porcentuales de determinados valores, se toma como valor de referencia aquel obtenido en la prueba con la malla más densa, para así comparar todos los valores de las otras mallas referidos a ese valor en particular, en la tabla 4.6 se pueden ver estos valores.

Las figuras 4.4, 4.5, 4.6 y 4.7 muestran los resultados mostrados en la tabla 4.5.

En las figuras 4.4 y 4.6 es posible apreciar que las curvas tienden al equilibrio a partir de los 100 elementos por mm³. En el cuadro 4.6 se puede ver que las diferencias porcentuales son menores del 1% para *WSS* y *presión*, cuando la densidad de malla es superior a los 100 elementos por mm³. El valor del *número de Reynolds por celda (CRN)* para 100 y 110 elementos por mm³ difiere en ~10% con respecto a la densidad máxima de elementos. Se puede ver en la figura 4.7 que el tiempo de simulación aumenta de manera importante cuando se trabaja con una densidad mayor de los 100 elementos por mm³. Se selecciona 100 elementos

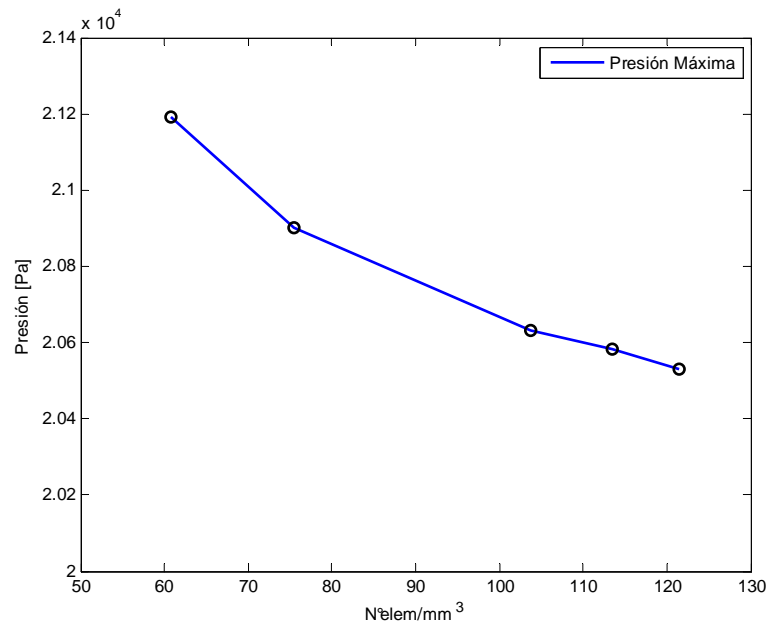


Figura 4.4: Densidad de elementos v/s Presión máx. en prueba de malla CFD.

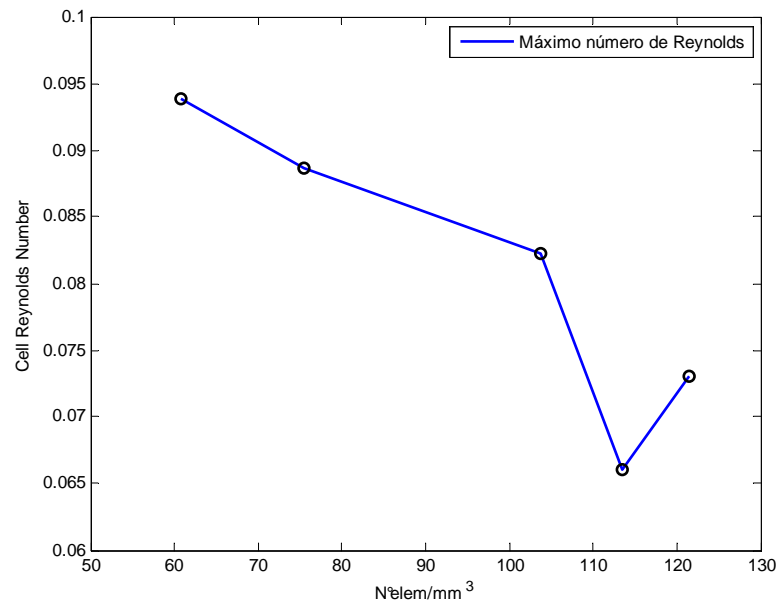


Figura 4.5: Densidad de elementos v/s CRN en prueba de malla CFD.

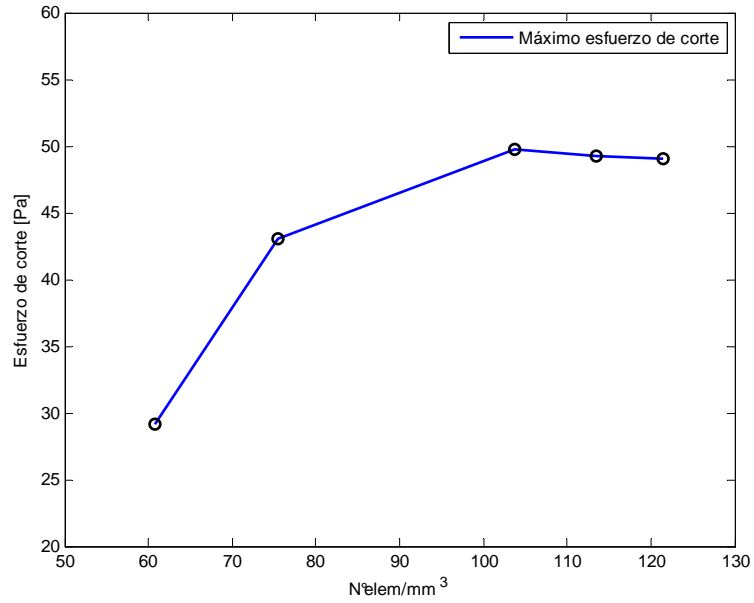


Figura 4.6: Densidad de elementos v/s wss en prueba de malla CFD.

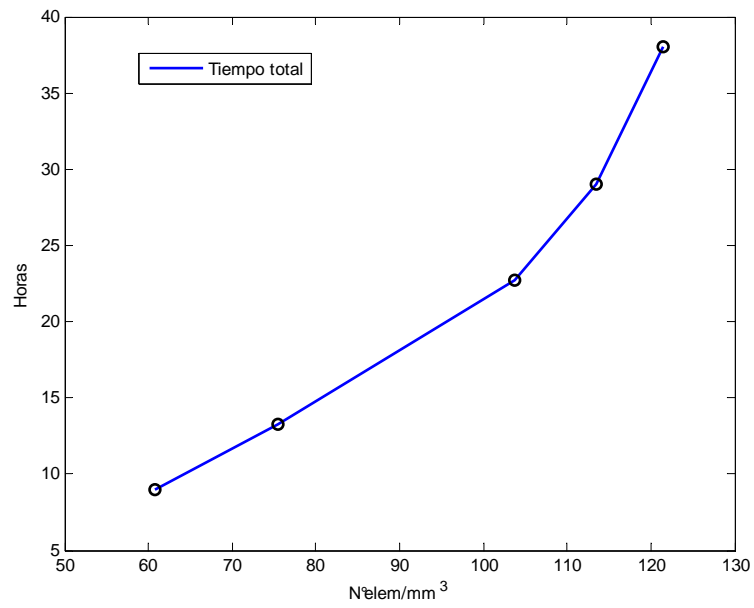


Figura 4.7: Densidad de elementos v/s tiempo en prueba de malla CFD.

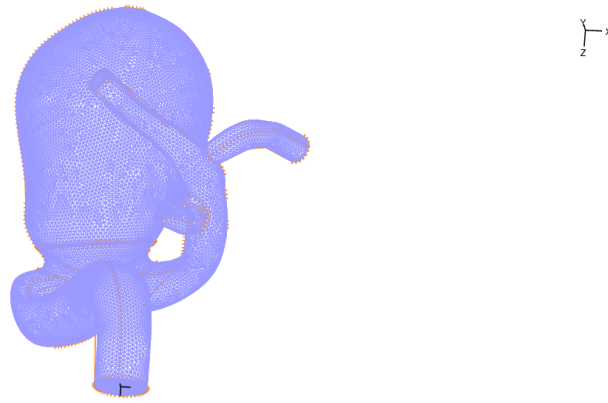


Figura 4.8: Malla CFD (0,33 [mm] de largo, 340000 elementos)

Cuadro 4.7: Valores obtenidos en prueba de malla CSD

Densidad de malla [elem/mm ³]	Esfuerzo eff. [Pa]	Deformación P-1	Desplazamiento máx. [m]	tiempo [Horas]
1762.17	1582050	0.1281	0.001987	2.50
1354.71	1582640	0.1267	0.001966	1.67
1126.23	1747250	0.1268	0.002101	1.33
878.38	1777560	0.1274	0.002075	1.00
688.09	1865350	0.1270	0.002063	0.67
595.81	1787660	0.1274	0.002053	0.50

Cuadro 4.8: Diferencia porcentual para valores obtenidos en prueba de malla CSD

Densidad de malla [elem/mm ³]	Esfuerzo eff. [%]	Deformación P-1 [%]	Desplazamiento máx. [%]
1762.17	-	-	-
1354.71	0.037	1.09	-1.06
1126.23	10.442	1.01	5.70
878.38	12.358	0.55	4.42
688.09	17.907	0.86	3.80
595.81	12.996	0.55	3.31

por mm³ como la densidad de malla para las simulaciones CFD por el equilibrio entre la precisión de los resultados y el tiempo de simulación. Ésta densidad de malla se obtiene utilizando elementos de 0,33 [mm] de largo. La figura 4.8 muestra la malla obtenida para el fluido.

4.4.4. Resultados de prueba de malla en sólido 3D

En el cuadro 4.7 y 4.8 se pueden apreciar los valores obtenidos en la prueba de malla en CSD con elementos tipo 3D.

Del cuadro 4.8 es posible notar que el *esfuerzo efectivo de Von Mises* (sección 2.3.4) tiende a un cierto valor, a medida que aumenta la densidad de la malla, mientras que la deformación

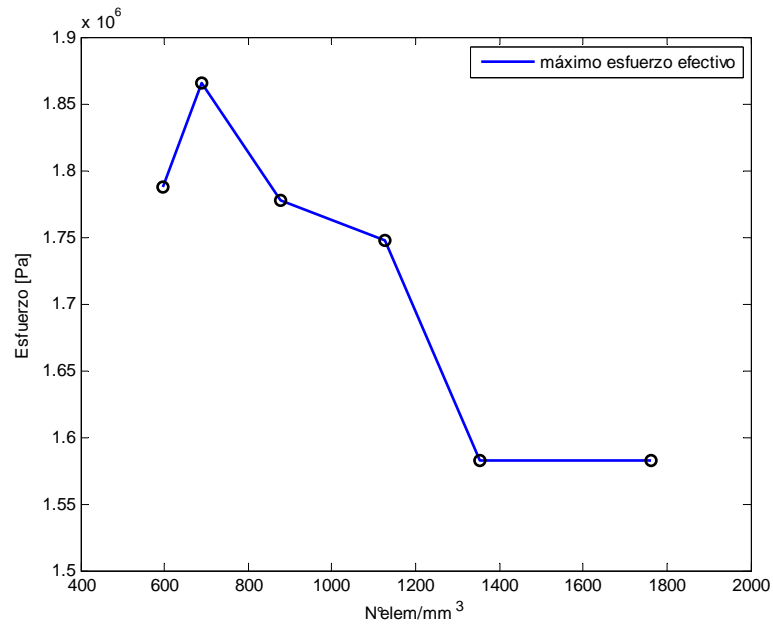


Figura 4.9: Densidad de elementos v/s esfuerzo efectivo de Von Misses

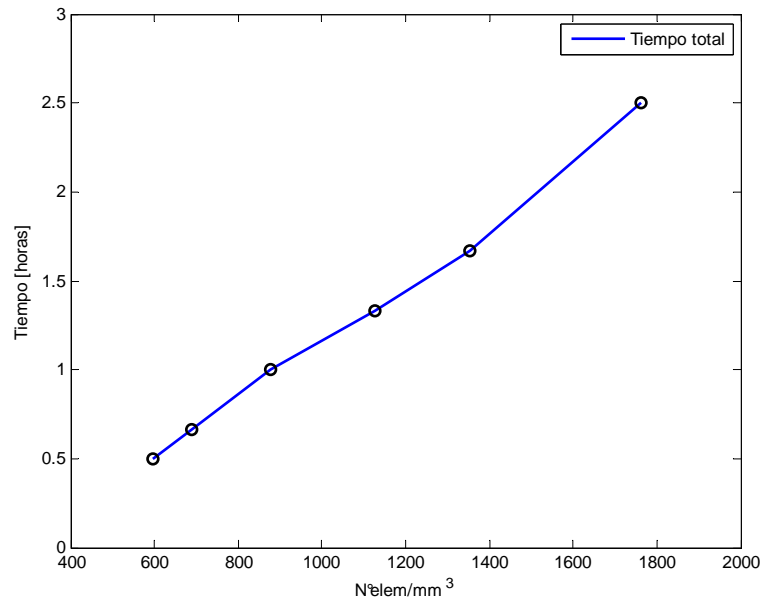


Figura 4.10: Densidad de elementos v/s tiempo de simulación.

y el desplazamiento máximo se mantienen con diferencias menores al 6%. Las figuras 4.9 y 4.10 muestran de manera gráfica lo expuesto en la tabla 4.7 para el esfuerzo efectivo y el tiempo de simulación.

A partir de la figura 4.9 es posible notar que el *esfuerzo efectivo de Von Misses* logra una tendencia clara después de los 1400 elementos por mm³. En el cuadro 4.7 se observa que los

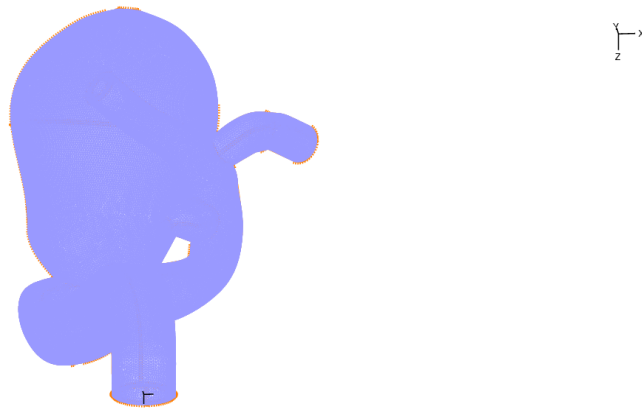


Figura 4.11: Malla CSD 3D (0,2 [mm] de largo, 674000 elementos)

Cuadro 4.9: Valores obtenidos en prueba de malla CSD con elementos tipo cáscara.

Densidad de malla [elem/mm ²]	Esfuerzo eff. [Pa]	Deformación P-1	tiempo [Horas]
47.89	1359632	0.1455	0.5
24.37	1364101	0.1454	0.25
18.93	1362699	0.1457	0.13

Cuadro 4.10: Diferencia porcentual para valores obtenidos en prueba de malla CSD con elementos tipo cáscara.

Densidad de malla [elem/mm ²]	Esfuerzo eff. [%]	Deformación P-1 [%]
47.89	-	-
24.37	0.328	0.068
18.93	0.225	-0.137

valores para el *desplazamiento máximo* y *deformación en la dirección principal 1* no logran una tendencia, pero en el cuadro 4.8 uno puede notar que las diferencias porcentuales son menores al 6 %. Se selecciona una densidad de malla de 1400 elementos por mm³, dado que la precisión de los resultados es aceptable y el tiempo de simulación es de 1,5 horas. Se utilizan elementos con 0,2 [mm] de largo para obtener la densidad de malla mencionada previamente.

4.4.5. Resultados de prueba de malla en sólido con elementos tipo cáscara

Se realiza la prueba de malla en sólidos con elementos tipo cáscara porque son los utilizados para las simulaciones FSI. Es por esta razón que es importante saber su comportamiento al utilizar el mismo largo de elemento que el utilizado para la malla en el fluido.

Para la malla tipo cáscara se obtiene una densidad de 24,37 elementos por mm² con un largo de elemento de 0,33 [mm], el cual corresponde al largo de elemento utilizado en las simulaciones CFD.

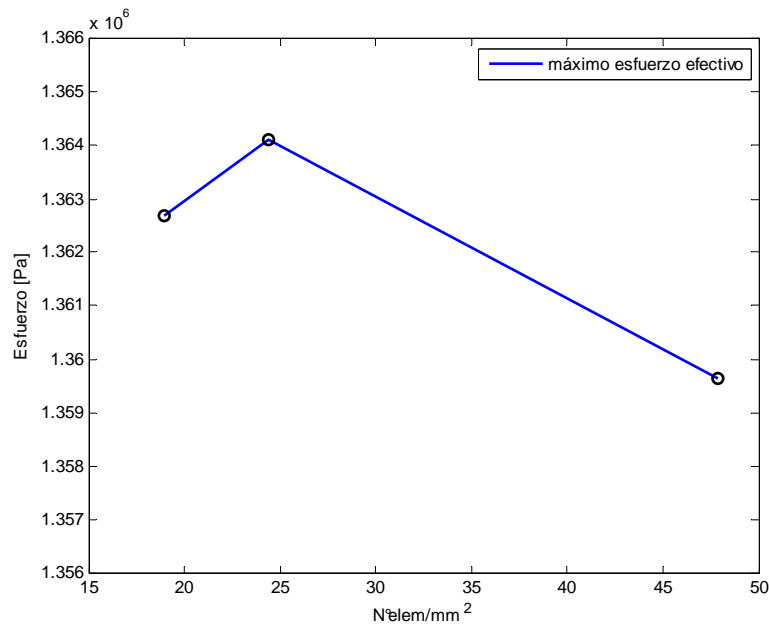


Figura 4.12: Densidad de malla v/s esfuerzo efectivo de Von Misses en sólido con elementos tipo cáscara.

Las figuras 4.12, 4.13 y 4.14 muestran gráficamente los valores de la tabla 4.9. Gráficamente parecen datos con mucha dispersión, pero es importante notar el valor de la diferencia porcentual, el cual se puede apreciar en el cuadro 4.10, que es menor al 1% en todos los casos. Se confirma que se puede utilizar 0,33 [mm] como largo de elemento en las simulaciones CSD con elementos tipo cáscara, sin que la densidad de malla genere errores importantes.

Los resultados obtenidos para la prueba de malla son avalados por Costalat, que utiliza una malla de 100000 elementos para el fluido y 35000 para el sólido [19].

4.5. Modelos hiper-elásticos de comportamiento de pared de aneurisma

En este trabajo se utiliza el modelo de comportamiento hiper-elástico para pared de aneurisma desarrollado por Contente [4] en el grupo de trabajo del profesor Alvaro Valencia en la Universidad de Chile. Con el fin de validar el modelo de Contente se compararán los resultados obtenidos en las simulaciones FSI y CSD utilizando otros tres modelos hiper-elásticos, los cuales fueron desarrollados por Toth et al. [14], Costalat et al.[13] y Seshaiyer et al.[3].

En esta sección se presentan los modelos hiper-elásticos de Contente, Toth, Costalat y Seshaiyer.

4.5.1. Modelo hiper-elástico de Contente

Contente utilizó el modelo de Mooney-Rivlin para tracción uniaxial con cinco parámetros porque le entregó el mejor ajuste con las curvas experimentales. La ecuación 4.1 muestra el

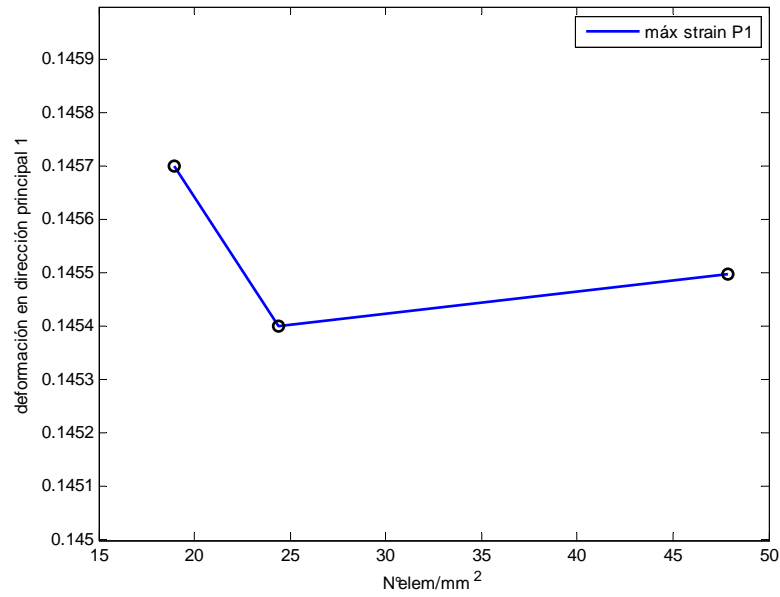


Figura 4.13: Densidad de malla v/s deformación P-1 en sólido con elementos tipo cáscara.

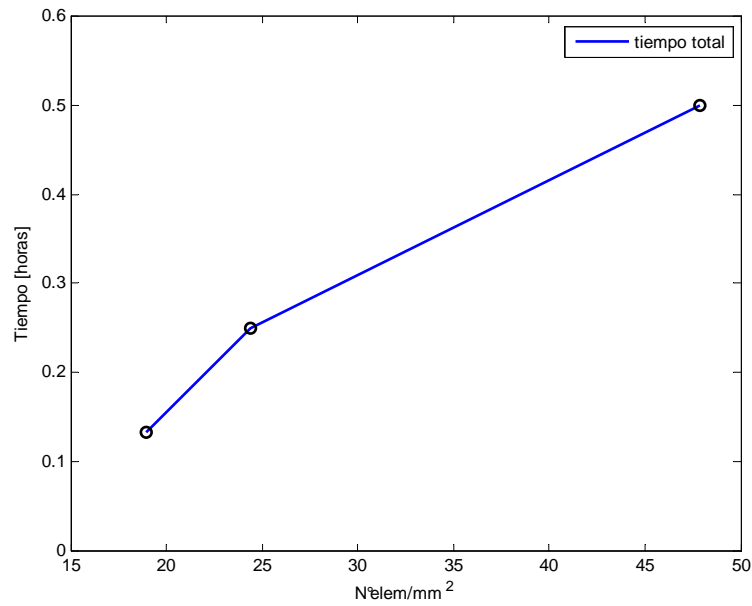


Figura 4.14: Densidad de malla v/s tiempo de simulación en sólido con elementos tipo cáscara.

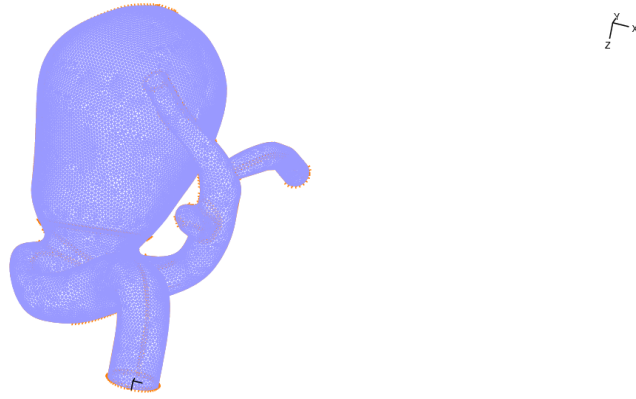


Figura 4.15: Malla CSD tipo cáscara (largo 0,33 [mm], 42000 elementos).

modelo utilizado por contente.

$$W(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (4.1)$$

Donde $\lambda = \frac{l}{l_0}$, l y l_0 son el largo actual y el largo inicial de la muestra respectivamente. W es la energía de deformación del material en función de la elongación λ . C_{10} , C_{01} , C_{11} , C_{20} y C_{02} son constantes que se determinan con los ensayos experimentales. Las ecuaciones 4.2 y 4.3 muestran a I_1 y I_2 que corresponden a los invariantes, para tracción uniaxial, del tensor de esfuerzos de Cauchy [20].

$$I_1(\lambda) = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \quad (4.2)$$

$$I_2(\lambda) = 2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} \quad (4.3)$$

Es posible obtener el tensor de esfuerzo de Cauchy T derivando W en función de λ , como se ve en la ecuación 4.4.

$$T = \lambda \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda} = 2\lambda(\lambda - \lambda^{-2})(C_{10} + C_{01}\lambda^{-1} + C_{11}(3\lambda^{-2} + 3\lambda - 3 - 3\lambda^{-1}) + 2C_{20}(2\lambda^{-1} + \lambda^2 - 3) + 2C_{02}(2 + \lambda^{-3} - 3\lambda^{-1})) \quad (4.4)$$

La figura 4.16 muestra las curvas obtenidas por Contente para cada muestra, y la curva promedio obtenida.

Las constantes C_{10} , C_{01} , C_{11} , C_{20} y C_{02} ajustadas por Contente para la curva promedio se pueden encontrar en el cuadro 4.11.

Es de interes obtener un modelo elástico lineal a partir de la curva promedio definida por Contente. Es posible realizar esto siguiendo la siguiente ecuación.

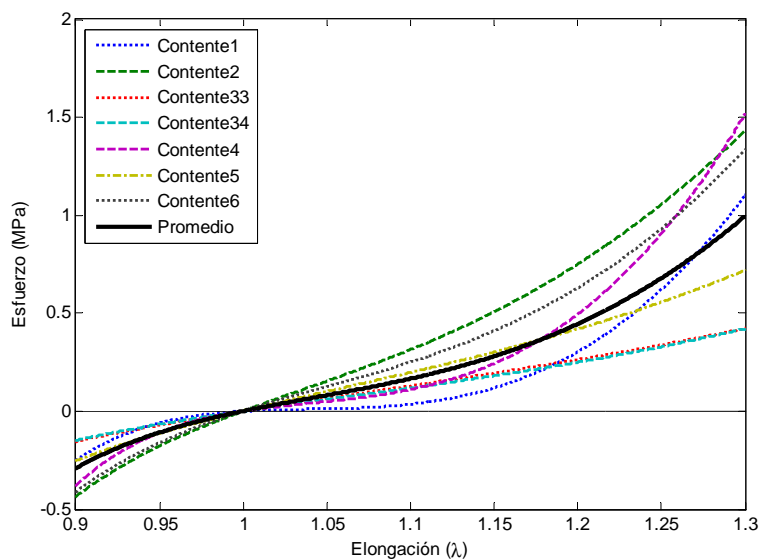


Figura 4.16: Curvas hiper-elásticas obtenidas por Contente.

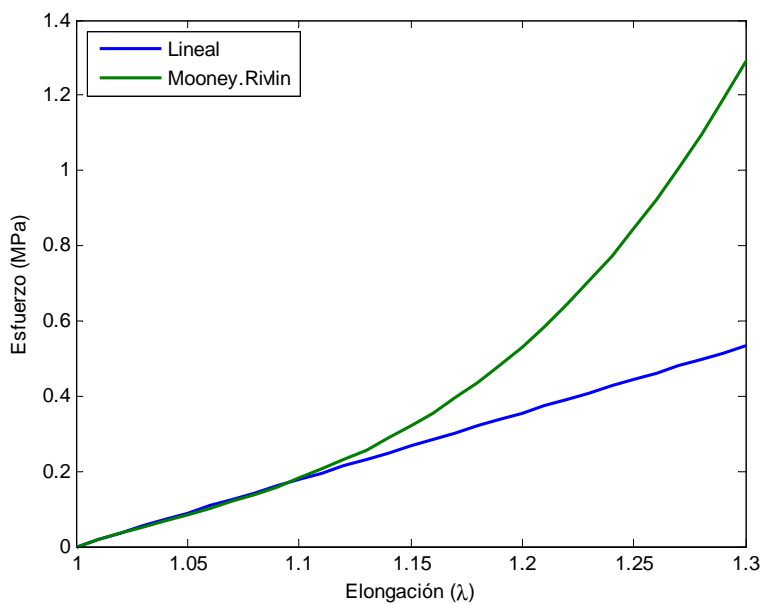


Figura 4.17: Curva promedio de Contente y modelo lineal.

$$E = 6 \times (C_{10} + C_{01}) \tag{4.5}$$

Donde E corresponde al modulo de Young en la ecuación de esfuerzo lineal. La figura 4.17 muestra la curva promedio y el modelo lineal elástico ajustado a ésta.

Es posible notar que el modelo lineal se ajusta al modelo hiper-elástico hasta el 11% de elongación. El valor de E se encuentra en la tabla 4.9.

4.5.2. Modelo hiper-elástico de Toth

El modelo de Toth [14] utiliza la ecuación de energía de deformación de Mooney-Rivlin para tracción uniaxial de dos parámetros. A continuación se puede ver el modelo utilizado por Toth en la ecuación 4.6.

$$W(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (4.6)$$

Nuevamente W es la energía de deformación del material en función de la elongación λ . C_{10} y C_{01} son las constantes que se determinan con los ensayos experimentales e I_1 y I_2 son los mismos invariantes del tensor de esfuerzos de Cauchy [20] presentados en las ecuaciones 4.2 y 4.3. En la ecuación 4.7 se tiene el tensor de esfuerzo de Cauchy T como derivada de la energía de deformación W en función de la elongación λ .

$$T = \lambda \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda} = 2\lambda(\lambda - \lambda^{-2})(C_{10} + C_{01}\lambda^{-1}) \quad (4.7)$$

Las constantes C_{10} y C_{01} ajustadas por Toth se pueden encontrar en el cuadro 4.11.

4.5.3. Modelo hiper-elástico de Costalat

Costalat [13] utiliza el modelo de Mooney-rivlin para tracción uniaxial con tres parámetros. En la ecuación 4.8 es posible observar la forma de la ecuación de Mooney-Rivlin para este caso.

$$W(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (4.8)$$

Los parámetros representan lo mismo que en los casos anteriores. En la ecuación 4.9 es posible ver el tensor de esfuerzo de Cauchy T para este caso.

$$T = \lambda \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda} = 2\lambda(\lambda - \lambda^{-2})(C_{10} + C_{01}\lambda^{-1} + C_{11}(3\lambda^{-2} + 3\lambda - 3 - 3\lambda^{-1})) \quad (4.9)$$

Las constantes C_{10} , C_{01} y C_{11} ajustadas por Costalat se pueden encontrar en el cuadro 4.11.

4.5.4. Modelo hiper-elástico de Seshaiyer

Seshaiyer et al. [3] utiliza el modelo para materiales hiper-elásticos de Fung para tracción biaxial, por lo que requiere un pequeño ajuste para poder compararlos con los modelos en tracción uniaxial. En las ecuaciones 4.10 y 4.11 se presenta el modelo de Fung utilizado por Seshaiyer.

$$W(\lambda) = C(e^Q - 1) \quad (4.10)$$

$$Q = C_1 E_1^2 + C_2 E_2^2 + 2C_3 E_1 E_2 \quad (4.11)$$

C, C_1, C_2 y C_3 corresponden a los parametros del material que se determinan a partir de ensayos experimentales. E_1 y E_2 los componentes principales del tensor de deformación de Lagrange. El tensor de gradiente de deformación se muestra en la ecuación 4.12.

$$F = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Con esto es posible determinar el tensor de deformación de Lagrange, como se ve en las ecuaciones 4.13 y 4.14.

$$E_1 = \frac{1}{2}(\lambda_1^2 - 1) \quad (4.13)$$

$$E_2 = \frac{1}{2}(\lambda_2^2 - 1) \quad (4.14)$$

Los tensores de esfuerzos de Cauchy T para las direcciones 1 y 2 se muestran en las ecuaciones 4.15 y 4.16.

$$T_1 = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \frac{\partial W}{\partial E_1} = 2C \frac{\lambda_1}{\lambda_2} (C_1 E_1 + C_3 E_2) e^Q \quad (4.15)$$

$$T_2 = \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \frac{\partial W}{\partial E_2} = 2C \frac{\lambda_2}{\lambda_1} (C_2 E_2 + C_3 E_1) e^Q \quad (4.16)$$

Para encontrar el esfuerzo en función de una sola elongación (uniaxial), es necesario imponer que el otro esfuerzo es zero (0), con lo cual es posible definir una elongación en función de la otra.

Para encontrar el esfuerzo en la dirección 1 se impone que $T_2 = 0$ con $\lambda_1 > 0$ y $\sigma_1 > 0$. A partir de la ecuación 4.16 se puede encontrar λ_2 en función de λ_1 , la ecuación 4.17 muestra el resultado de lo descrito previamente.

$$\lambda_2 = \sqrt{1 - \frac{C_3}{C_2} 2E_1} \quad (4.17)$$

Con esto es posible encontrar el esfuerzo 1 en función de la dirección de elongación 1, como se muestra en la ecuación 4.18.

$$T_1 = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda_1} = C \frac{\lambda}{\sqrt{1 - \frac{C_3}{C_2} (\lambda^2 - 1)}} \left(C_1 - \frac{C_3^2}{C_2} \right) (\lambda^2 - 1) e^{\frac{1}{4} (C_1 - \frac{C_3^2}{C_2}) (\lambda^2 - 1)^2} \quad (4.18)$$

Cuadro 4.11: Constantes por Autor

Autor	Modelo	Coefficientes [MPa]
V. Costalat	Mooney-Rivlin, 3 parámetros	$C_{01} = 0.19, C_{01}=0.023, C_{11}=7.87$
P. Seshaiyer	Fung, 4 parámetros	$C=0.280, C_1=17.58, C_2=12.19, C_3=7.57$
B. Tóth	Mooney-Rivlin, 2 parámetros	$C_{10}=0.18725, C_{01}=0.04675$
A. Contente	Mooney-Rivlin, 5 parámetros	$C_{10}=0.3848, C_{01}=-0.0891, C_{11}=0.5118,$ $C_{20}=0.5109, C_{02}=0.4912$
A. Contente	Elástico lineal	$E = 1.7742$

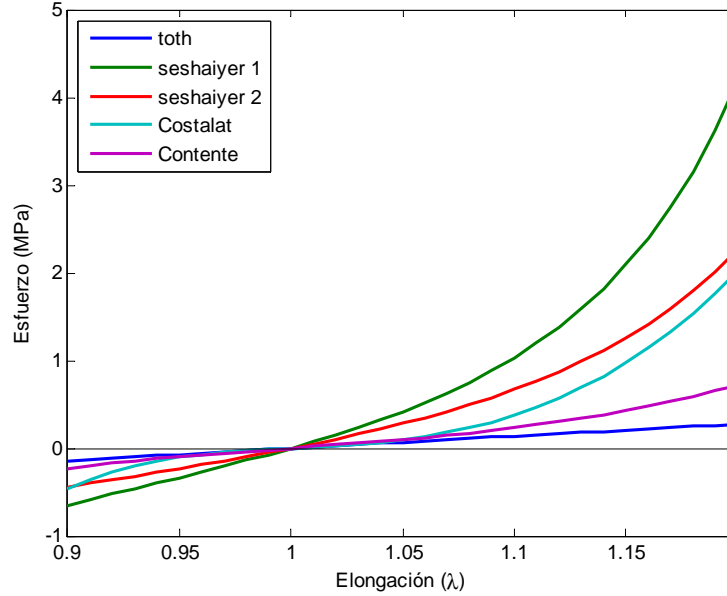


Figura 4.18: Modelos hiper-elásticos por autor.

Se puede realizar el mismo procedimiento para el esfuerzo en la dirección 2 pero en este caso se impone que $T_1 = 0$ con $\lambda_2 > 0$ y $\sigma_2 > 0$. En la ecuación 4.19 se muestra λ_1 en función de λ_2 y en la ecuación 4.19 el esfuerzo en la dirección 2 solo como función de la elongación en esta dirección.

$$\lambda_1 = \sqrt{1 - \frac{C_3}{C_1} 2E_2} \quad (4.19)$$

$$T_2 = \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda_2} = C \frac{\lambda}{\sqrt{1 - \frac{C_3}{C_1} (\lambda^2 - 1)}} \left(C_2 - \frac{C_3^2}{C_1} \right) (\lambda^2 - 1) e^{\frac{1}{4} (C_2 - \frac{C_3^2}{C_1}) (\lambda^2 - 1)^2} \quad (4.20)$$

Las constantes C, C_1, C_2 y C_3 ajustadas por Costalat se pueden encontrar en el cuadro 4.11.

La figura 4.18 muestra graficamente todos los modelos hiper-elásticos.

	Volumen [mm ³]	Radio [mm]
Aneurisma mayor	2808.5	8.75
Aneurisma menor	17.21	1.6

Cuadro 4.12: Volumen y radio equivalente.

	P, e Esfuerzo [Pa]	P, e_m Esfuerzo [Pa]	P_{ht}, e Esfuerzo [Pa]
Aneurisma mayor	200055	400110	600165
Aneurisma menor	36608	73217	109827

Cuadro 4.13: Esfuerzos por aneurisma.

4.6. Teoría de cáscaras de Laplace

Para poder validar los resultados obtenidos en las simulaciones se recurre a la teoría de cáscaras de Laplace. La ecuación 4.21 corresponde al esfuerzo σ que debe soportar una cáscara esférica sujeta a una presión interna P [21].

$$\sigma = \frac{Pr}{2e} \quad (4.21)$$

Donde r es el radio de la cáscara esférica y e su espesor. El radio equivalente para cada aneurisma se determina utilizando el volumen de estos últimos. La tabla 4.12 muestra el volumen y radio equivalente para ambos aneurismas.

En el caso de control la presión interna máxima P es de 16000 [Pa], y el espesor de 0.35 [mm]. Al considerar hipertensión la presión interna máxima P_{ht} es de 48000 [Pa], el espesor se mantiene igual. El tercer caso considera la presión interna normal, pero el espesor se reduce a la mitad ($e_m = 0.175$ [mm]). La tabla 4.13 muestra los valores de esfuerzos obtenidos para cada aneurisma en cada caso.

Una cáscara se consider delgada cuando $\frac{e}{R} < \frac{1}{20}$ para el aneurisma con espesor normal se tiene que $\frac{e}{R} = 0,04 < \frac{1}{20}$, por lo que se considera delgada. El espesor de la arteria se determino como el 10 % del radio de ésta, por lo que la razón espesor/radio sera de 1/10, por lo que se considera como una cáscara gruesa.

Capítulo 5

Resultados

5.1. Consideraciones generales

En éste capítulo se muestran los resultados obtenidos en las simulaciones sólidas, fluidas y FSI realizadas en ADINA. Los resultados se muestran en gráficas de distribución mecánicas relevantes sobre la geometría considerada y que son relevantes para el análisis del problema; así como gráficos de las variables en los puntos de control seleccionados para cada tipo de simulación. En cada una de las secciones siguientes, cuando sea pertinente, se indicará cuales son las gráficas utilizadas y los puntos de control seleccionados. La tabla 5.1 resume las características de cada simulación.

La figura 5.1 muestra los canales de entrada y salida del flujo sanguíneo en la arteria. La figura 5.2 muestra el punto de control utilizado en las simulaciones.

Sim.	Tipo	Elementos	Presión int.	Espesor an.	Material	Acoplamiento
1	CFD	Tetraédricos	Normal	-	-	-
2	CSD	Cáscara	Normal	Normal	L.E	-
3	CSD	Cáscara	H.T	Normal	L.E	-
4	CSD	Cáscara	Normal	1/2	L.E	-
5	CSD	Cáscara	Normal	Normal	M.R	-
6	CSD	Cáscara	H.T	Normal	M.R	-
7	CSD	Cáscara	Normal	1/2	M.R	-
8	CSD	Tetraédricos	Normal	Normal	L.E	-
9	CSD	Tetraédricos	Normal	Normal	M.R	-
10	FSI-CSD	Cáscara	Normal	Normal	L.E	Completo
	FSI-CFD	Tetraédricos	Normal	Normal	-	Completo
11	FSI-CSD	Cáscara	Normal	Normal	L.E	Una dirección
	FSI-CFD	Tetraédricos	Normal	Normal	-	Una dirección
12	FSI-CSD	Cáscara	Normal	Normal	M.R	Completo
	FSI-CFD	Tetraédricos	Normal	Normal	-	Completo
13	FSI-CSD	Cáscara	Normal	Normal	M.R	Una dirección
	FSI-CFD	Tetraédricos	Normal	Normal	-	Una dirección

Cuadro 5.1: Características de cada simulación.

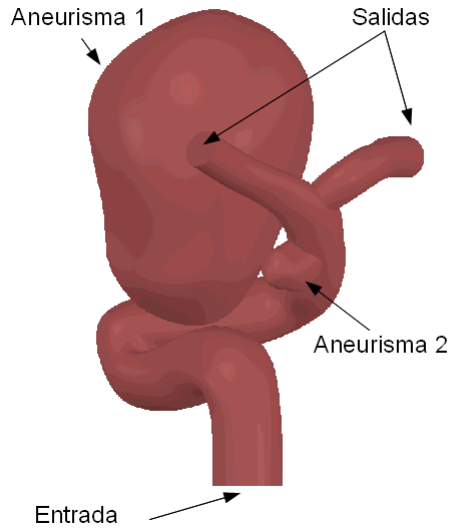


Figura 5.1: Entrada y salidas del flujo

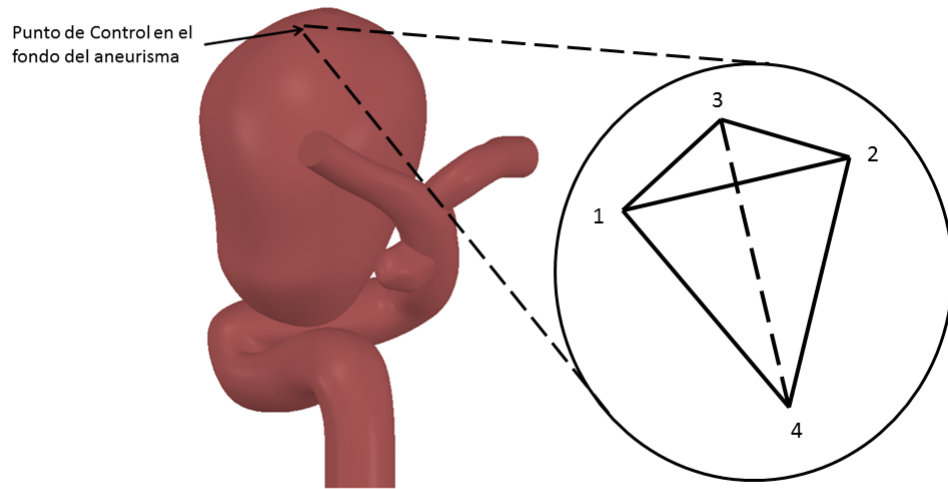


Figura 5.2: Puntos de control aneurisma 1.

Por último, las gráficas de distribución se presentan suavizadas según un promedio local, con la opción AVERAGE de ADINA. Los máximos y mínimos de las variables físicas que se presentan en las figuras son máximos y mínimos nodales.

Es importante detallar que el punto de control es en realidad el elemento que contiene al punto de control, por lo que en el elemento de control se tienen datos para los cuatro nodos del elemento. Se toma como dato para el punto de control el nodo con mayores valores. Ésto

porque en el caso de los dato fluidodinámicos los nodos que se encuentran en la pared (1, 2 y 3 en la figura 5.2) tienen valores nulos siempre (iguales a cero).

En el caso de simulaciones CSD con elementos tipo cáscara el elemento es triangular, por lo que solo posee los nodos 1, 2 y 3 que se ven en la figura 5.2.

5.2. Resultados simulaciones CFD

5.2.1. Consideraciones generales

Con la simulación CFD se pretende estudiar las diferencias entre éste tipo de simulación y la parte fluida de la simulación FSI. Para la simulación CFD se considera el aneurisma como una pared rígida sin deslizamiento, mientras que en el caso FSI la pared del aneurisma se mueve, lo cual afecta el comportamiento del fluido, el cual a su vez vuelve a afectar el movimiento de la pared.

Los resultados obtenidos se mostrarán de dos maneras. La primera corresponde a gráficas de distribución de presión, esfuerzo de corte y velocidad. Cabe mencionar que la velocidad, en particular, se muestra en planos de control específicos porque la condición de pared rígida impone velocidad nula en el área de contacto entre el fluido y la pared. Las gráficas de distribución se muestran en los tiempos donde los pulsos de velocidad y presión son máximos y mínimos. La segunda forma de mostrar los resultados es a través de gráficos temporales de estas variables sobre puntos de control específicos.

En las figuras 5.3 se muestran los planos de control para el aneurisma 1. El plano 4 es un plano transversal al aneurisma 1, perpendicular al área de entrada de éste y paralelo a la dirección del flujo en la arteria. Los planos 1, 2 y 3 corresponden a los planos de entrada, medio y superior para el aneurisma 1, éstos son paralelos al área de entrada del aneurisma 1. Los puntos de control, para cada plano, corresponden al elemento sujeto al máximo valor de la variable en cuestión.

Simulación 1. CFD con pared rígida.

En ésta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a las salidas del flujo, las cuales se pueden ver en la figura 5.1. Las paredes del aneurisma se modelan como paredes rígidas. Se aplica el perfil de velocidad de Womersley a la entrada, como se describe en el capítulo 2. Se utilizan elementos de 0,33 [m] de largo, lo cual da una densidad de ~ 110 [elem/mm³]. El tiempo de cálculo fue de 24 horas.

En la figura 5.4 se observa la distribución de presión sobre la geometría para 0,89 [s] y 1,16 [s]. En ambos casos es posible apreciar que la presión cae en la dirección del flujo. La caída de presión es de ~ 10 [kPa] para la sístole.

En la figura 5.5 se muestra la distribución del esfuerzo de corte para la diástole y sístole en la geometría completa. Es posible notar que ambos aneurismas presentan bajos esfuerzos de corte, en comparación con el resto de la geometría. En la figura 5.6 se puede ver en detalle el esfuerzo de corte en el aneurisma 1. El mayor esfuerzo de corte se concentra en la pared donde el flujo de sangre entra al aneurisma.

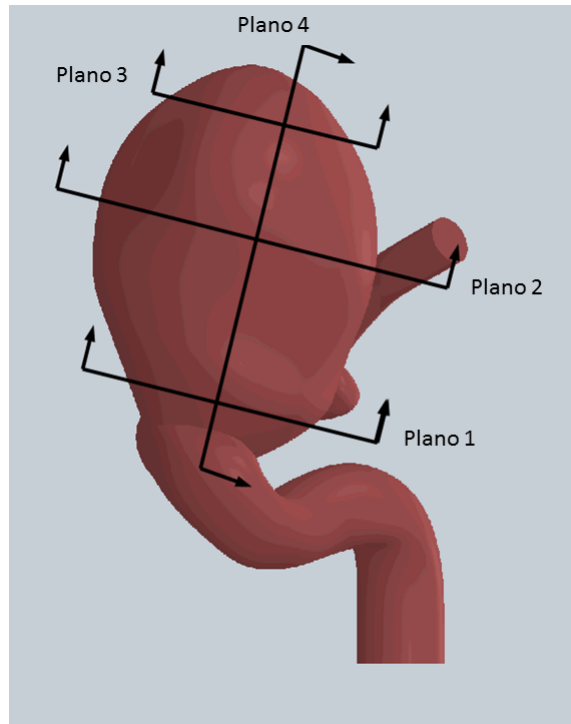


Figura 5.3: Planos de control aneurisma 1.

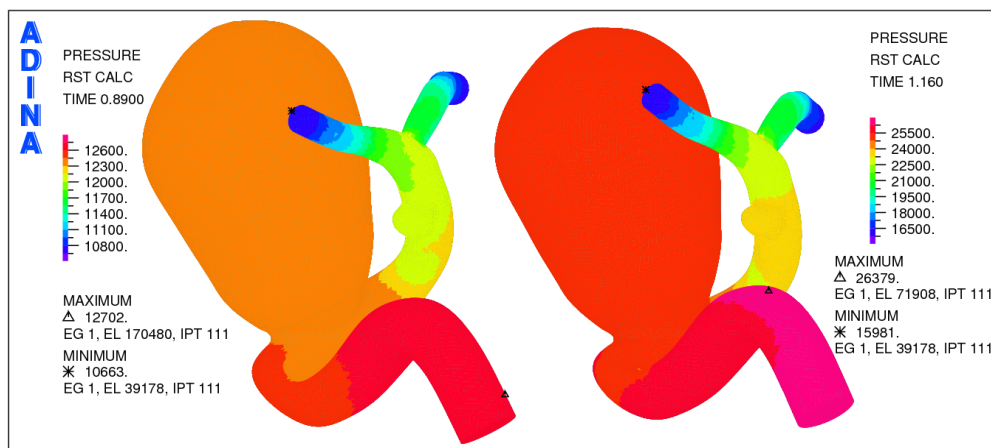


Figura 5.4: Simulación 1. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,89[s]) a la izquierda y para sístole (1,16 [s]) a la derecha.

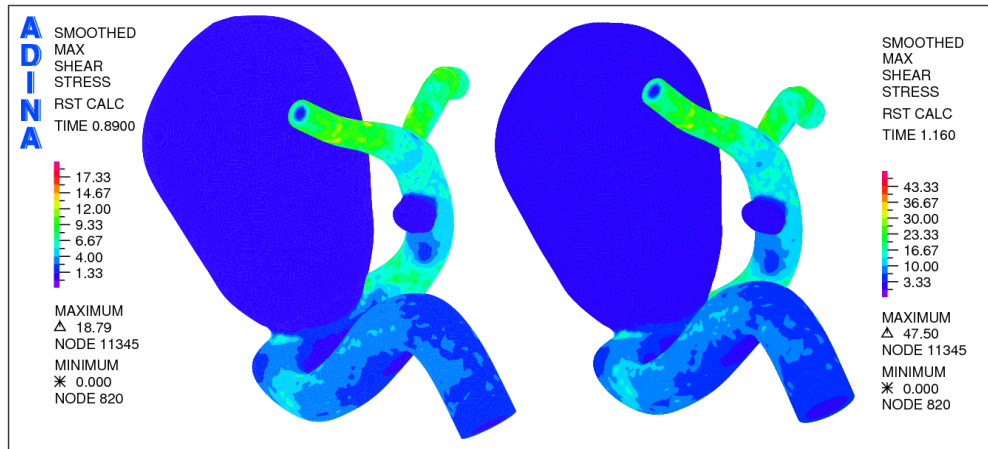


Figura 5.5: Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.

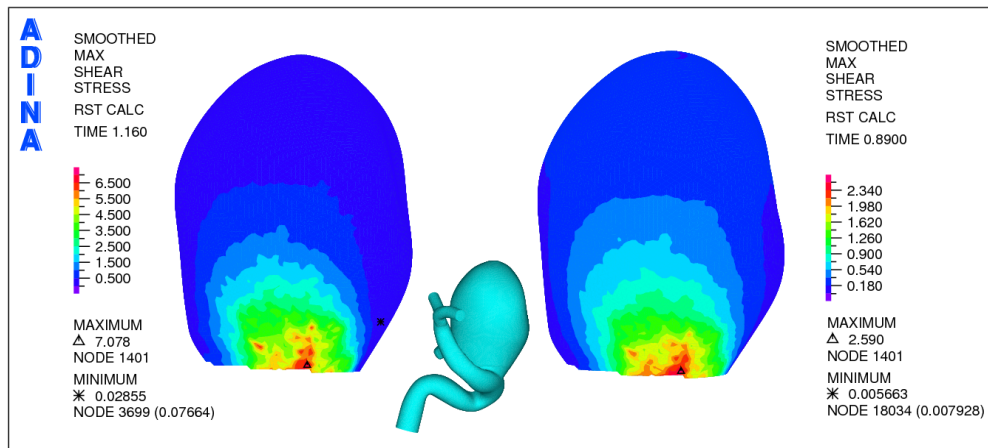


Figura 5.6: Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.

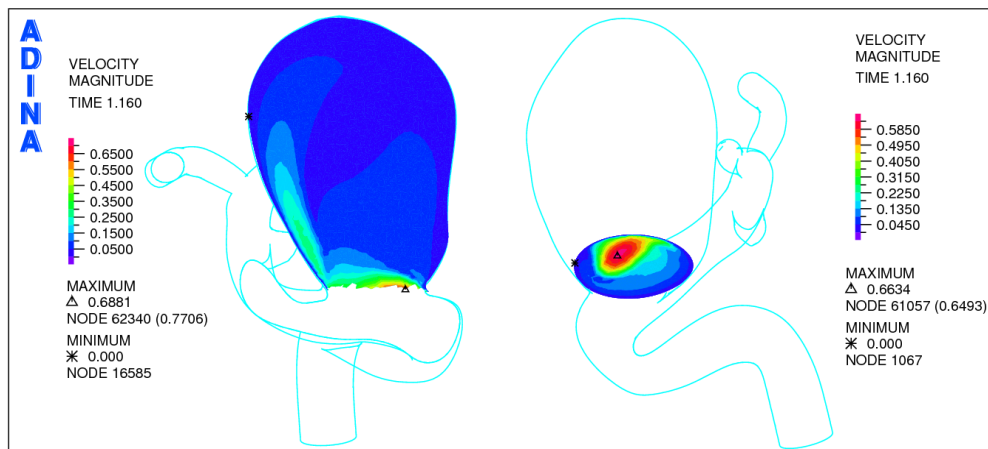


Figura 5.7: Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

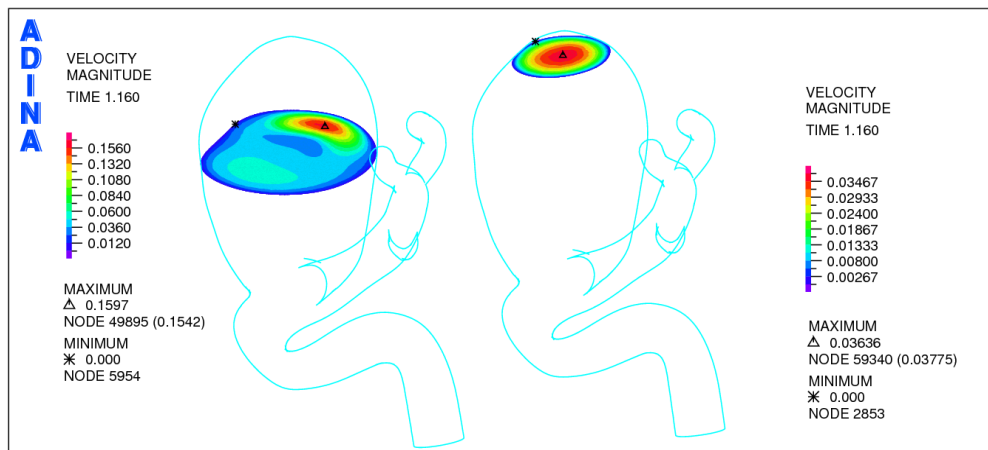


Figura 5.8: Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y fondo (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

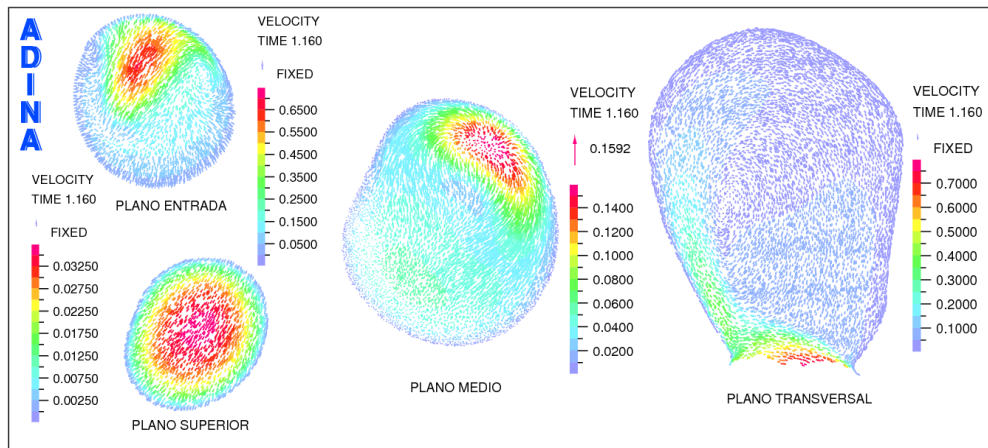


Figura 5.9: Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.7 se presenta la distribución de magnitud de velocidad para los planos de control transversal y de entrada, mientras que en la figura 5.8 se muestran los planos medio y fondo del aneurisma 1 para la sístole. En el plano transversal se puede ver como la sangre entra al aneurisma 1 y se carga hacia el lado izquierdo de la pared producto de la dirección del flujo. En los planos de entrada, medio y salida es posible apreciar que el flujo pierde velocidad a medida que comienza a recircular por el aneurisma 1. La velocidad máxima en el fondo del aneurisma 1 es un orden de magnitud menor que la velocidad máxima a la entrada de este aneurisma.

La figura 5.9 confirma lo mencionado anteriormente. En el plano transversal de la figura 5.9 se observa de una manera más clara como el flujo se carga hacia la izquierda del aneurisma y como se genera una recirculación de sangre al interior del aneurisma 1.

Las figuras 5.10 y 5.11 muestran la distribución de la magnitud de la velocidad para el aneurisma 1 en diástole. Se puede apreciar que las velocidades dentro del aneurisma son menores que en las figuras 5.7 y 5.8. En el plano transversal y medio se puede ver claramente

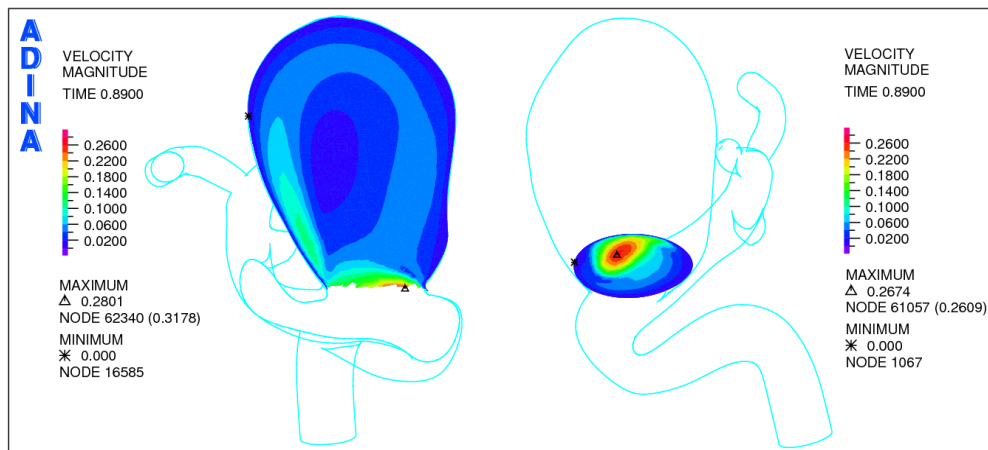


Figura 5.10: Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,89[s]).

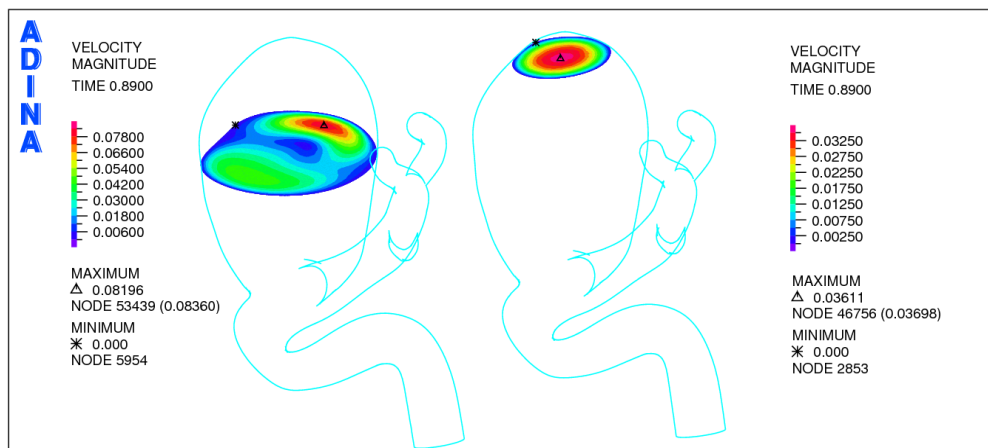


Figura 5.11: Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,89 [s]).

la recirculación del flujo. En este caso la disminución de velocidad es menor que para la sístole y es importante notar que la velocidad en el plano de control en el fondo del aneurisma presenta muy poca variación entre ambos tiempos.

La figura 5.12 muestra los vectores de velocidad para los planos de control del aneurisma 1 en diástole. Nuevamente se muestra la recirculación del flujo.

La figura 5.13 muestra la distribución de la magnitud de la velocidad en el aneurisma 2 para sístole. El plano transversal es paralelo a la dirección del flujo y perpendicular al área de entrada del aneurisma. Los planos de entrada y superior son perpendiculares al área de entrada del aneurisma. Nuevamente se puede ver como el flujo de sangre se carga a la segunda pared del aneurisma con que se encuentra. Se puede observar que la máxima velocidad en el plano de entrada es 1 orden de magnitud mayor que en el plano superior o fondo en el aneurisma 2. La figura 5.14 muestra los vectores de velocidad en los planos de control para el aneurisma 2 en sístole. En el plano transversal se puede observar claramente la recirculación

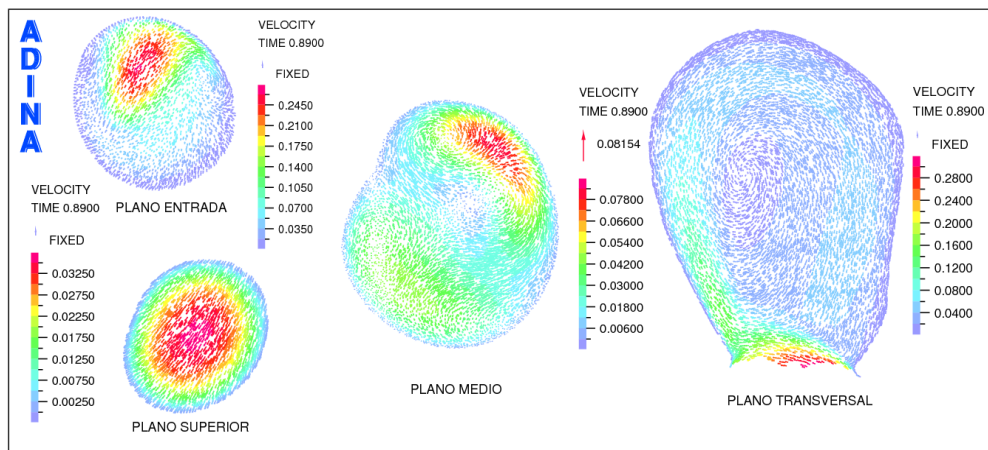


Figura 5.12: Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,89 [s]).

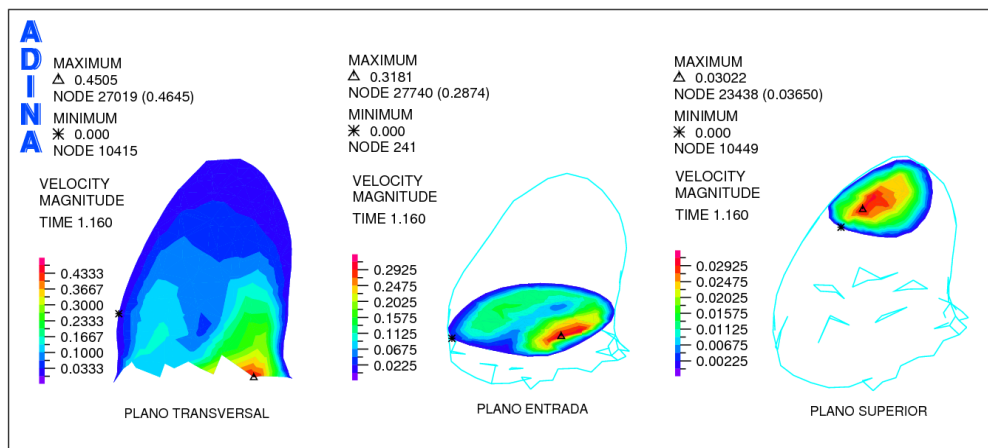


Figura 5.13: Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en sístole (1,16 [s]).

del flujo. Es interesante notar que en el plano de entrada también se genera un segundo vortice, perpendicular al primero.

En las figuras 5.15 y 5.16 se presenta para la diástole las mismas variables presentadas en las figuras 5.13 y 5.14. Se puede ver que se presentan los mismos vortices, pero a una velocidad menor. también es posible notar que en este caso la velocidad máxima en el plano superior es un orden de magnitud menor para la diástole en comparación con la sístole.

La figura 5.17 muestra la evolución de la presión con respecto al tiempo. Es posible notar que la presión en el fondo del aneurisma 1 (control, figura 5.2) es levemente menor al al presión máxima en toda la geometría. Dentro del aneurisma 1 la presión oscila entre 25 [kPa] y 15 [kPa] aproximadamente.

En la figura 5.18 se ve la evolución del esfuerzo de corte con respecto al tiempo. Se puede ver que el esfuerzo de corte dentro del aneurisma 1 es casi diez veces menor al que se produce en toda la geometría. El valor máximo en el aneurisma 1 se produce muy cerca de la entrada,

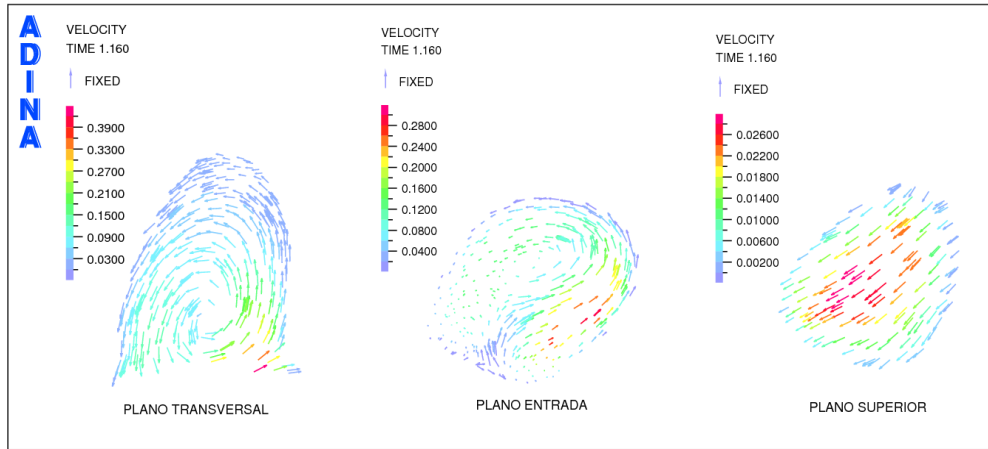


Figura 5.14: Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en sístole(1,16 [s]).

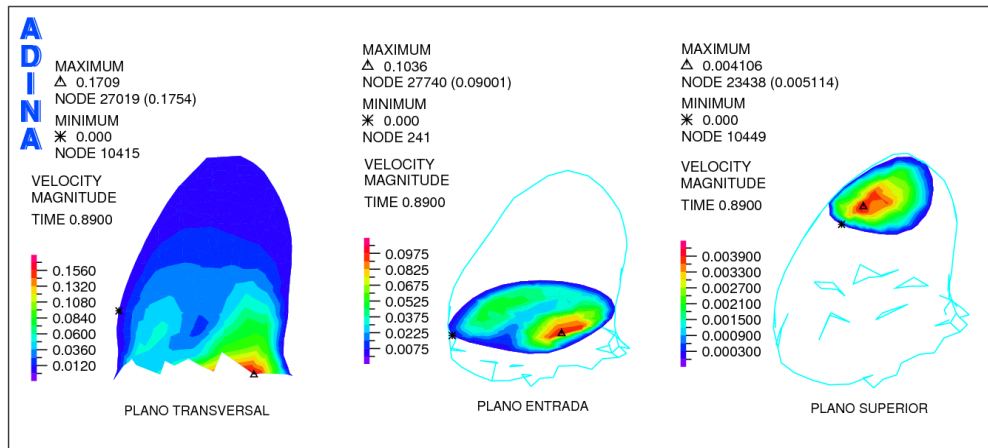


Figura 5.15: Simulación 1. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en diástole(0,89 [s]).

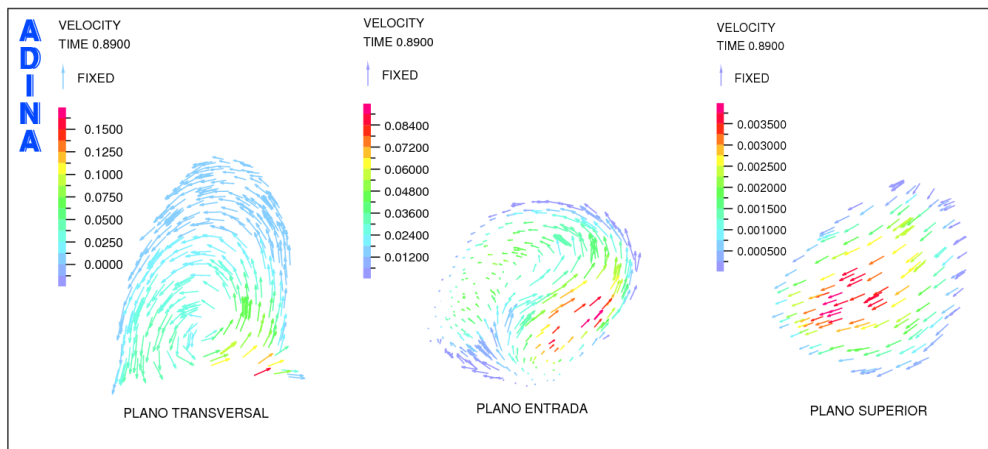


Figura 5.16: Simulación 1. Distribución de la velocidad en los planos de control transversal, entrada y superior para el aneurisma 2 en diástole(0,89 [s]).

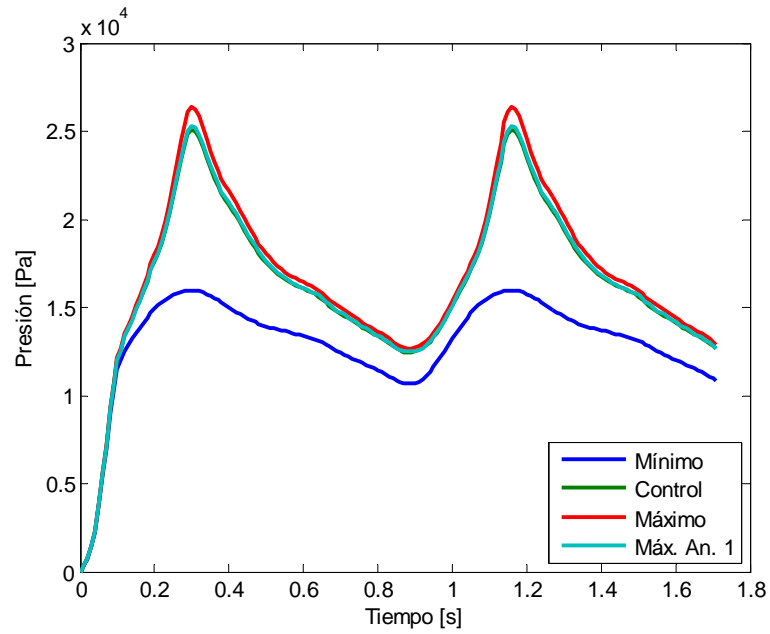


Figura 5.17: Simulación 1. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

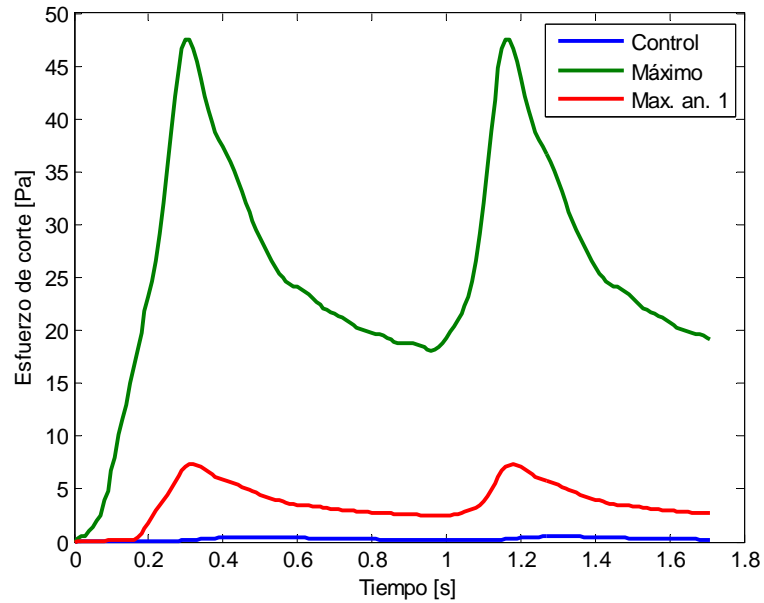


Figura 5.18: Simulación 1. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

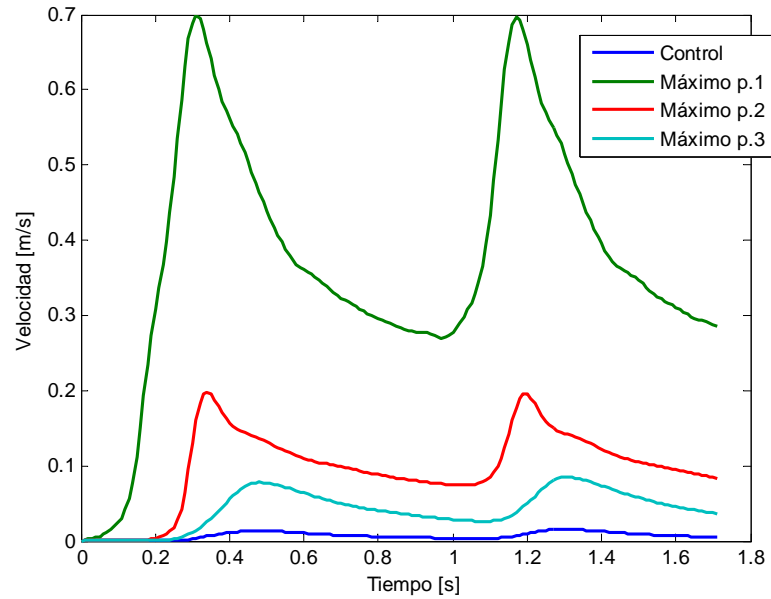


Figura 5.19: Simulación 1. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardíacos.

mientras que el punto de control (figura 5.2) que se encuentra en el fondo del aneurisma 1 muestra esfuerzo muy pequeños.

La figura 5.19 muestra la evolución de la magnitud de la velocidad para el punto de control (figura 5.2) y los puntos de velocidad máxima para los planos de control 1, 2 y 3 (figura 5.3). Como es de esperarse el flujo de sangre pierde velocidad a medida que entra al aneurisma 1.

5.3. Resultados simulaciones estructurales puras CSD

A continuación se presentan imágenes con los resultados más importantes para ambos aneurismas. Se presta especial atención a las aneurismas separadas de la geometría porque es en esta zona donde se presentan las mayores complicaciones. El cuello presenta rotura solo en un 2% de los casos [22].

5.3.1. Resultados simulación material lineal elástico elemento shell

Simulación 2. Presión normal, espesor normal

En esta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²]. Los elementos son tipo carcasa y el material es lineal elástico. El tiempo de cálculo es de 0,5 horas.

En la Figura 5.20 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. La figura de la izquierda corresponde a la geometría completa, la imagen en el medio es la misma configuración para el aneurisma 1 pero levemente inclinado hacia abajo

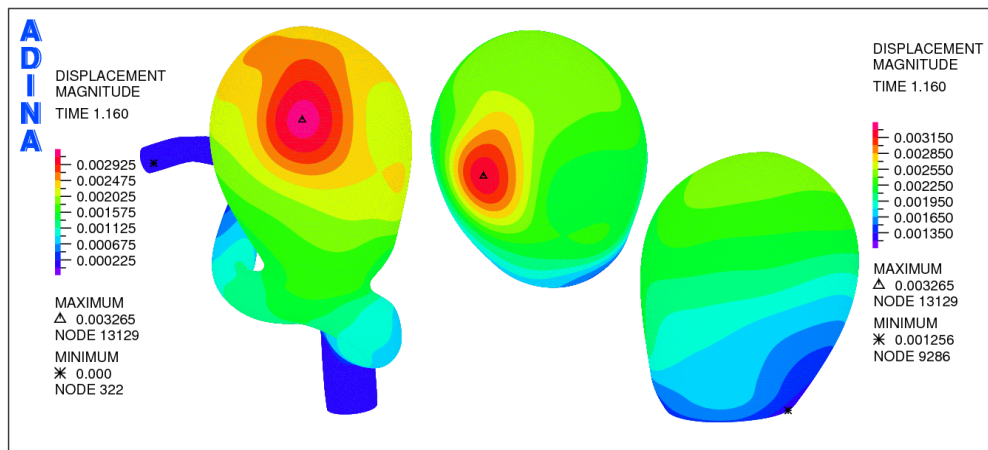


Figura 5.20: Simulación 2. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

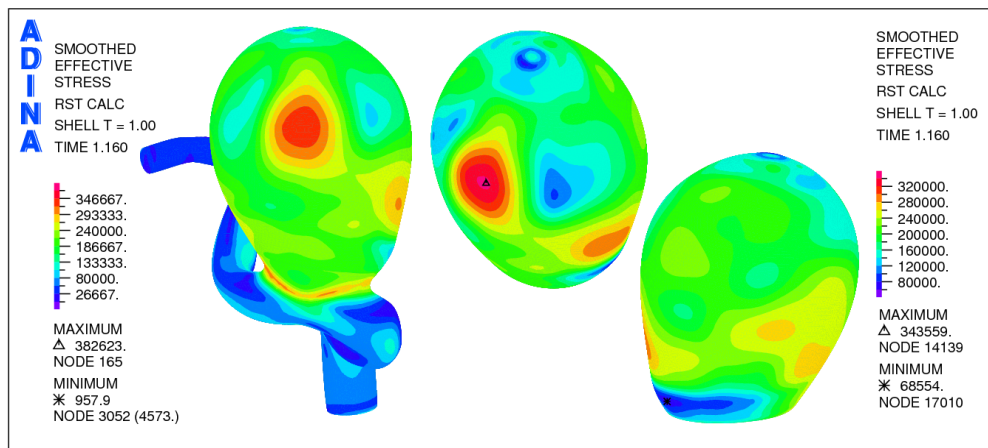


Figura 5.21: Simulación 2. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

y la izquierda. La imagen de la derecha es el aneurisma 1 visto desde el lado opuesto a la figura de la izquierda. Es posible notar que el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 3,3 [mm], lo cual es importante considerando el tamaño de la arteria. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.21 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial y del aneurisma 1. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 40 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1. Además existe una zona de esfuerzo elevado que rodea el ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.22 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es 56 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del

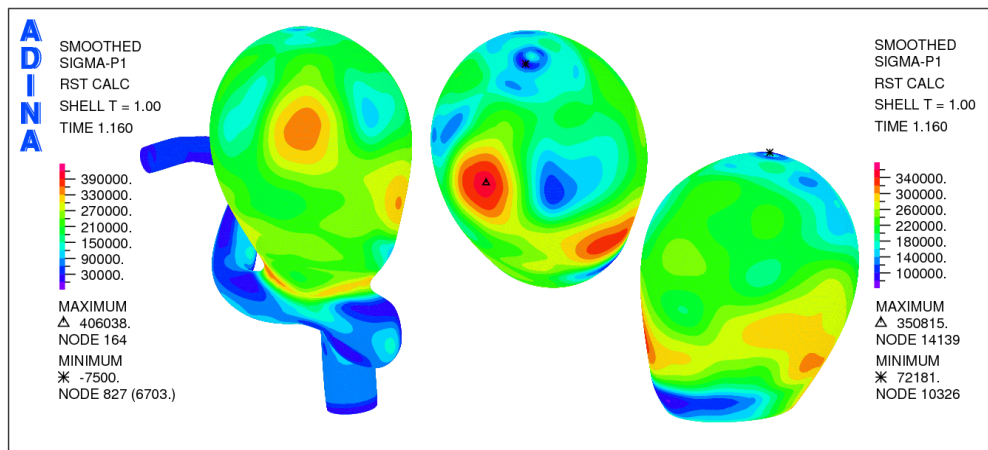


Figura 5.22: Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

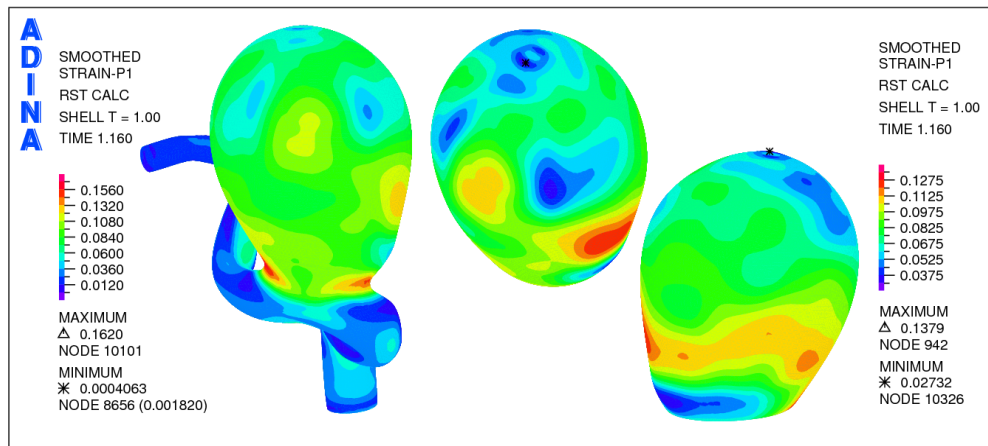


Figura 5.23: Simulación 2. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

aneurisma 1. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo. También se presenta la zona de esfuerzo elevado alrededor del ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.23 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,03 % mayor que la primera deformación máxima en el aneurisma. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma 1, pero la zona de máximo esfuerzo no coincide en este caso. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.24 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el mínimo para la tercera deformación principal en la geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,02 % menor que el menor valor de la tercera deformación principal en el aneurisma 1. En este caso se ve claramente que la zona con la

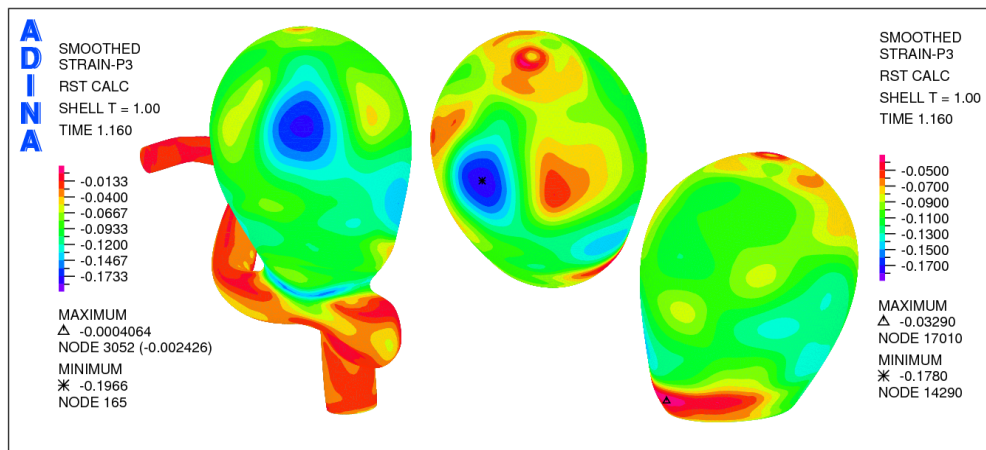


Figura 5.24: Simulación 2. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

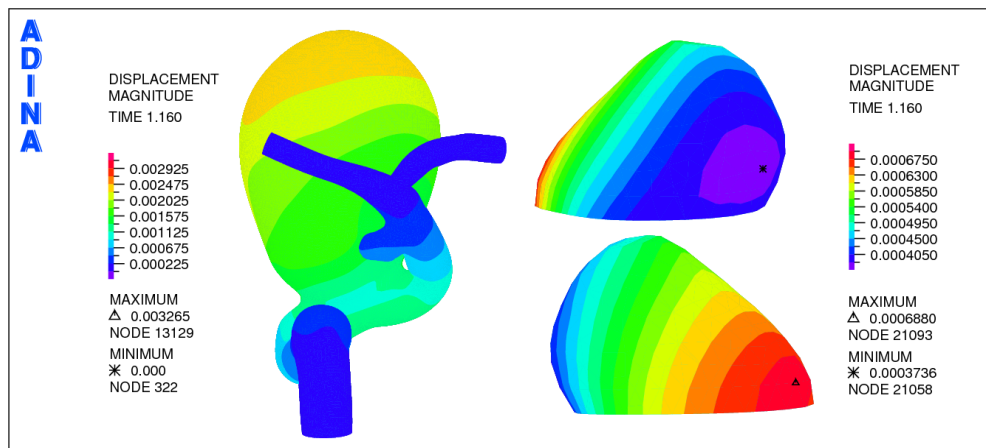


Figura 5.25: Simulación 2. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

La figura 5.25 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. La figura superior del aneurisma 2 es la misma que se ve en la geometría completa a la derecha de la figura 5.25, mientras que la imagen inferior es la vista desde el lado opuesto para el aneurisma 2. Se puede ver que el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. Además el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.26 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. Para la geometría completa se puede ver como el esfuerzo máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado del aneurisma 2, separado por la dirección del flujo.

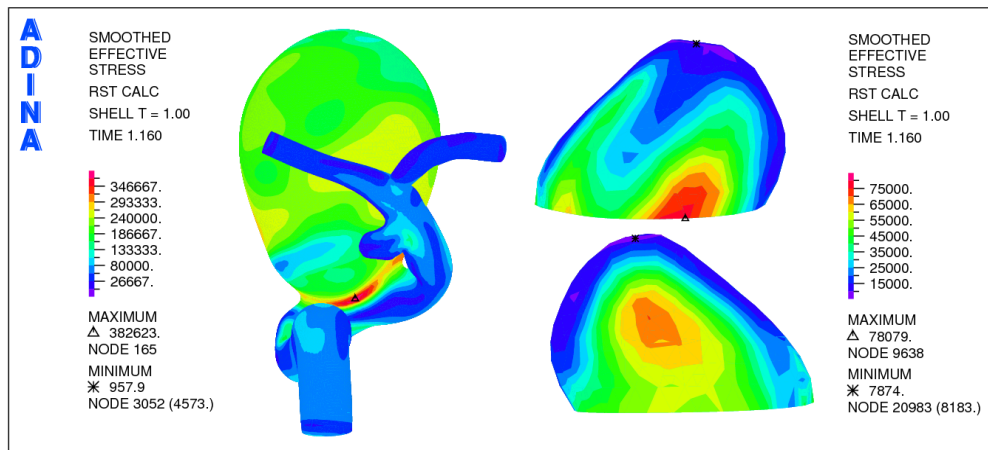


Figura 5.26: Simulación 2. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

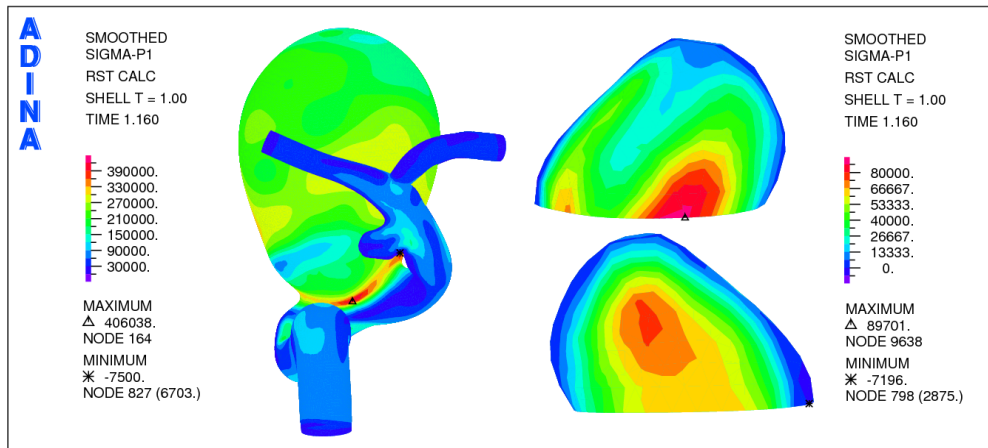


Figura 5.27: Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa.

En la figura 5.27 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. Nuevamente se puede observar el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises, no así para el desplazamiento máximo. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.28 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 mientras que en el aneurisma 2 coinciden las zonas de deformación con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Nuevamente existe una diferencia de un orden de magnitud entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa.

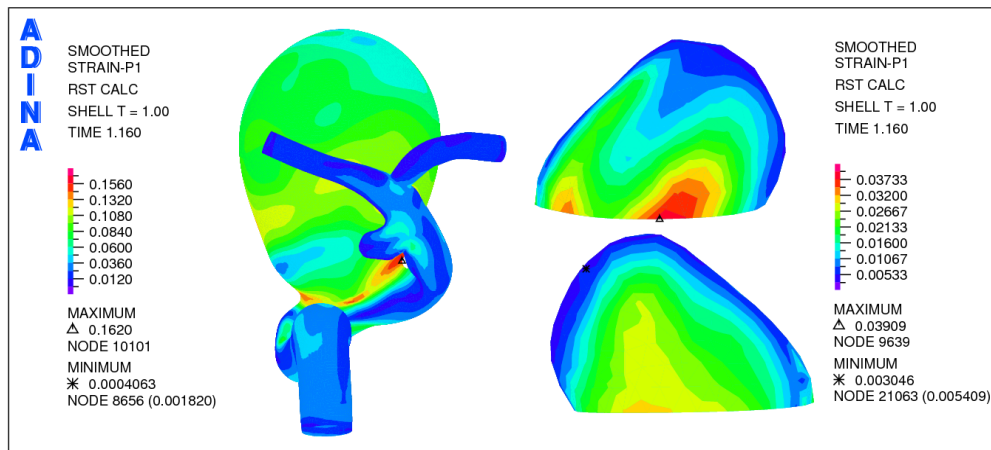


Figura 5.28: Simulación 2. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

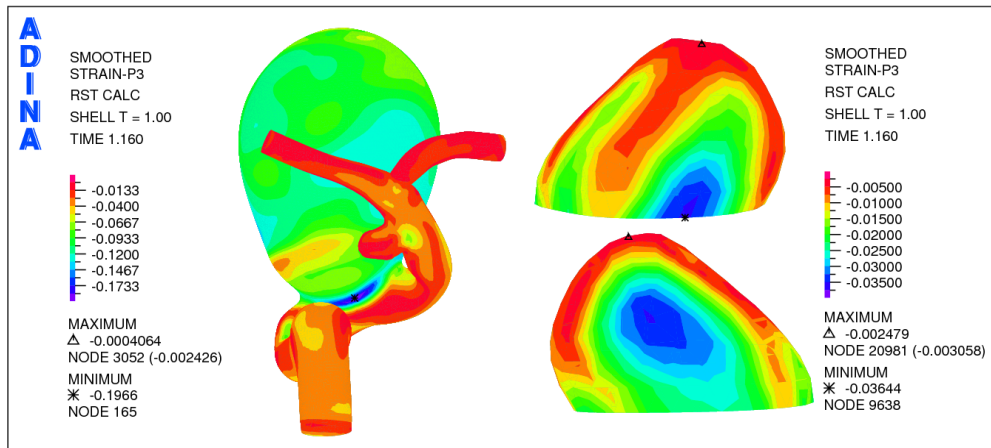


Figura 5.29: Simulación 2. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.24 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el menor valor para la tercera deformación principal en la geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es un orden de magnitud menor que el menor valor para la tercera deformación principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.30, 5.31 y 5.32 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.30 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 3,3 [mm] y 2,6 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 2,4 [mm] y 1,9 [mm]. La figura 5.31 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 350 [kPa] y 250 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 150 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal son muy similares a los mencionados anteriormente. En la figura 5.32 se puede ver

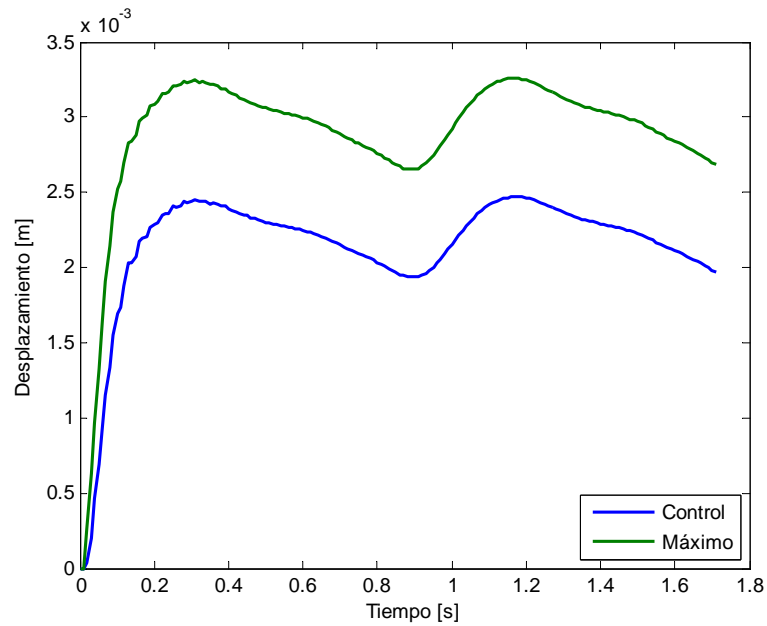


Figura 5.30: Simulación 2. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

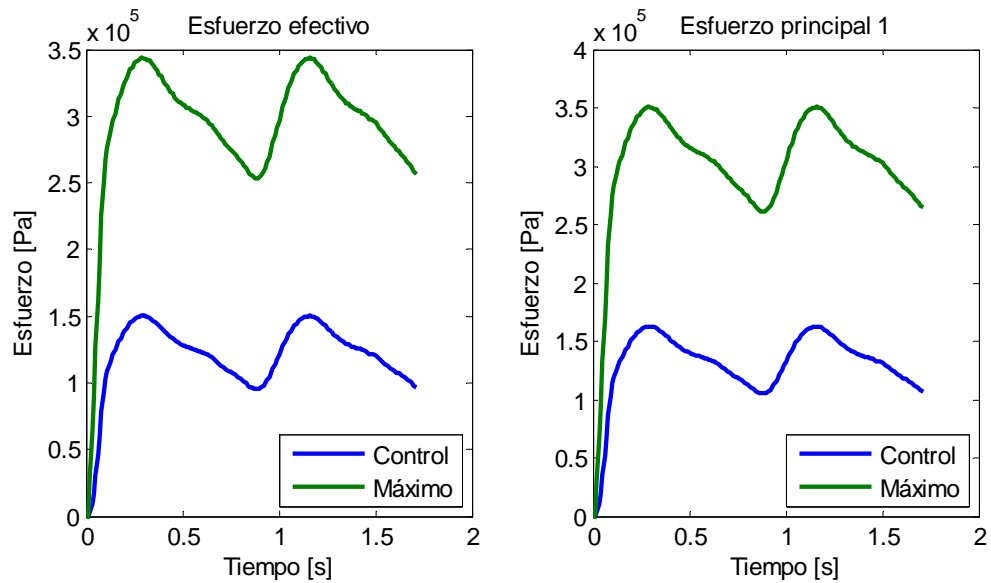


Figura 5.31: Simulación 2. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

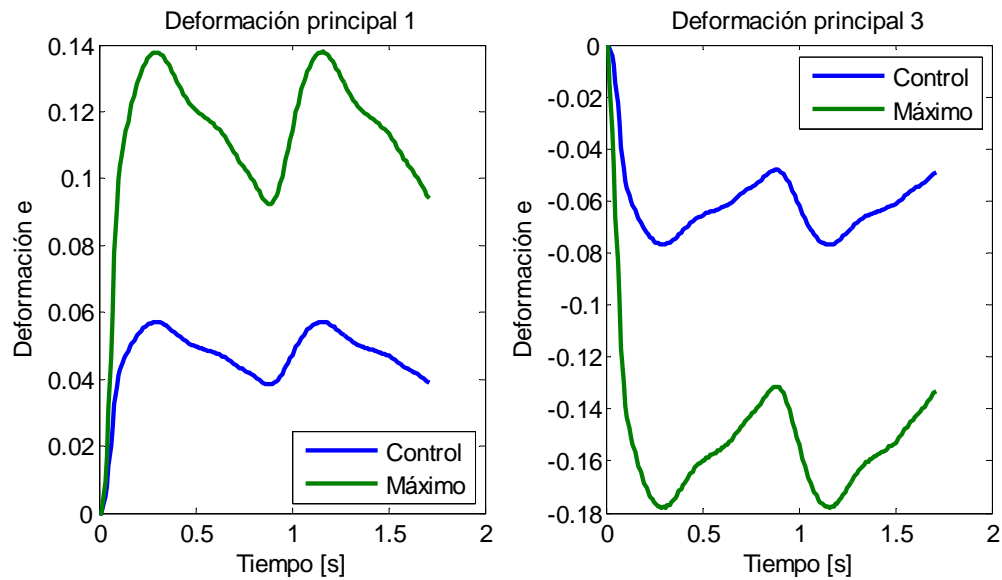


Figura 5.32: Simulación 2. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

que el máximo para la primera deformación principal oscila entre 0,11 y 0,09 mientras que el punto de control lo hace entre 0,06 y 0,04 , todos los valores son positivos por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para la tercera deformación principal el mínimo oscila entre -0,18 y -0,13 mientras que el punto de control lo hace entre -0,08 y -0,04 . Al ser valores negativos de deformación esto implica que se esta en compresión.

Simulación 3. Presión hipertensa, espesor normal

En esta simulación se utiliza presión interna hipertensa, tres veces mayor a la presión normal, aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²]. Los elementos son tipo cáscara y el material es lineal elástico. El tiempo de cálculo es de 0,5 horas.

En la Figura 5.33 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Es posible notar que el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 6,7 [mm].

La figura 5.34 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Misses en la pared arterial y del aneurisma 1. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 40 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, el cual tiene un valor de 917 [kPa]. Además existe una zona de esfuerzo elevado que rodea el ecuador del aneurisma 1. Como se puede ver el comportamiento es similar al visto en la simulación 2 pero con mayores esfuerzos.

En la figura 5.35 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del

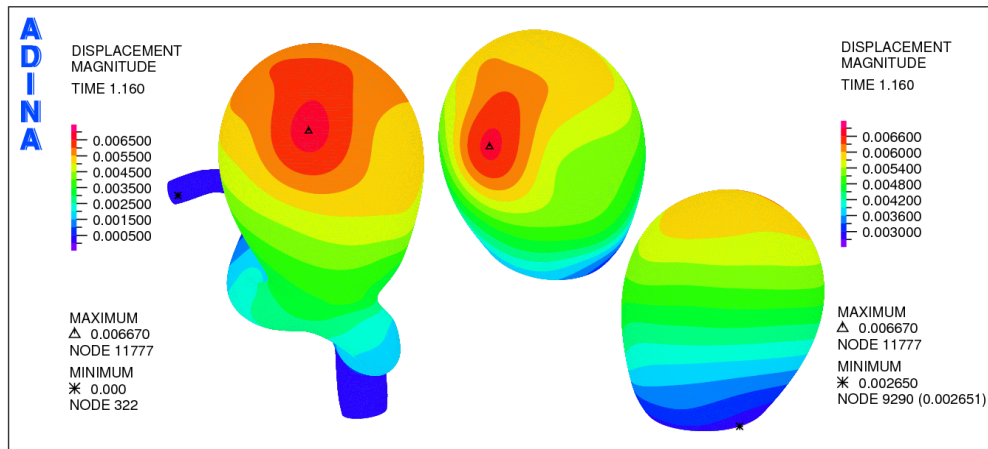


Figura 5.33: Simulación 3. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

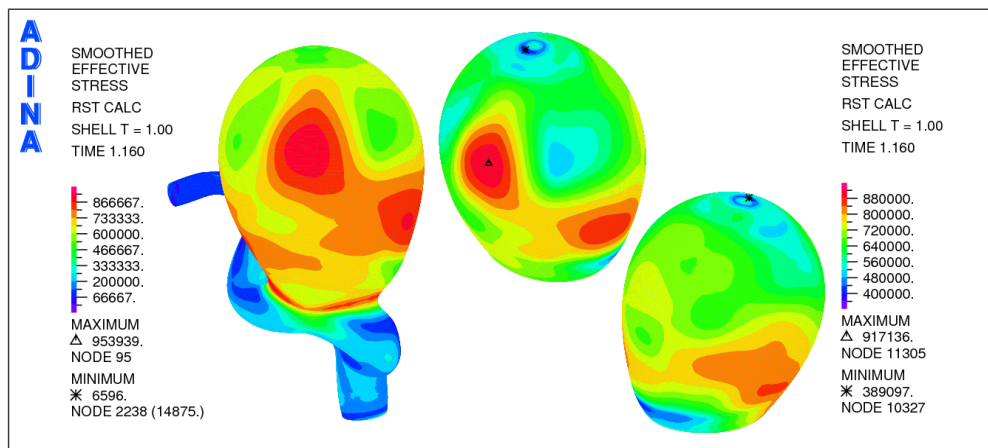


Figura 5.34: Simulación 3. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

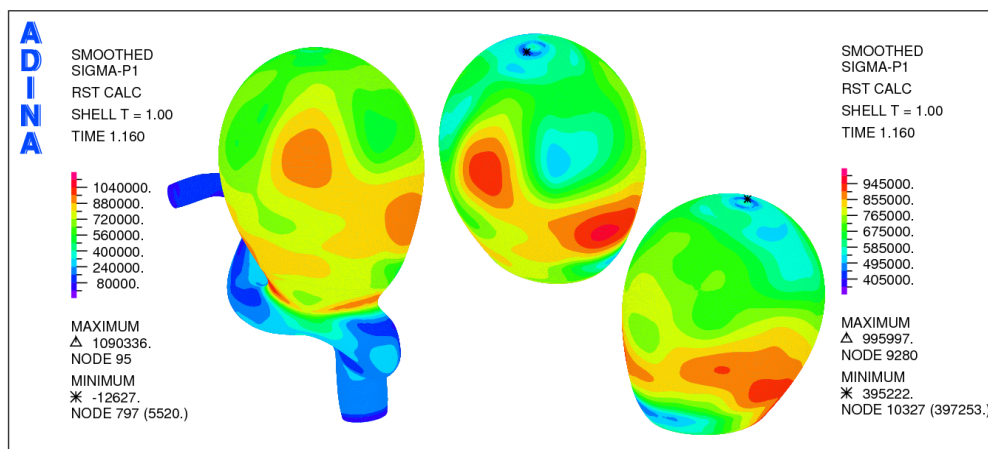


Figura 5.35: Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

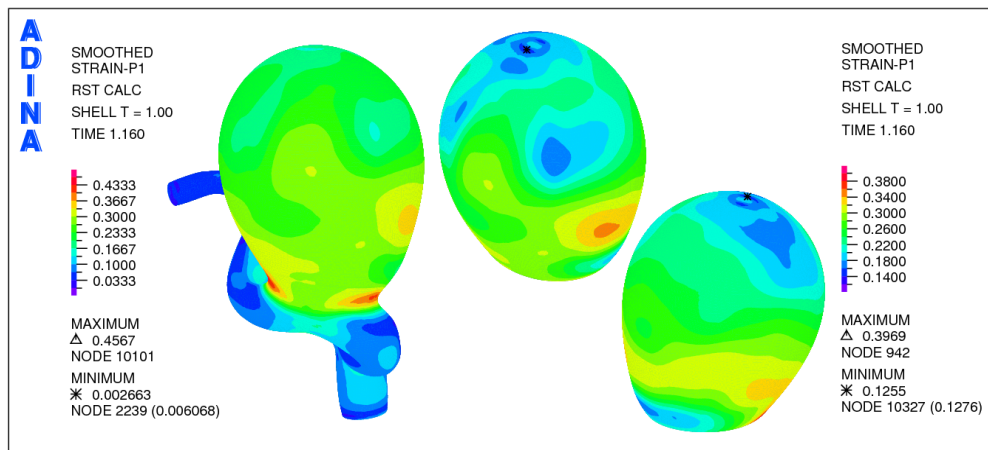


Figura 5.36: Simulación 3. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

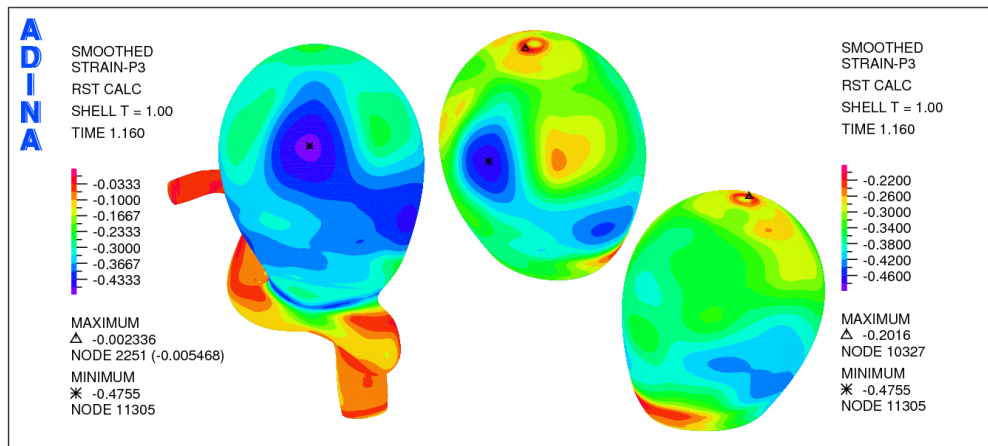


Figura 5.37: Simulación 3. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

aneurisma 1 y es 94 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1, que tiene un valor de 995 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo. Nuevamente se presenta la zona de esfuerzo elevado alrededor del ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.36 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,06 mayor que la primera deformación máxima en el aneurisma, que tiene un valor de 0,39. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma 1, pero la zona de máximo esfuerzo tampoco coincide en este caso. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.37 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el menor valor para la tercera deformación principal en la geometría se concentra en la cara izquierda del aneurisma 1 en el sentido entrada - salidas

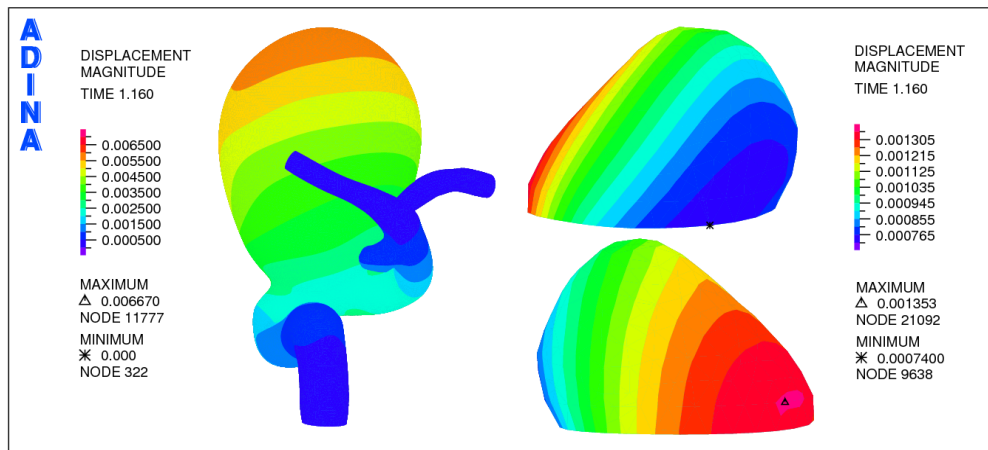


Figura 5.38: Simulación 3. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

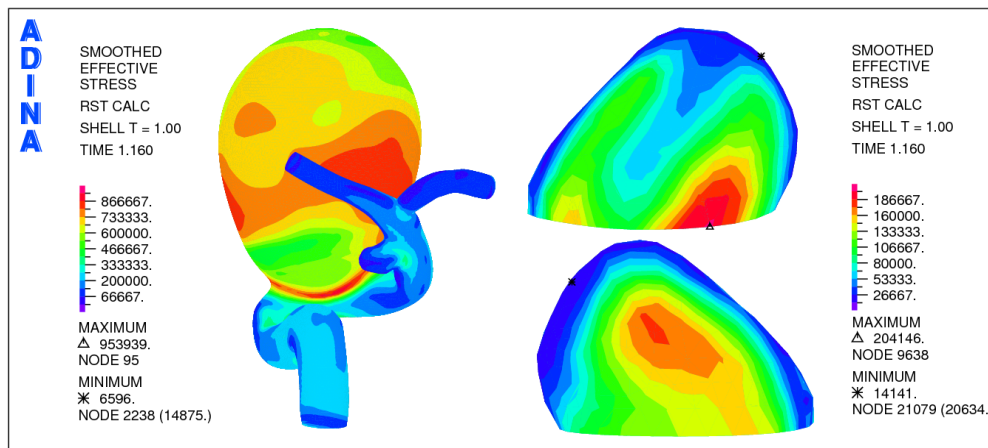


Figura 5.39: Simulación 3. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

del flujo. Nuevamente se ve que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos. La menor deformación es de -0.48.

La figura 5.38 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Se puede ver que el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. Además el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es 5 a 6 veces menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.39 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. Para la geometría completa se puede ver como el esfuerzo máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado del aneurisma 2, separadas por la dirección del flujo. El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es 5 veces menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa.

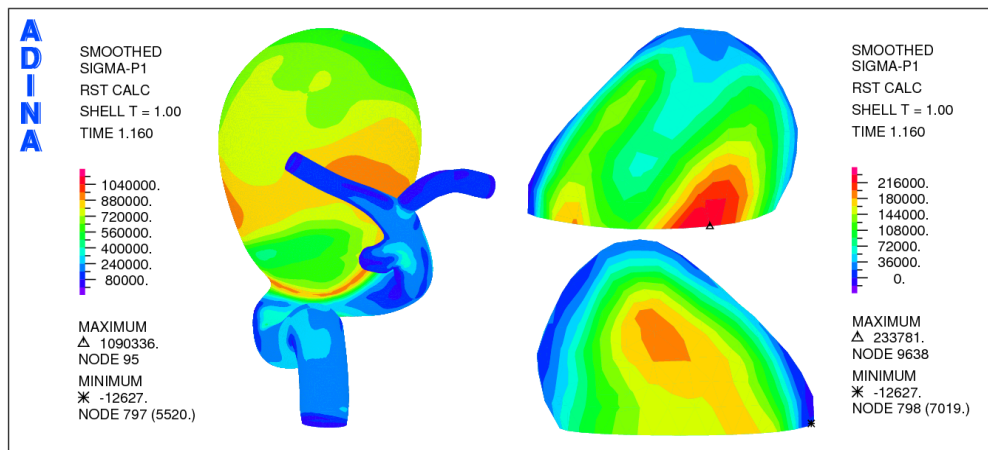


Figura 5.40: Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

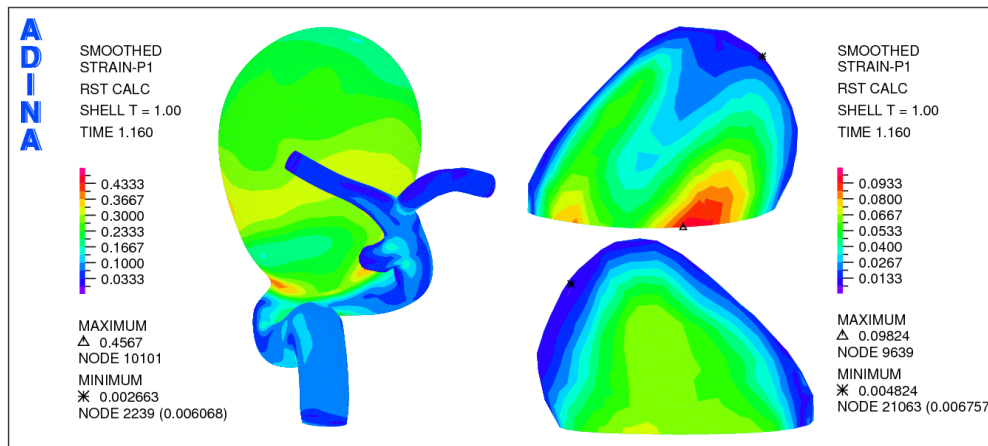


Figura 5.41: Simulación 3. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.40 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. Nuevamente se puede observar el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises, no así para el desplazamiento máximo. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.41 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 mientras que en el aneurisma 2 coinciden las zonas de deformación con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Nuevamente existe una diferencia de un orden de magnitud entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa.

En la figura 5.42 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para la tercera deformación principal en la geometría

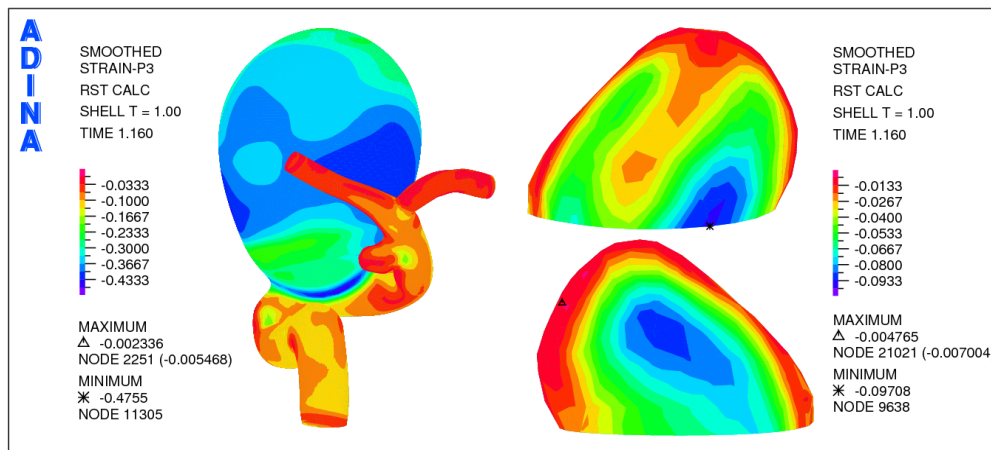


Figura 5.42: Simulación 3. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

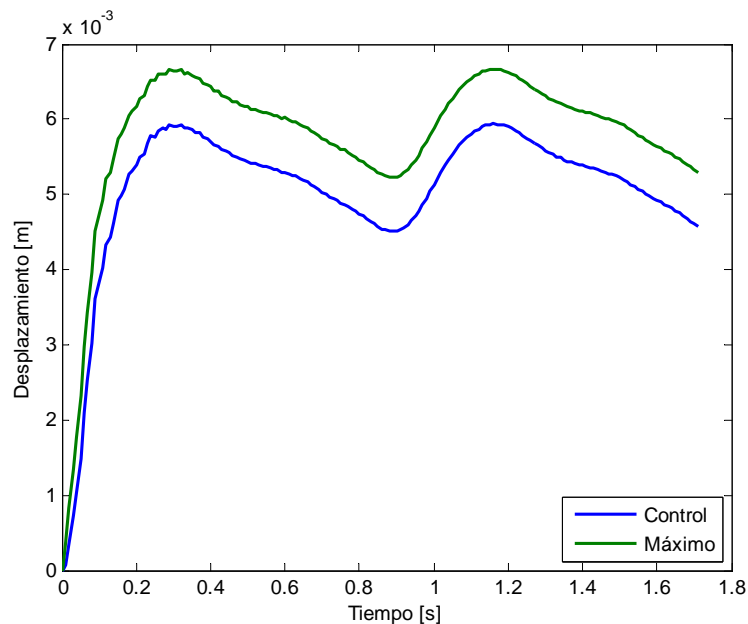


Figura 5.43: Simulación 3. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

es un orden de magnitud menor que el mínimo para la tercera deformación principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.43, 5.44 y 5.45 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.43 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 6,6 [mm] y 5,4 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 5,8 [mm] y 4,5 [mm]. La figura 5.31 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 900 [kPa] y 600 [kPa], el esfuerzo efectivo

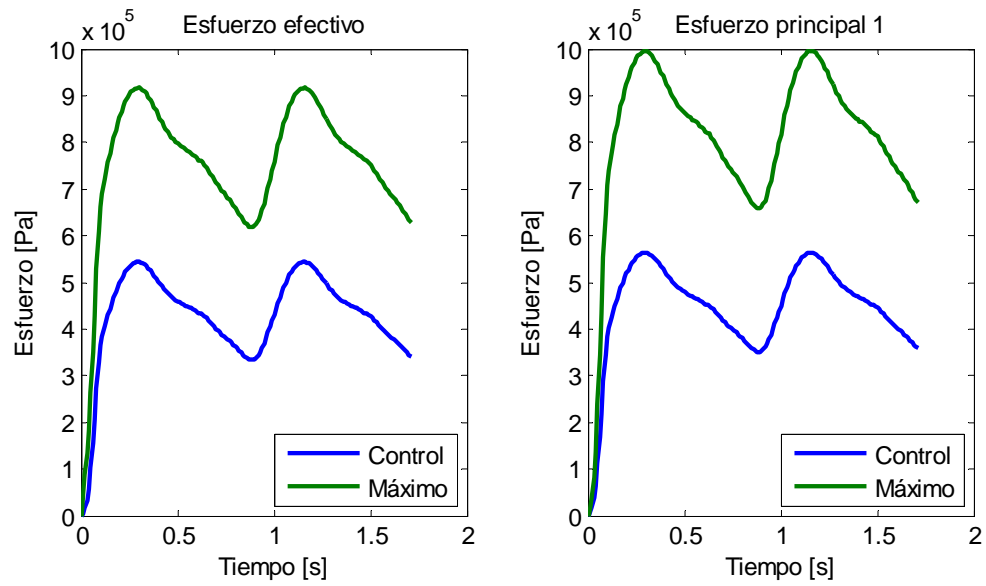


Figura 5.44: Simulación 3. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

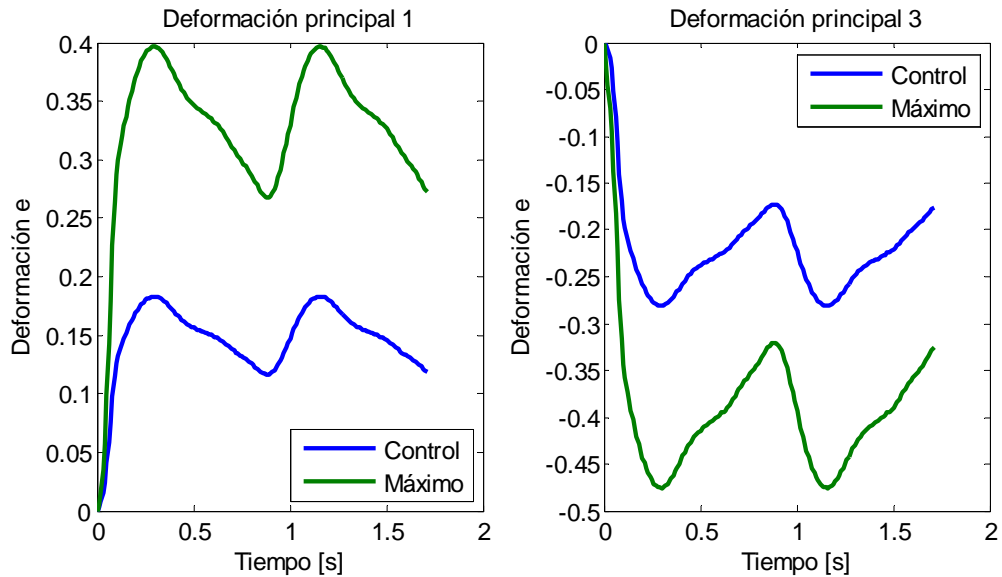


Figura 5.45: Simulación 3. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

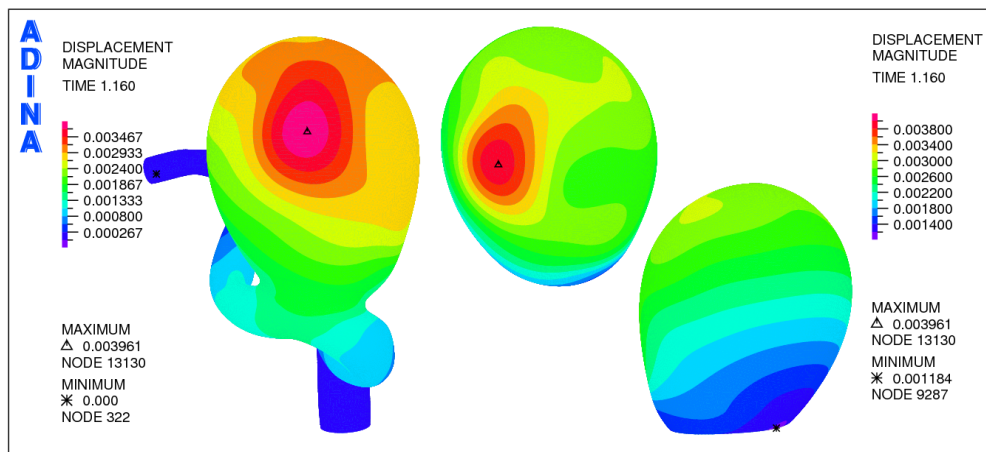


Figura 5.46: Simulación 4. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

en el punto de control control oscila entre 550 [kPa] y 300 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal son levemente mayores a los mencionados anteriormente. En la figura 5.32 se puede ver que el máximo para la primera deformación principal oscila entre 0,4 y 0,25 mientras que el punto de control lo hace entre 0,18 y 0,12 , todos los valores son positivos por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para la tercera deformación principal el mínimo oscila entre -0,47 y -0,3 mientras que el punto de control lo hace entre -0,28 y -0,17 . Al ser valores negativos de deformación esto implica que se esta en compresión.

Simulación 4. Presión normal, espesor medio

En esta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. El aneurisma posee la mitad del espesor normal, la arteria mantiene su espesor. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²]. Los elementos son tipo cáscara y el material es lineal elástico. El tiempo de cálculo es de 0,5 horas.

La Figura 5.46 presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. El máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 4 [mm].

La figura 5.47 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Misses en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. En éste caso el mayor esfuerzo se produce en la cara izquierda del aneurisma 1 y se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es de 550 [kPa]. La zona de esfuerzo elevado que rodea el ecuador del aneurisma 1 se aprecia claramente.

En la figura 5.48 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el aneurisma 1, tiene un valor de 594 [kPa] y se encuentra en el ecuador de éste aneurisma pero no esta en la misma zona que el máximo esfuerzo efectivo. Nuevamente se presenta la zona de esfuerzo elevado alrededor del ecuador del aneurisma 1.

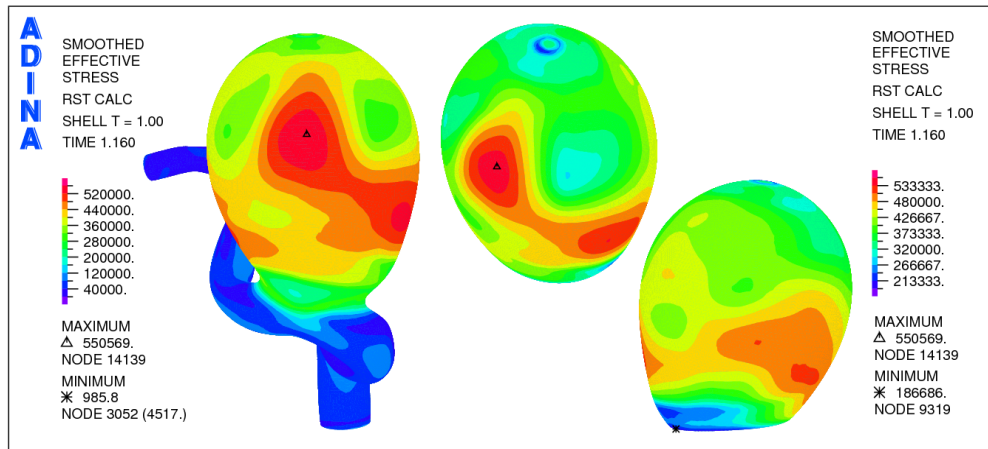


Figura 5.47: Simulación 4. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

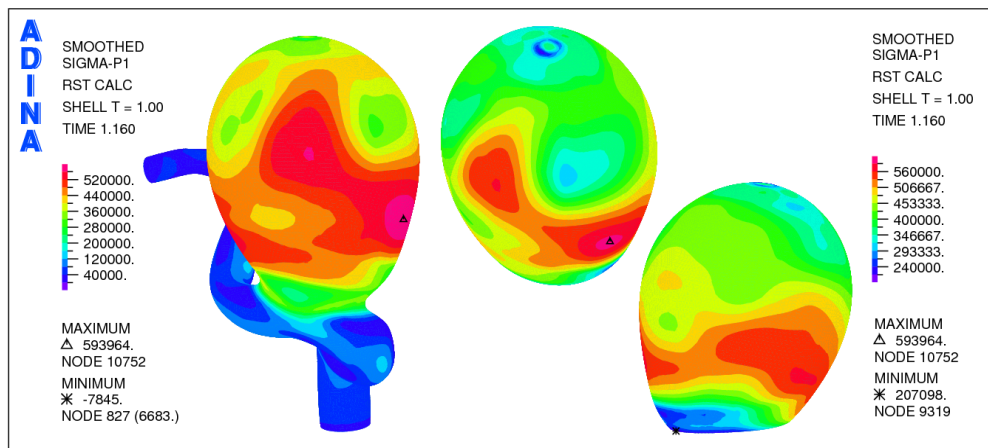


Figura 5.48: Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

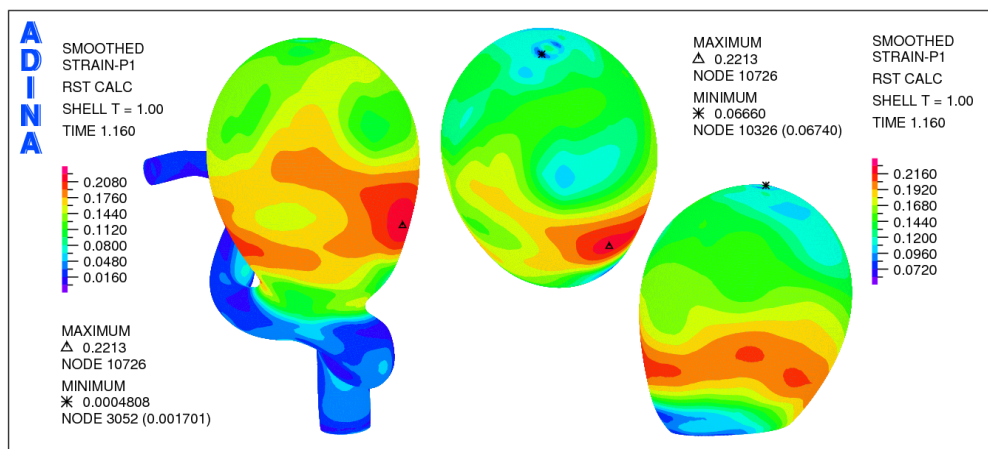


Figura 5.49: Simulación 4. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

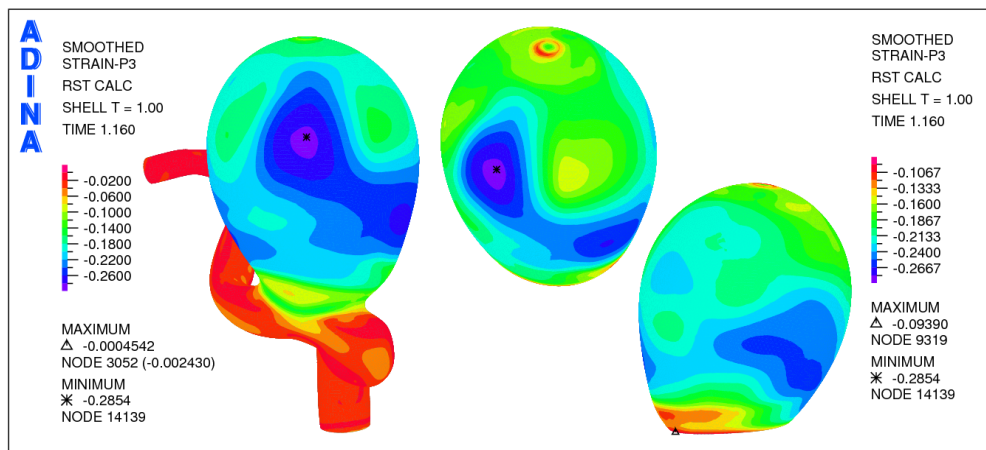


Figura 5.50: Simulación 4. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

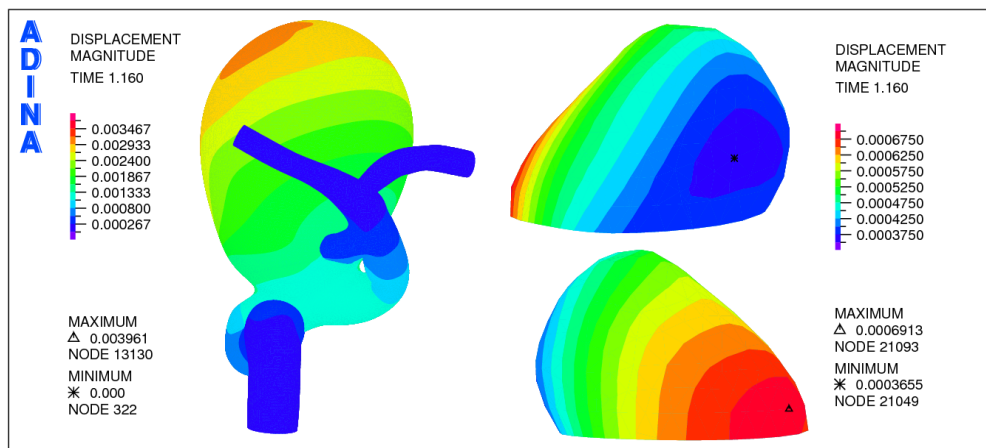


Figura 5.51: Simulación 4. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.49 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el ecuador del aneurisma 1 y tiene un valor de 0,22. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma y coincide con la zona máxima para el primer esfuerzo principal. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.50 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para la tercera deformación principal en la geometría se concentra en el aneurisma 1 y tiene un valor de -0,29. En este caso se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

La figura 5.51 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Se puede ver que el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. Además el

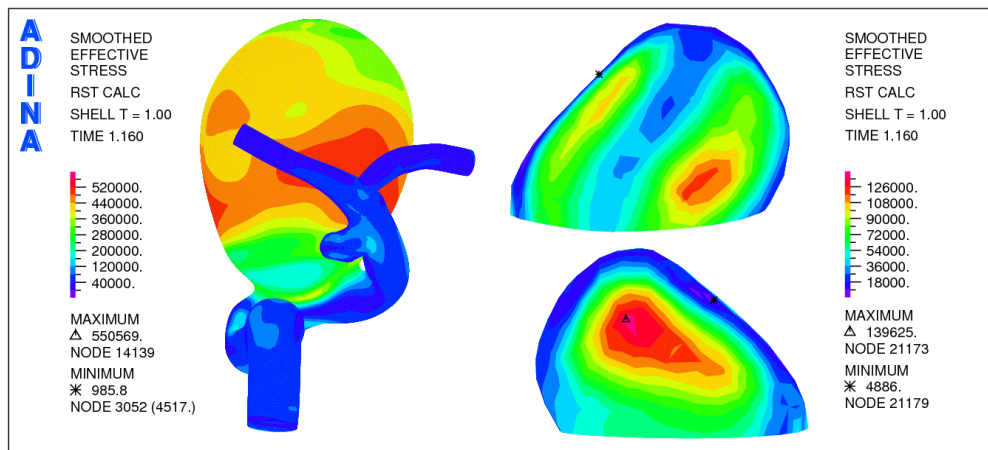


Figura 5.52: Simulación 4. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

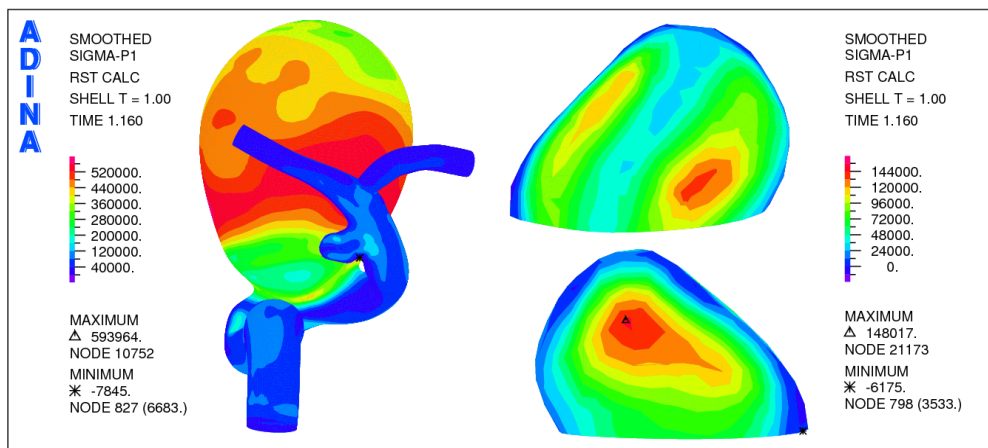


Figura 5.53: Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.52 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. Para la geometría completa se puede ver como el esfuerzo máximo se concentra en el ecuador del aneurisma 1. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado del aneurisma 2, separado por la dirección del flujo. El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es 4 a 5 veces menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa y se ubica en el domo de éste aneurisma.

En la figura 5.53 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. Nuevamente se puede observar el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el ecuador del aneurisma 1. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises, no así para el desplazamiento

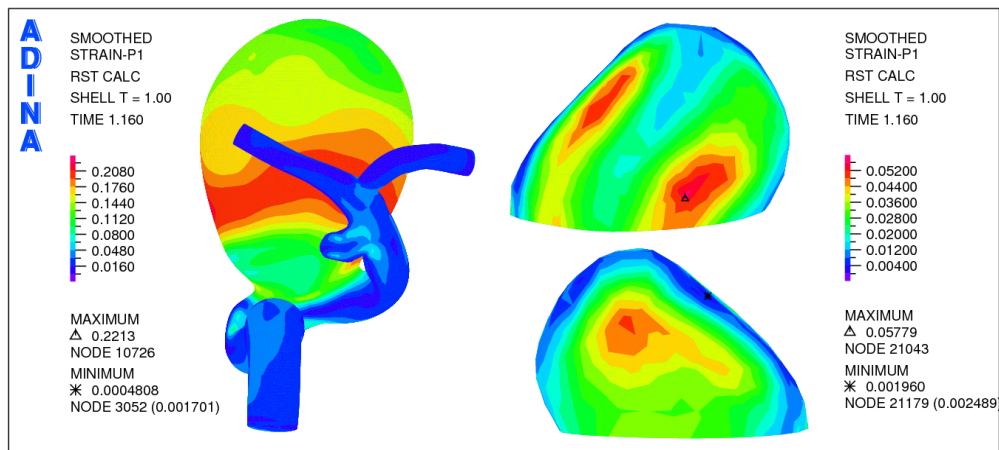


Figura 5.54: Simulación 4. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

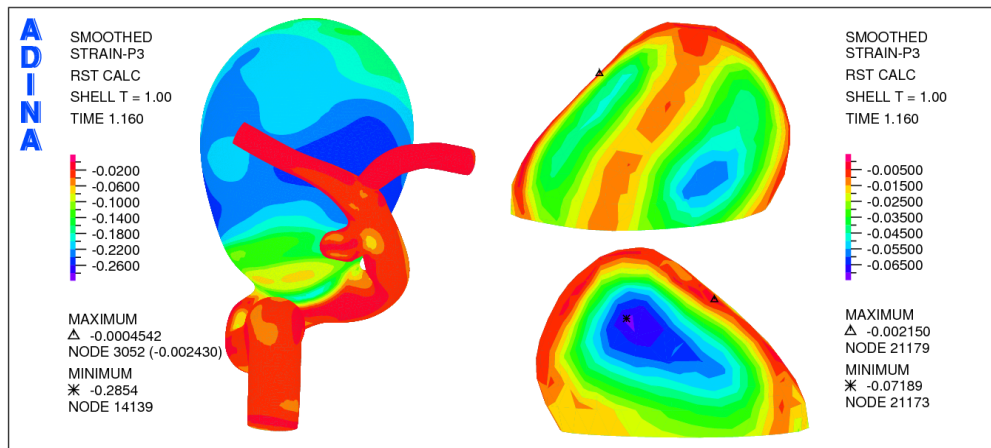


Figura 5.55: Simulación 4. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

máximo. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es 3 a 4 veces menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.54 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el ecuador del aneurisma 1 mientras que en el aneurisma 2 coinciden las zonas de deformación con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Nuevamente existe una diferencia de un orden de magnitud entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa. Se tienen valores positivos de deformación por lo que se tienen esfuerzos traccionantes.

En la figura 5.55 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para la tercera deformación principal en la geometría es un orden de magnitud menor que el mínimo para la tercera deformación principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

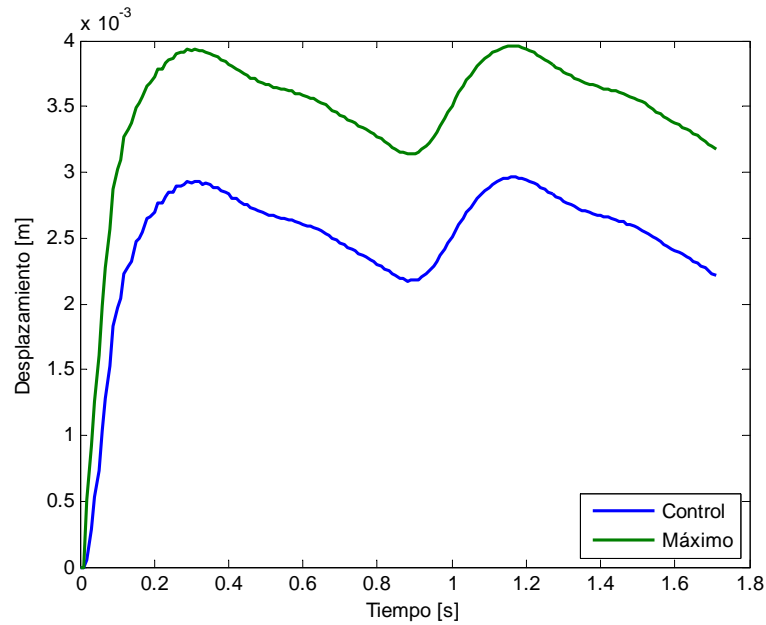


Figura 5.56: Simulación 4. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

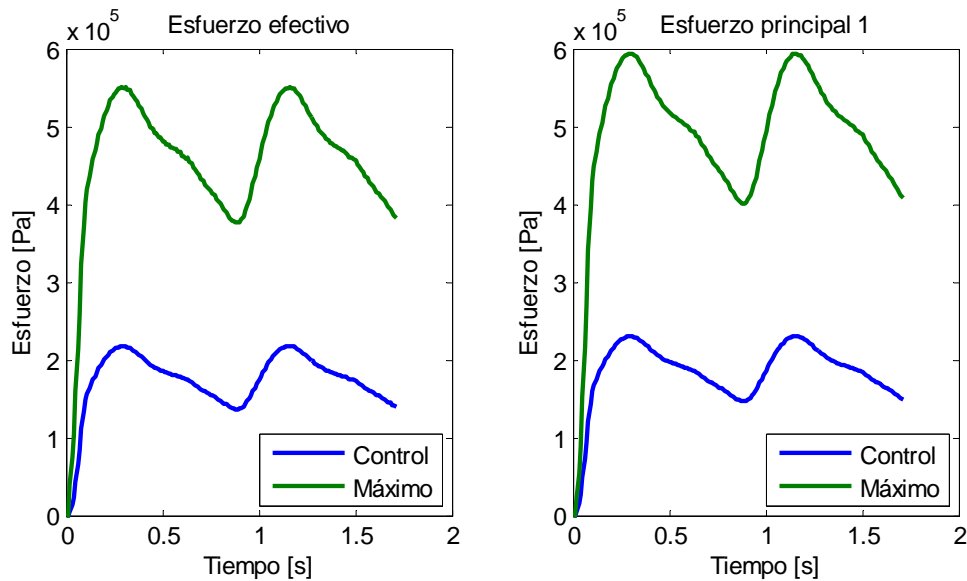


Figura 5.57: Simulación 4. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

Las figuras 5.30, 5.31 y 5.32 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.56 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 4 [mm] y 3 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 3 [mm] y 2 [mm]. La figura 5.57 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 550 [kPa] y 470 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 340 [kPa] y 200 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo

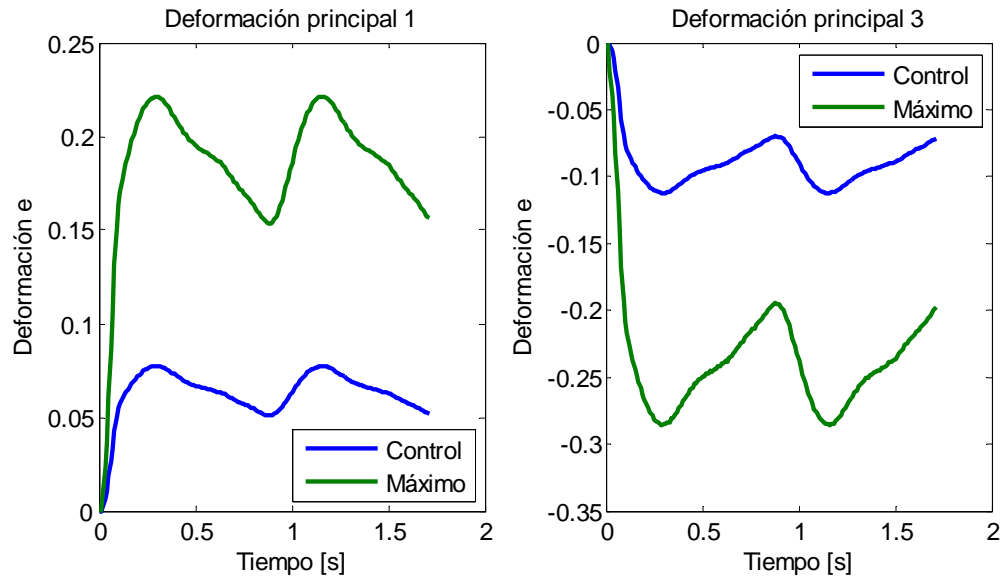


Figura 5.58: Simulación 4. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

principal son más elevados a los mencionados anteriormente. En la figura 5.32 se puede ver que el máximo para la primera deformación principal oscila entre 0,23 y 0,15 mientras que el punto de control lo hace entre 0,12 y 0,08 , todos los valores son positivos por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para la tercera deformación principal el mínimo oscila entre -0,28 y -0,2 mientras que el punto de control lo hace entre -0,17 y -0,1 . Al ser valores negativos de deformación esto implica que se esta en compresión.

5.3.2. Resultados simulación material de Mooney-Rivlin, elemento shell 3D

Simulación 5. Presión normal, espesor normal

En esta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²]. Los elemento son tipo cáscara 3D. El material es hiper-elástico tipo Mooney-Rivlin. El tiempo de cálculo es de 1 hora.

En la Figura 5.59 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. Tal como ocurre en las simulaciones con material lineal elástico el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 3,1 [mm]. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.60 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 40 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1. Se puede observar que los esfuerzos más elevados ocurren en el aneurisma 1.

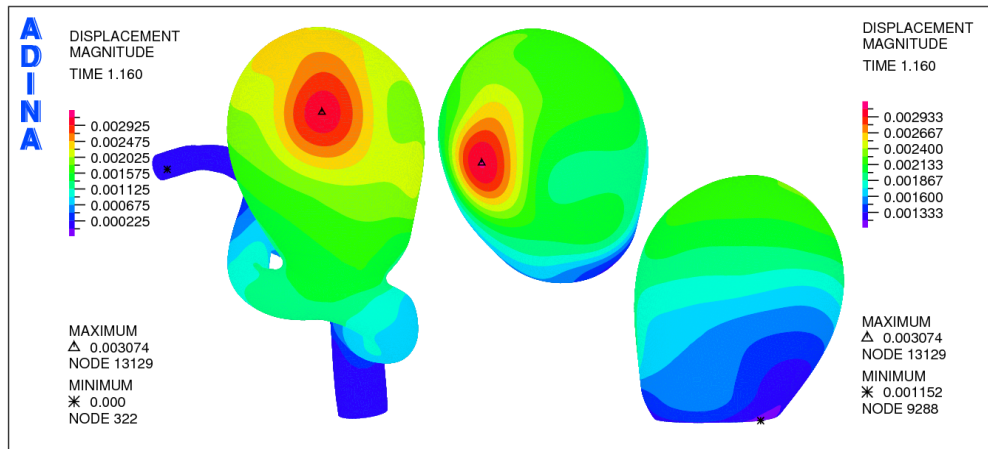


Figura 5.59: Simulación 5. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

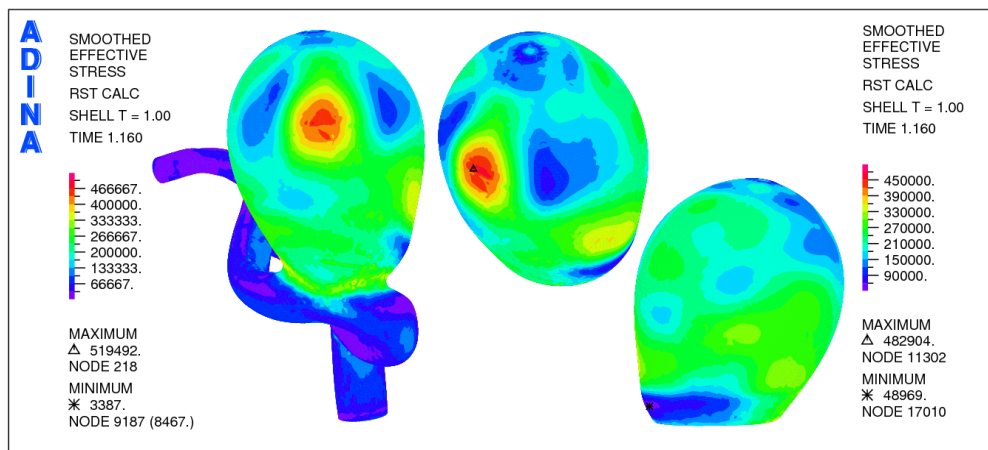


Figura 5.60: Simulación 5. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

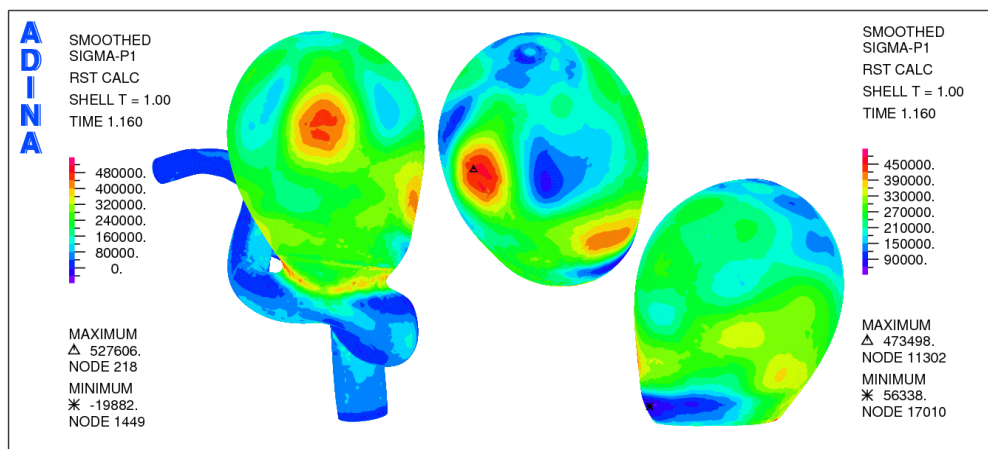


Figura 5.61: Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

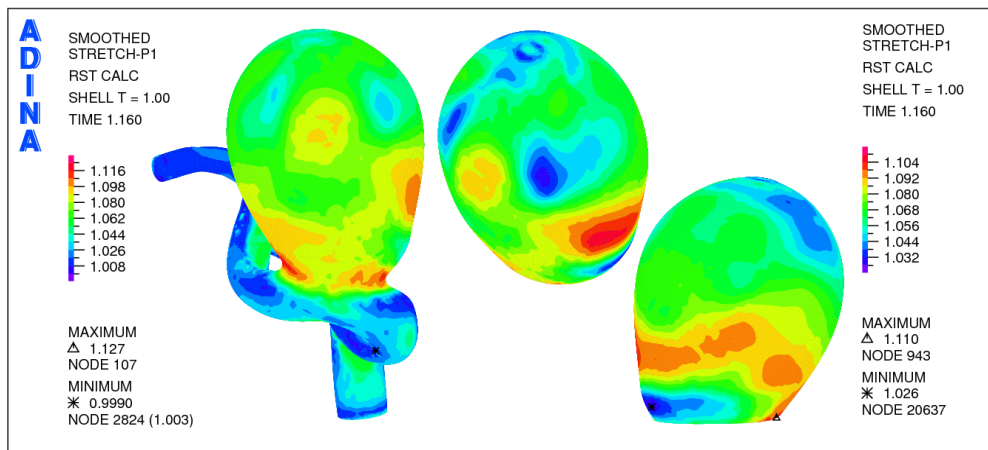


Figura 5.62: Simulación 5. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

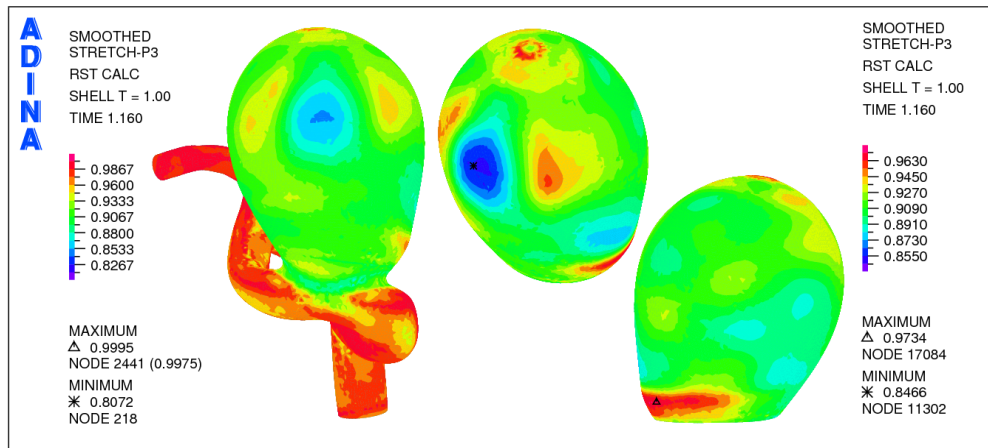


Figura 5.63: Simulación 5. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.61 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es 54 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo.

En la figura 5.62 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría el estiramiento máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,017 mayor que el primer estiramiento máximo en el aneurisma. Se puede ver que se presenta la zona de alto estiramiento en el ecuador del aneurisma 1, pero la zona de máximo esfuerzo no coincide con la zona de alto estiramiento en este caso. El primer estiramiento principal es mayor a 1, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.63 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para el tercer estiramiento principal en la

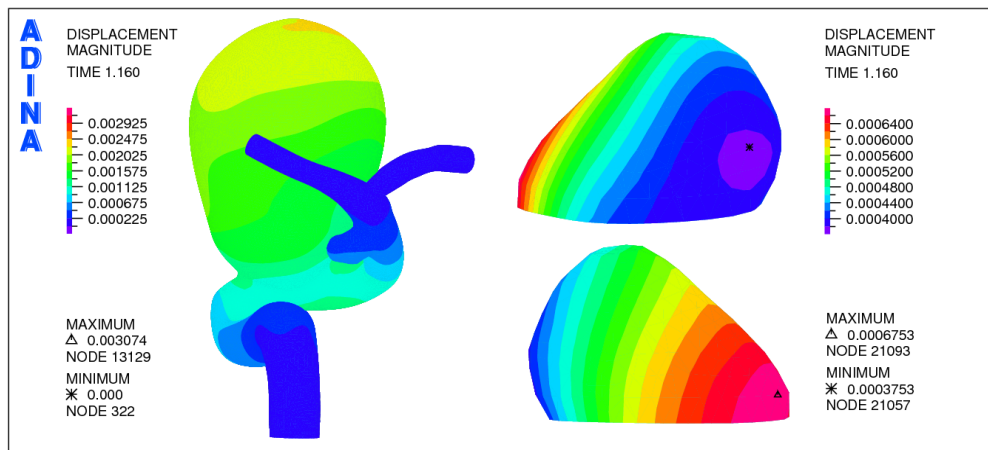


Figura 5.64: Simulación 5. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

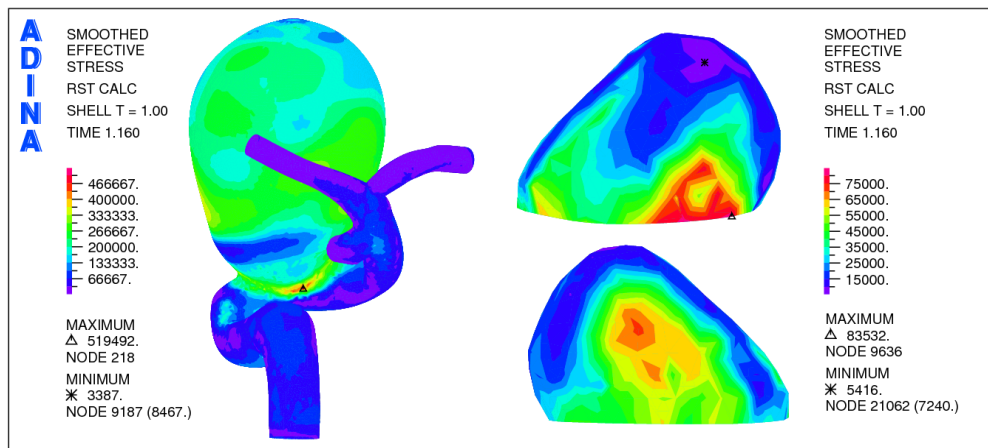


Figura 5.65: Simulación 5. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,04 menor que el menor valor de el tercer estiramiento principal en el aneurisma 1. En este caso se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

La figura 5.64 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Tal como ocurre en las simulaciones con material lineal elástico el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. El máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.65 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. Se puede ver que el comportamiento es muy similar al mostrado por la simulación 2. Para la geometría completa se puede ver como el esfuerzo máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado del aneurisma 2, separado por la dirección del flujo. El

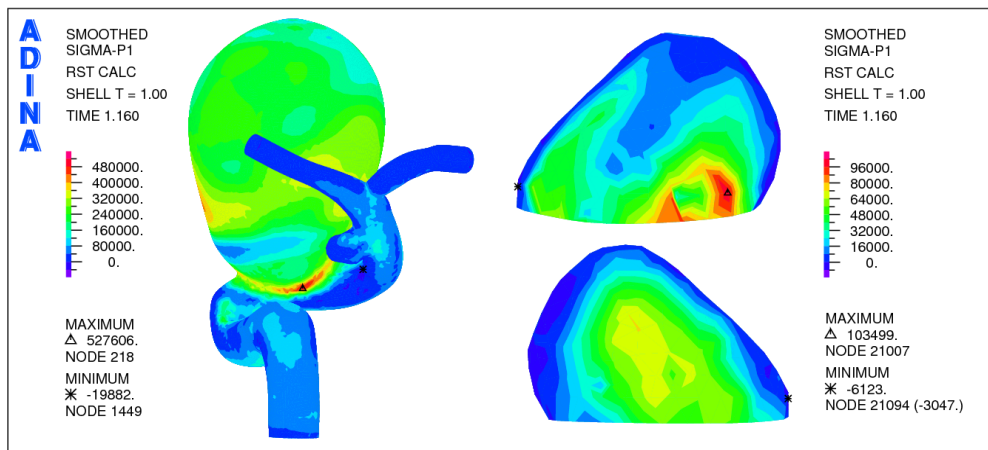


Figura 5.66: Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

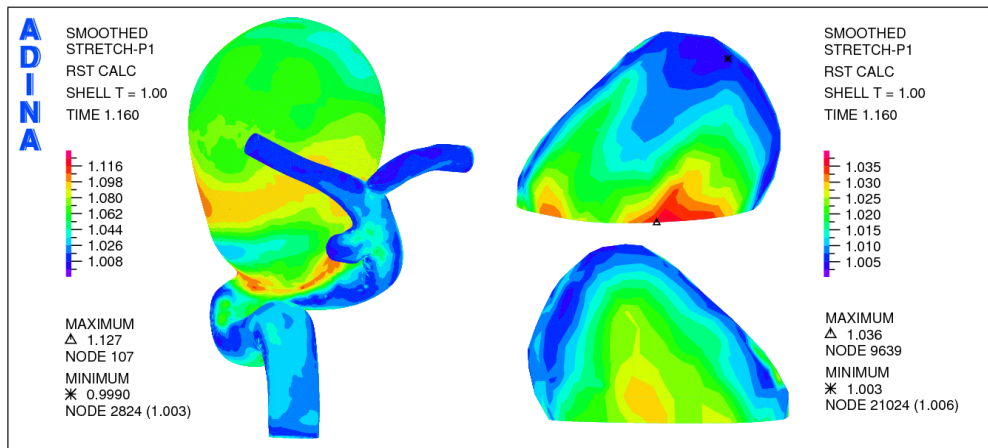


Figura 5.67: Simulación 5. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa.

En la figura 5.66 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. Nuevamente se puede observar el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises, no así para el desplazamiento máximo. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es 5 veces menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.67 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Para la geometría el primer estiramiento máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1 mientras que en el aneurisma 2 coinciden las zonas de estiramiento con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Existe una diferencia de 0,091 entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa.

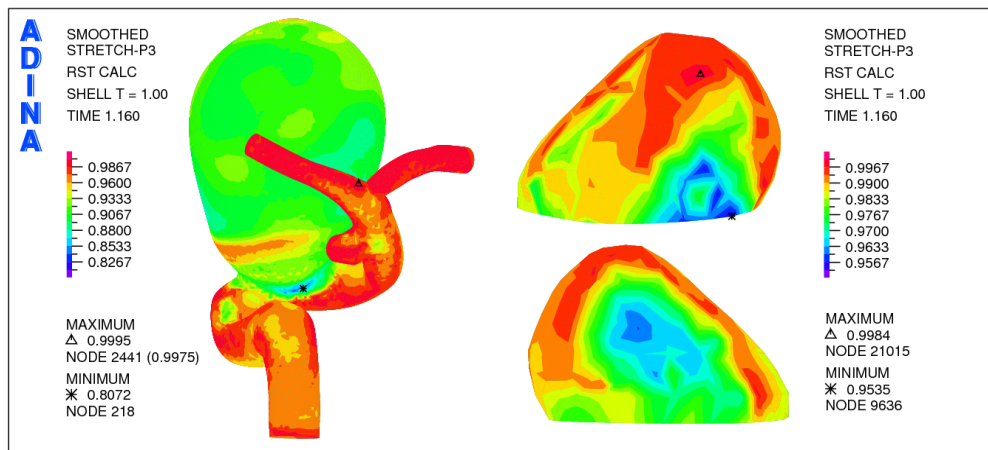


Figura 5.68: Simulación 5. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

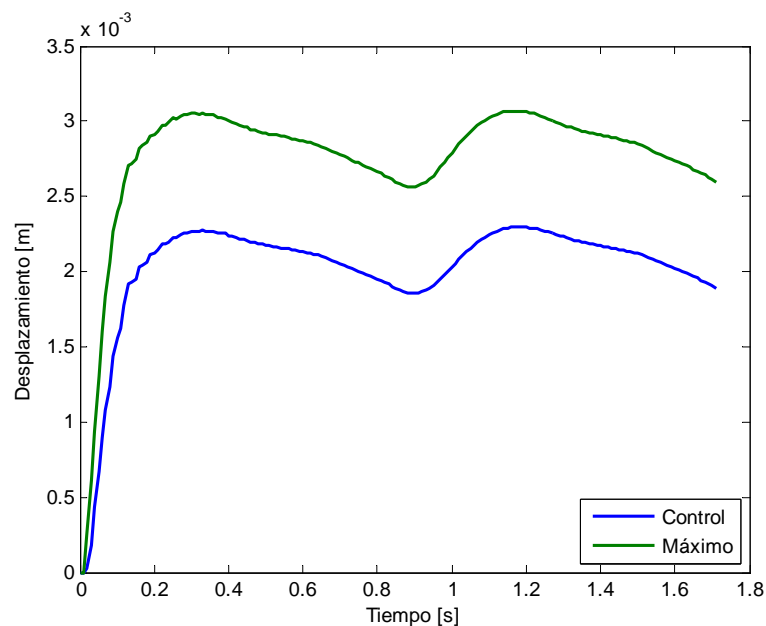


Figura 5.69: Simulación 5. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

En la figura 5.68 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para el tercer estiramiento principal en la geometría tienen una diferencia de 0,15 con el mínimo para el tercer estiramiento principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.69, 5.70 y 5.71 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer estiramiento principal y tercer estiramiento principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.69 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 3 [mm] y 2,5 [mm]

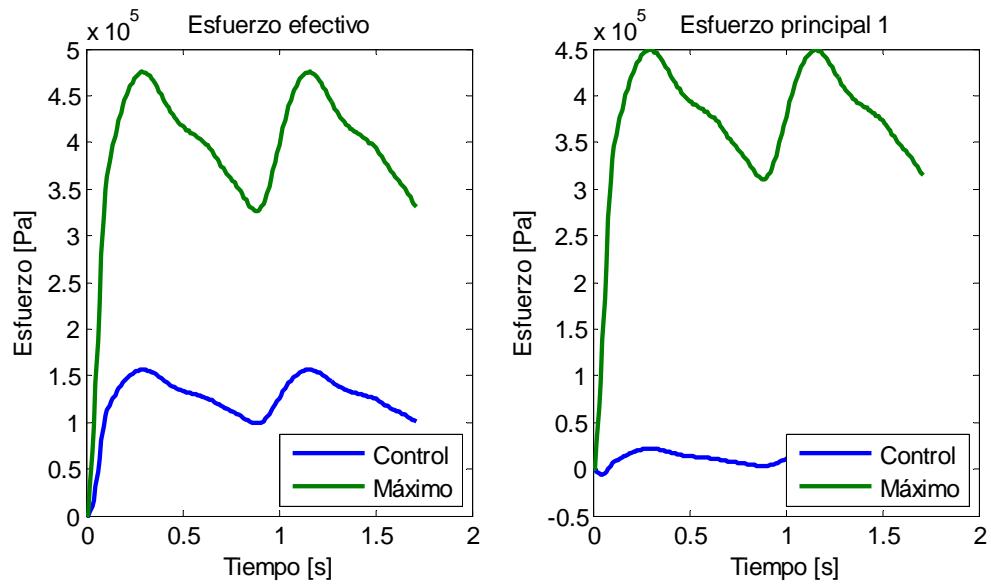


Figura 5.70: Simulación 5. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

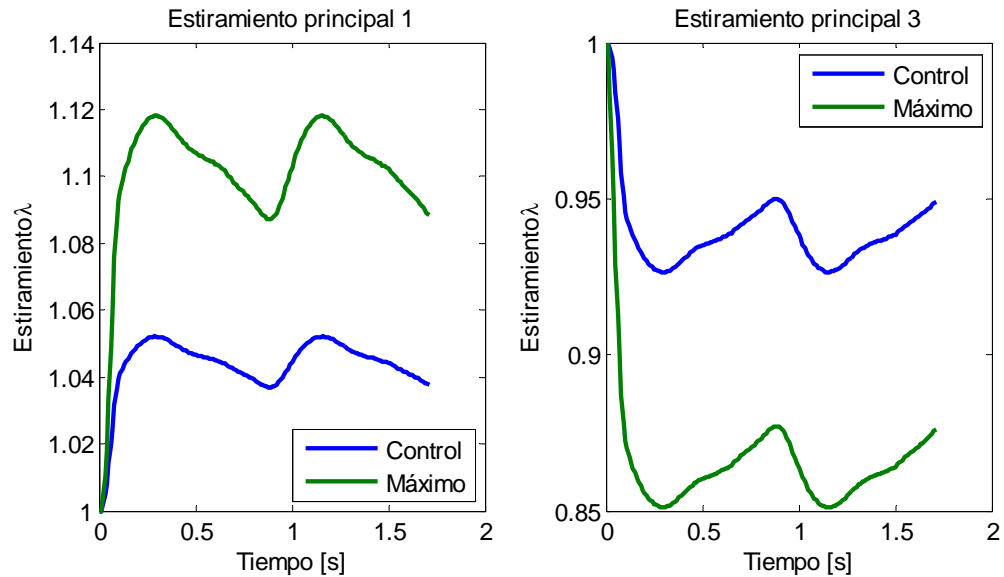


Figura 5.71: Simulación 5. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

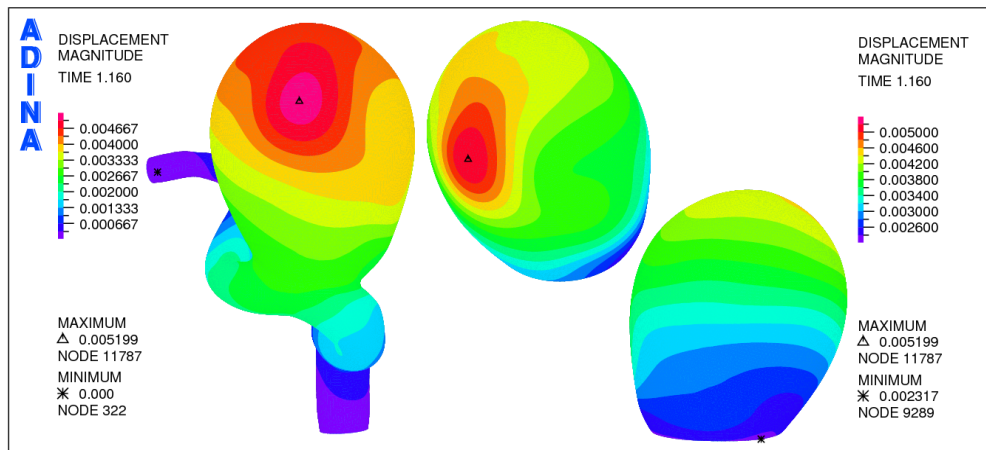


Figura 5.72: Simulación 6. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

mientras que el punto de control lo hace entre 2,3 [mm] y 1,8 [mm]. La figura 5.70 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 480 [kPa] y 330 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 160 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal máximo oscila entre 450 [kPa] y 300 [kPa] mientras que el punto de control lo hace entre 30 [kPa] y 0 [kPa]. En la figura 5.71 se puede ver que el máximo para el primer estiramiento principal oscila entre 1,12 y 1,09 mientras que el punto de control lo hace entre 1,05 y 1,04 , todos los valores son mayores 1 por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para el tercer estiramiento principal el mínimo oscila entre 0,85 y 0,88 mientras que el punto de control lo hace entre 0,97 y 0,95 . Al ser valores menores a 1 esto implica que se esta en compresión.

Simulación 6. Presión hipertensa, espesor normal

En esta simulación se utiliza presión interna hipertensa aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²]. Los elemento son tipo cáscara 3D. El material es hiper-elástico tipo Mooney-Rivlin. El tiempo de cálculo es de 1 hora.

En la Figura 5.72 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. Nuevamente el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 5,2 [mm]. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.73 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Misses en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es aproximadamente 300 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, que tiene un valor de 1418 [kPa]. Se puede observar que los esfuerzos más elevados ocurren en el aneurisma 1.

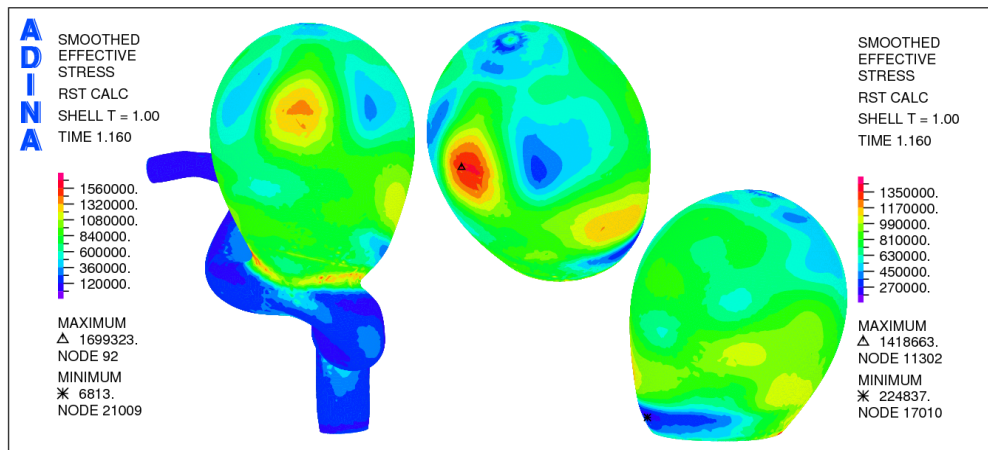


Figura 5.73: Simulación 6. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

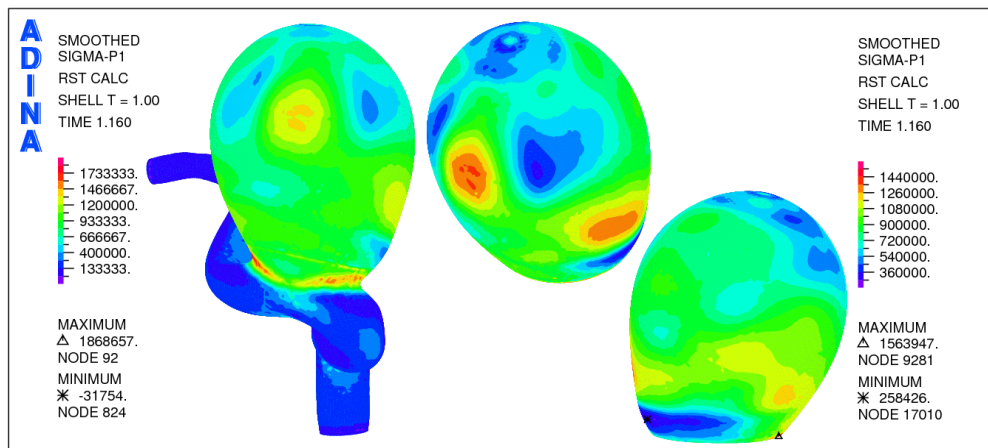


Figura 5.74: Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.74 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es 300 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1, que tiene un valor de 1560 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo no coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo.

En la figura 5.75 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría el estiramiento máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,04 mayor que el primer estiramiento máximo en el aneurisma 1, que tiene un valor de 1,22. Se puede ver que se presenta la zona de alto estiramiento en el ecuador del aneurisma 1 y la zona de máximo para el primer esfuerzo principal coincide con la zona de alto estiramiento en este caso. El primer estiramiento principal es mayor a 1, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.76 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para el tercer estiramiento principal en la

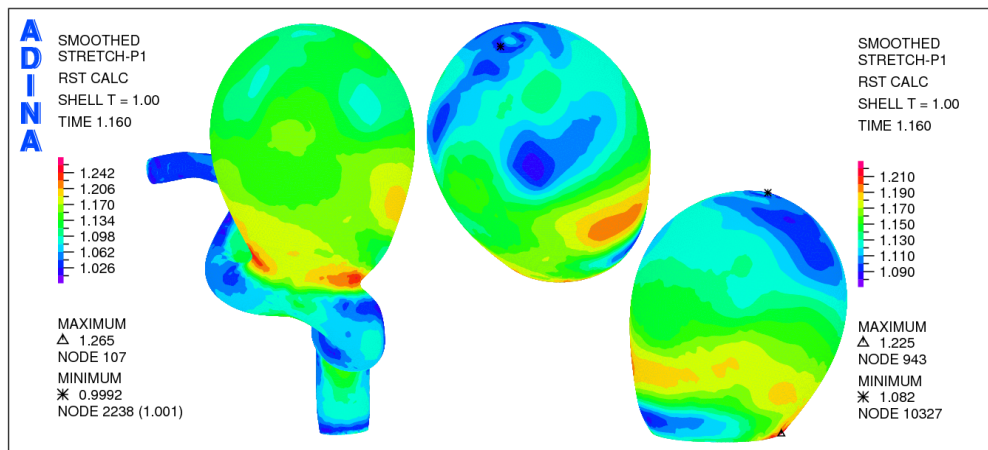


Figura 5.75: Simulación 6. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

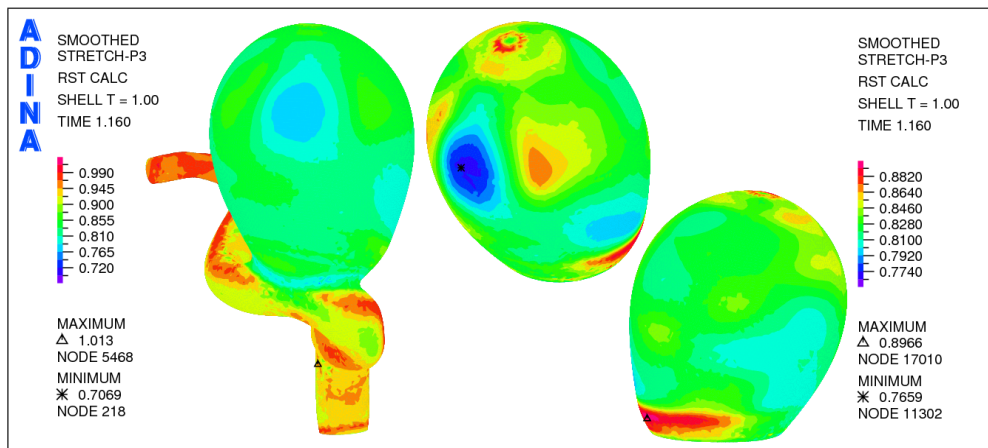


Figura 5.76: Simulación 6. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,06 menor que el menor valor de el tercer estiramiento principal en el aneurisma 1, que tiene un valor de 0,76. Nuevamente se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

La figura 5.77 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Vuelve a ocurrir que el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. El máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es 4 a 5 veces menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.78 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. Para la geometría completa se puede ver como el esfuerzo máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado del aneurisma 2, separado por la dirección del flujo.

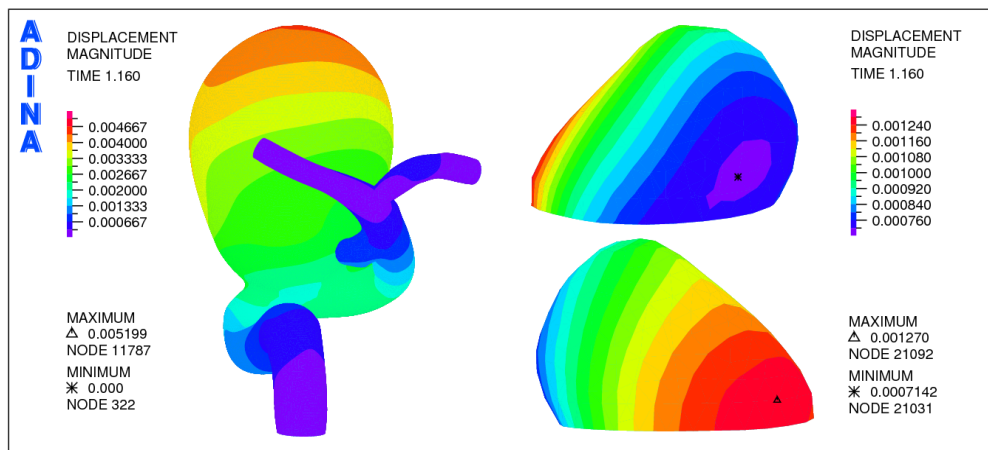


Figura 5.77: Simulación 6. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

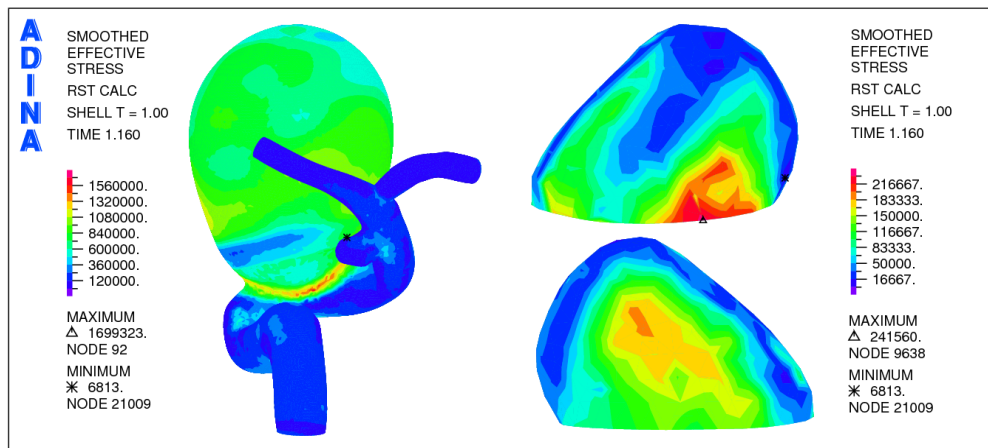


Figura 5.78: Simulación 6. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa.

En la figura 5.79 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. Se puede observar el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma un orden de magnitud menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.80 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Para la geometría el primer estiramiento máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1 mientras que en el aneurisma 2 coinciden las zonas de estiramiento con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Existe una diferencia de 0,2 entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa. Se ve que existen valores menores

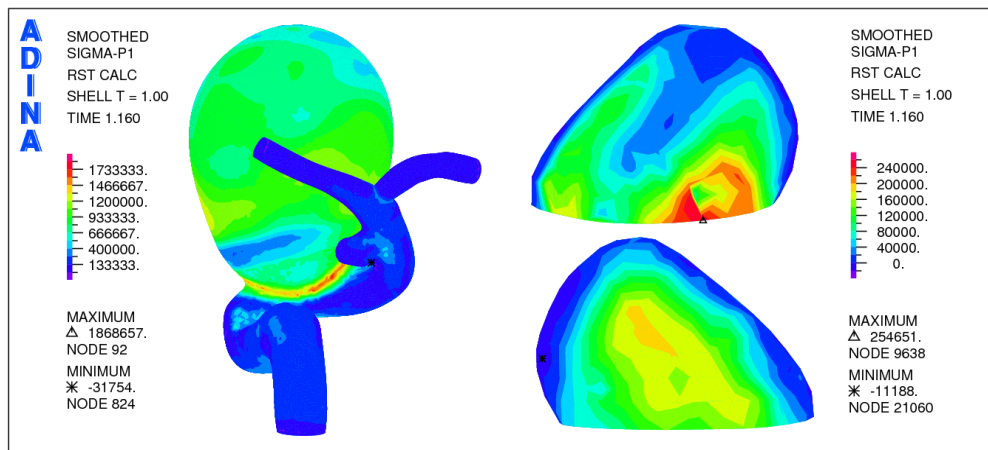


Figura 5.79: Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

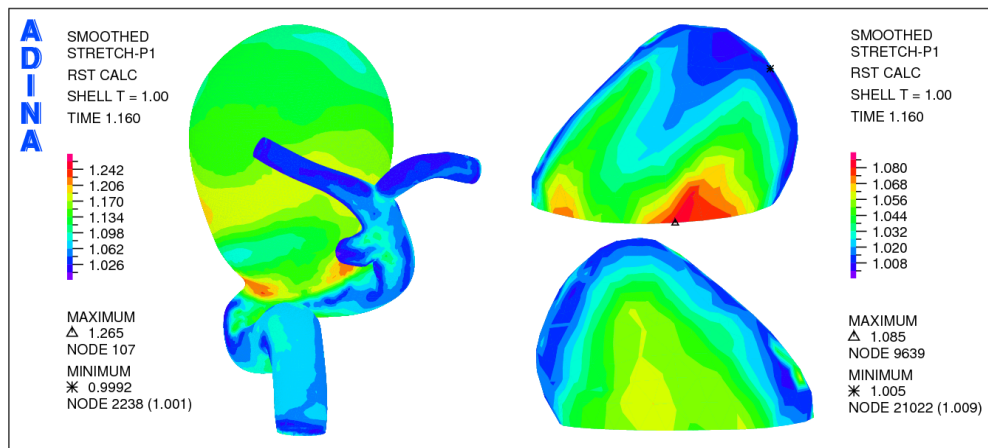


Figura 5.80: Simulación 6. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

y mayores a 1, por lo que se tienen esfuerzos traccionantes y compresivos, aunque predominan los primeros.

En la figura 5.81 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para el tercer estiramiento principal en la geometría tienen una diferencia de 0,2 con el mínimo para el tercer estiramiento principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos. En este caso también hay esfuerzos de tracción y compresión, pero hay más del segundo.

Las figuras 5.82, 5.83 y 5.84 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer estiramiento principal y tercer estiramiento principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.82 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 5,5 [mm] y 4,5

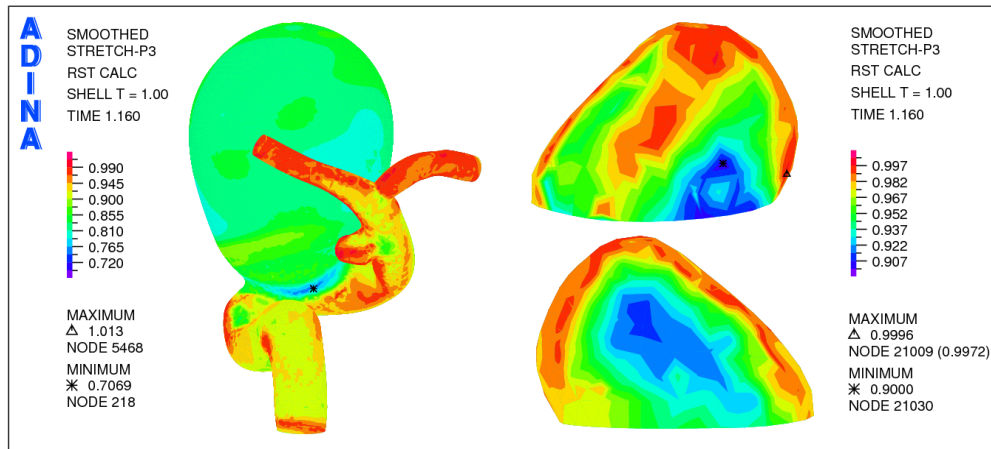


Figura 5.81: Simulación 6. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

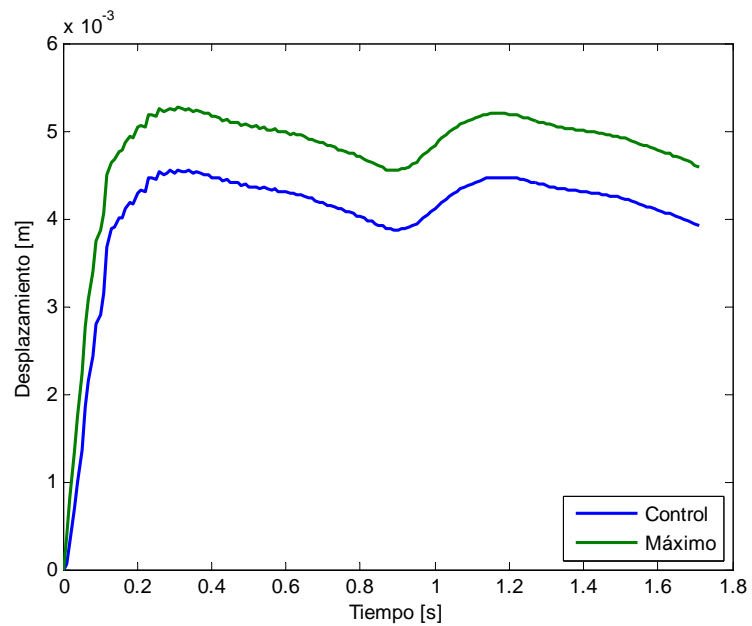


Figura 5.82: Simulación 6. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

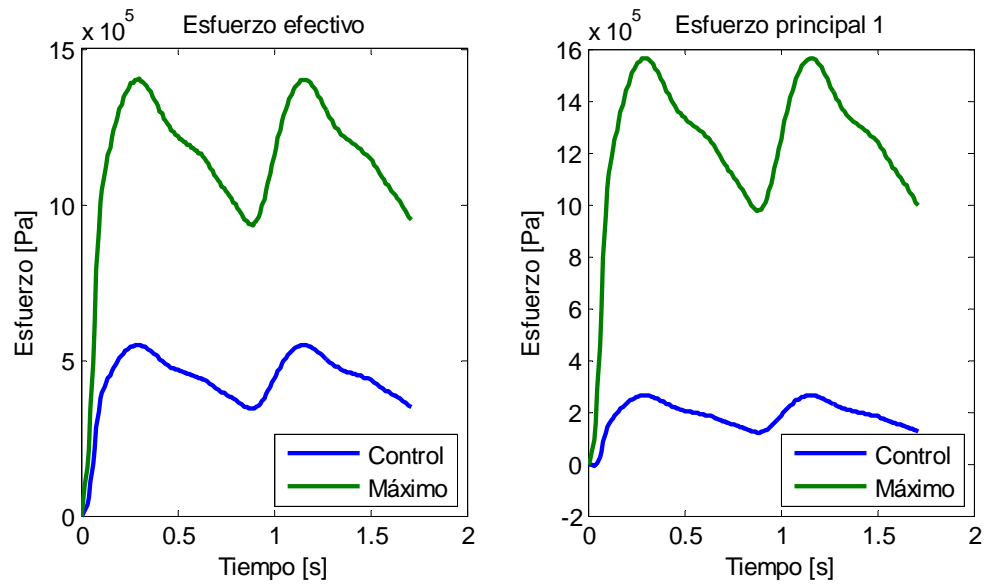


Figura 5.83: Simulación 6. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

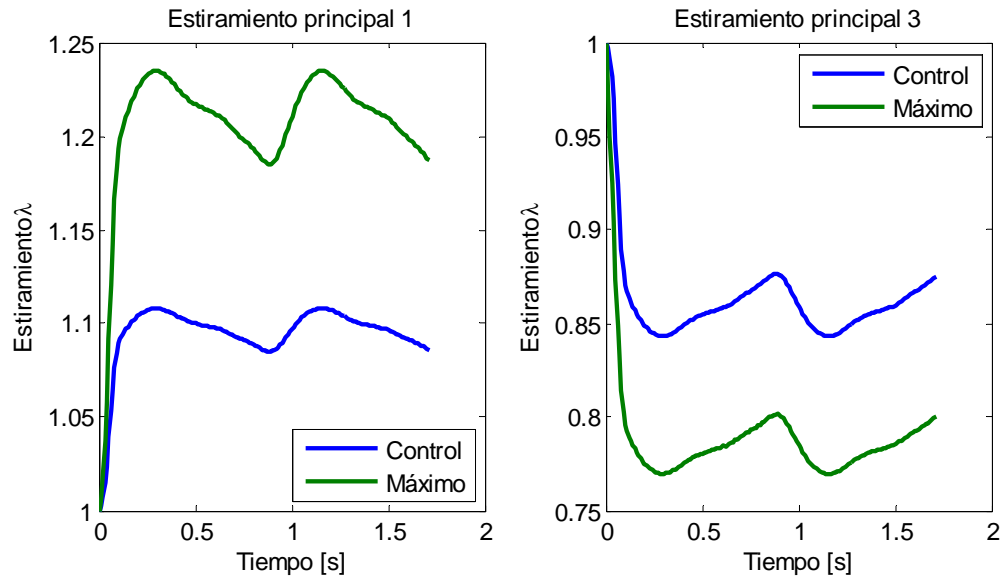


Figura 5.84: Simulación 6. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

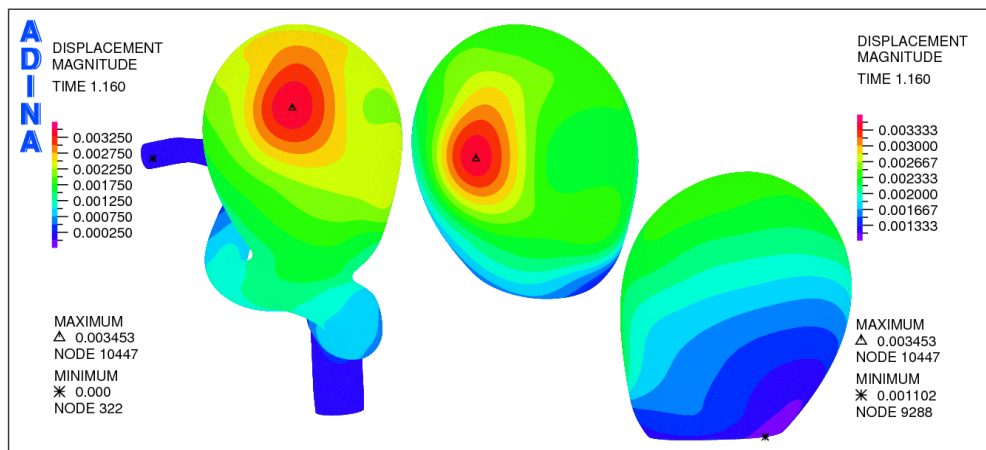


Figura 5.85: Simulación 7. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

[mm] mientras que el punto de control lo hace entre 4,5 [mm] y 3,8 [mm]. La figura 5.83 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 1500 [kPa] y 1000 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 550 [kPa] y 400 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal máximo oscila entre 1600 [kPa] y 1000 [kPa] mientras que el punto de control lo hace entre 300 [kPa] y 100 [kPa]. En la figura 5.84 se puede ver que el máximo para el primer estiramiento principal oscila entre 1,23 y 1,18 mientras que el punto de control lo hace entre 1,11 y 1,08 , todos los valores son mayores 1 por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para el tercer estiramiento principal el mínimo oscila entre 0,76 y 0,8 mientras que el punto de control lo hace entre 0,85 y 0,88 . Al ser valores menores a 1 esto implica que se esta en compresión.

Simulación 7. Presión normal, espesor medio

En esta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza la mitad del espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²]. Los elemento son tipo cáscara 3D. El material es hiper-elástico tipo Mooney-Rivlin. El tiempo de cálculo es de 1 hora.

En la Figura 5.85 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. El máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 3,5 [mm] y se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.86 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El mayor esfuerzo se produce en el aneurisma 1, se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo y tiene un valor de 797 [kPa]. Se puede observar que los esfuerzos más elevados ocurren en el aneurisma 1.

En la figura 5.87 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el aneurisma 1 y tiene un valor de 796 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer

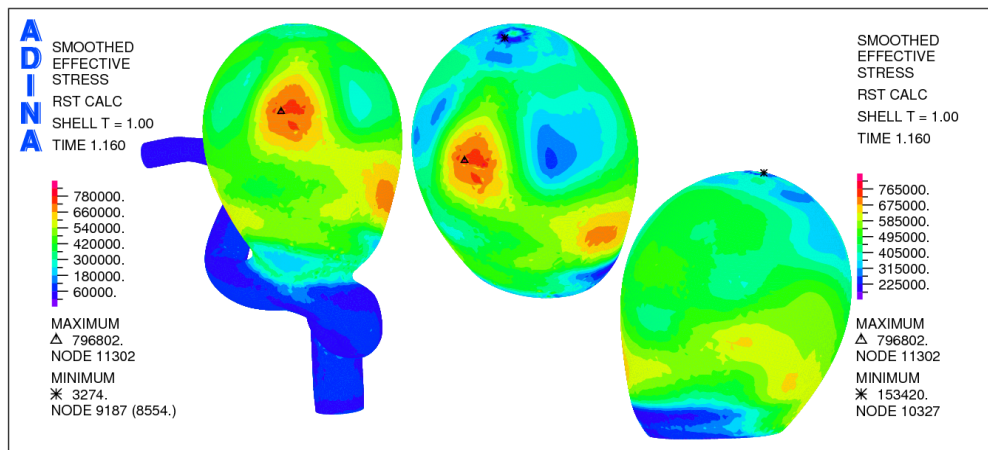


Figura 5.86: Simulación 7. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

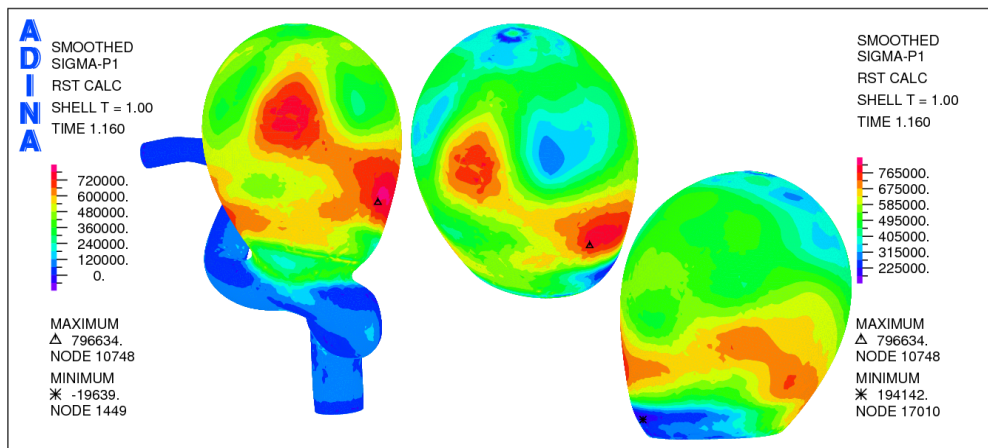


Figura 5.87: Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

esfuerzo principal máximo no coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo.

En la figura 5.87 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría el estiramiento máximo se concentra en el aneurisma 1 y tiene un valor de 1,2. Se puede ver que se presenta la zona de alto estiramiento en el ecuador del aneurisma 1 y la zona de máximo para el primer esfuerzo principal coincide con la zona de alto estiramiento. El primer estiramiento principal es mayor a 1, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.89 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. El valor mínimo para el tercer estiramiento principal en la geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,01 menor que el menor valor de el tercer estiramiento principal en el aneurisma 1. La zona con el menor estiramiento coincide con la zona para alto esfuerzo efectivo. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

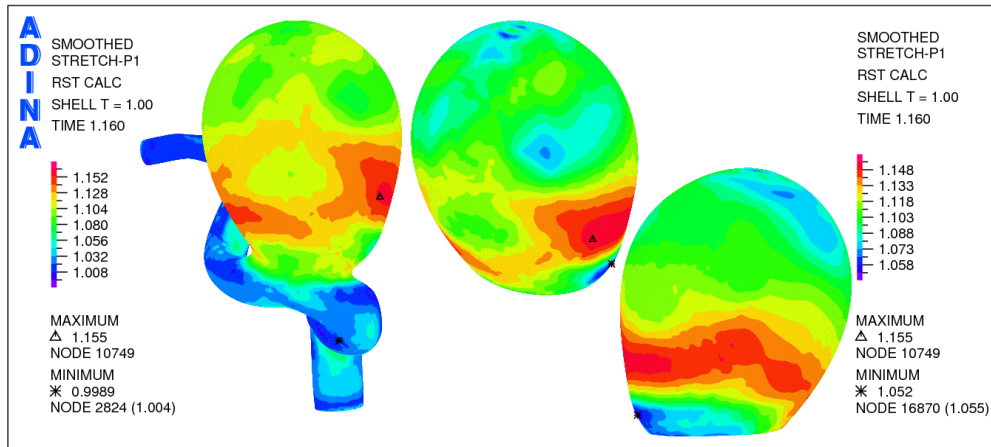


Figura 5.88: Simulación 7. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

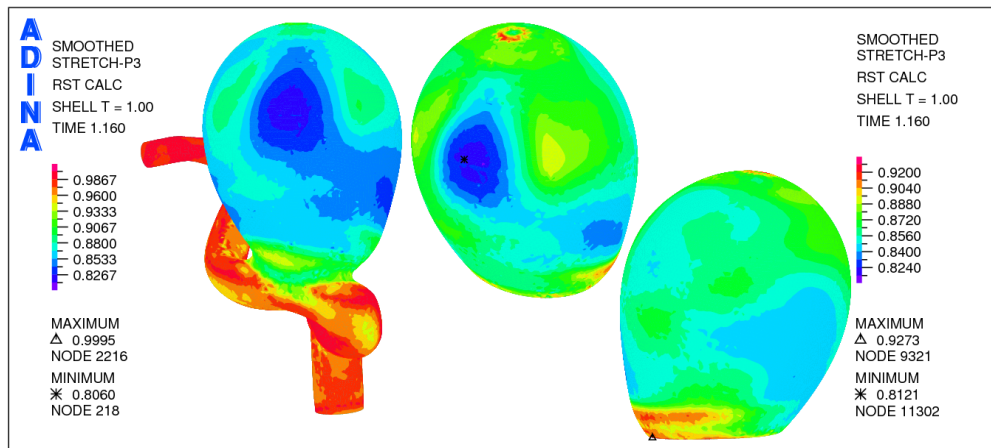


Figura 5.89: Simulación 7. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

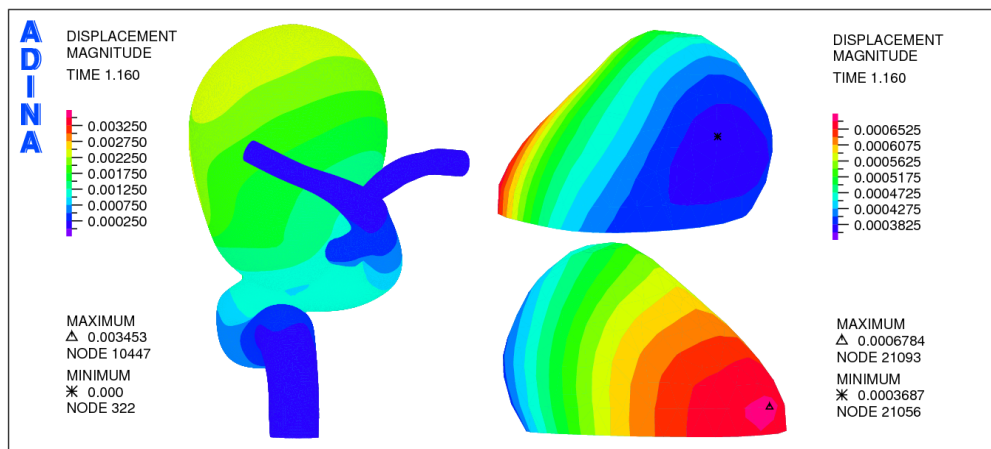


Figura 5.90: Simulación 7. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

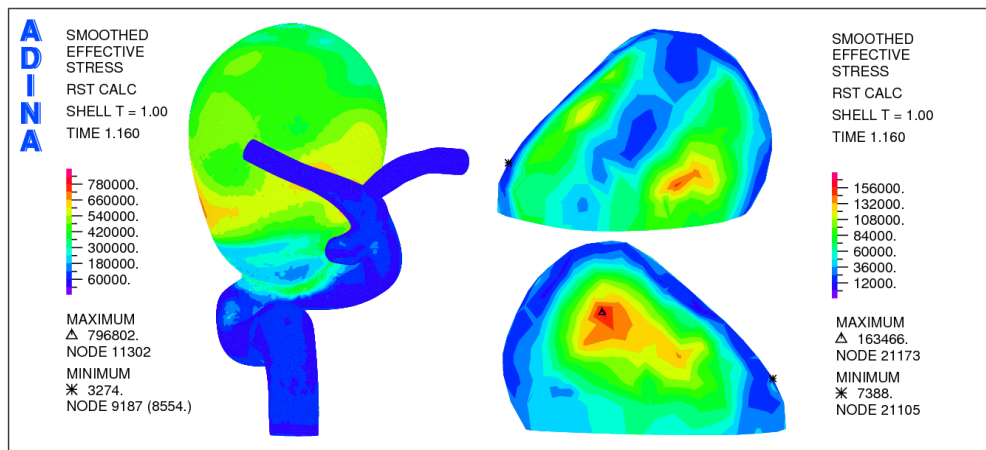


Figura 5.91: Simulación 7. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

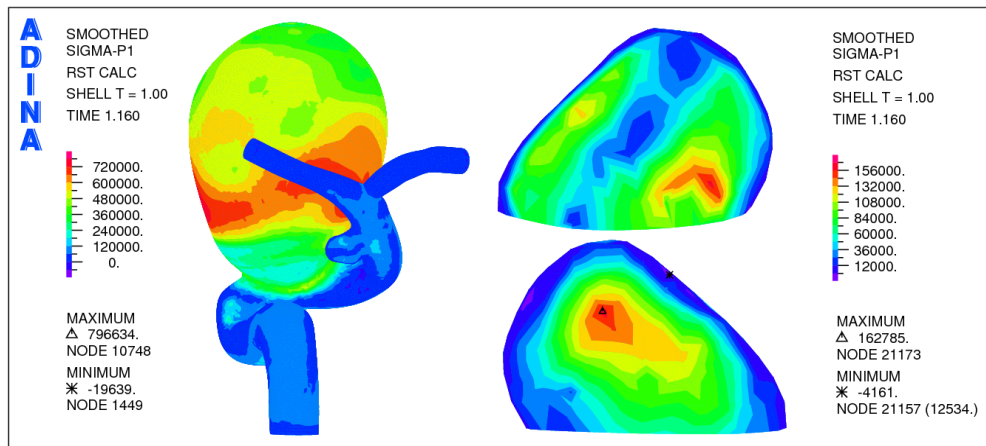


Figura 5.92: Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

La figura 5.90 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Tal como ocurre en las simulaciones con material lineal elástico el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. El máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.91 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado del aneurisma 2, separado por la dirección del flujo. El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es 5 veces menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa.

En la figura 5.92 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. El máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el ecuador del aneurisma 1. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises, no así para el desplazamiento máximo. También se puede ver que el

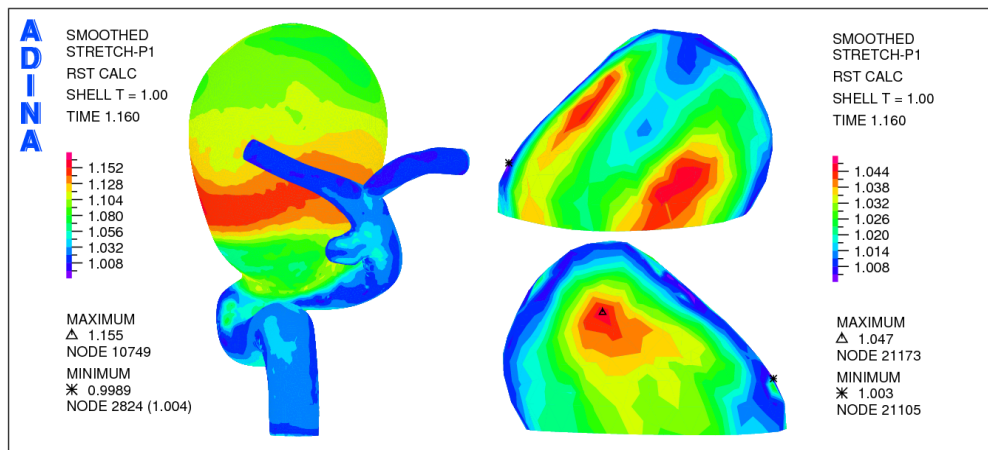


Figura 5.93: Simulación 7. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

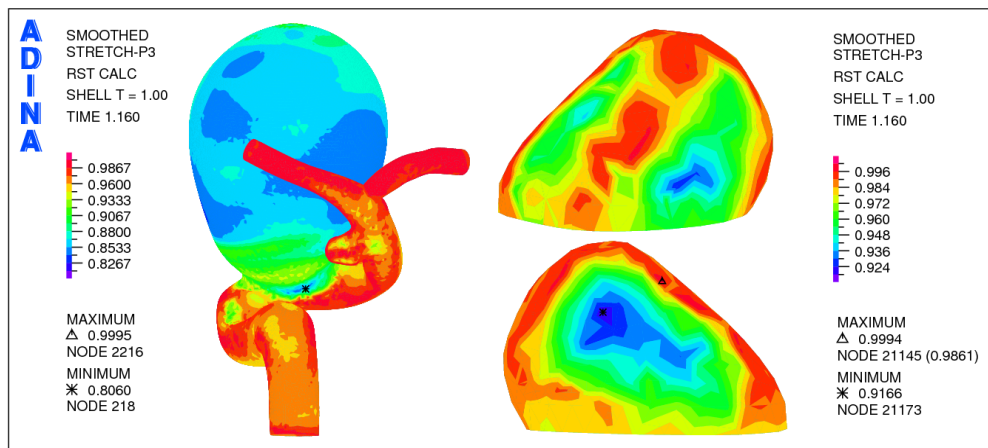


Figura 5.94: Simulación 7. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es 5 veces menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.93 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Para la geometría el primer estiramiento máximo se concentra en el ecuador del aneurisma 1 mientras que en el aneurisma 2 coinciden las zonas de estiramiento con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Existe una diferencia de 0,1 entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa.

En la figura 5.94 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para el tercer estiramiento principal en la geometría tienen una diferencia de 0,11 con el mínimo para el tercer estiramiento principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para alto esfuerzo efectivo. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

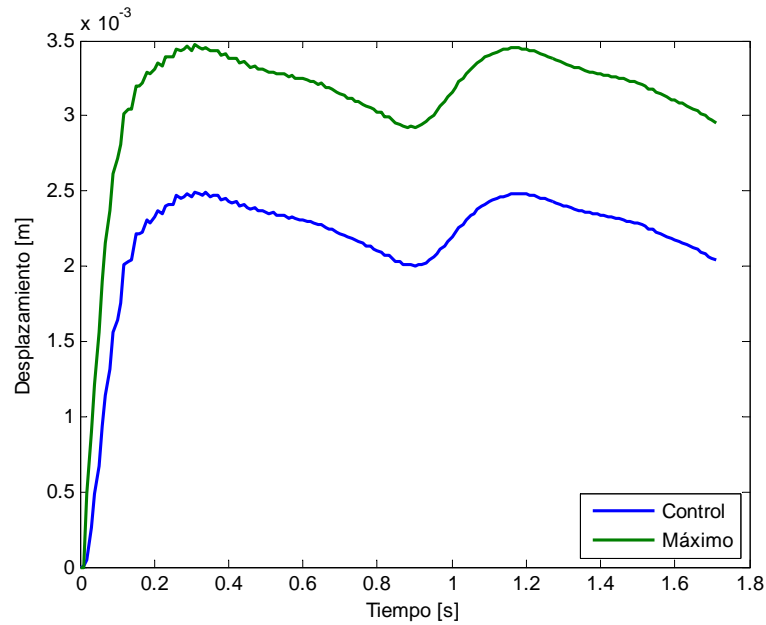


Figura 5.95: Simulación 7. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

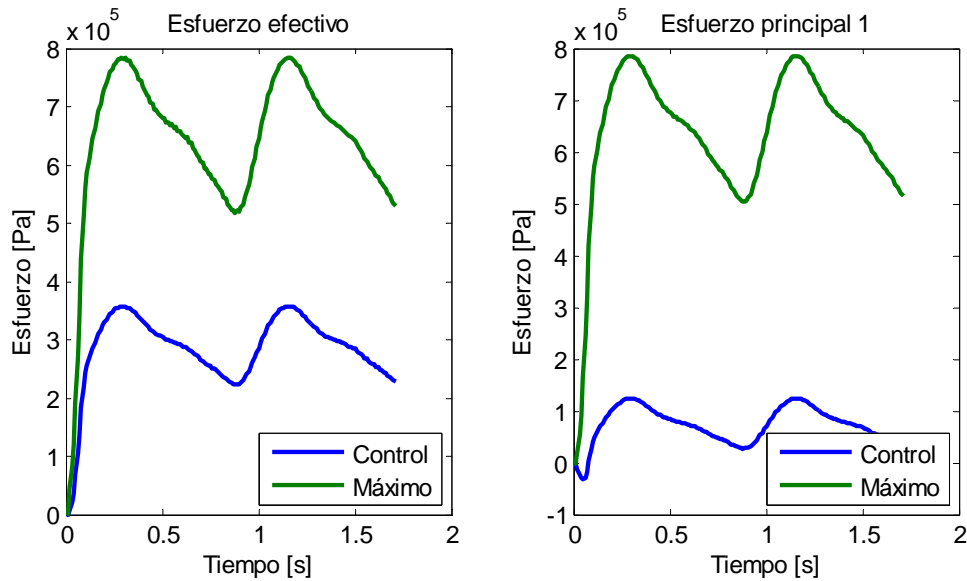


Figura 5.96: Simulación 7. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

Las figuras 5.95, 5.96 y 5.97 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer estiramiento principal y tercer estiramiento principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.95 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 3,5 [mm] y 3 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 2,5 [mm] y 2 [mm]. La figura 5.96 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 800 [kPa] y 500 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 350 [kPa] y 250 [kPa]. Los valores para el primer

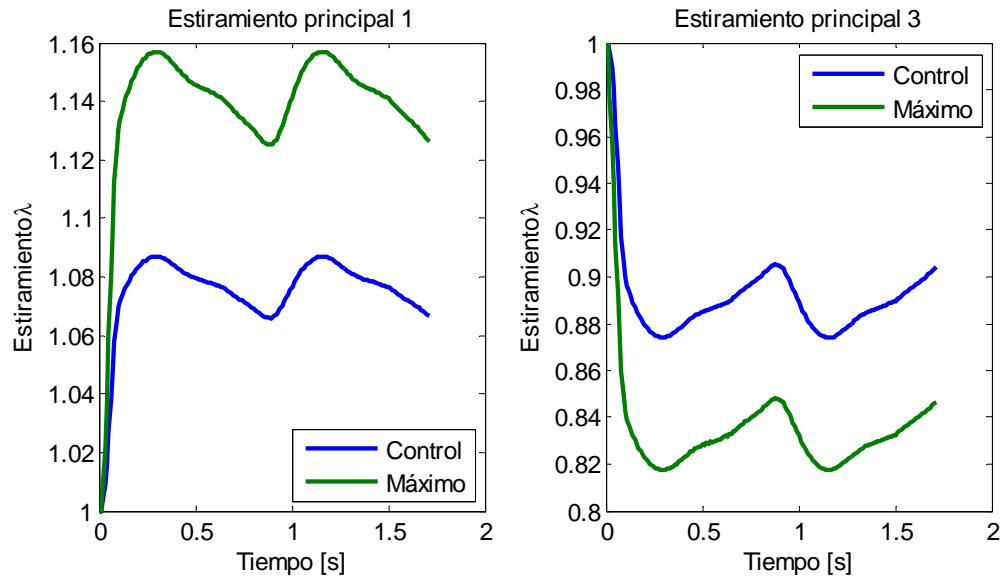


Figura 5.97: Simulación 7. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

esfuerzo principal máximo oscila entre 800 [kPa] y 500 [kPa] mientras que el punto de control lo hace entre 150 [kPa] y 50 [kPa]. En la figura 5.97 se puede ver que el máximo para el primer estiramiento principal oscila entre 1,2 y 1,12 mientras que el punto de control lo hace entre 1,09 y 1,05 , todos los valores son mayores 1 por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para el tercer estiramiento principal el mínimo oscila entre 0,82 y 0,85 mientras que el punto de control lo hace entre 0,88 y 0,91 . Al ser valores menores a 1 esto implica que se esta en compresión.

5.3.3. Resultados simulación material lineal elastico, elemento sólido 3D

Simulación 8. Presión normal, espesor normal.

En esta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,2 [mm] lo cual da una densidad de malla de 1400 [elem/mm²]. Se utilizan elementos 3D tetragonales para sólido. El material es lineal elástico. El tiempo de cálculo es de 1,6 horas.

En la Figura 5.98 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. La figura de la izquierda corresponde a la geometría completa, la imagen en el medio es la misma configuración para el aneurisma 1. La imagen de la derecha es el aneurisma 1 visto desde el lado opuesto a la figura del medio. Es posible notar que el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo y es de 3,17 [mm].

La figura 5.99 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Misses en la pared arterial y del aneurisma 1. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria, en la cara interna de la pared del aneurisma. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo

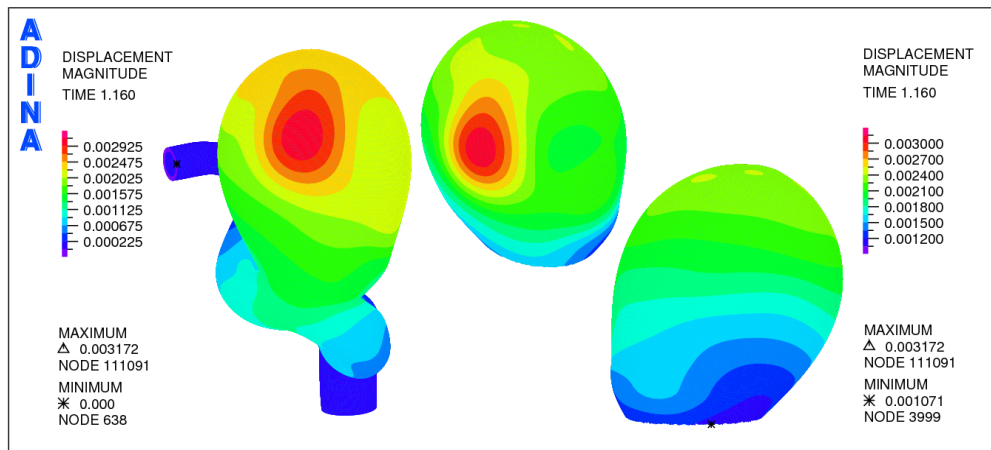


Figura 5.98: Simulación 8. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

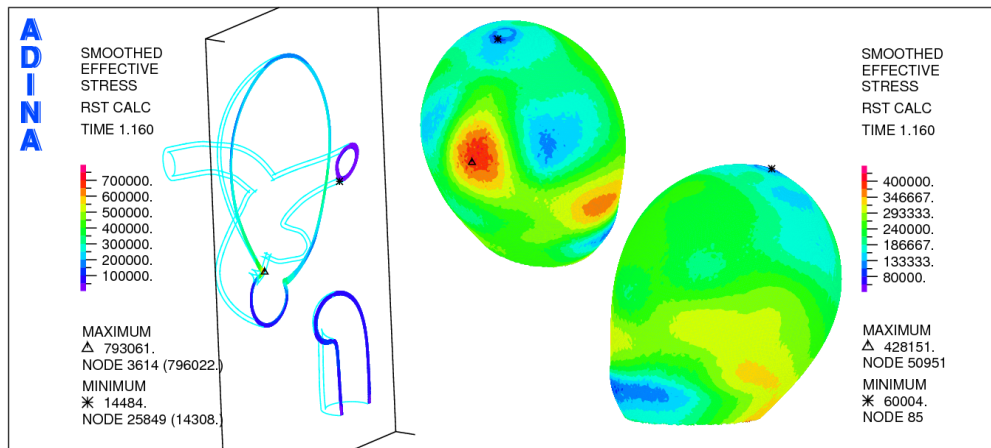


Figura 5.99: Simulación 8. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es ~ 350 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, el cual tienen un valor de 428 [kPa]. Además existe una zona de alto esfuerzo que rodea el ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.100 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en la cara interna de la pared en el cuello del aneurisma 1 y es ~ 340 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1 que tiene un valor de 460 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo. También se presenta la zona de esfuerzo elevado alrededor del ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.101 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en la pared interna del cuello en el aneurisma 1 y es 0,1 mayor que la primera deformación máxima en el aneurisma 1. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma 1,

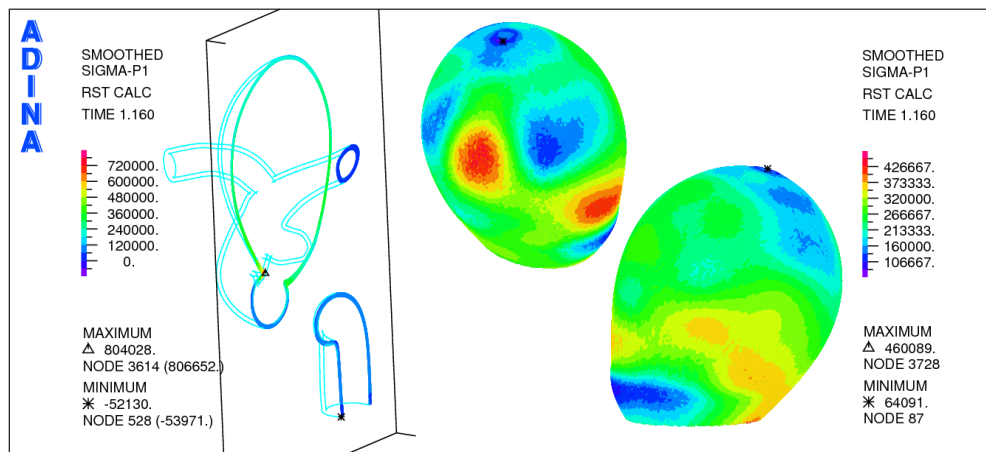


Figura 5.100: Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

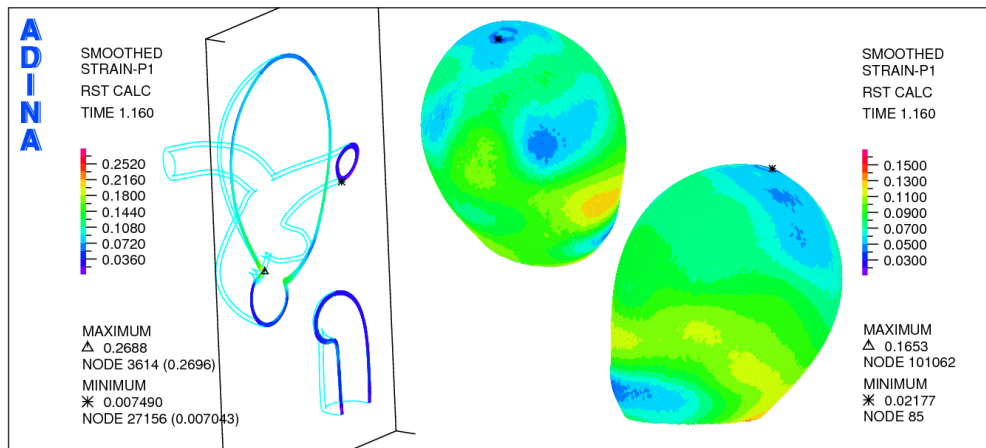


Figura 5.101: Simulación 8. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

pero la zona de máximo esfuerzo no coincide en este caso. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.102 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para la tercera deformación principal en la geometría se concentra en el aneurisma 1 y tiene un valor de -0,178. En este caso se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

La figura 5.103 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. La figura superior del aneurisma 2 es la misma que se ve en la geometría completa a la derecha de la figura 5.103, mientras que la imagen inferior es la vista desde el lado opuesto para el aneurisma 2. Se puede ver que el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. Además el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

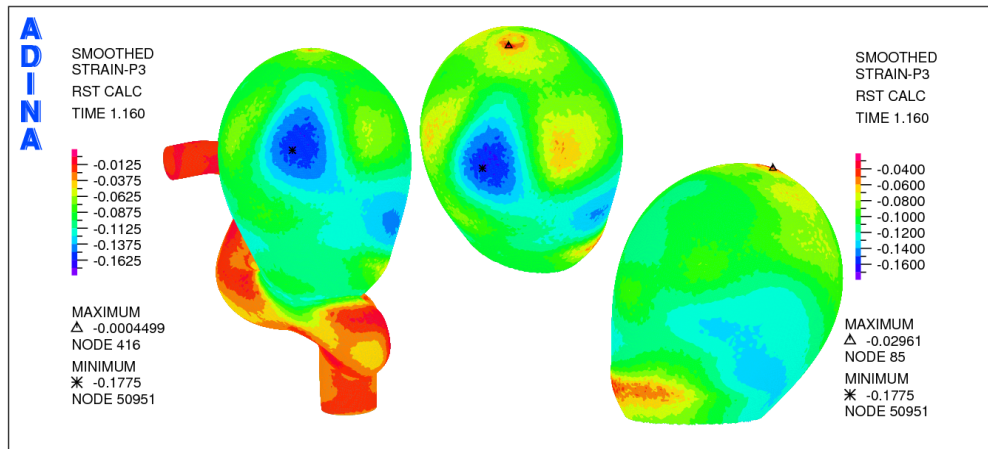


Figura 5.102: Simulación 8. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

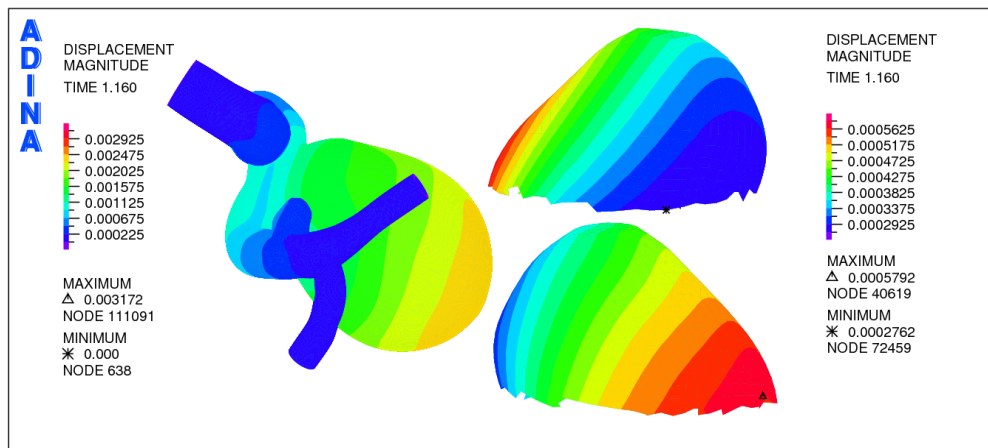


Figura 5.103: Simulación 8. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

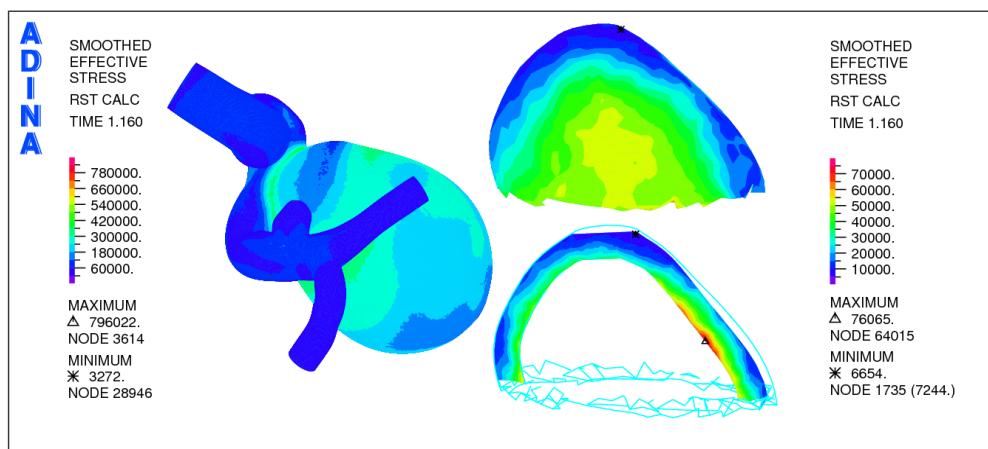


Figura 5.104: Simulación 8. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

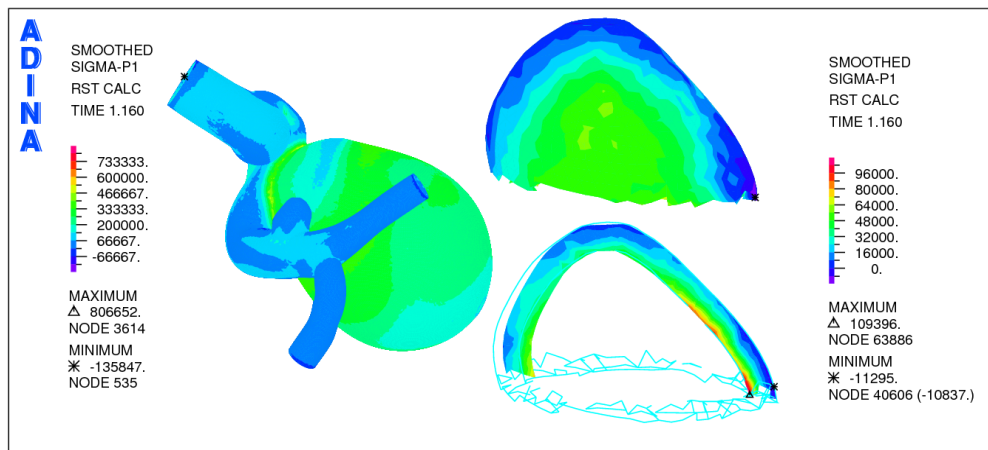


Figura 5.105: Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

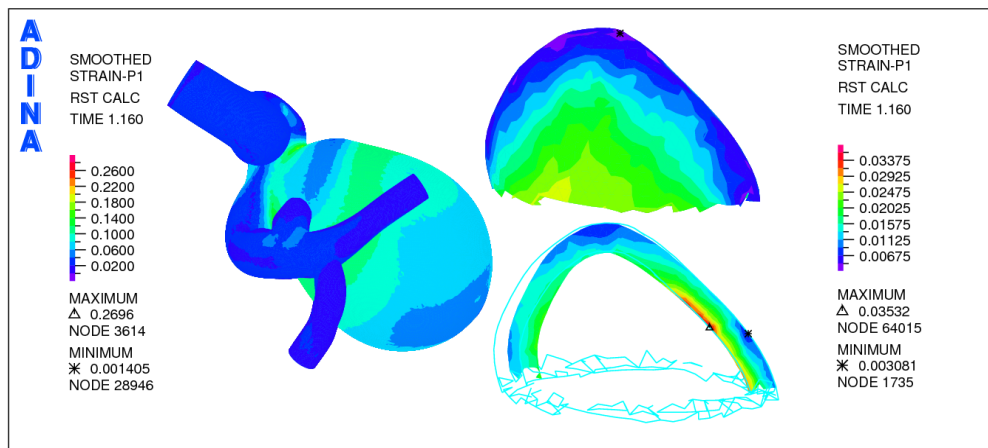


Figura 5.106: Simulación 8. Distribución de la primera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

La figura 5.104 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa y se concentra en la pared interna de éste aneurisma.

En la figura 5.105 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 2 en sístole. Para el aneurisma 2 las áreas donde se concentran los máximos valores para el primer esfuerzo principal coinciden con las áreas donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es 8 veces menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.106 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. En el aneurisma 2 coinciden las zonas de deformación con las de máximo esfuerzo efectivo y primer esfuerzo principal. Nuevamente existe una diferencia de un orden de magnitud entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa. Al ser deformaciones positivas se tienen esfuerzos traccionantes.

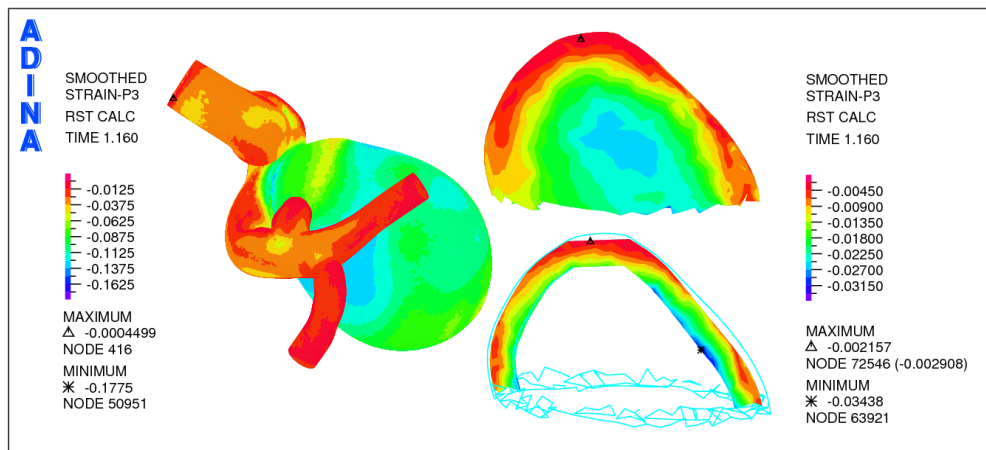


Figura 5.107: Simulación 8. Distribución de la tercera deformación principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

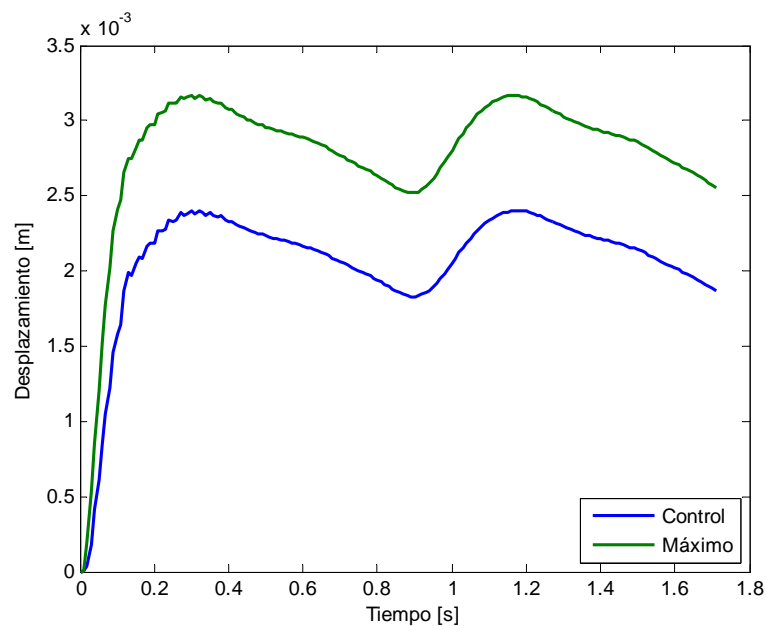


Figura 5.108: Simulación 8. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

En la figura 5.107 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para la tercera deformación principal en la geometría es un orden de magnitud menor que el mínimo para la tercera deformación principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.108, 5.109 y 5.110 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.108 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 3,2 [mm] y 2,5

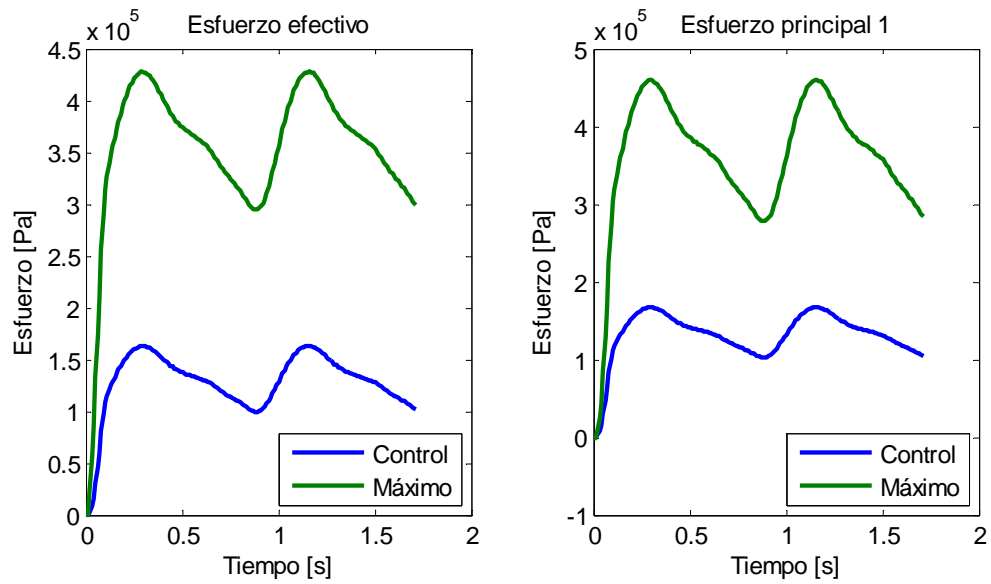


Figura 5.109: Simulación 8. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

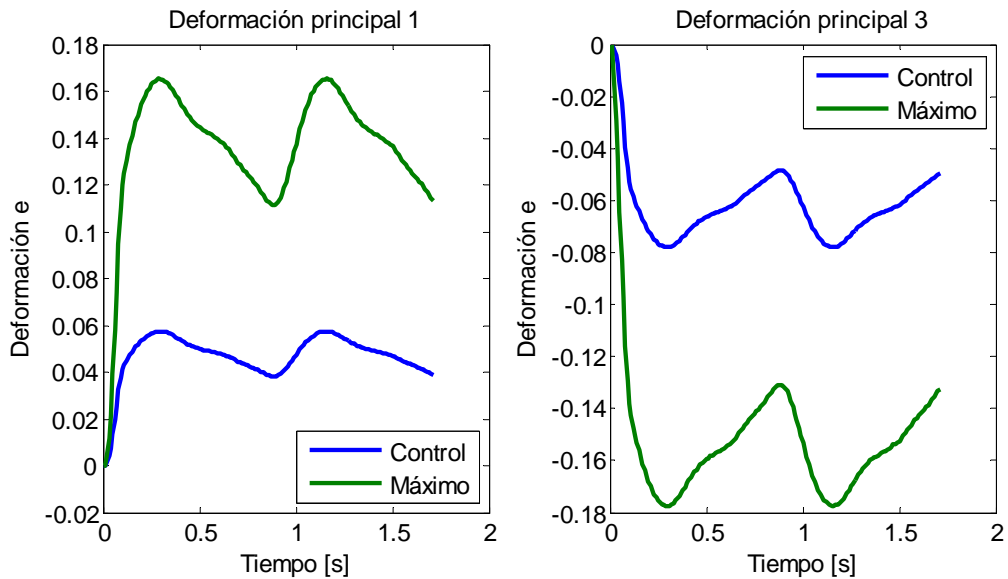


Figura 5.110: Simulación 8. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

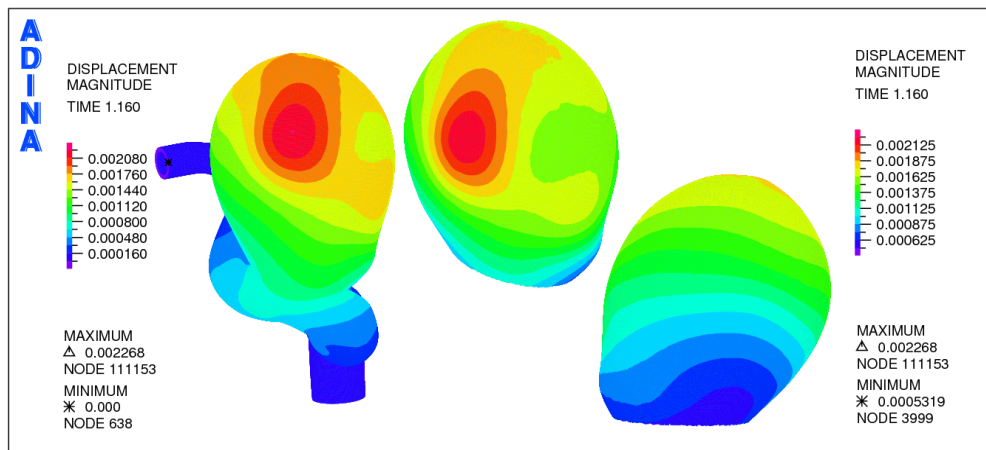


Figura 5.111: Simulación 9. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

[mm] mientras que el punto de control lo hace entre 2,5 [mm] y 1,7 [mm]. La figura 5.109 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 440 [kPa] y 300 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 150 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal son muy similares a los mencionados anteriormente. En la figura 5.110 se puede ver que el máximo para la primera deformación principal oscila entre 0,17 y 0,11 mientras que el punto de control lo hace entre 0,06 y 0,04 , todos los valores son positivos por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para la tercera deformación principal el mínimo oscila entre -0,18 y -0,13 mientras que el punto de control lo hace entre -0,08 y -0,04 .

5.3.4. Resultados simulación material de Mooney-Rivlin, elemento sólido 3D

Simulación 9. Presión normal, espesor normal.

En esta simulación se utiliza presión interna normal aplicada a la cara interna de la pared de toda la geometría. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,2 [mm] lo cual da una densidad de malla de 1400 [elem/mm²]. Los elemento son sólidos 3D tetrahedricos. El material es hiper-elástico tipo Mooney-Rivlin. El tiempo de cálculo es de 2 horas.

En la Figura 5.111 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. El máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 2,3 [mm]. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.112 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El mayor esfuerzo se produce en la pared interna del cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 150 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1 que tiene un valor de 453 [kPa].

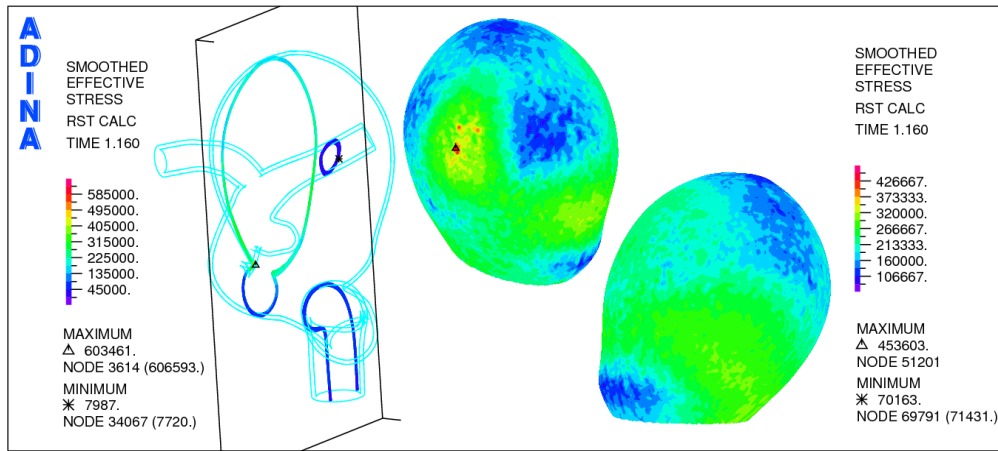


Figura 5.112: Simulación 9. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

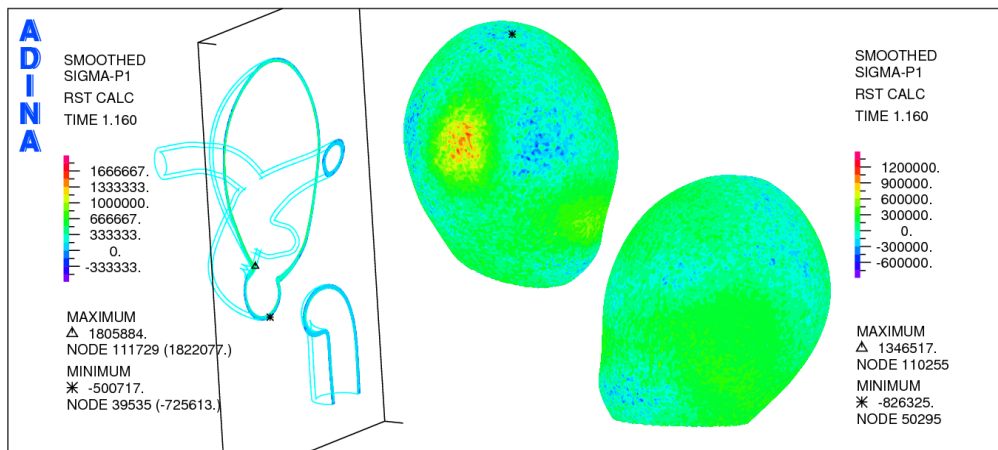


Figura 5.113: Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.113 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en la pared interna del cuello del aneurisma 1 y es ~ 500 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1 que tiene un valor de 1350 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Misses y el desplazamiento máximo.

En la figura 5.114 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría el estiramiento máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,04 mayor que el primer estiramiento máximo en el aneurisma que tiene un valor de 1,14. Se puede ver que se presenta la zona de alto estiramiento en el ecuador del aneurisma 1, pero la zona de máximo esfuerzo no coincide con la zona de alto estiramiento en este caso. El primer estiramiento principal es mayor a 1, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.115 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para el tercer estiramiento principal en la

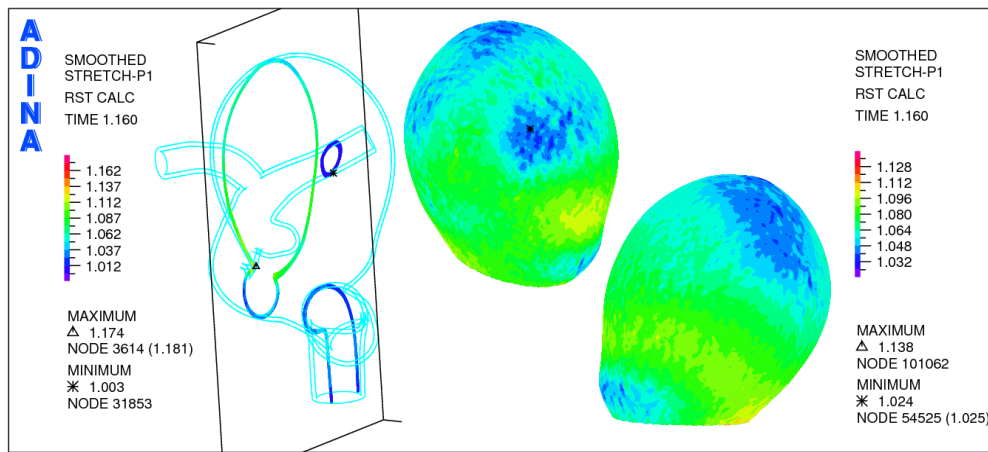


Figura 5.114: Simulación 9. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

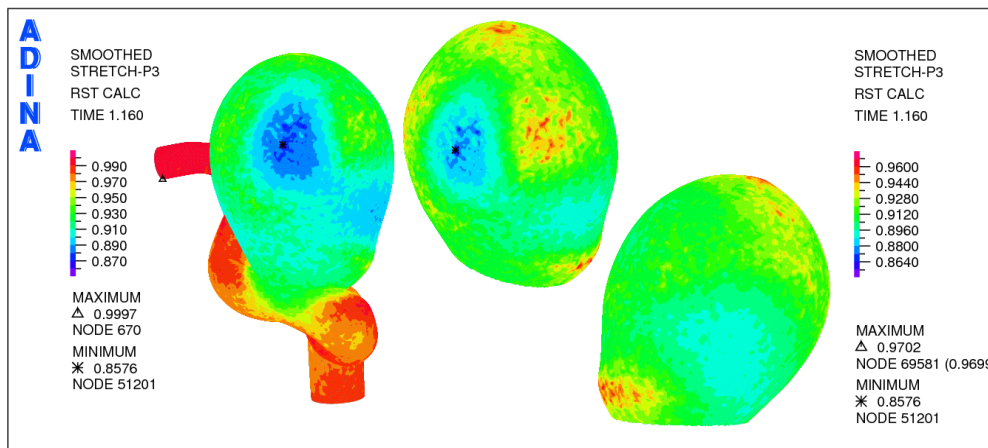


Figura 5.115: Simulación 9. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

geometría se encuentra en el aneurisma 1, específicamente en la zona donde ocurre el máximo esfuerzo efectivo para el aneurisma 1. El valor mínimo es de 0,86. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

La figura 5.116 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Tal como ocurre en las simulaciones con material lineal elástico el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. El máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

La figura 5.117 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises sobre la geometría completa y el aneurisma 2 para sístole. En el aneurisma 2 existen dos zonas de altos esfuerzos, una a cada lado de él, separado por la dirección del flujo. El máximo esfuerzo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el esfuerzo máximo en la geometría completa.

En la figura 5.118 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial

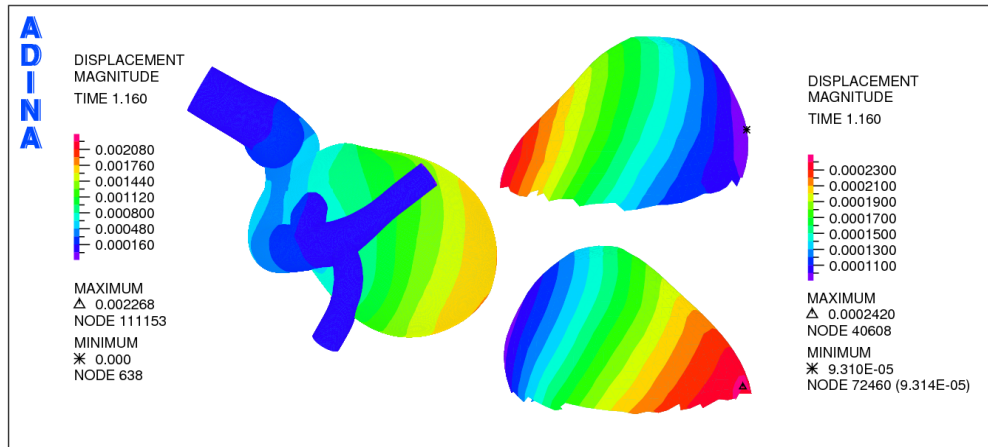


Figura 5.116: Simulación 9. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

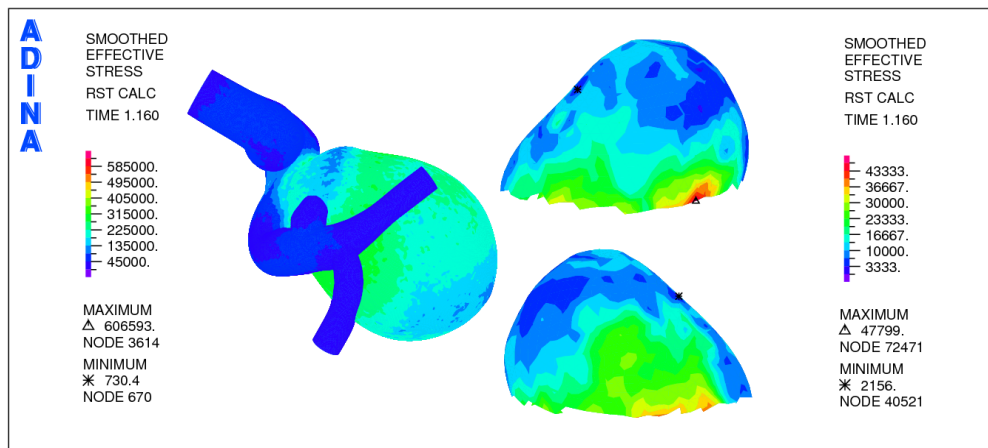


Figura 5.117: Simulación 9. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

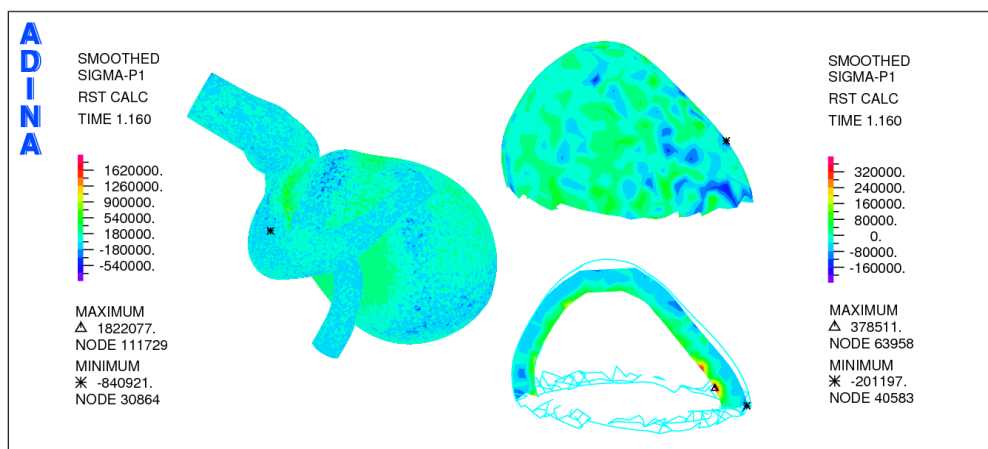


Figura 5.118: Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

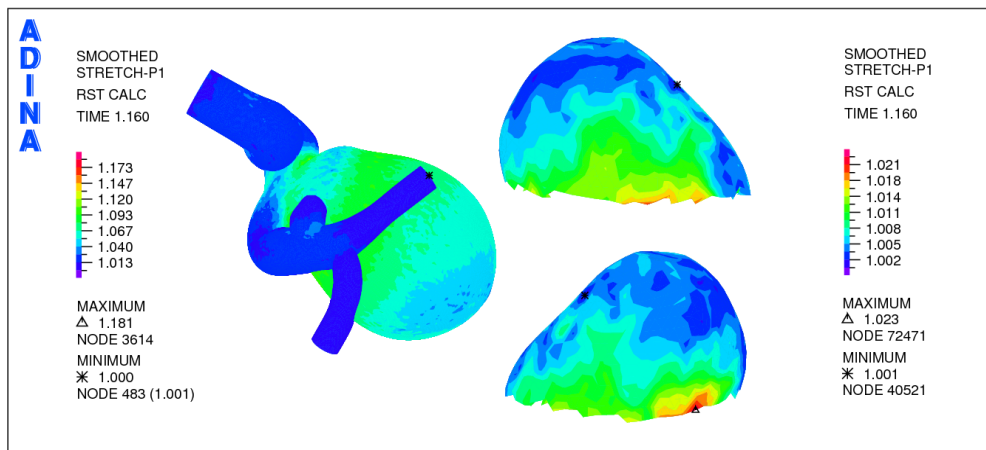


Figura 5.119: Simulación 9. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

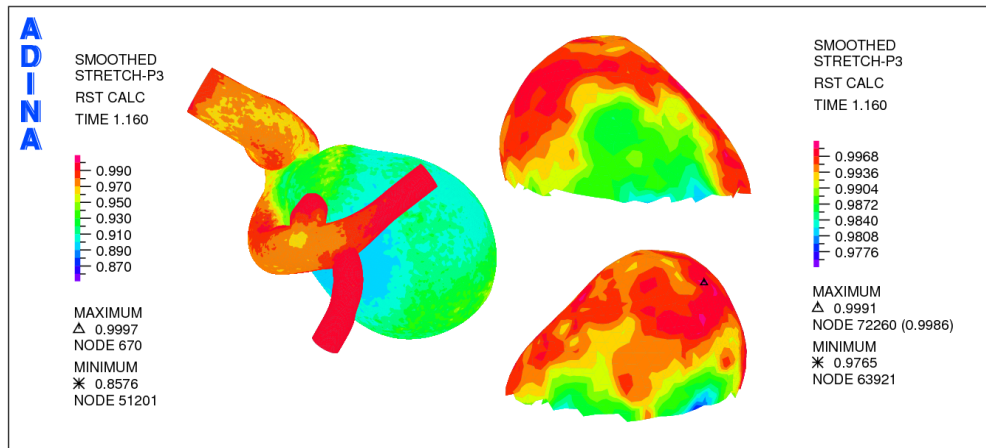


Figura 5.120: Simulación 9. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

y del aneurisma 2 en sístole. Para el aneurisma 2 el primer esfuerzo principal se concentra en la pared interna y no coincide con las zonas de máximo esfuerzo efectivo. También se puede ver que el primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor que el máximo para toda la geometría.

En la figura 5.119 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. En el aneurisma 2 coinciden las zonas de estiramiento con las de máximo esfuerzo efectivo. Existe una diferencia de 0,16 entre el máximo para el aneurisma 2 y para la geometría completa.

En la figura 5.120 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 2 en sístole. Se puede ver que el mínimo para el tercer estiramiento principal en la geometría tienen una diferencia de 0,12 con el mínimo para el tercer estiramiento principal en el aneurisma 2. Tal como ocurre en el aneurisma 1 se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

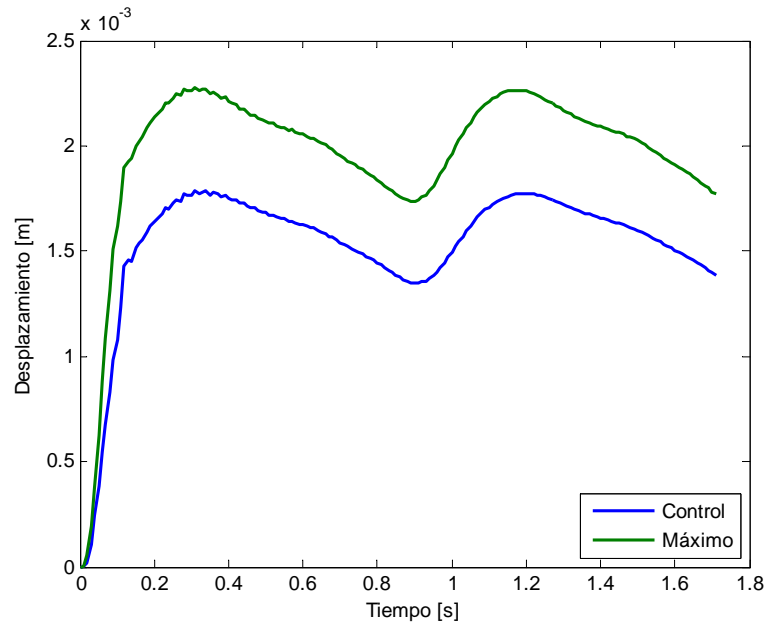


Figura 5.121: Simulación 9. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

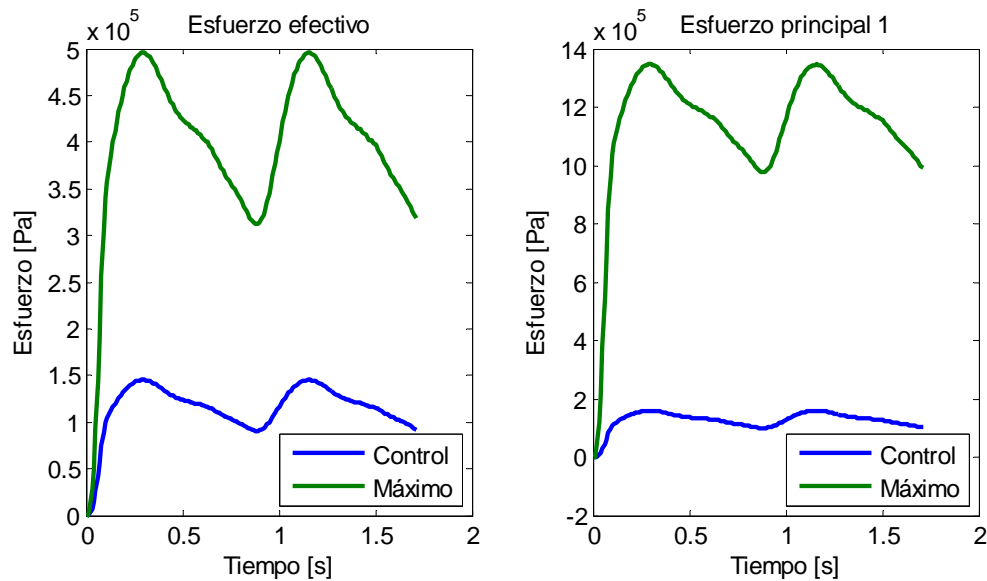


Figura 5.122: Simulación 9. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

Las figuras 5.121, 5.122 y 5.123 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer estiramiento principal y tercer estiramiento principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.121 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 2,3 [mm] y 1,9 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 1,8 [mm] y 1,4 [mm]. La figura 5.122 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 500 [kPa] y 300 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 150 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el

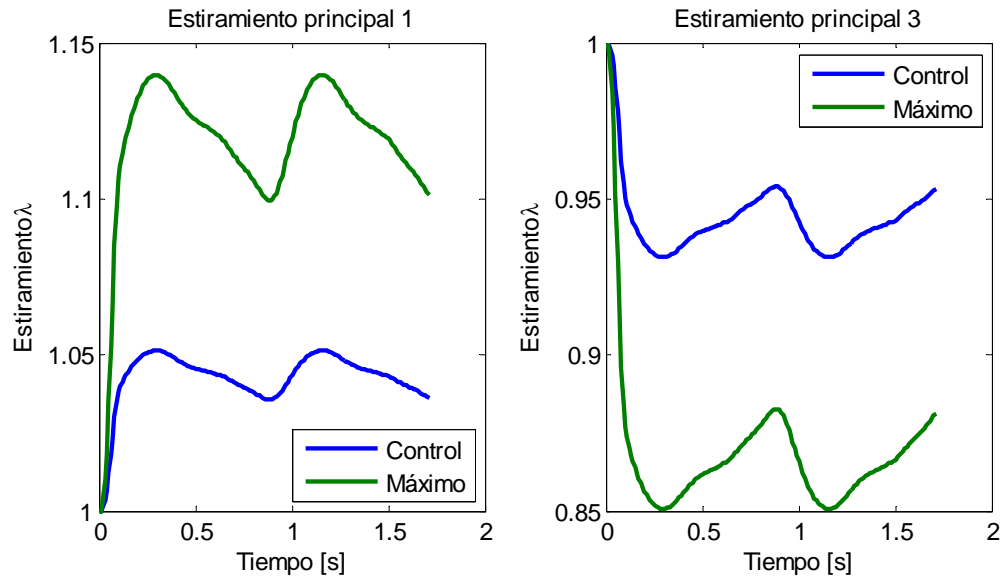


Figura 5.123: Simulación 9. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

primer esfuerzo principal máximo oscila entre 1400 [kPa] y 1000 [kPa] mientras que el punto de control lo hace entre 200 [kPa] y 100 [kPa]. En la figura 5.123 se puede ver que el máximo para el primer estiramiento principal oscila entre 1,14 y 1,1 mientras que el punto de control lo hace entre 1,05 y 1,03 , todos los valores son mayores 1 por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para el tercer estiramiento principal el mínimo oscila entre 0,85 y 0,88 mientras que el punto de control lo hace entre 0,97 y 0,95 . Al ser valores menores a 1 esto implica que se esta en compresión.

5.4. Resultados simulaciones FSI

5.4.1. Resultados simulación con material lineal elástico

En la simulación 10 y 11 se utiliza presión interna normal aplicada las salidas del flujo sanguíneo en la arteria. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²] para el sólido y de 110 [elem/mm³] para el fluido.

La simulación 10 esta totalmente acoplada, esto significa que para cada paso de tiempo se busca que el sólido y el fluido logren equilibrio en la interacción. La simulación 11 esta acoplada 1 vez.

La simulación 10 demoro 140 horas (~6 dias) en los cálculos, mientras que la simulación 11 le tomó 40 horas.

La simulación 11 requirio añadir 1,08 [s] al inicio de la simulación con condiciones muy suaves para lograr convergencia. La simulación 10 se realizó como continuación de la 11, por esta razón los tiempos son tan elevados, pero basta con restar dos ciclos cardiacos (1,71 [s]) y los 1,08 [s] iniciales, para ver que el máximo se alcanza en 1,2 [s].

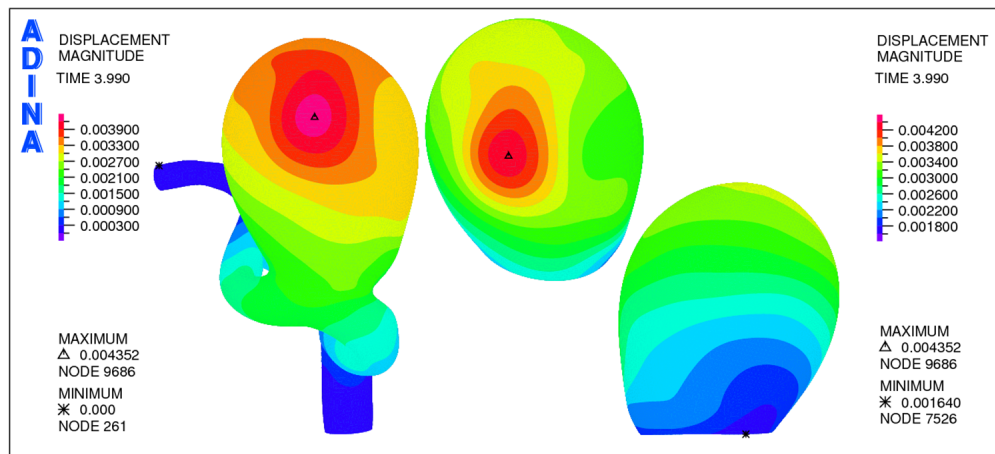


Figura 5.124: Simulación 10. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

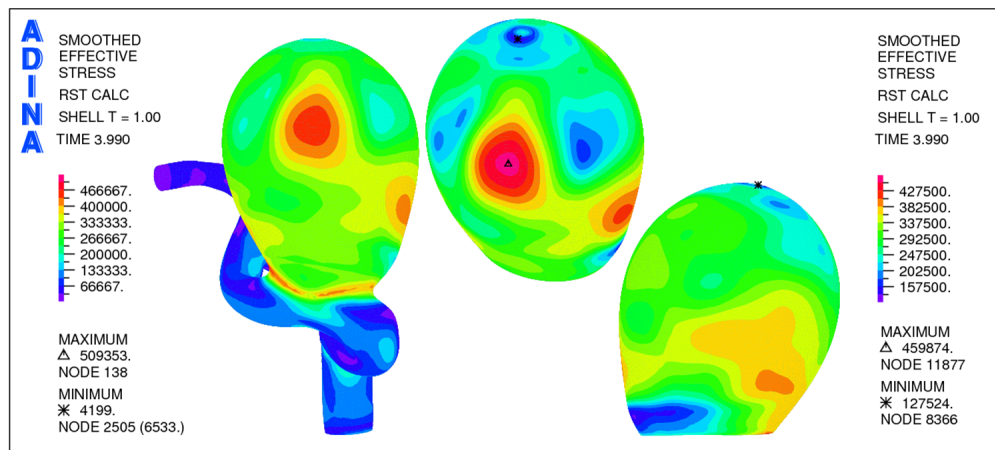


Figura 5.125: Simulación 10. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

Simulación 10. CSD.

En la Figura 5.124 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. Es posible notar que el máximo desplazamiento por toda la geometría se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 3,9 [mm]. El desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.125 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial y del aneurisma 1. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 45 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, que tiene un valor de 505 [kPa]. Además existe una zona de esfuerzo elevado que rodea el ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.126 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial

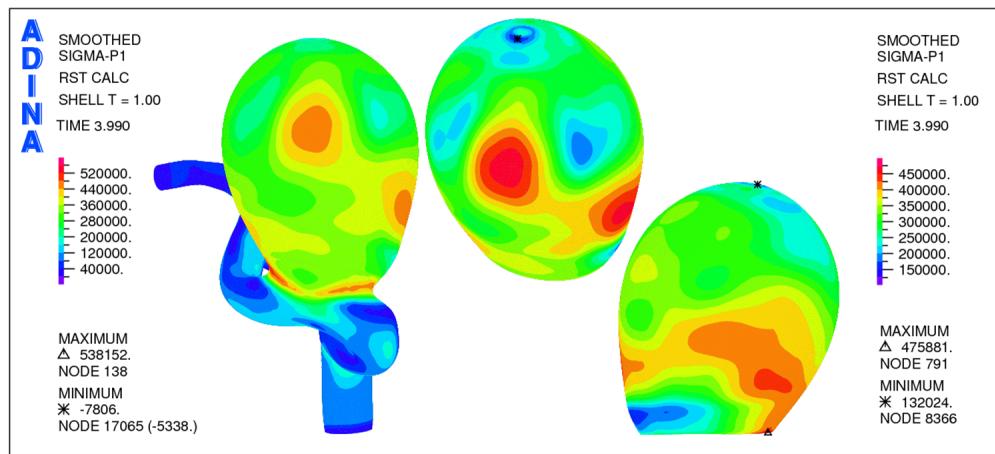


Figura 5.126: Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

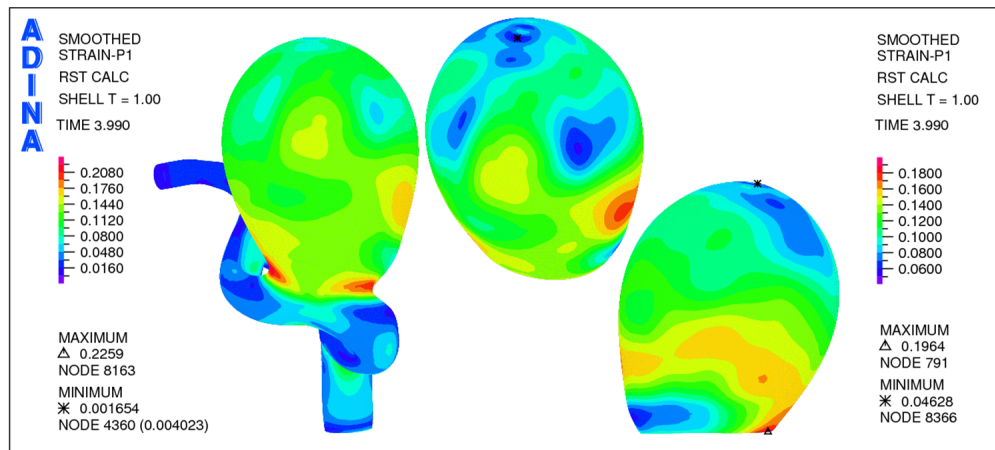


Figura 5.127: Simulación 10. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es ~ 50 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo se localiza muy cerca del cuello del aneurisma 1, con un valor de 529 [kPa]. También se presenta la zona de esfuerzo elevado alrededor del ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.127 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es $\sim 0,03$ mayor que la primera deformación máxima en el aneurisma, que tiene un valor de 0,22. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma 1 y que la zona donde se localiza el máximo del primer esfuerzo principal coincide con el máximo para éste caso. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.128 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para la tercera deformación principal en la

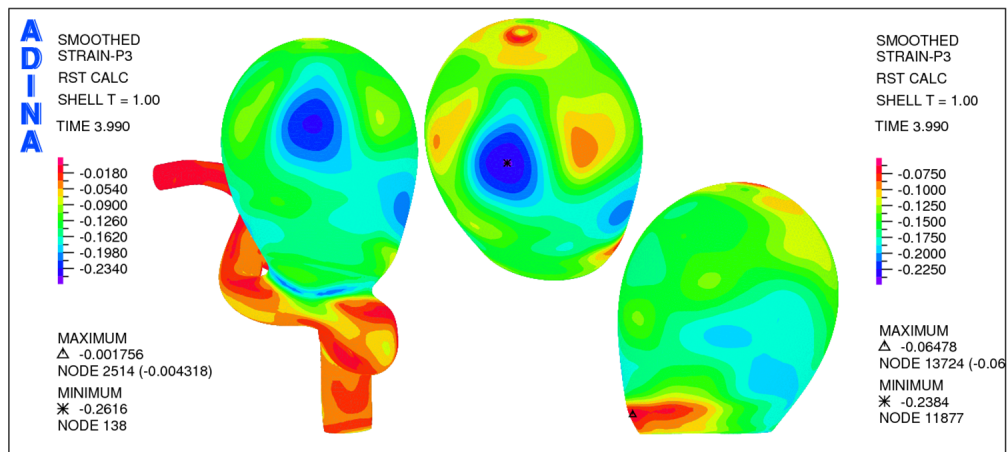


Figura 5.128: Simulación 10. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

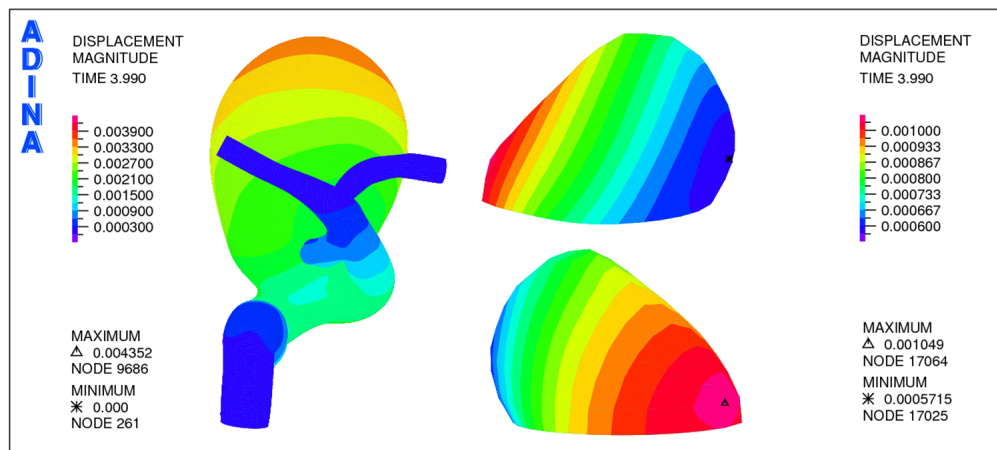


Figura 5.129: Simulación 10. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,02 menor que el menor valor de la tercera deformación principal en el aneurisma 1. En este caso se ve que la zona con la menor tercera deformación principal coincide con la zona de alto esfuerzo efectivo para el aneurisma 1. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.129, 5.130, 5.131, 5.132 y 5.133 muestran el desplazamiento, esfuerzo efectivo, 1° esfuerzo principal, 1° deformación principal y 3° deformación principal respectivamente para el aneurisma 2.

Las figuras 5.134, 5.135 y 5.136 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.134 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 3 [mm] y 2,5 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 2,3 [mm] y 1,8 [mm]. La figura 5.135 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 350 [kPa] y 250 [kPa], el esfuerzo efectivo

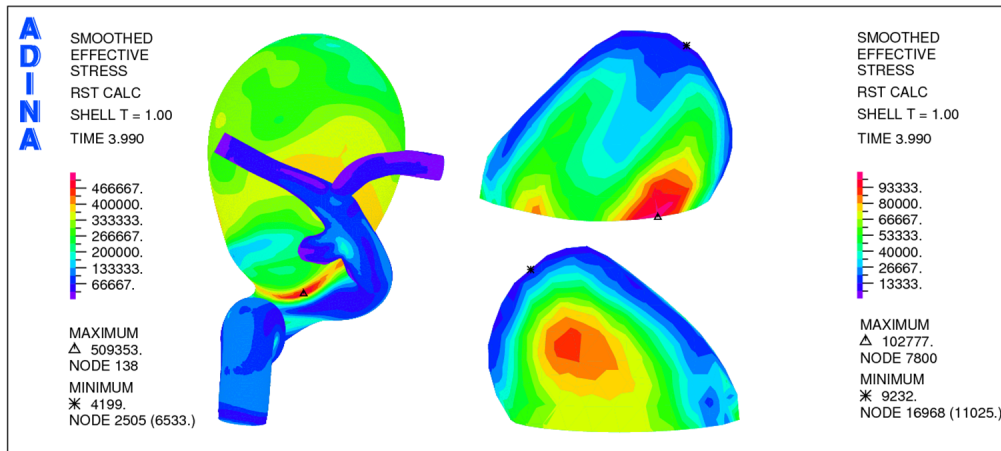


Figura 5.130: Simulación 10. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

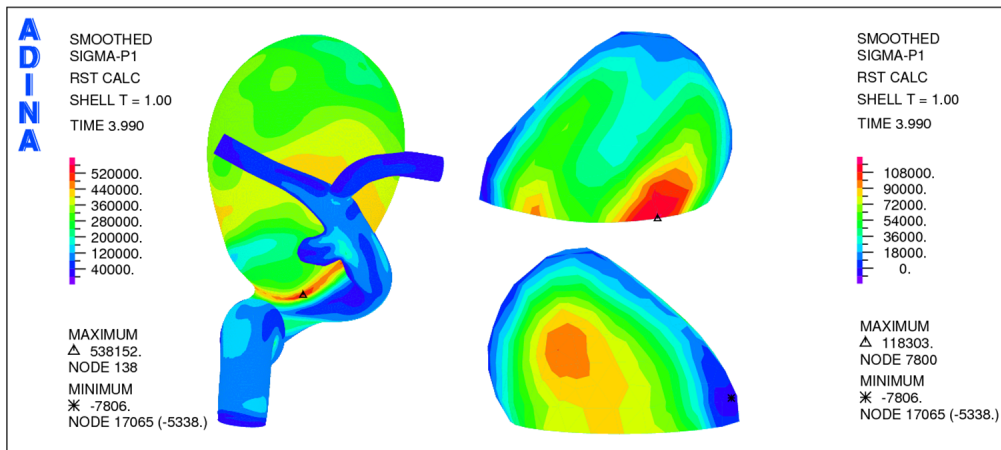


Figura 5.131: Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

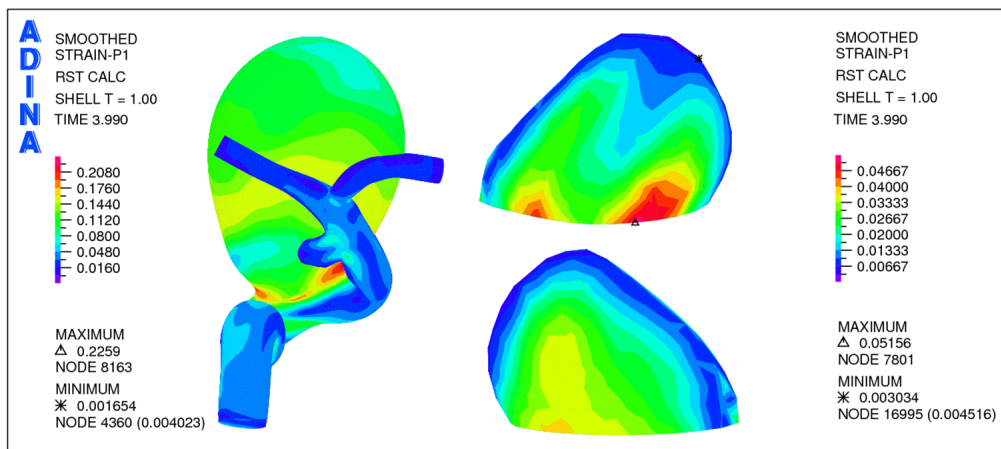


Figura 5.132: Simulación 10. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

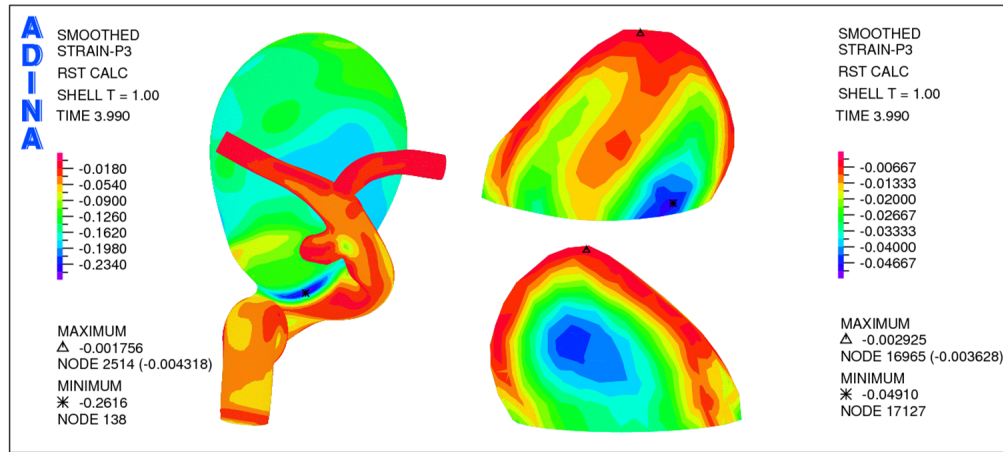


Figura 5.133: Simulación 10. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

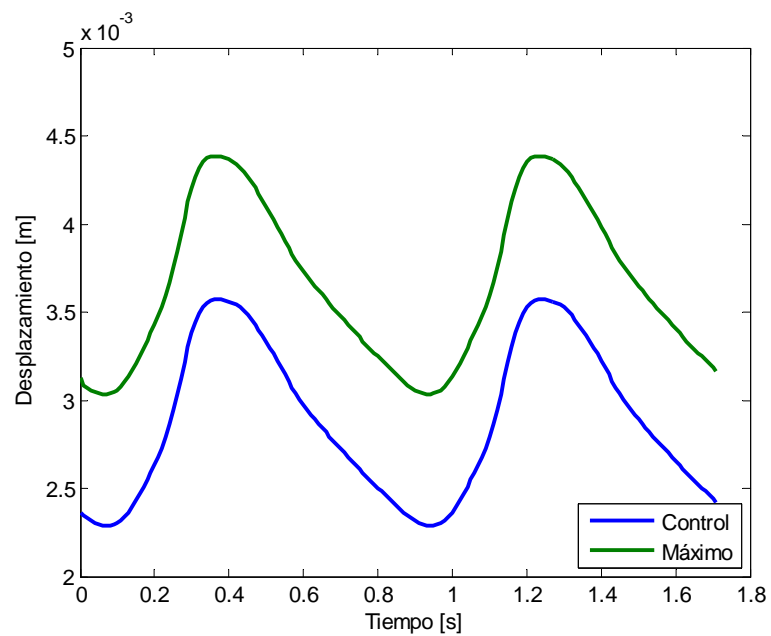


Figura 5.134: Simulación 10. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

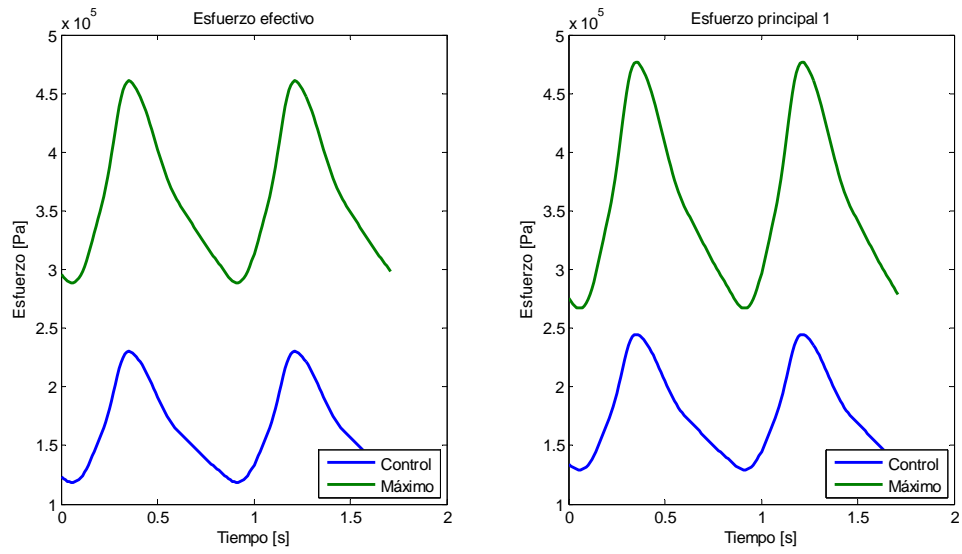


Figura 5.135: Simulación 10. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

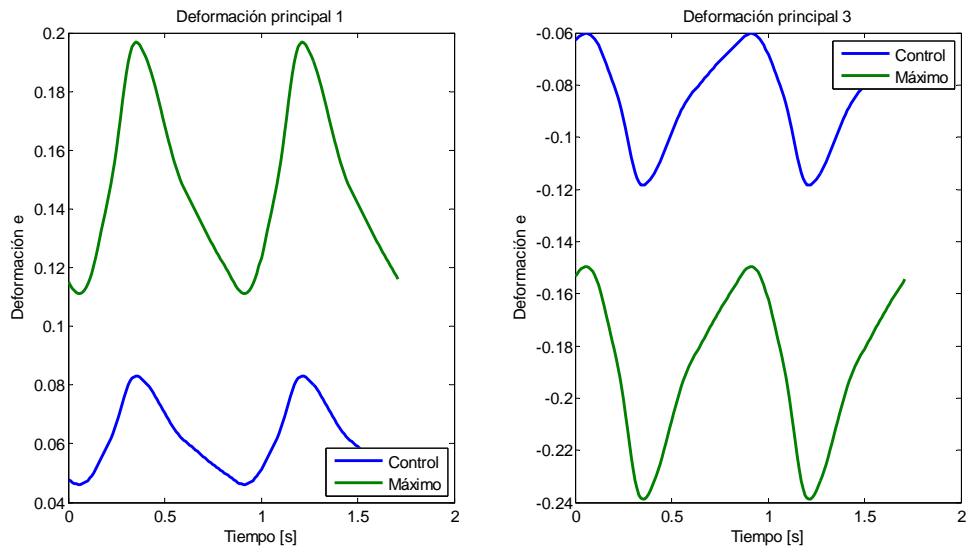


Figura 5.136: Simulación 10. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.



Figura 5.137: Simulación 10. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,2 [s]) a la derecha.

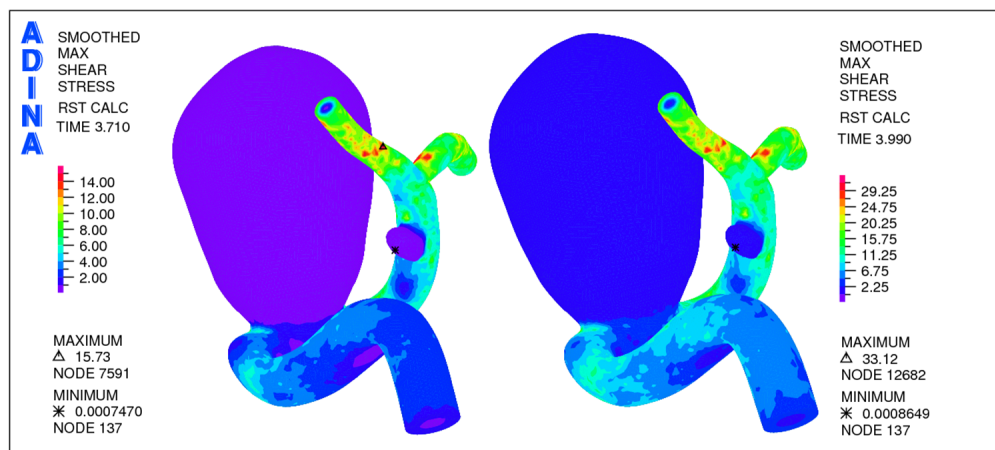


Figura 5.138: Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.

en el punto de control control oscila entre 150 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal son muy similares a los mencionados anteriormente. En la figura 5.136 se puede ver que el máximo para la primera deformación principal oscila entre 0,11 y 0,09 mientras que el punto de control lo hace entre 0,06 y 0,04 , todos los valores son positivos por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para la tercera deformación principal el mínimo oscila entre -0,18 y -0,13 mientras que el punto de control lo hace entre -0,08 y -0,04 . Al ser valores negativos de deformación esto implica que se esta en compresión.

Simulación 10. CFD.

En la figura 5.137 se observa la distribución de presión sobre la geometría para 0,92 [s] y 1,2 [s]. En ambos casos es posible apreciar que la presión cae en la dirección del flujo. La caída de presión es de ~ 10 [kPa] para la sístole.

En la figura 5.138 se muestra la distribución del esfuerzo de corte para la diástole y sístole en la geometría completa. Es posible notar que ambos aneurismas presentan bajos esfuerzos de

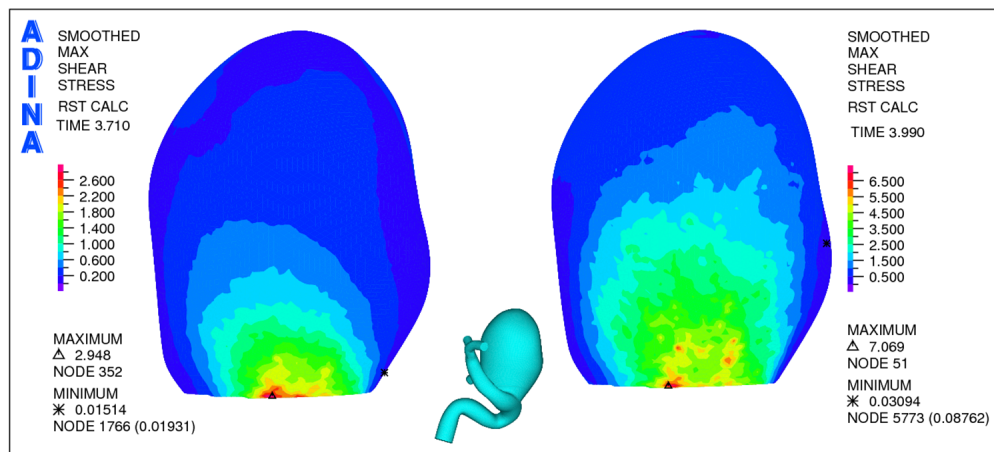


Figura 5.139: Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.

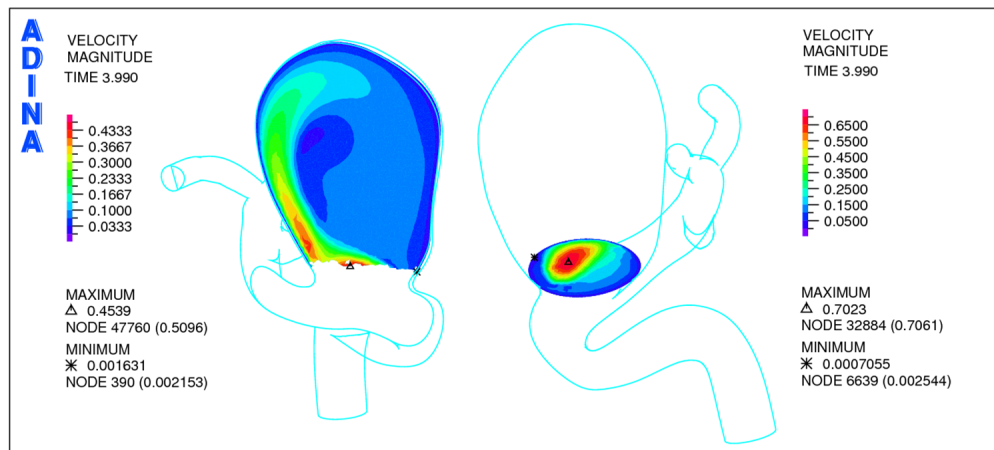


Figura 5.140: Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).

corde, en comparación con el resto de la geometría. En la figura 5.139 se puede ver en detalle el esfuerzo de corte en el aneurisma 1. El mayor esfuerzo de corte se concentra en la pared donde el flujo de sangre entra al aneurisma.

En la figura 5.140 se presenta la distribución de magnitud de velocidad para los planos de control transversal y de entrada, mientras que en la figura 5.141 se muestran los planos medio y fondo del aneurisma 1 para la sístole. En el plano transversal se puede ver como la sangre entra al aneurisma 1 y se carga hacia el lado izquierdo de la pared producto de la dirección del flujo. En los planos de entrada, medio y salida es posible apreciar que el flujo pierde velocidad a medida que comienza a recircular por el aneurisma 1. La velocidad máxima en el fondo del aneurisma 1 es un orden de magnitud menor que la velocidad máxima a la entrada de este aneurisma.

La figura 5.142 confirma lo mencionado anteriormente. En el plano transversal de la figura 5.142 se observa de una manera más clara como el flujo se carga hacia la izquierda del aneurisma y como se genera una recirculación de sangre al interior del aneurisma 1.

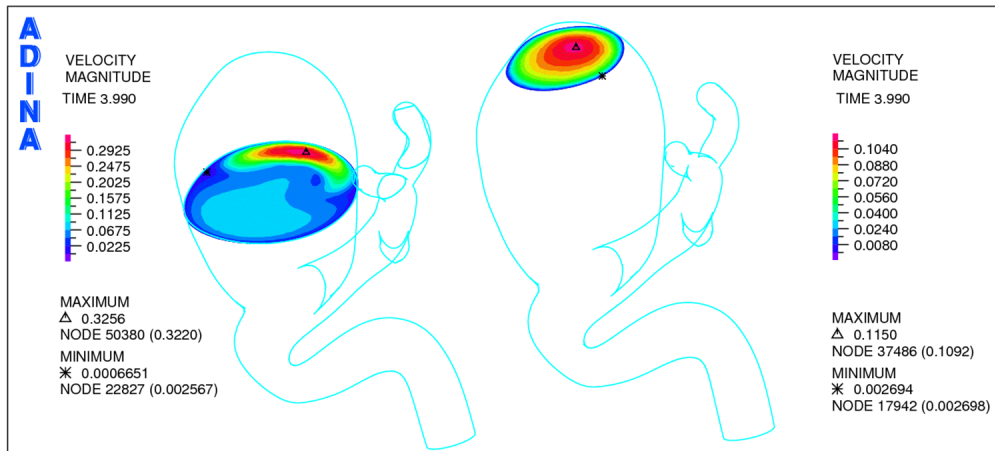


Figura 5.141: Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).

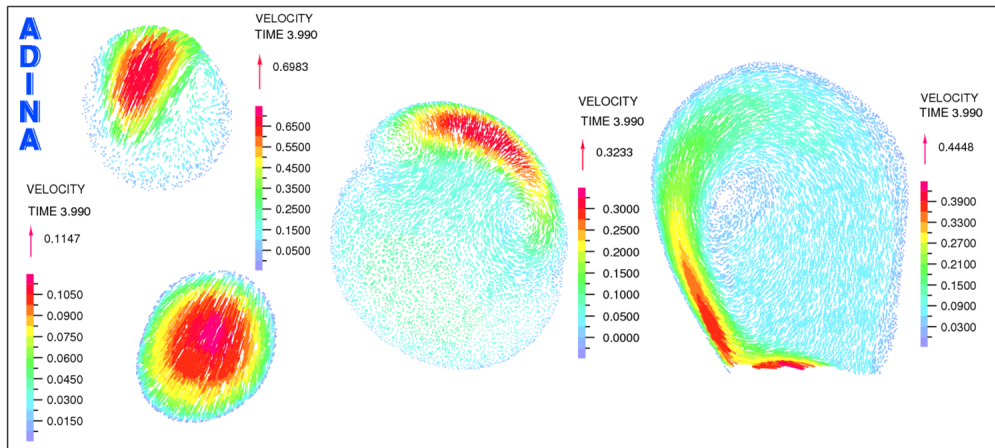


Figura 5.142: Simulación 10. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).

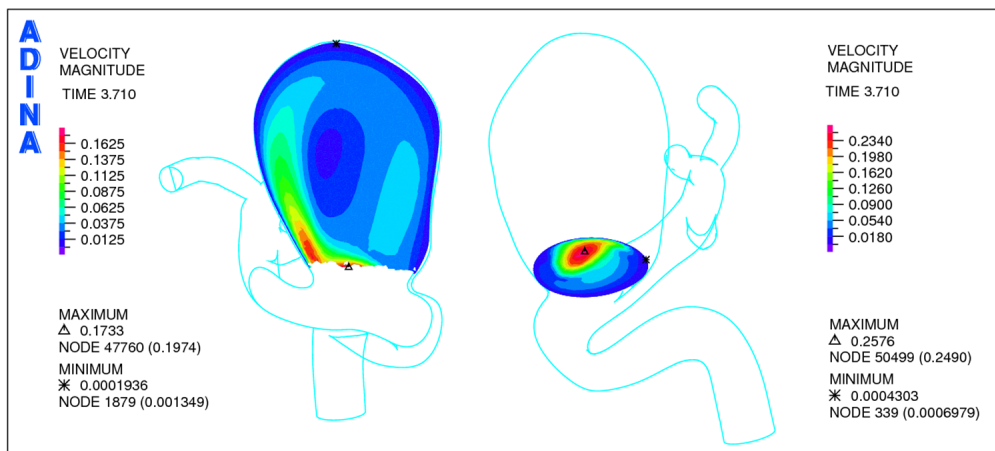


Figura 5.143: Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

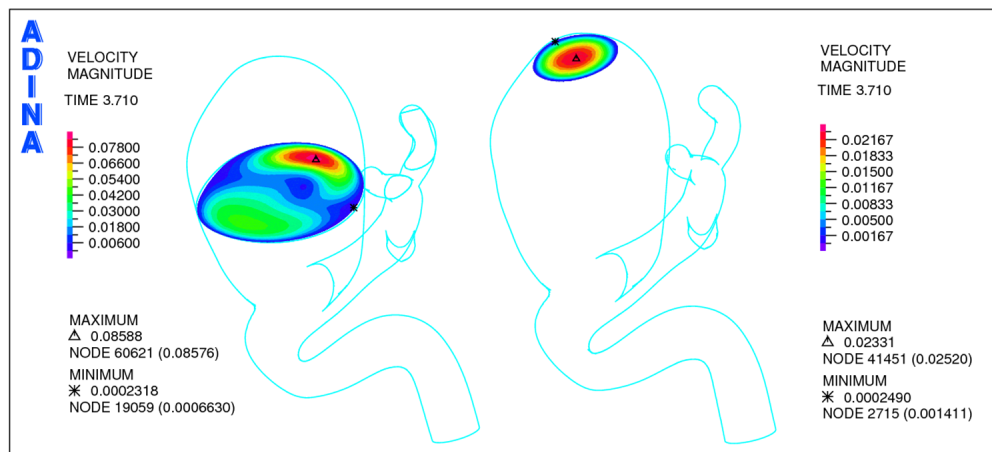


Figura 5.144: Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

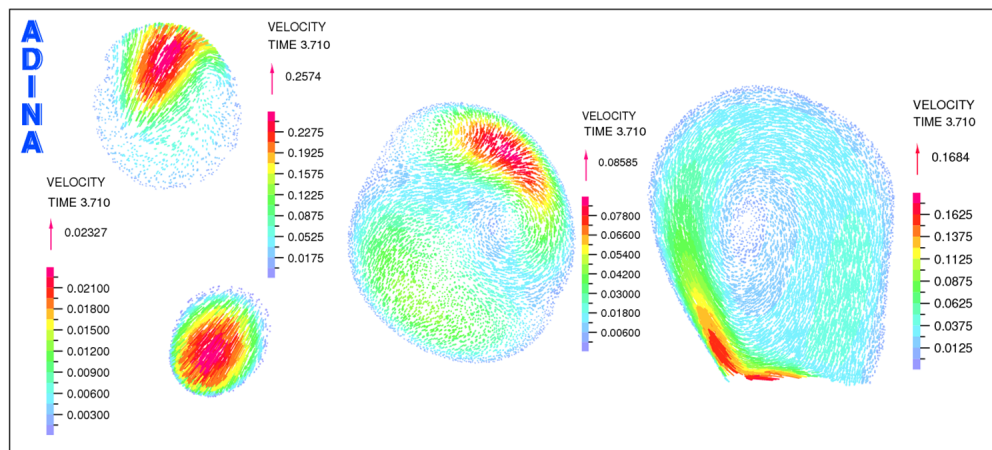


Figura 5.145: Simulación 10. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

Las figuras 5.143 y 5.144 muestran la distribución de la magnitud de la velocidad para el aneurisma 1 en diástole. Se puede apreciar que las velocidades dentro del aneurisma son menores que en las figuras 5.140 y 5.141. En el plano transversal y medio se puede ver claramente la recirculación del flujo. En este caso la disminución de velocidad es menor que para la sístole y es importante notar que la velocidad en el plano de control en el fondo del aneurisma presenta muy poca variación entre ambos tiempos.

La figura 5.145 muestra los vectores de velocidad para los planos de control del aneurisma 1 en diástole. Nuevamente se muestra la recirculación del flujo.

La figura 5.146 muestra la evolución de la presión con respecto al tiempo. Es posible notar que la presión en el fondo del aneurisma 1 (control, figura 5.2) es levemente menor al la presión máxima en toda la geometría. Dentro del aneurisma 1 la presión oscila entre 23 [kPa] y 13 [kPa] aproximadamente.

En la figura 5.147 se ve la evolución del esfuerzo de corte con respecto al tiempo. Se puede

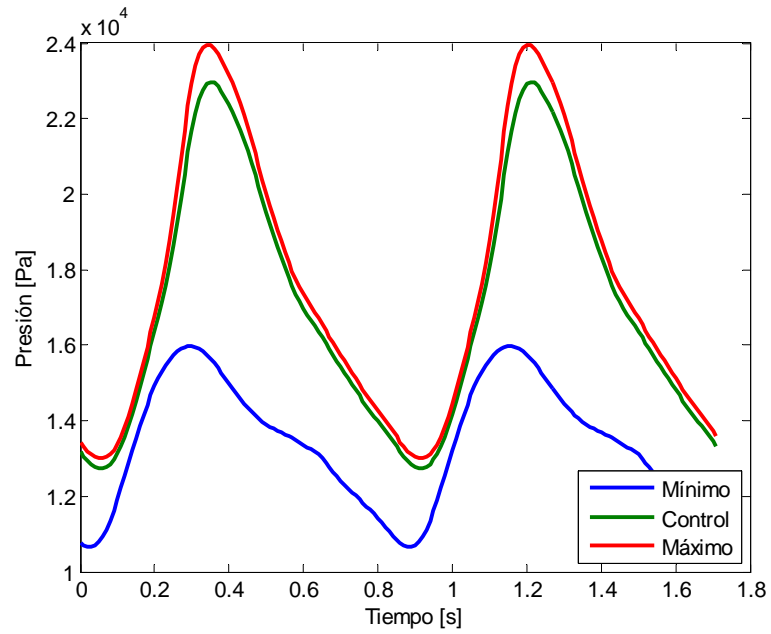


Figura 5.146: Simulación 10. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

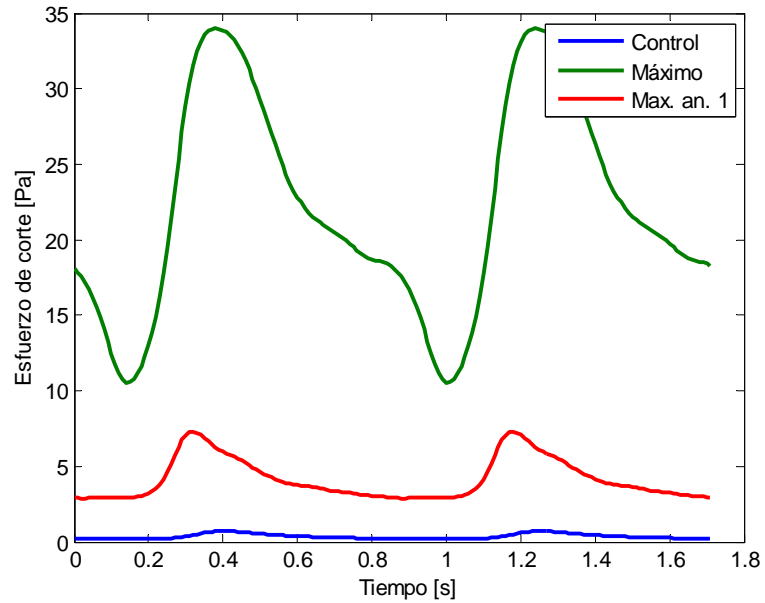


Figura 5.147: Simulación 10. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

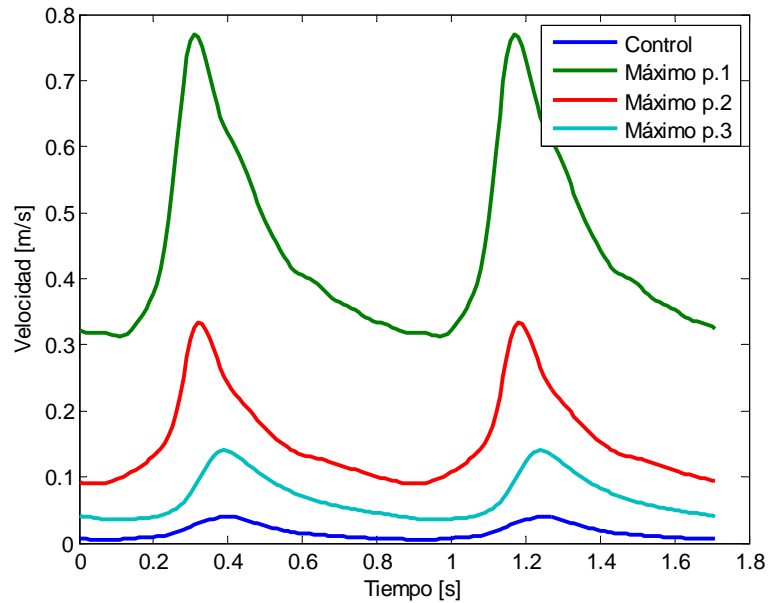


Figura 5.148: Simulación 10. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

ver que el esfuerzo de corte dentro del aneurisma 1 es ~ 5 veces menor al que se produce en toda la geometría. El valor máximo en el aneurisma 1 se produce muy cerca de la entrada, mientras que el punto de control (figura 5.2) que se encuentra en el fondo del aneurisma 1 muestra esfuerzo muy pequeños.

La figura 5.148 muestra la evolución de la magnitud de la velocidad para el punto de control (figura 5.2) y los puntos de velocidad maxima para los planos de control 1,2 y 3 (figura 5.3). Como es de esperarse el flujo de sangre pierde velocidad a medida que entra al aneurisma 1.

5.4.2. Resultados simulación con material lineal elástico, one way coupling

Simulación 11. CSD.

En la Figura 5.149 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. Es posible notar que el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El maximo desplazamiento es de 3,9 [mm], lo cual es importante considerando el tamaño de la arteria. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.150 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Misses en la pared arterial y del aneurisma 1. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 45 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, el cual tiene un valor de 505 [kPa]. Además existe una zona de esfuerzo elevado que rodea el ecuador del aneurisma 1.

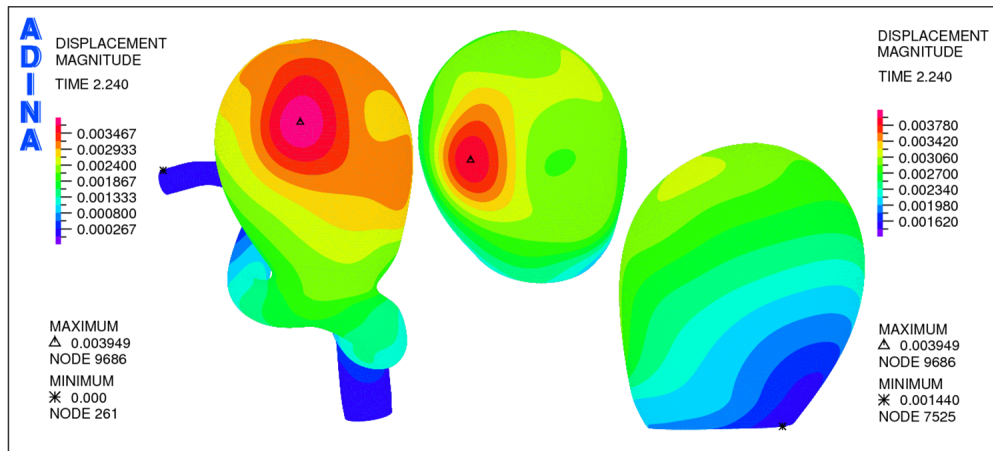


Figura 5.149: Simulación 11. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

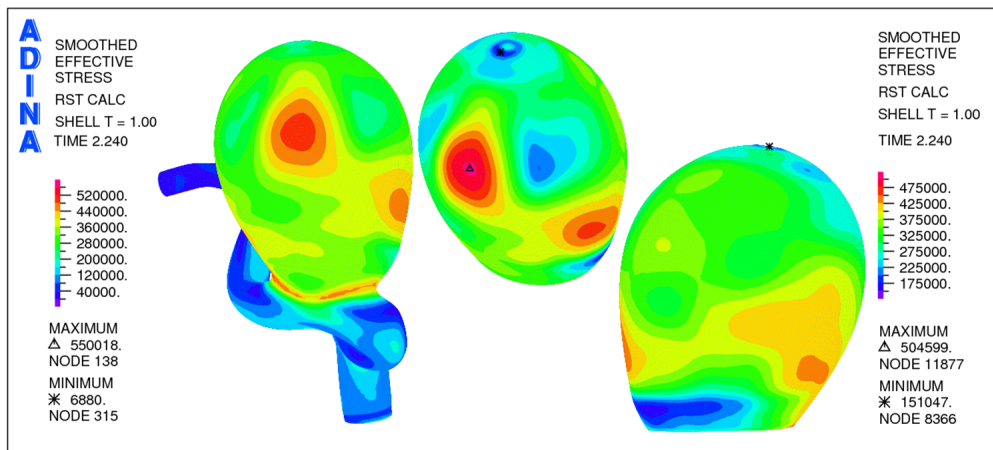


Figura 5.150: Simulación 11. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

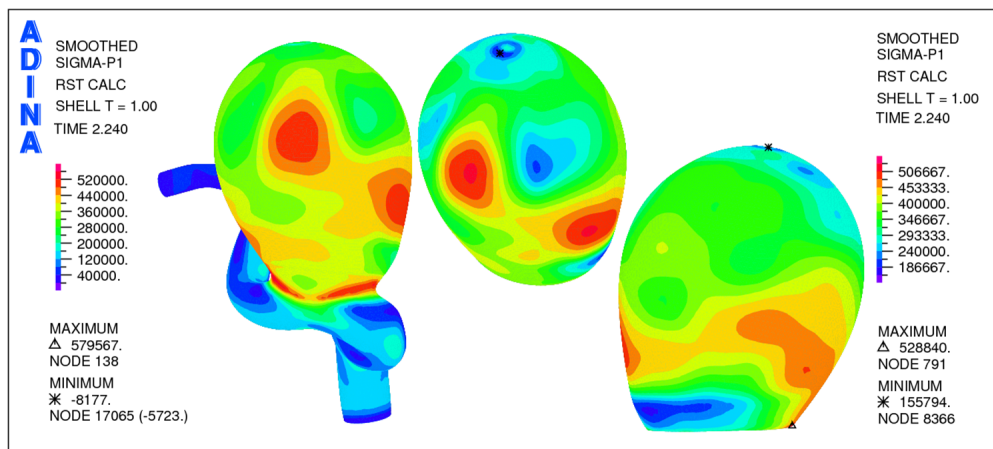


Figura 5.151: Simulación 11. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

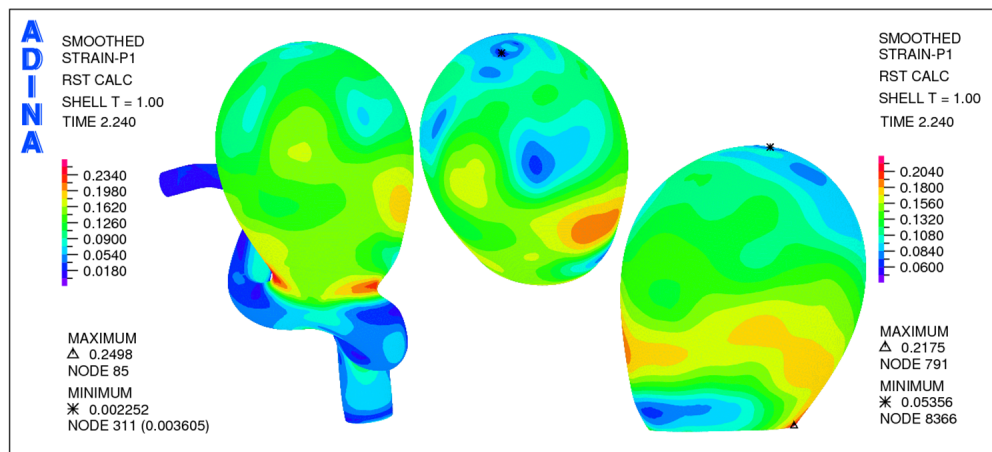


Figura 5.152: Simulación 11. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

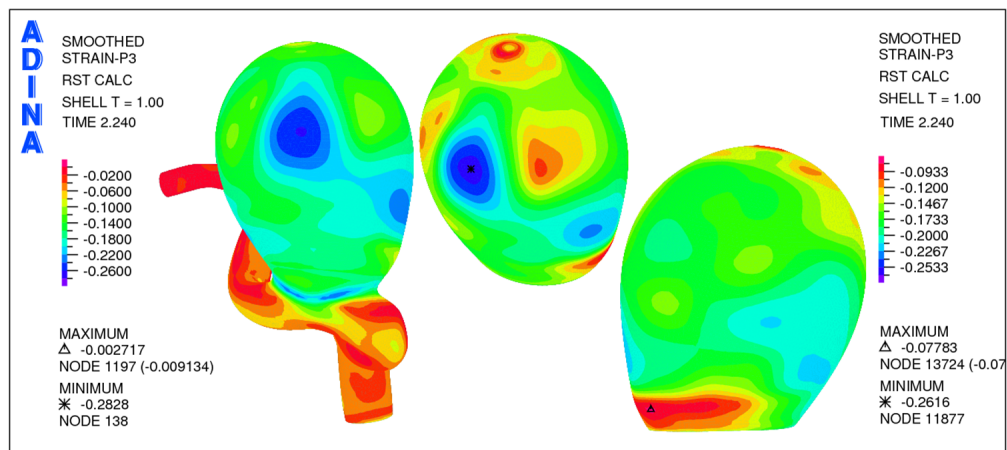


Figura 5.153: Simulación 11. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.151 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es 50 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1, el cual es de 529 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Misses y el desplazamiento máximo. También se presenta la zona de esfuerzo elevado alrededor del ecuador del aneurisma 1.

En la figura 5.152 se muestra la primera deformación principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,03 mayor que la primera deformación máxima en el aneurisma, que es de 0,22. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma 1, pero la zona de máximo esfuerzo no coincide en este caso. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

En la figura 5.153 se muestra la tercera deformación principal para la geometría y el aneurisma

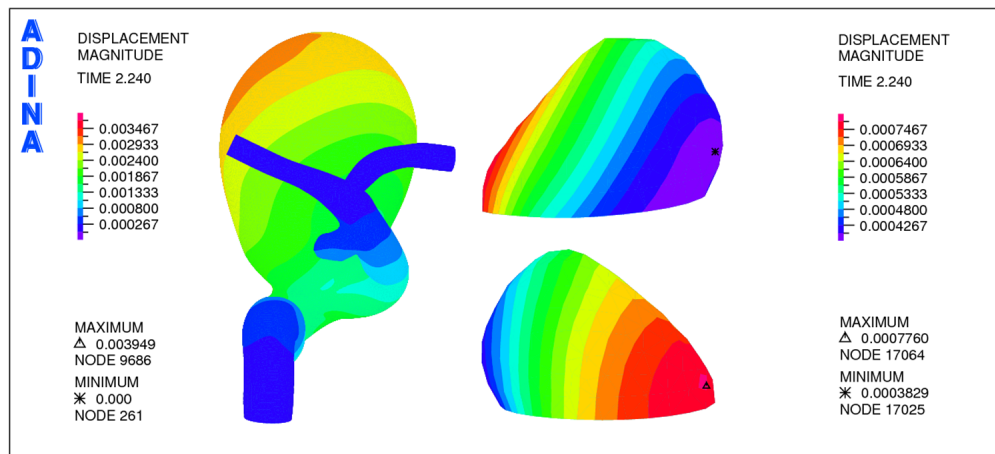


Figura 5.154: Simulación 11. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

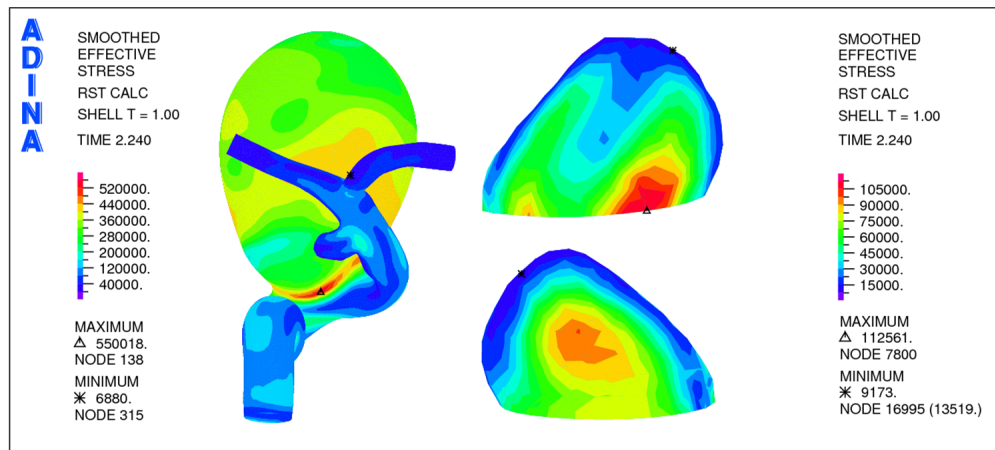


Figura 5.155: Simulación 11. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para la tercera deformación principal en la geometría se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,02 menor que el menor valor de la tercera deformación principal en el aneurisma 1, el cual es de -0,26. En este caso se ve claramente que la zona con la menor deformación coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estas deformaciones son negativas se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.154, 5.155, 5.156, 5.157 y 5.158 muestran el desplazamiento, esfuerzo efectivo, 1° esfuerzo principal, 1° deformación principal y 3° deformación principal respectivamente para el aneurisma 2.

Las figuras 5.159, 5.160 y 5.161 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.159 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 4,4 [mm] y 3 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 3,5 [mm] y 2,3 [mm]. La figura 5.160

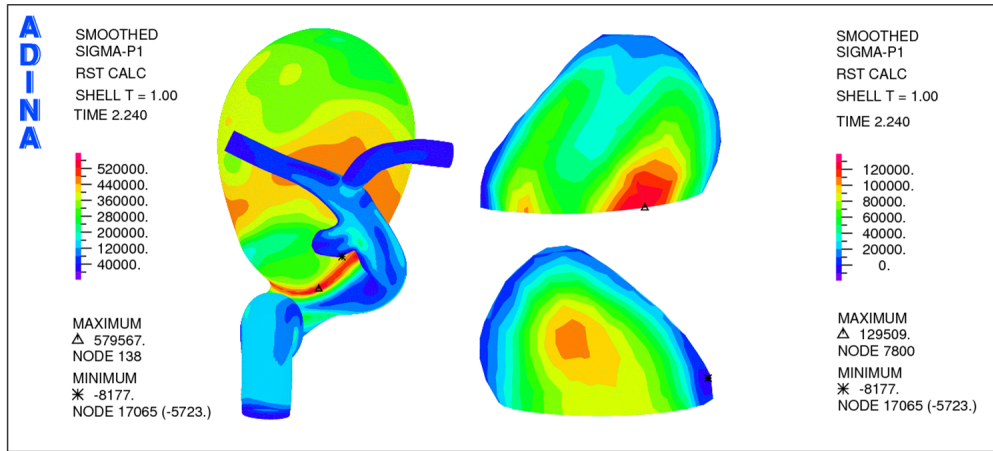


Figura 5.156: Simulación 11. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

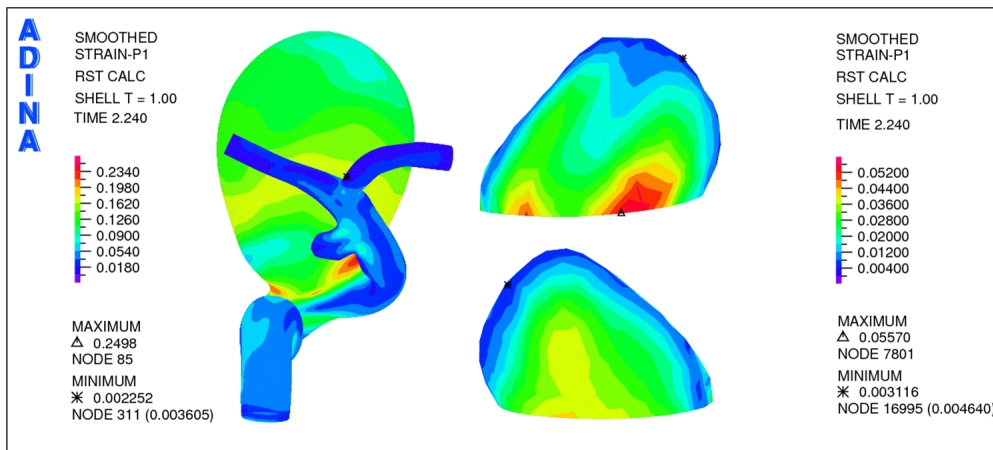


Figura 5.157: Simulación 11. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

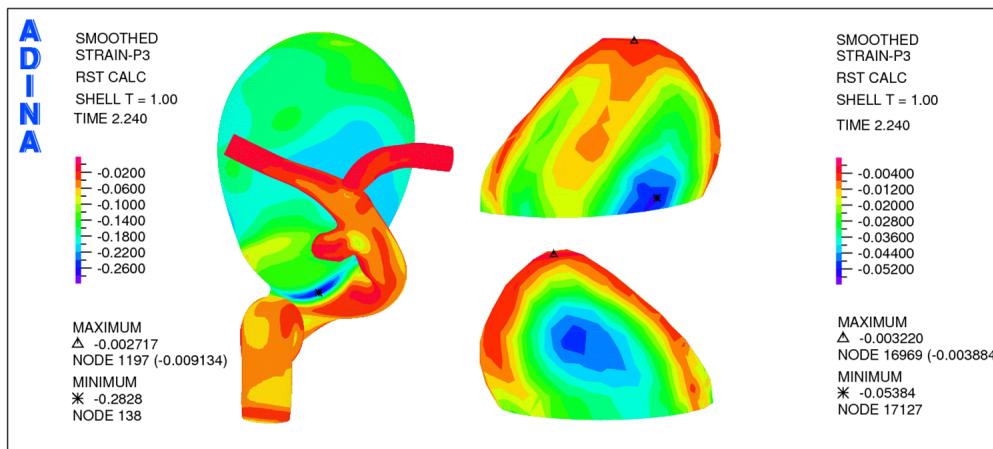


Figura 5.158: Simulación 11. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

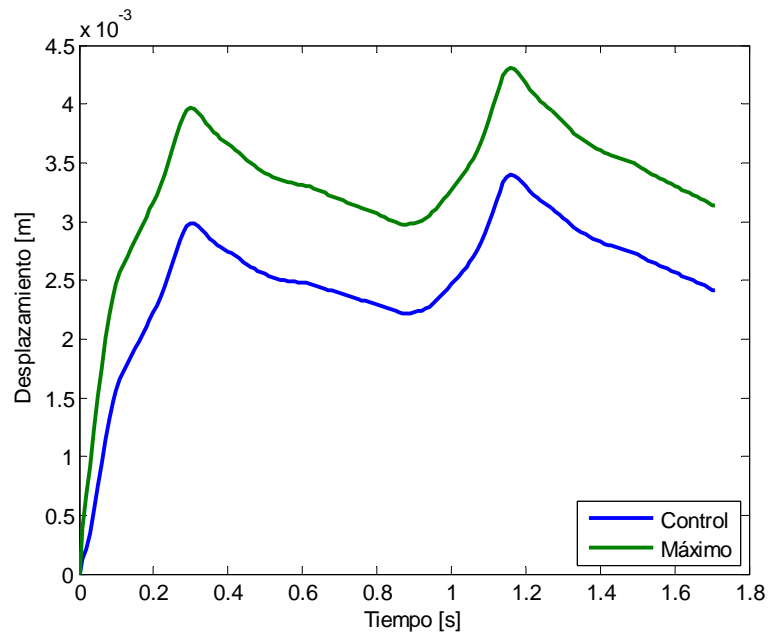


Figura 5.159: Simulación 11. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

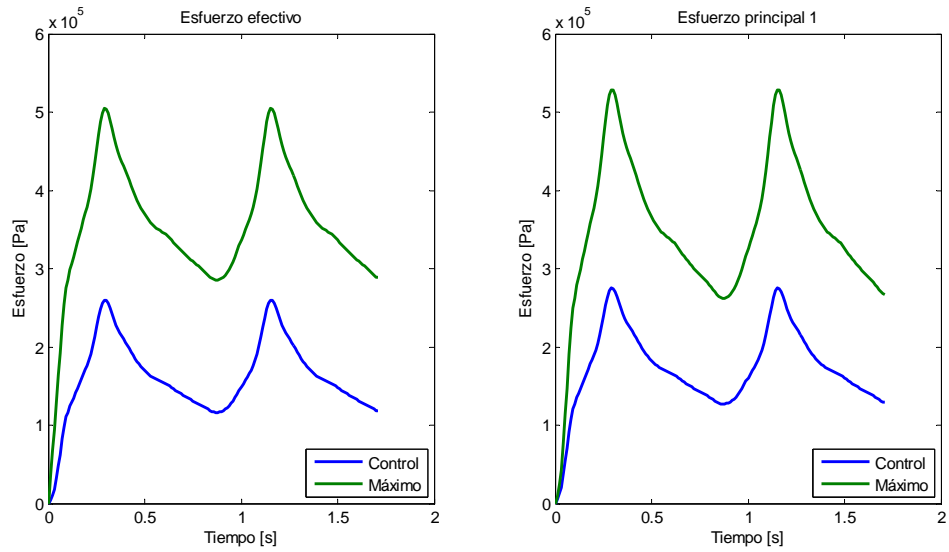


Figura 5.160: Simulación 11. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

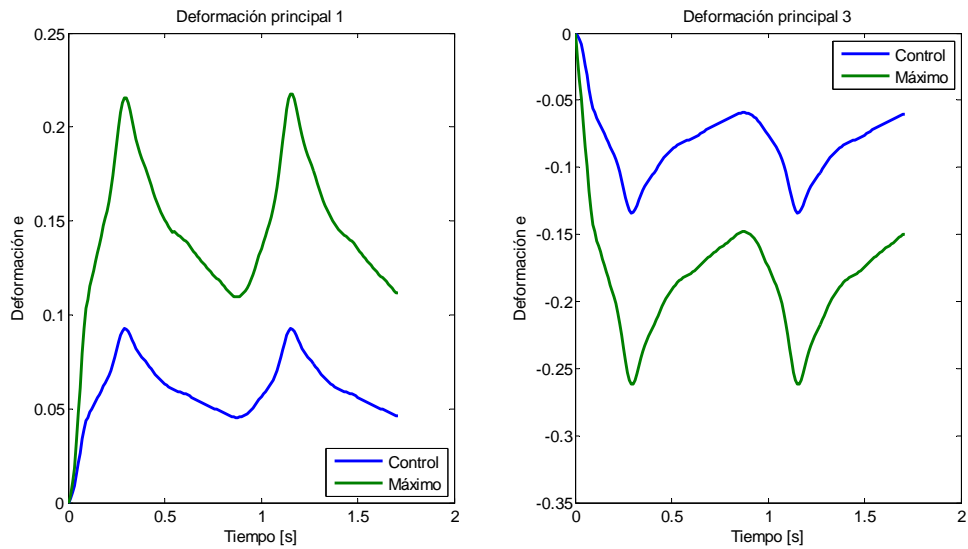


Figura 5.161: Simulación 11. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

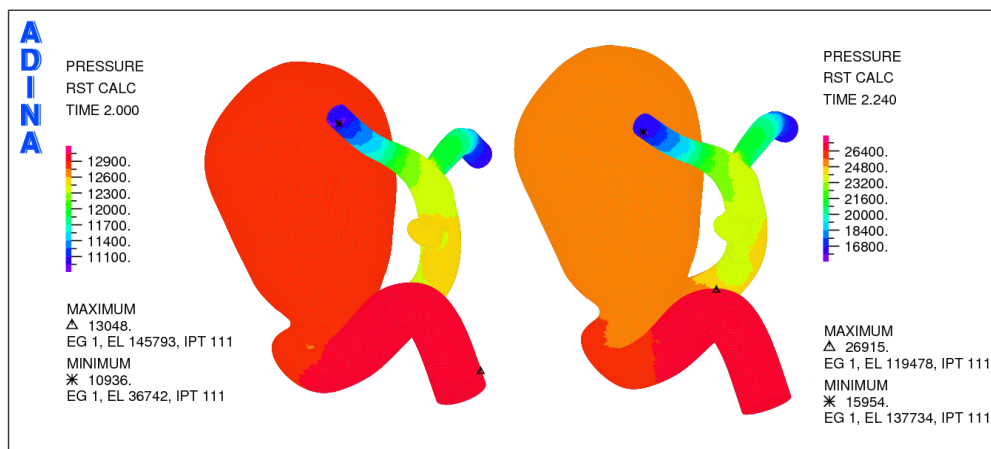


Figura 5.162: Simulación 11. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1.16 [s]) a la derecha.

muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 500 [kPa] y 300 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 250 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal son levemente mayores a los mencionados anteriormente. En la figura 5.161 se puede ver que el máximo para la primera deformación principal oscila entre 0,22 y 0,1 mientras que el punto de control lo hace entre 0,1 y 0,05 , todos los valores son positivos por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para la tercera deformación principal el mínimo oscila entre -0,25 y -0,15 mientras que el punto de control lo hace entre -0,3 y -0,05 . Al ser valores negativos de deformación esto implica que se esta en compresión.

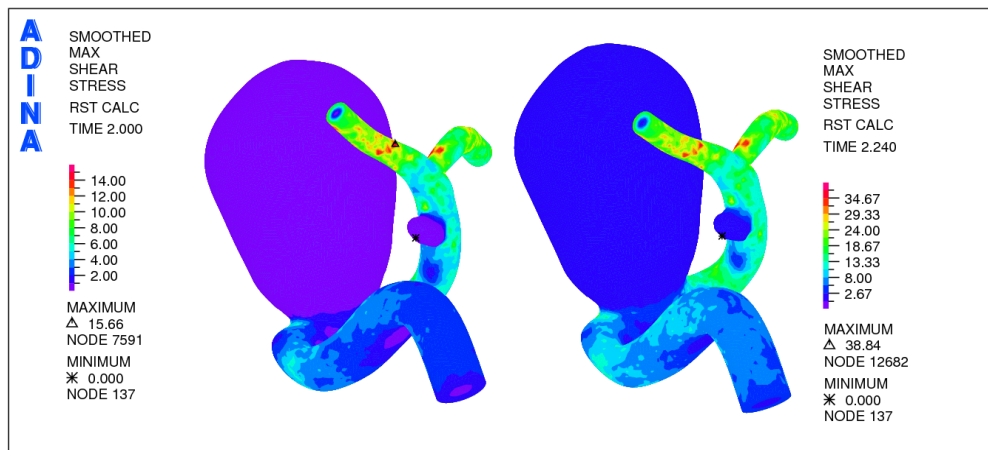


Figura 5.163: Simulación 11. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.

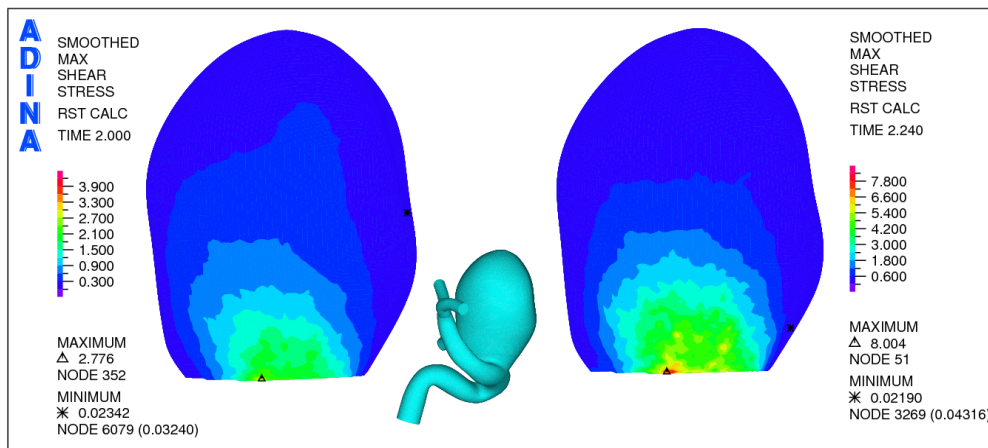


Figura 5.164: Simulación 11. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.

Simulación 11. CFD.

En la figura 5.162 se observa la distribución de presión sobre la geometría para 0,92 [s] y 1,16 [s]. En ambos casos es posible apreciar que la presión cae en la dirección del flujo. La caída de presión es de ~ 10 [kPa] para la sístole.

En la figura 5.163 se muestra la distribución del esfuerzo de corte para la diástole y sístole en la geometría completa. Es posible notar que ambos aneurismas presentan bajos esfuerzos de corte, en comparación con el resto de la geometría. En la figura 5.164 se puede ver en detalle el esfuerzo de corte en el aneurisma 1. El mayor esfuerzo de corte se concentra en la pared donde el flujo de sangre entra al aneurisma.

En la figura 5.65 se presenta la distribución de magnitud de velocidad para los planos de control transversal y de entrada, mientras que en la figura 5.66 se muestran los planos medio y fondo del aneurisma 1 para la sístole. En el plano transversal se puede ver como la sangre entra al aneurisma 1 y se carga hacia el lado izquierdo de la pared producto de la dirección

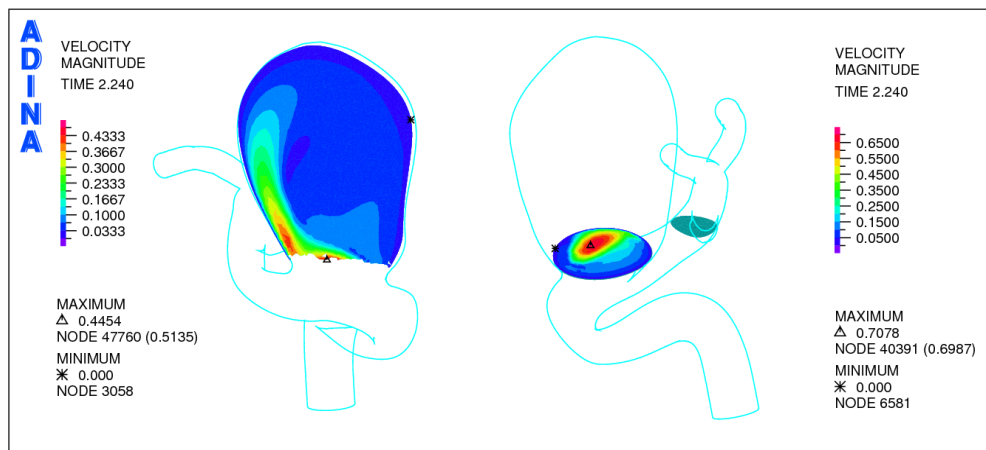


Figura 5.165: Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

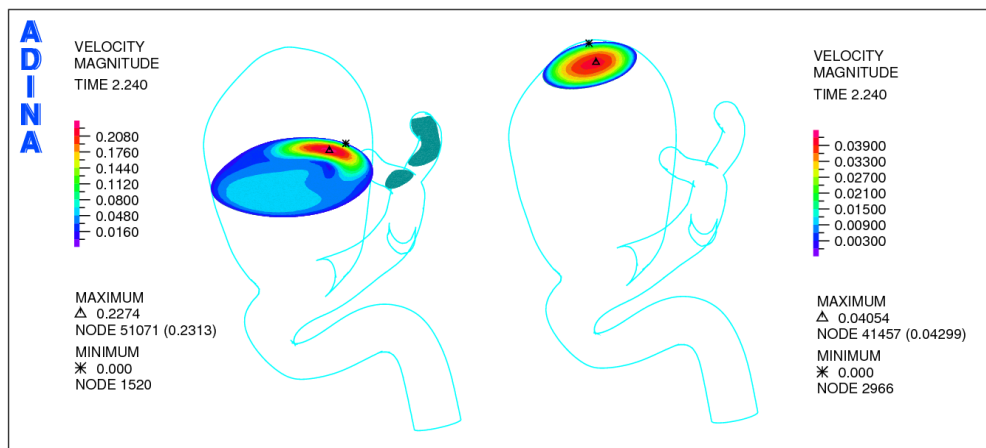


Figura 5.166: Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

del flujo. En los planos de entrada, medio y salida es posible apreciar que el flujo pierde velocidad a medida que comienza a recircular por el aneurisma 1. La velocidad máxima en el fondo del aneurisma 1 es un orden de magnitud menor que la velocidad máxima a la entrada de este aneurisma.

La figura 5.167 confirma lo mencionado anteriormente. En el plano de entrada de la figura 5.167 se observa de una manera más clara como el flujo se carga hacia la izquierda del aneurisma y como se genera una recirculación de sangre al interior del aneurisma 1.

Las figuras 5.168 y 5.169 muestran la distribución de la magnitud de la velocidad para el aneurisma 1 en diástole. Se puede apreciar que las velocidades dentro del aneurisma son menores que en las figuras 5.165 y 5.166. En el plano transversal y medio se puede ver claramente la recirculación del flujo. En este caso la disminución de velocidad es menor que para la sístole y es importante notar que la velocidad en el plano de control en el fondo del aneurisma presenta muy poca variación entre ambos tiempos.

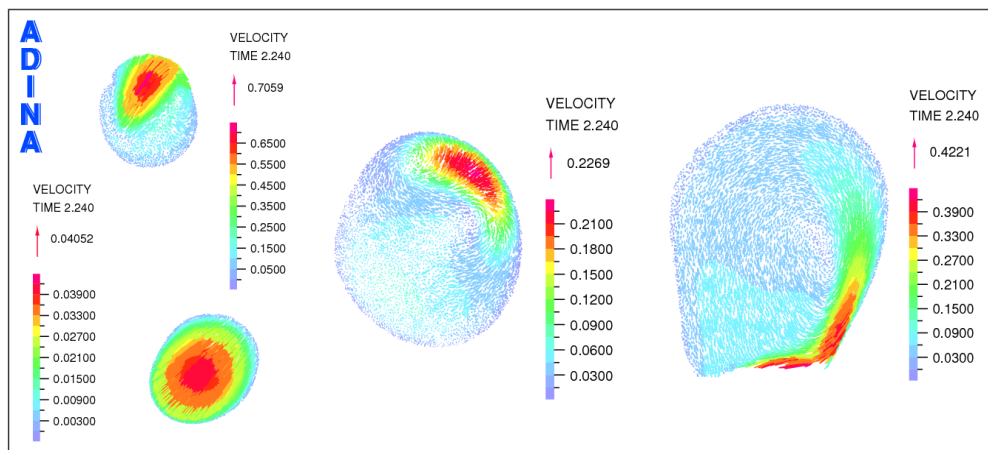


Figura 5.167: Simulación 11. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

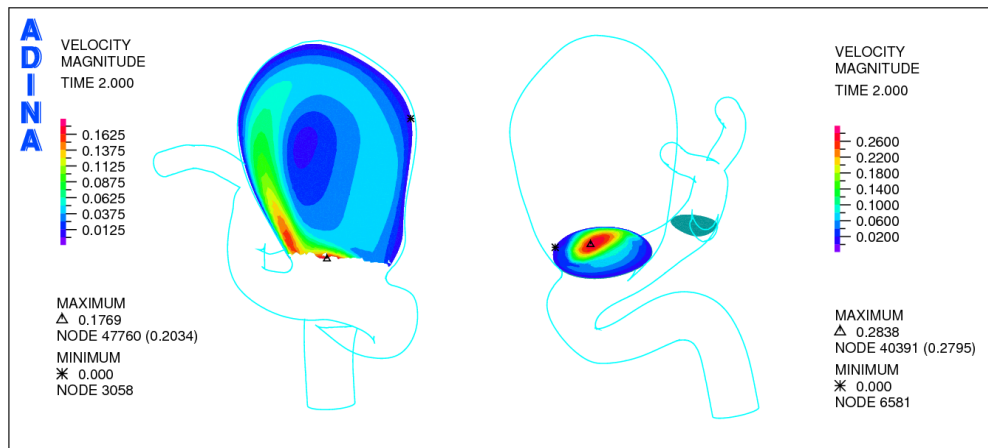


Figura 5.168: Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

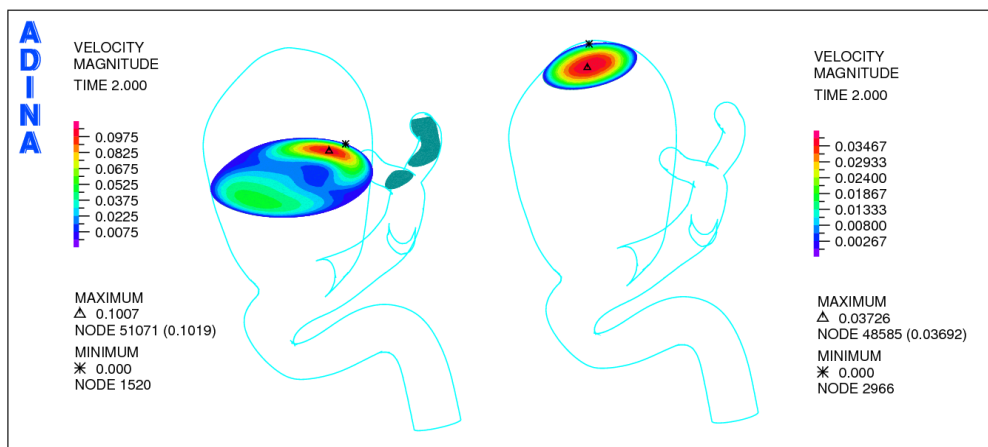


Figura 5.169: Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

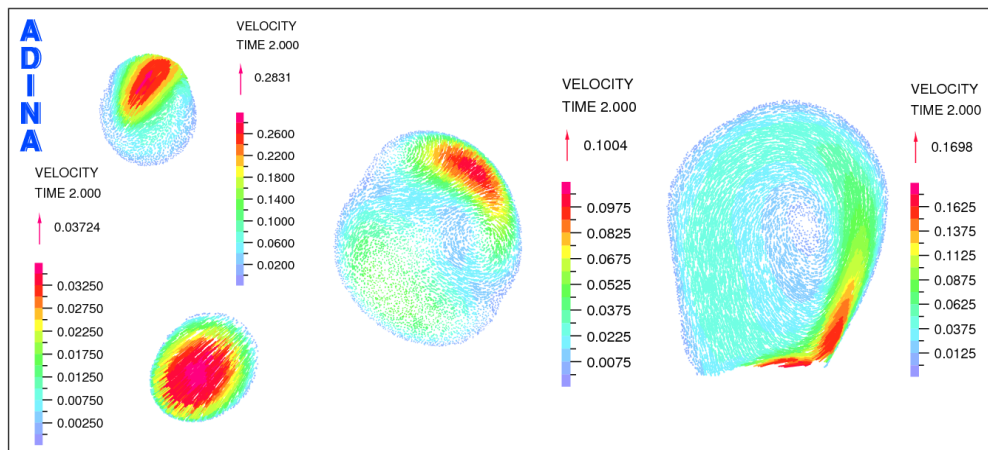


Figura 5.170: Simulación 11. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

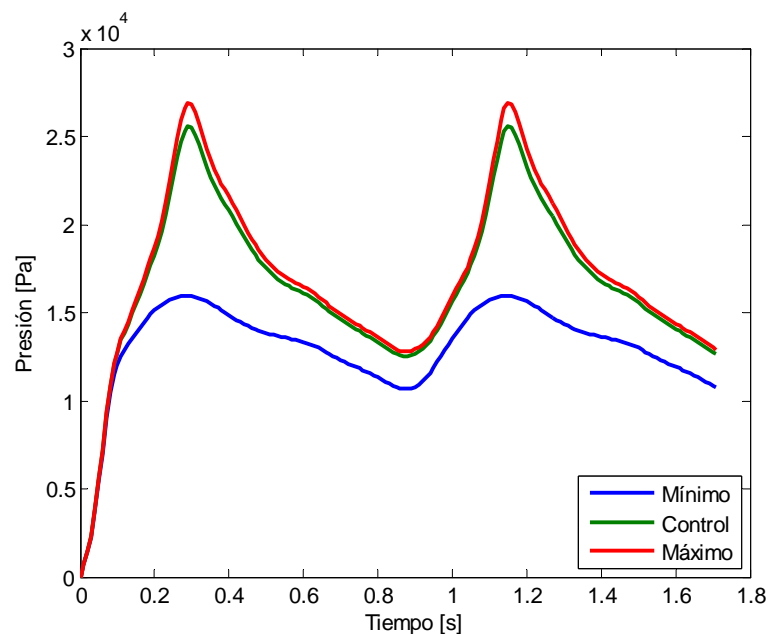


Figura 5.171: Simulación 11. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

La figura 5.170 muestra los vectores de velocidad para los planos de control del aneurisma 1 en diástole. Nuevamente se muestra la recirculación del flujo.

La figura 5.171 muestra la evolución de la presión con respecto al tiempo. Es posible notar que la presión en el fondo del aneurisma 1 (control, figura 5.2) es levemente menor al la presión máxima en toda la geometría. Dentro del aneurisma 1 la presión oscila entre 26 [kPa] y 13 [kPa] aproximadamente.

En la figura 5.172 se ve la evolución del esfuerzo de corte con respecto al tiempo. Se puede ver que el esfuerzo de corte dentro del aneurisma 1 es casi diez veces menor al que se produce

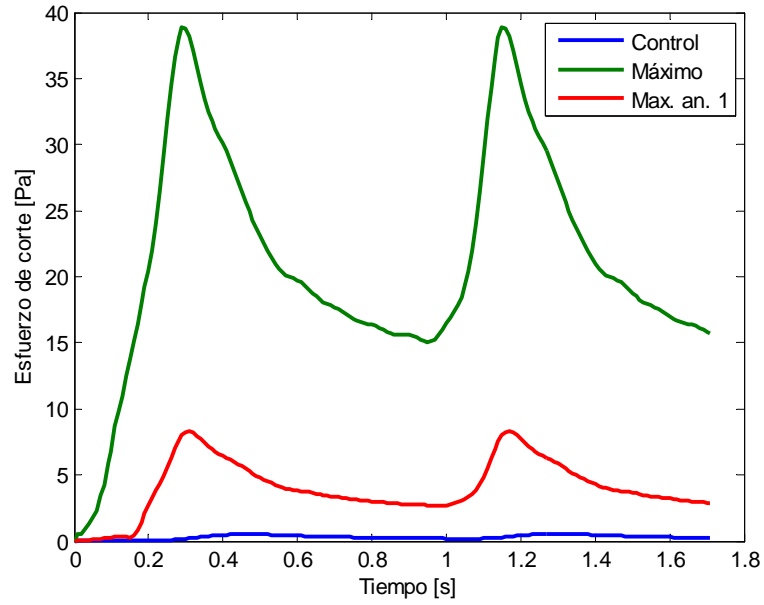


Figura 5.172: Simulación 11. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

en toda la geometría. El valor máximo en el aneurisma 1 se produce muy cerca de la entrada, mientras que el punto de control (figura 5.2) que se encuentra en el fondo del aneurisma 1 muestra esfuerzos muy pequeños.

La figura 5.173 muestra la evolución de la magnitud de la velocidad para el punto de control (figura 5.2) y los puntos de velocidad máxima para los planos de control 1, 2 y 3 (figura 5.3). Como es de esperarse el flujo de sangre pierde velocidad a medida que entra al aneurisma 1.

5.4.3. Resultados simulación con material de Mooney-Rivlin

En la simulación 12 y 13 se utiliza presión interna normal aplicada las salidas del flujo sanguíneo en la arteria. Se utiliza espesor variable normal. El largo de los elementos es de 0,33 [mm] lo cual da una densidad de malla de 26 [elem/mm²] para el sólido y de 110 [elem/mm³] para el fluido.

La simulación 12 esta totalmente acoplada, esto significa que para cada paso de tiempo se busca que el sólido y el fluido logren equilibrio en la interacción. La simulación 13 esta acoplada 1 vez.

La simulación 12 demora 170 horas (~7 días) en los cálculos, mientras que la simulación 11 le tomó 50 horas.

La simulación 13 requirió añadir 1,08 [s] al inicio de la simulación con condiciones muy suaves para lograr convergencia. La simulación 12 se realizó como continuación de la 13, por esta razón los tiempos son tan elevados, pero basta con restar dos ciclos cardiacos (1,71 [s]) y los 1,08 [s] iniciales, para ver que el máximo se alcanza en 1,2 [s].

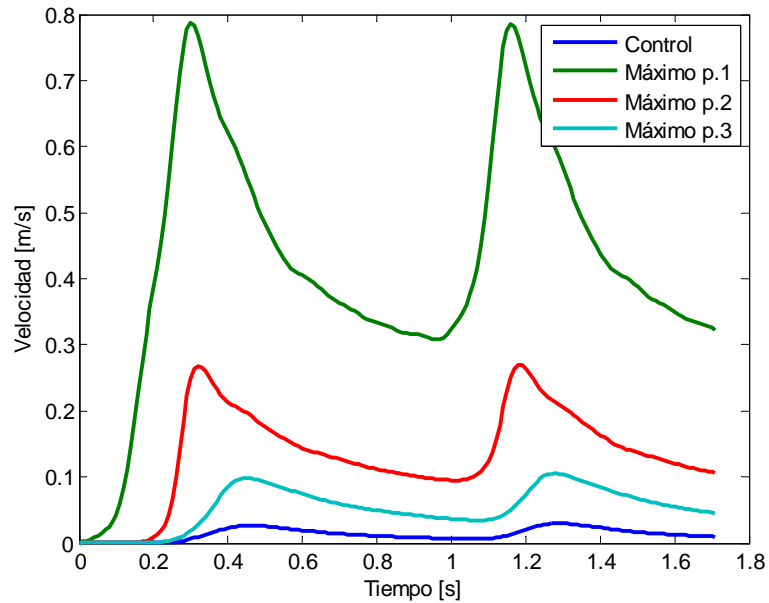


Figura 5.173: Simulación 11. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

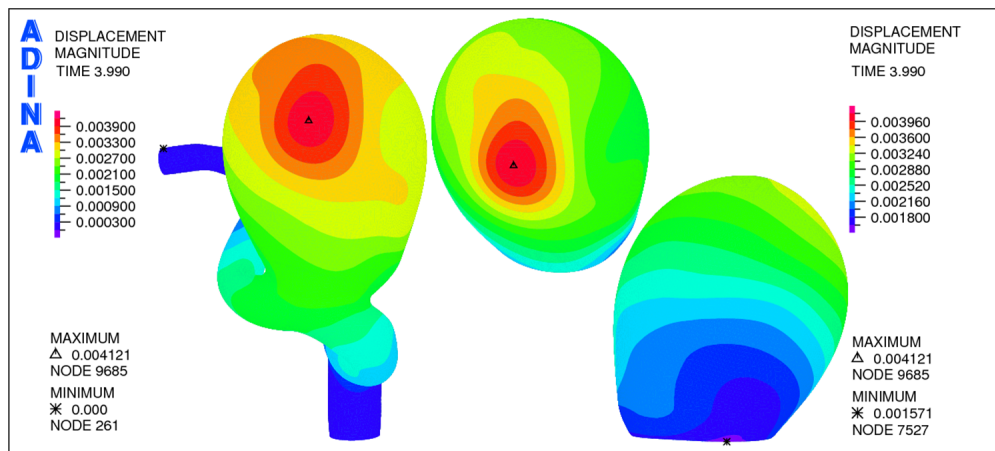


Figura 5.174: Simulación 12. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

Simulación 12. CSD.

En la Figura 5.174 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. Es posible notar que el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El maximo desplazamiento es de 4,1 [mm], lo cual es importante considerando el tamaño de la arteria. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.175 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial y del aneurisma 1. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma 1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el

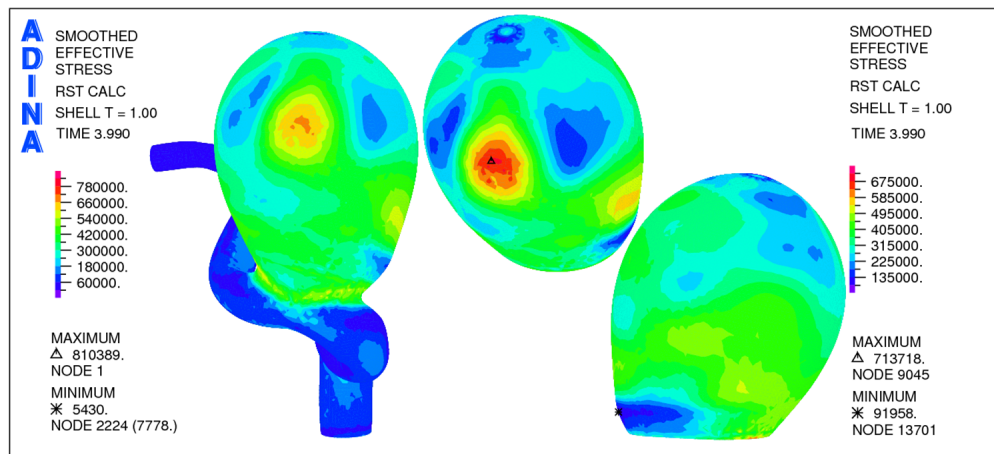


Figura 5.175: Simulación 12. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

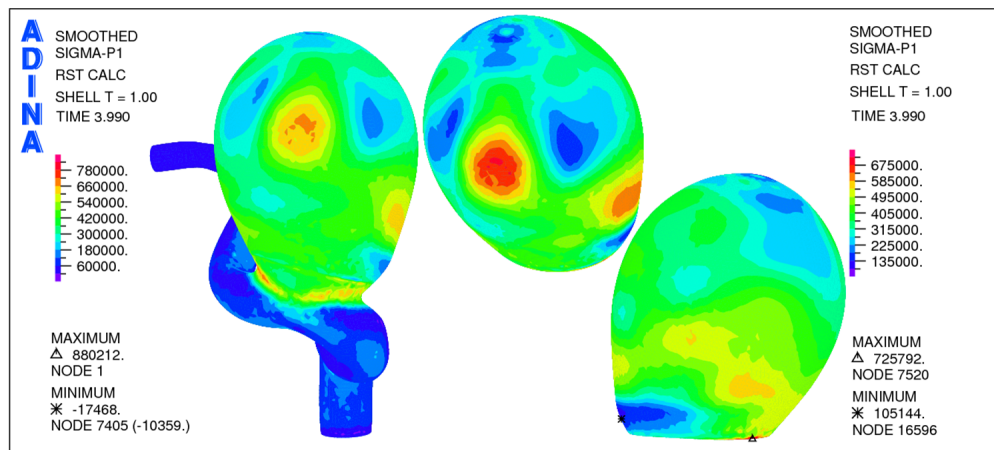


Figura 5.176: Simulación 12. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2[s]).

desplazamiento máximo. El máximo global es 100 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, el cual es de 713 [kPa].

En la figura 5.176 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es 150 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1, el cual es de 725 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo.

En la figura 5.177 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría la deformación máxima se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,016 mayor que la primera deformación máxima en el aneurisma. Se puede ver que se presenta la zona de alta deformación en el ecuador del aneurisma 1, pero la zona de máximo esfuerzo no coincide en este caso. La primera deformación principal es positiva, por lo que se tiene tracción.

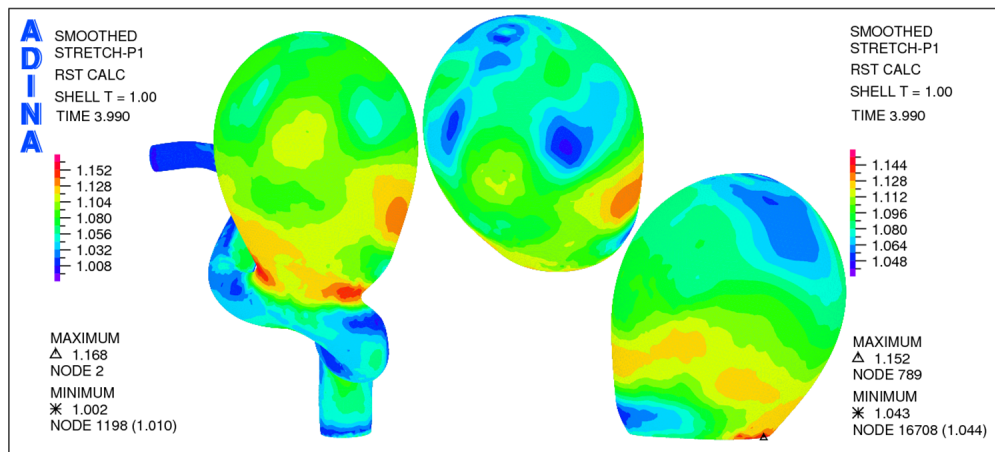


Figura 5.177: Simulación 12. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

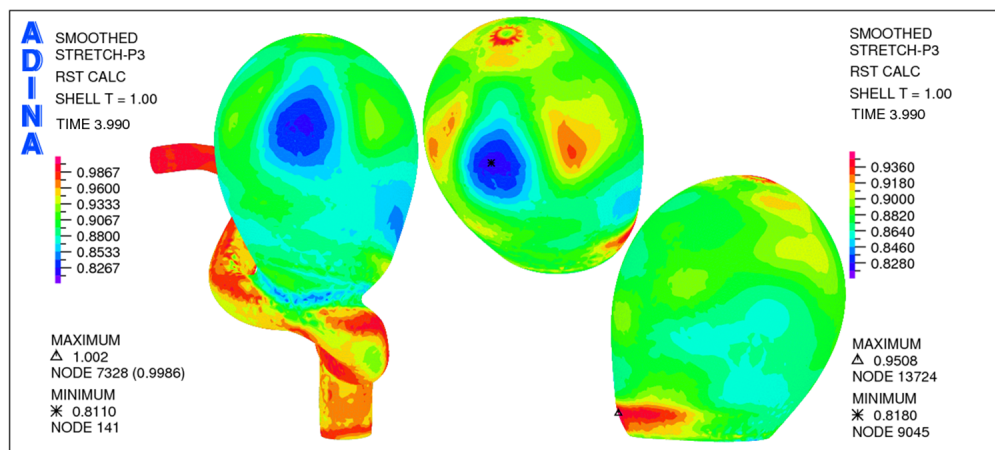


Figura 5.178: Simulación 12. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

En la figura 5.178 se muestra el tercer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Se puede ver que el valor mínimo para el tercer estiramiento principal en la geometría se concentra en el aneurisma 1 y tiene un valor de 0,82. En este caso se ve claramente que la zona con el menor estiramiento coincide con la zona para altos esfuerzos. Dado que estos estiramientos son menores a 1 se tienen esfuerzos compresivos.

Las figuras 5.179, 5.180, 5.181, 5.182 y 5.183 muestran el desplazamiento, esfuerzo efectivo, 1° esfuerzo principal, 1° deformación principal y 3° deformación principal respectivamente para el aneurisma 2.

Las figuras 5.184, 5.185 y 5.186 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer estiramiento principal y tercer estiramiento principal para el punto de control (figura 5.2) y máximos del aneurisma 1.

En la figura 5.184 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 4,2 [mm] y 3 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 3,4 [mm] y 2,2 [mm]. La figura 5.185 muestra

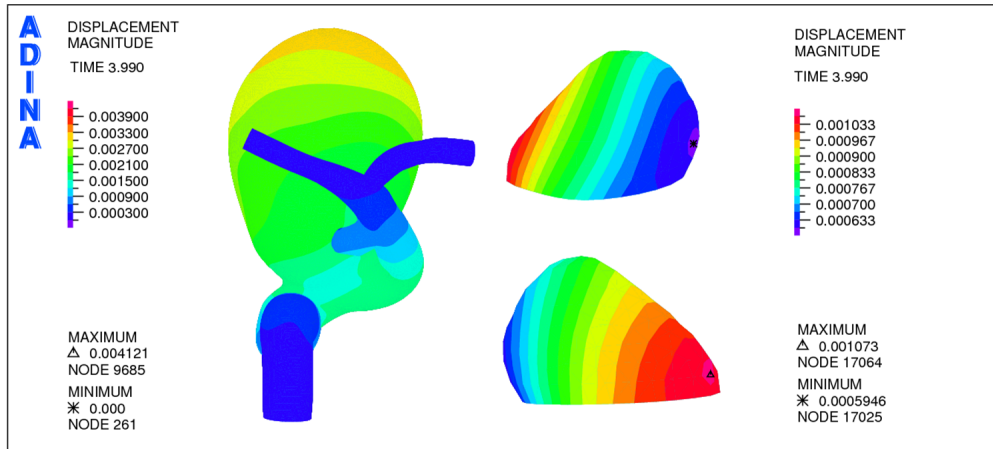


Figura 5.179: Simulación 12. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,2 [s]).

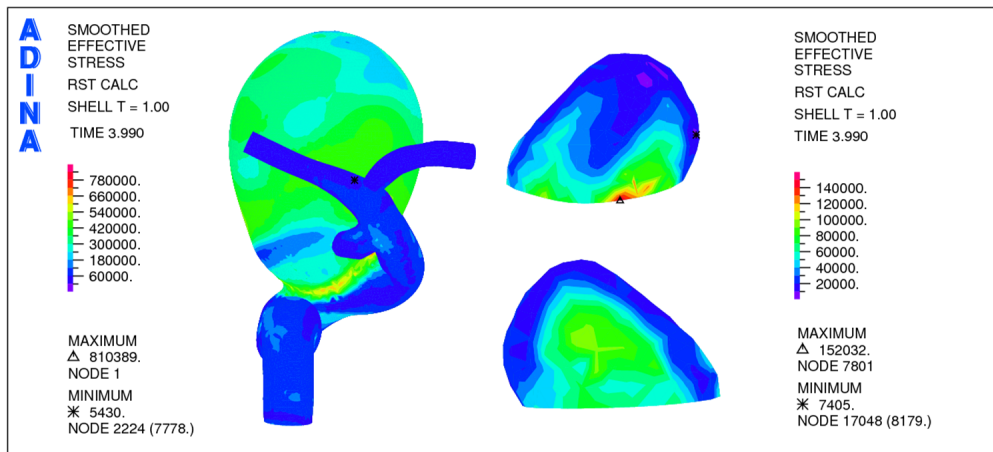


Figura 5.180: Simulación 12. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

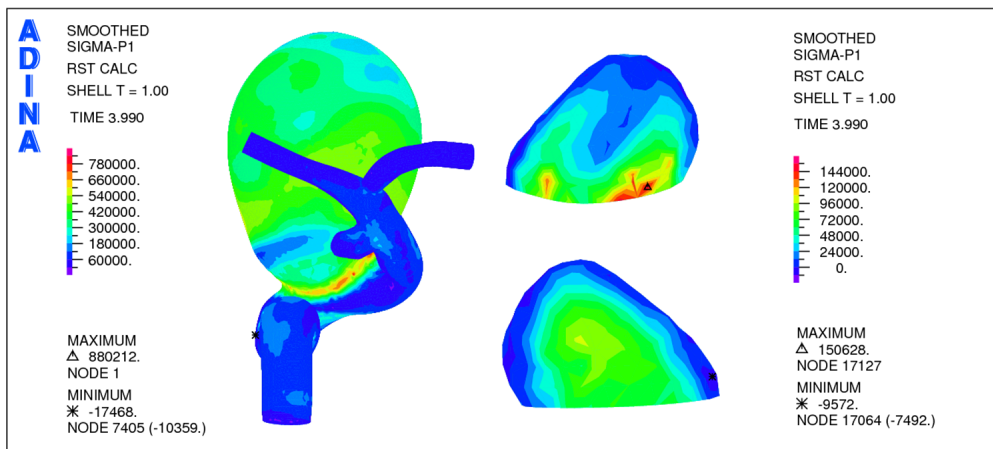


Figura 5.181: Simulación 12. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

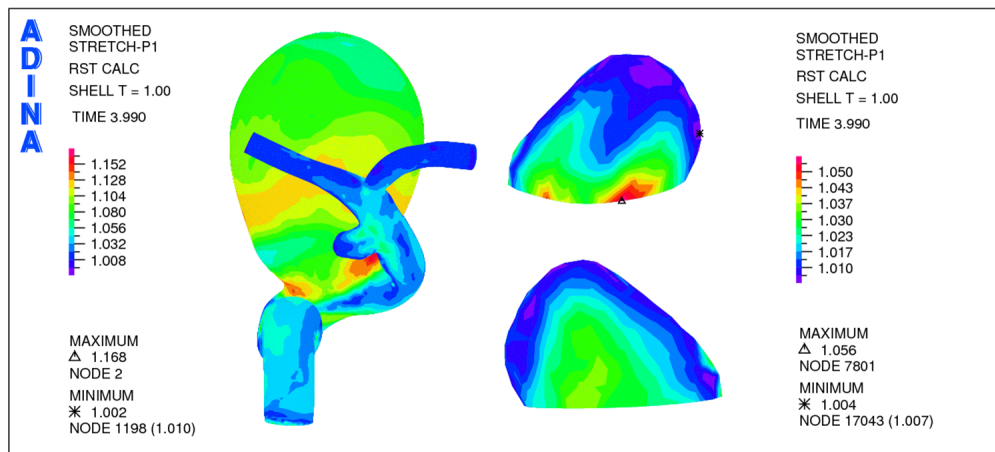


Figura 5.182: Simulación 12. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

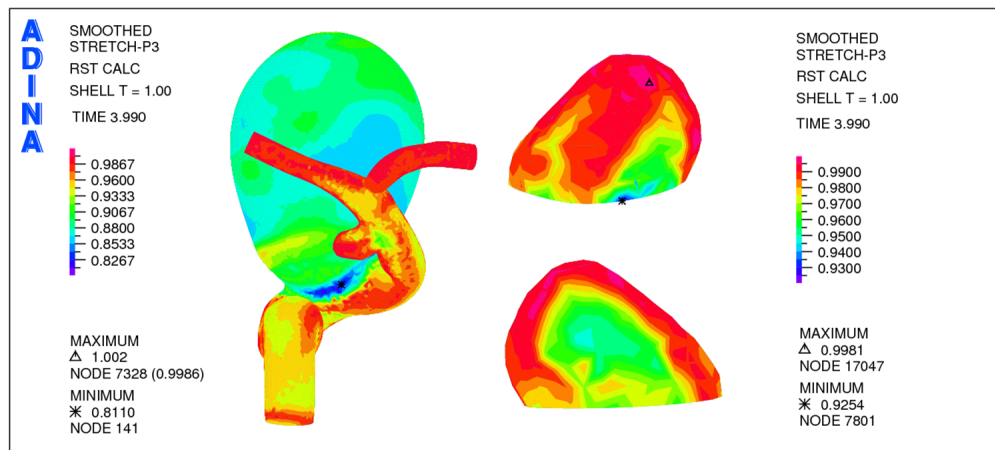


Figura 5.183: Simulación 12. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,2 [s]).

que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 700 [kPa] y 400 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 250 [kPa] y 100 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal máximo oscila entre 720 [kPa] y 350 [kPa] mientras que el punto de control lo hace entre 280 [kPa] y 150 [kPa]. En la figura 5.186 se puede ver que el máximo para el primer estiramiento principal oscila entre 1,15 y 1,1 mientras que el punto de control lo hace entre 1,07 y 1,04 , todos los valores son mayores 1 por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para el tercer estiramiento principal el mínimo oscila entre 0,82 y 0,86 mientras que el punto de control lo hace entre 0,9 y 0,94 . Al ser valores menores a 1 esto implica que se esta en compresión.

Simulación 12. CFD.

En la figura 5.187 se observa la distribución de presión sobre la geometría para 0,92 [s] y 1,2 [s]. En ambos casos es posible apreciar que la presión cae en la dirección del flujo. La caída de presión es de ~ 10 [kPa] para la sístole.

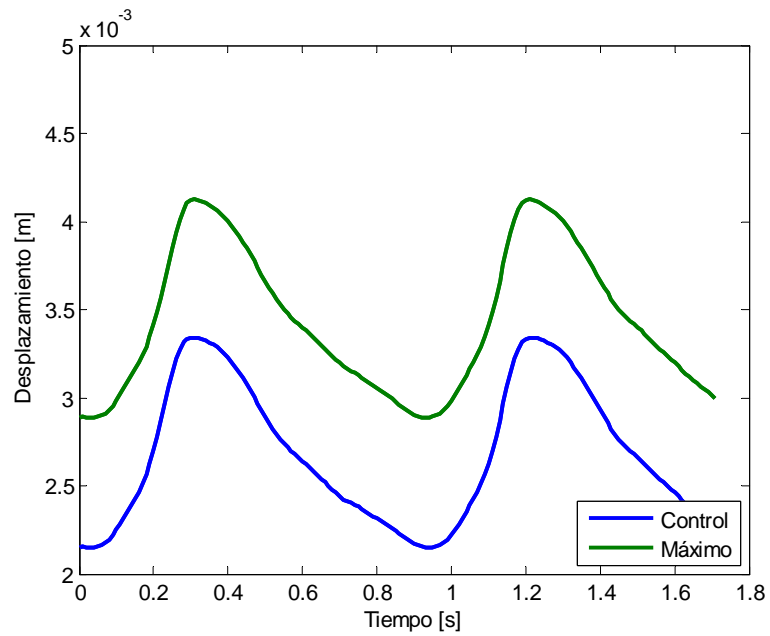


Figura 5.184: Simulación 12. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

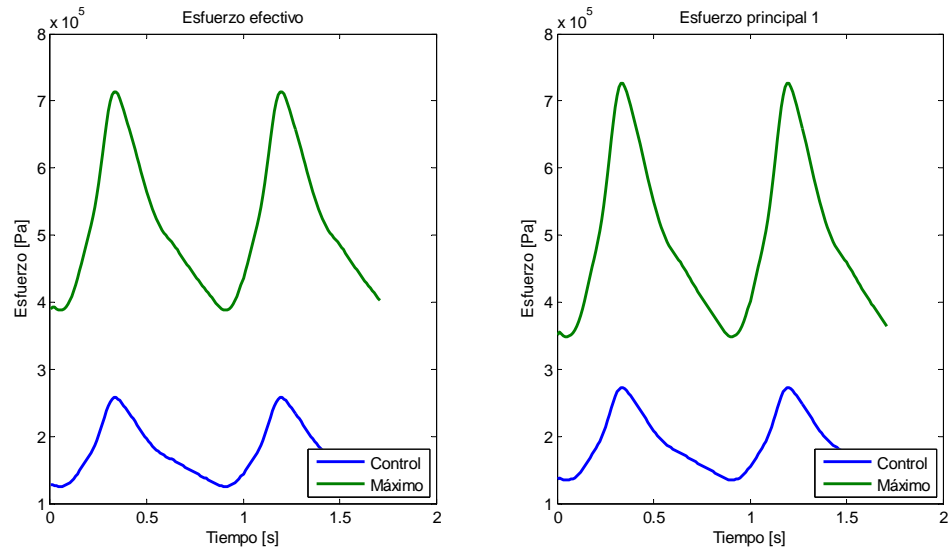


Figura 5.185: Simulación 12. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

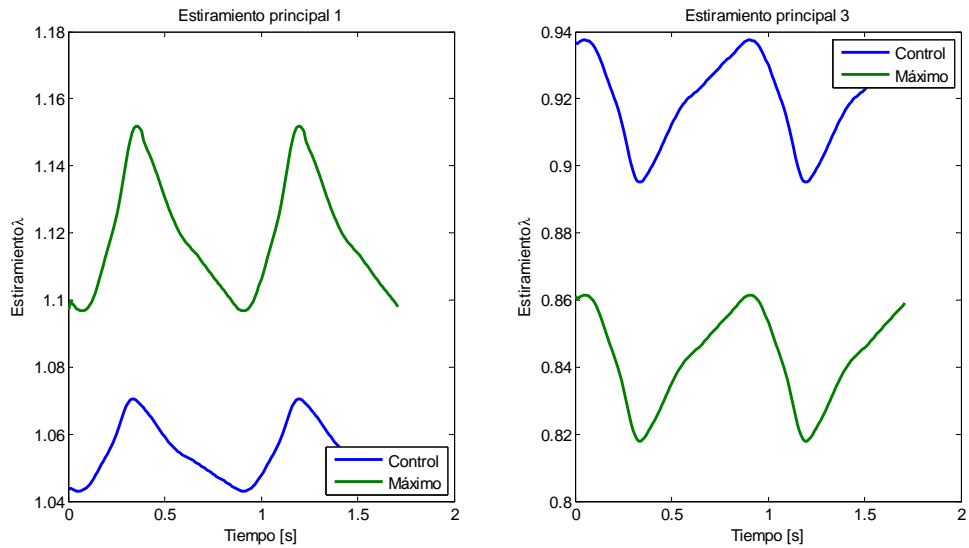


Figura 5.186: Simulación 12. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

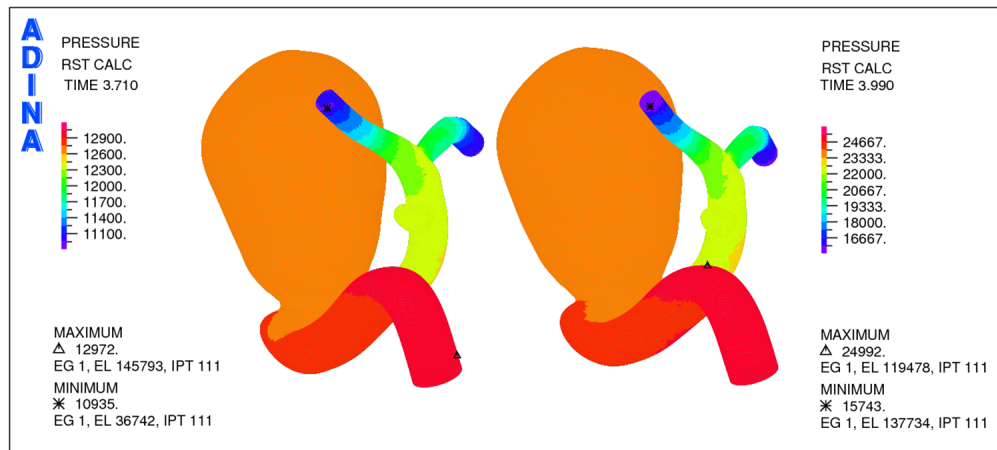


Figura 5.187: Simulación 12. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,2 [s]) a la derecha.

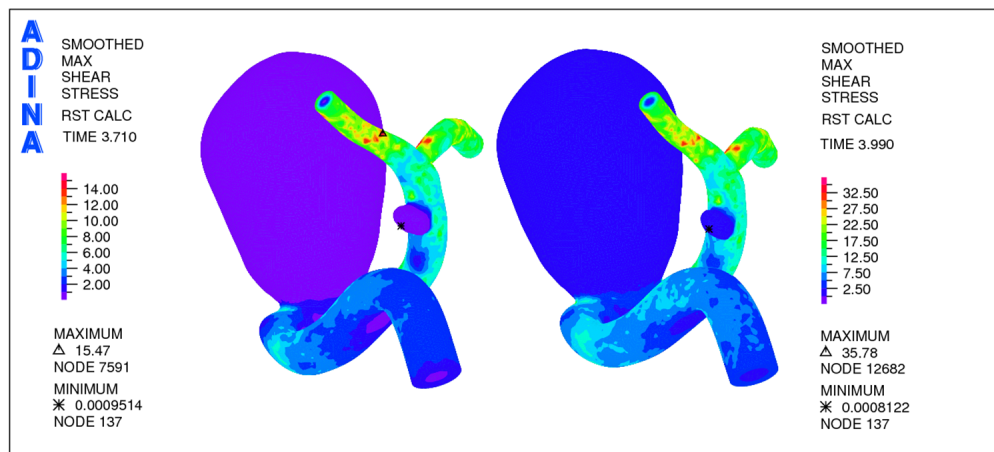


Figura 5.188: Simulación 12. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.

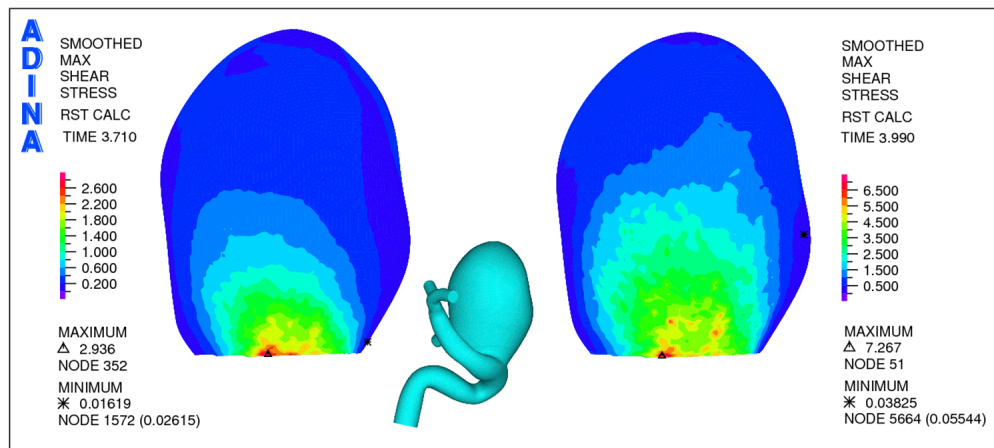


Figura 5.189: Simulación 12. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.

En la figura 5.188 se muestra la distribución del esfuerzo de corte para la diástole y sístole en la geometría completa. Es posible notar que ambos aneurismas presentan bajos esfuerzos de corte, en comparación con el resto de la geometría. En la figura 5.189 se puede ver en detalle el esfuerzo de corte en el aneurisma 1. El mayor esfuerzo de corte se concentra en la pared donde el flujo de sangre entra al aneurisma.

En la figura 5.190 se presenta la distribución de magnitud de velocidad para los planos de control transversal y de entrada, mientras que en la figura 5.191 se muestran los planos medio y fondo del aneurisma 1 para la sístole. En el plano transversal se puede ver como la sangre entra al aneurisma 1 y se carga hacia el lado izquierdo de la pared producto de la dirección del flujo. En los planos de entrada, medio y salida es posible apreciar que el flujo pierde velocidad a medida que comienza a recircular por el aneurisma 1. La velocidad máxima en el fondo del aneurisma 1 es un orden de magnitud menor que la velocidad máxima a la entrada de este aneurisma.

La figura 5.192 confirma lo mencionado anteriormente. En en el plano de entrada de la figura

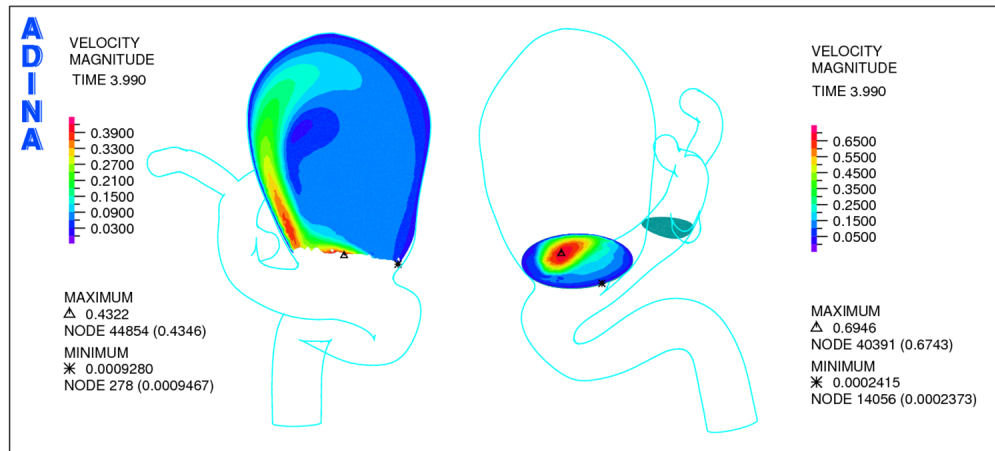


Figura 5.190: Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).

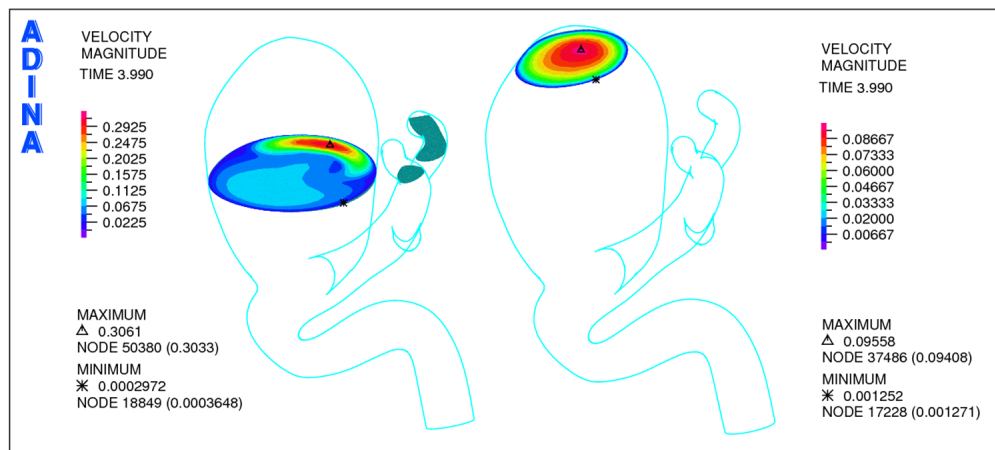


Figura 5.191: Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).

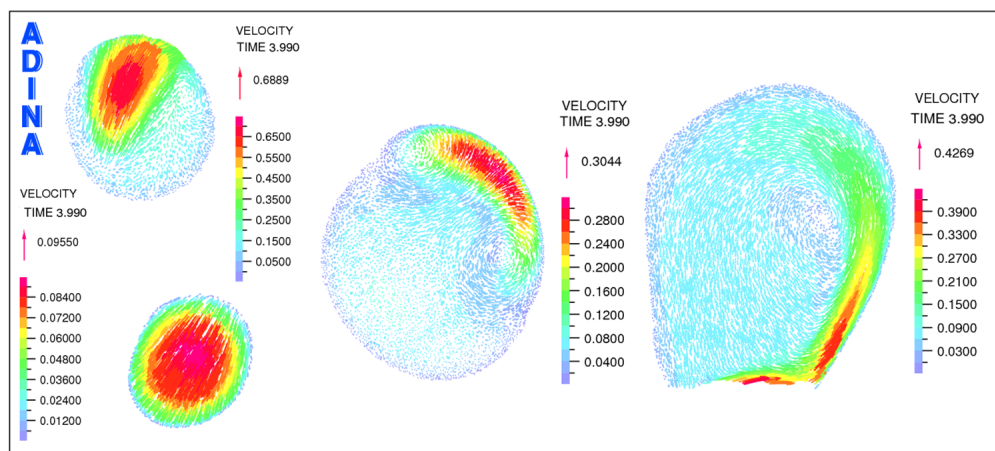


Figura 5.192: Simulación 12. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,2 [s]).

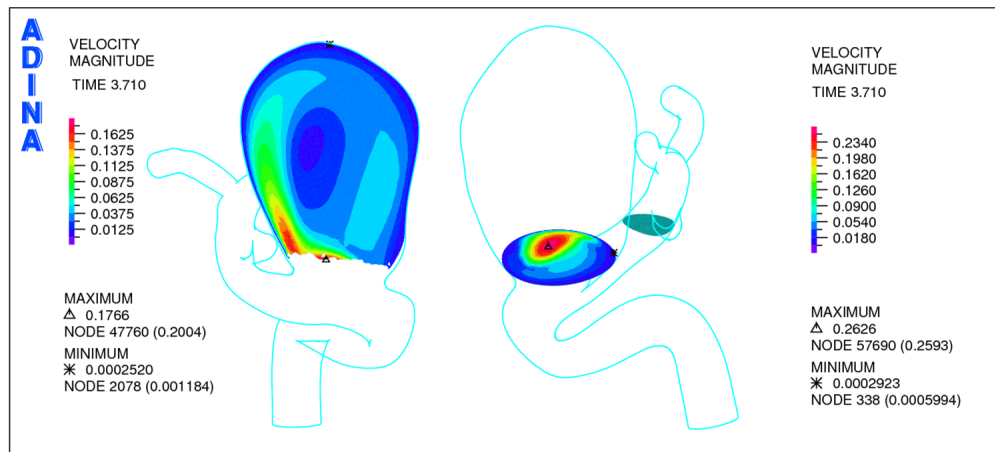


Figura 5.193: Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

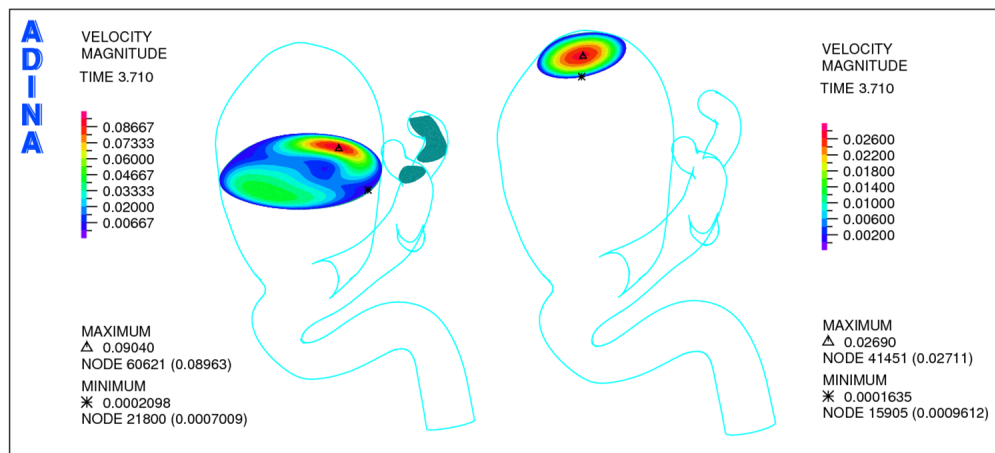


Figura 5.194: Simulación 12. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

5.192 se observa de una manera más clara como el flujo se carga hacia la izquierda del aneurisma y como se genera una recirculación de sangre al interior del aneurisma 1.

Las figuras 5.193 y 5.194 muestran la distribución de la magnitud de la velocidad para el aneurisma 1 en diástole. Se puede apreciar que las velocidades dentro del aneurisma son menores que en las figuras 5.190 y 5.191. En el plano transversal y medio se puede ver claramente la recirculación del flujo. En este caso la disminución de velocidad es menor que para la sístole y es importante notar que la velocidad en el plano de control en el fondo del aneurisma presenta muy poca variación entre ambos tiempos.

La figura 5.195 muestra los vectores de velocidad para los planos de control del aneurisma 1 en diástole. Nuevamente se muestra la recirculación del flujo.

La figura 5.196 muestra la evolución de la presión con respecto al tiempo. Es posible notar que la presión en el fondo del aneurisma 1 (control, figura 5.2)) es levemente menor al al

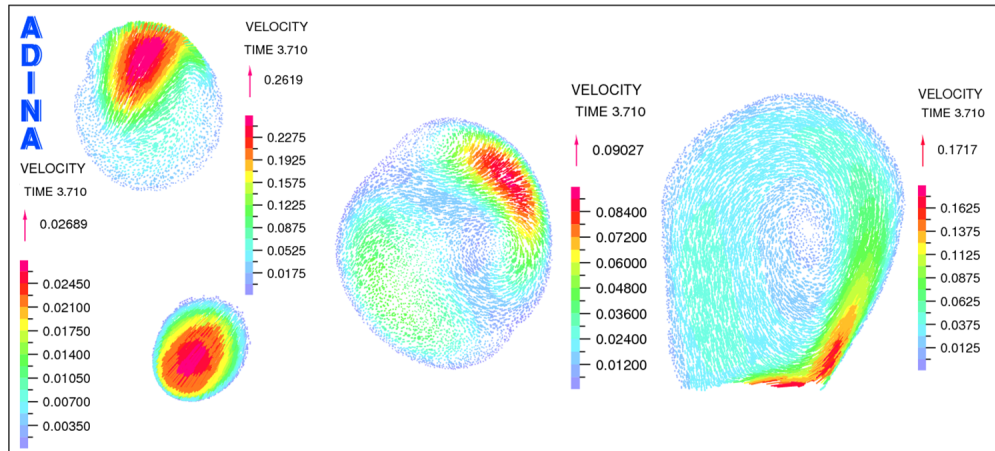


Figura 5.195: Simulación 12. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

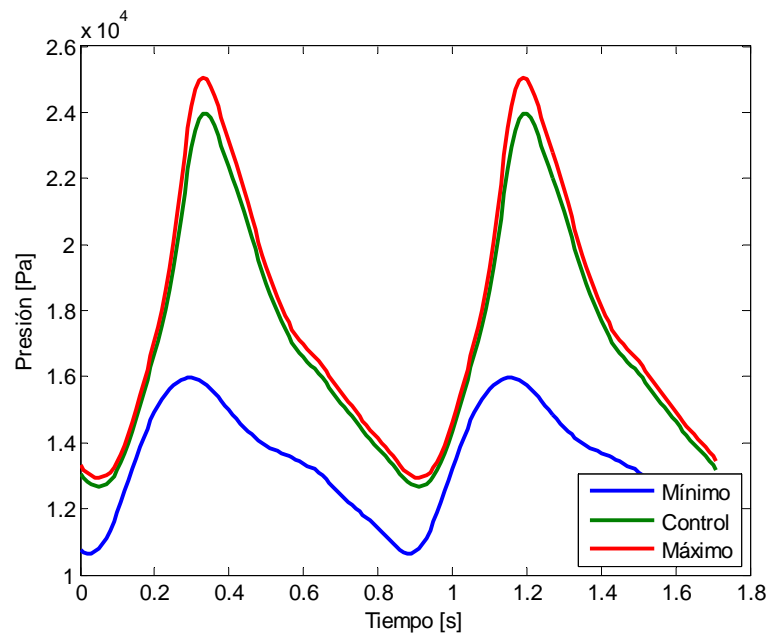


Figura 5.196: Simulación 12. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

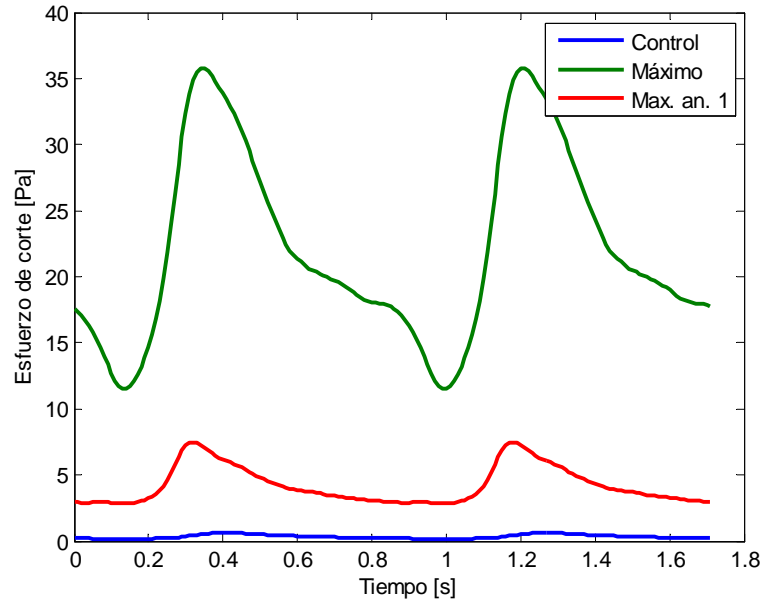


Figura 5.197: Simulación 12. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

presión máxima en toda la geometría. Dentro del aneurisma 1 la presión oscila entre 25 [kPa] y 13 [kPa] aproximadamente.

En la figura 5.197 se ve la evolución del esfuerzo de corte con respecto al tiempo. Se puede ver que el esfuerzo de corte dentro del aneurisma 1 es casi 5 veces menor al que se produce en toda la geometría. El valor máximo en el aneurisma 1 se produce muy cerca de la entrada, mientras que el punto de control (figura 5.2) que se encuentra en el fondo del aneurisma 1 muestra esfuerzo muy pequeños.

La figura 5.198 muestra la evolución de la magnitud de la velocidad para el punto de control (figura 5.2) y los puntos de velocidad maxima para los planos de control 1, 2 y 3 (figura 5.3). Como es de esperarse el flujo de sangre pierde velocidad a medida que entra al aneurisma 1.

5.4.4. Resultados simulación con material de Mooney-Rivlin, one way coupling

Simulación 13. CSD.

En la Figura 5.199 se presenta la distribución del desplazamiento para la pared de la geometría en sístole. Tal como ocurre en las simulaciones con material lineal elástico el máximo desplazamiento se produce en la cara izquierda del aneurisma 1, con relación a la dirección entrada - salidas del flujo sanguíneo. El máximo desplazamiento es de 3,8 [mm]. Además el desplazamiento se concentra alrededor del aneurisma 1.

La figura 5.200 muestra la distribución del esfuerzo efectivo de Von Misses en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. El mayor esfuerzo se produce en el cuello que une al aneurisma

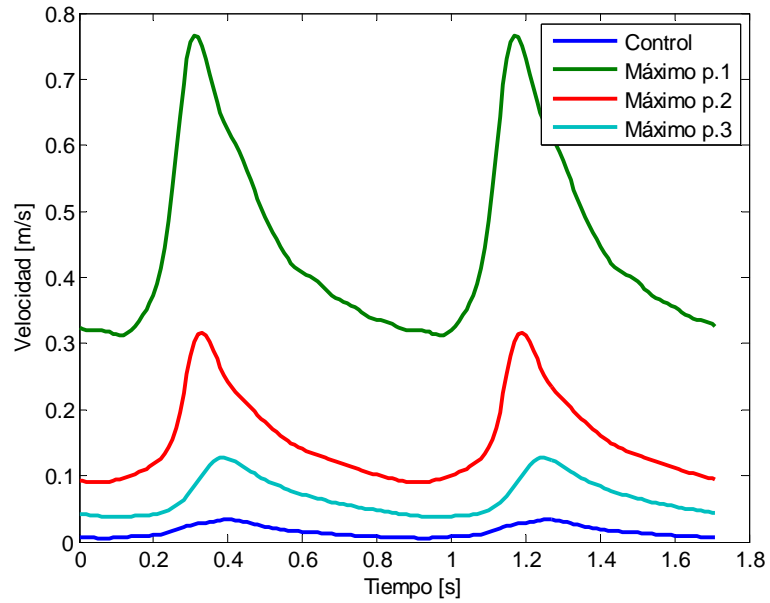


Figura 5.198: Simulación 12. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

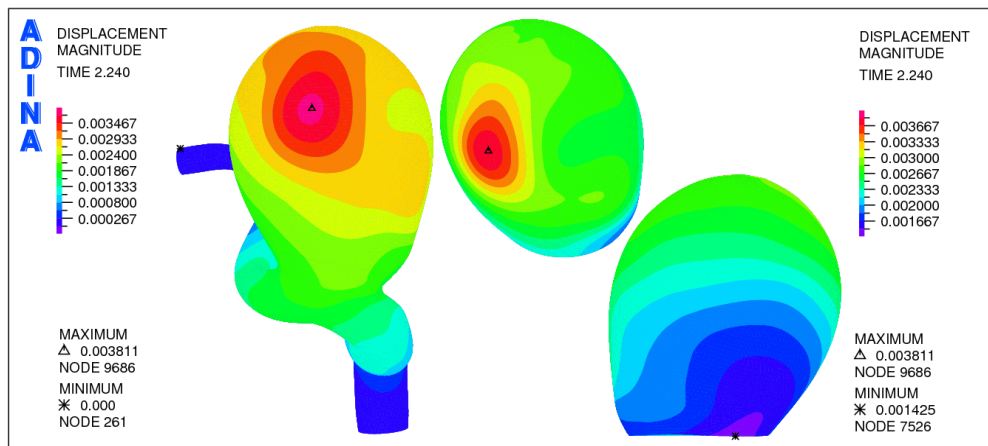


Figura 5.199: Simulación 13. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

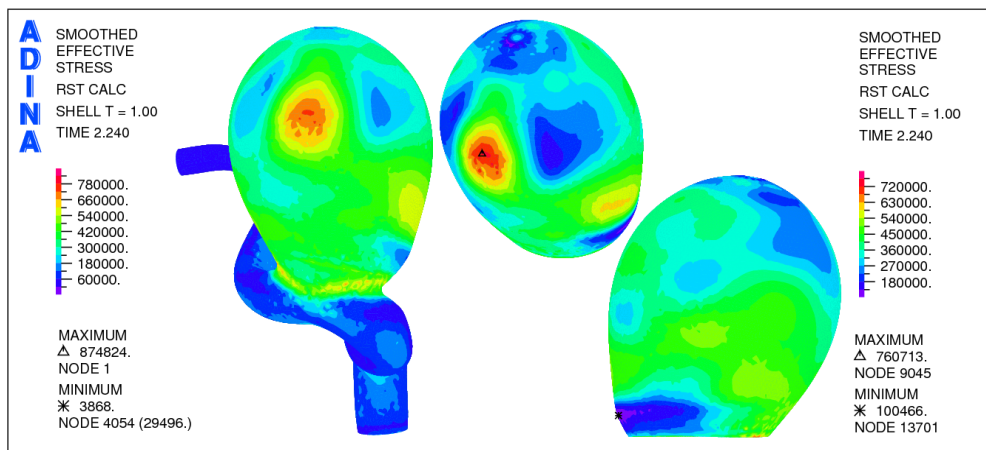


Figura 5.200: Simulación 13. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

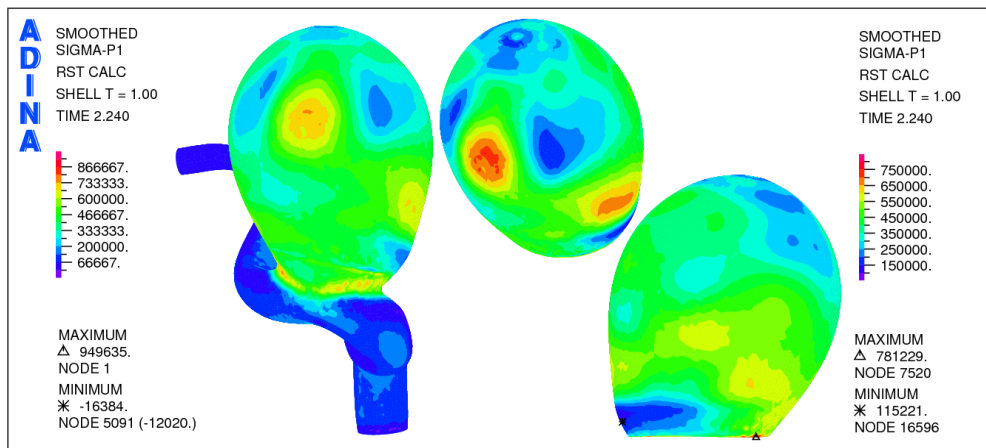


Figura 5.201: Simulación 13. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

1 con la arteria. En el aneurisma 1 el esfuerzo máximo se produce en la misma zona que el desplazamiento máximo. El máximo global es 110 [kPa] más alto que el máximo esfuerzo en el aneurisma 1, el cual tiene un valor de 760 [kPa]. Se puede observar que los esfuerzos más elevados ocurren en el aneurisma 1.

En la figura 5.201 se observa la distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial y del aneurisma 1 en sístole. Nuevamente el máximo esfuerzo para toda la geometría ocurre en el cuello del aneurisma 1 y es 170 [kPa] mayor al primer esfuerzo principal máximo del aneurisma 1, que tiene un valor de 780 [kPa]. Para el aneurisma 1 el área donde se concentra el primer esfuerzo principal máximo coincide con el área donde se concentra el máximo esfuerzo efectivo de Von Mises y el desplazamiento máximo.

En la figura 5.202 se muestra el primer estiramiento principal para la geometría y el aneurisma 1 en sístole. Para la geometría el estiramiento máximo se concentra en el cuello del aneurisma 1 y es 0,02 mayor que el primer estiramiento máximo en el aneurisma 1, que tiene un valor de 1,158. Se puede ver que se presenta la zona de alto estiramiento en el ecuador del aneurisma

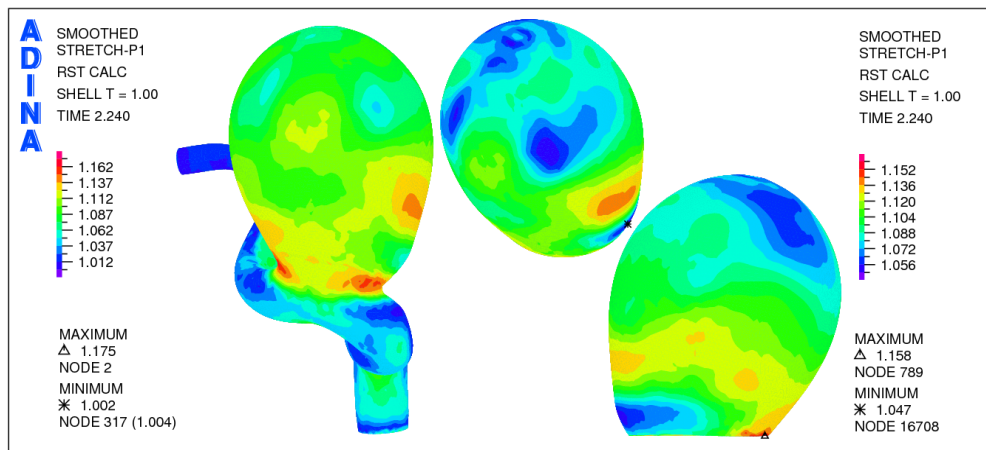


Figura 5.202: Simulación 13. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

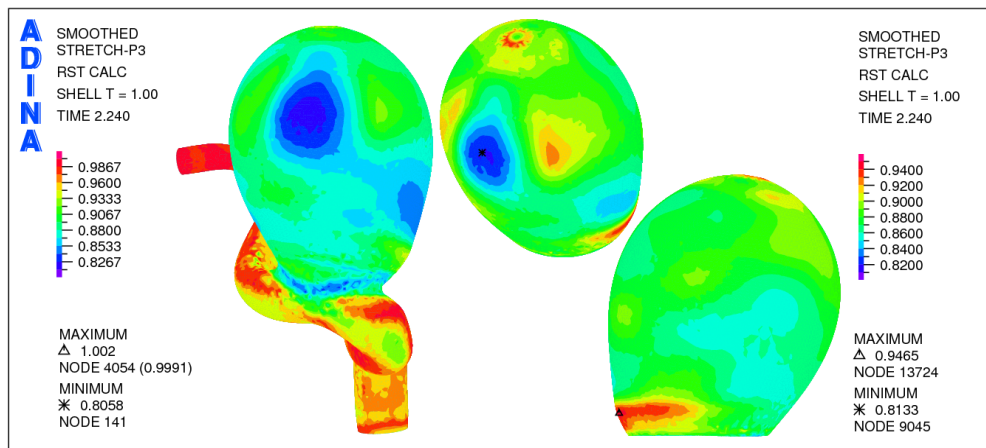


Figura 5.203: Simulación 13. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

1, pero la zona de máximo esfuerzo no coincide con la zona de alto estiramiento en este caso. El primer estiramiento principal es mayor a 1, por lo que se tiene tracción.

La figura 5.203 muestra la distribución del desplazamiento en la cara posterior de la geometría completa y para el aneurisma 2 para sístole. Tal como ocurre en las simulaciones con material lineal elástico el máximo desplazamiento en el aneurisma 2 se encuentra ubicado en el extremo más cercano al aneurisma 1. El máximo desplazamiento en el aneurisma 2 es un orden de magnitud menor al desplazamiento máximo en toda la geometría.

Las figuras 5.204, 5.205, 5.206, 5.207 y 5.208 muestran el desplazamiento, esfuerzo efectivo, 1° esfuerzo principal, 1° deformación principal y 3° deformación principal respectivamente para el aneurisma 2.

Las figuras 5.209, 5.210 y 5.211 muestran la evolución del desplazamiento total, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer estiramiento principal y tercer estiramiento principal para el punto de control (figura 5.2) y maximos del aneurisma 1.

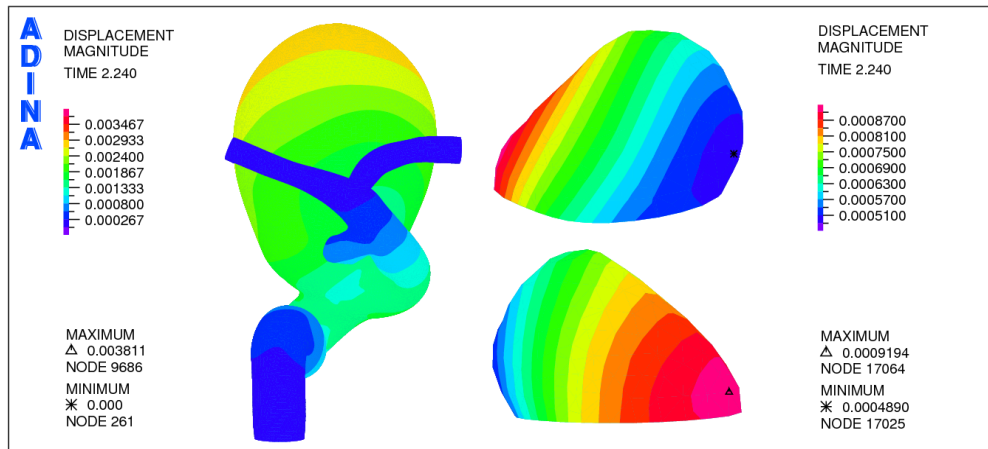


Figura 5.204: Simulación 13. Distribución de desplazamiento en la pared del aneurisma 1 para sístole (1,16 [s]).

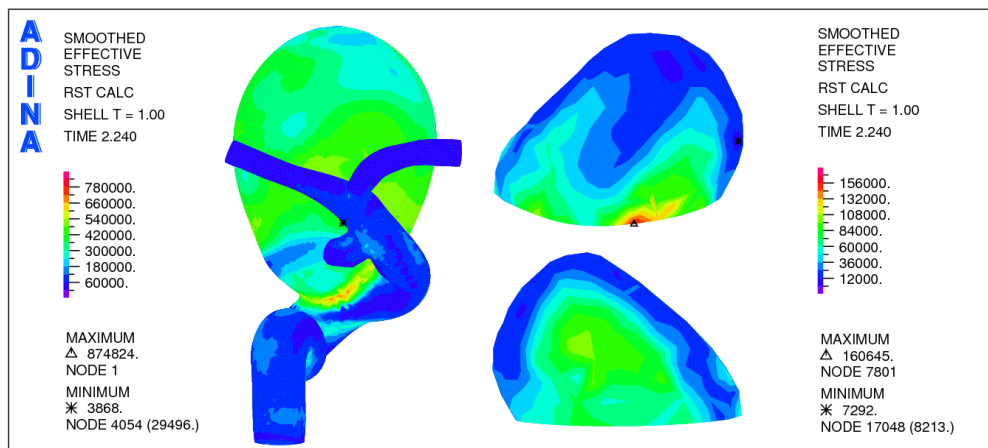


Figura 5.205: Simulación 13. Distribución del esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

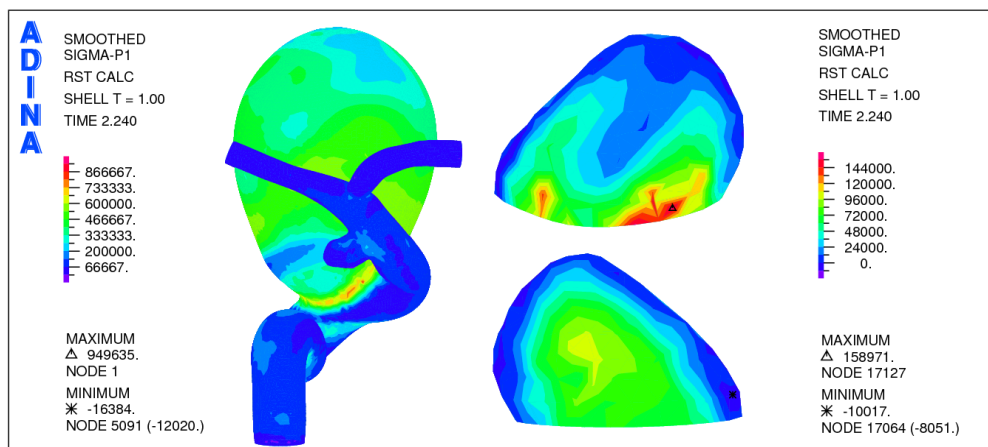


Figura 5.206: Simulación 13. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

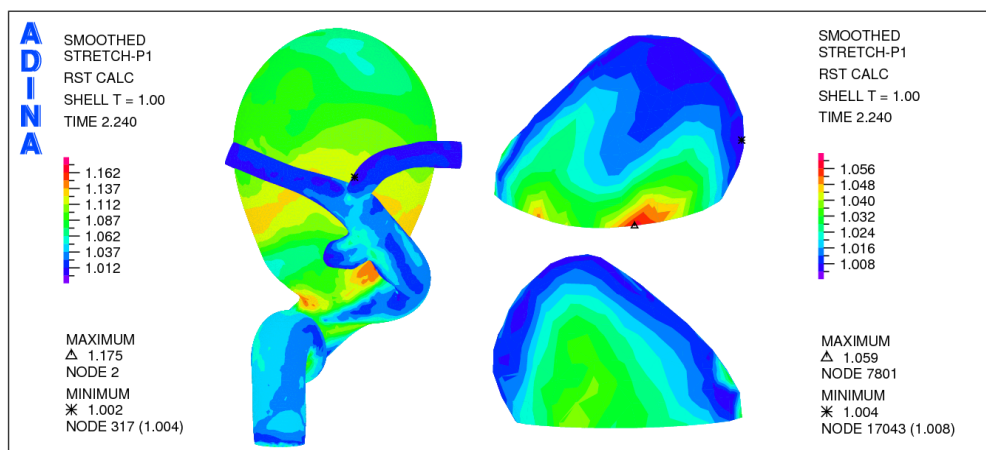


Figura 5.207: Simulación 13. Distribución del primer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

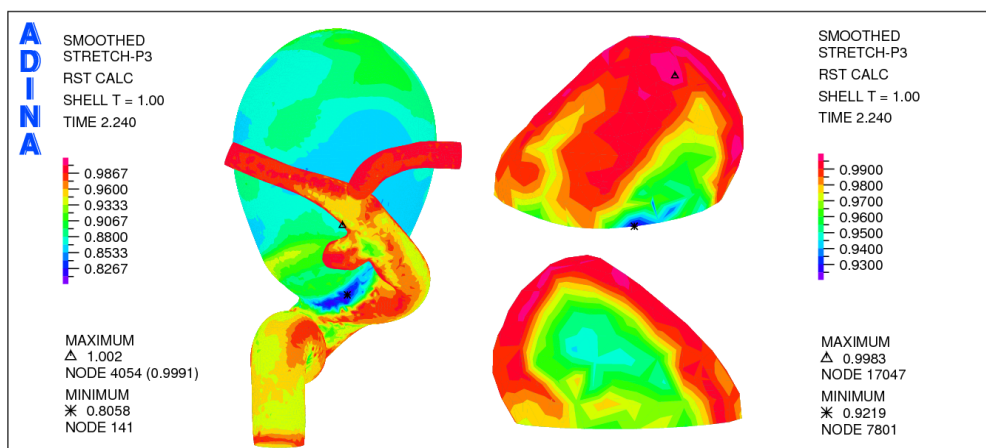


Figura 5.208: Simulación 13. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared del aneurisma 2 para sístole (1,16 [s]).

En la figura 5.209 se puede ver que el desplazamiento máximo oscila entre 3,7 [mm] y 2,4 [mm] mientras que el punto de control lo hace entre 3 [mm] y 2,3 [mm]. La figura 5.210 muestra que el esfuerzo efectivo máximo se mueve entre 760 [kPa] y 400 [kPa], el esfuerzo efectivo en el punto de control control oscila entre 280 [kPa] y 120 [kPa]. Los valores para el primer esfuerzo principal máximo oscila entre 780 [kPa] y 350 [kPa] mientras que el punto de control lo hace entre 300 [kPa] y 150 [kPa]. En la figura 5.211 se puede ver que el máximo para el primer estiramiento principal oscila entre 1,2 y 1,1 mientras que el punto de control lo hace entre 1,08 y 1,04 , todos los valores son mayores 1 por lo que se tiene tracción. En la misma figura se puede ver que para el tercer estiramiento principal el mínimo oscila entre 0,81 y 0,86 mientras que el punto de control lo hace entre 0,89 y 0,94 . Al ser valores menores a 1 esto implica que se esta en compresión.

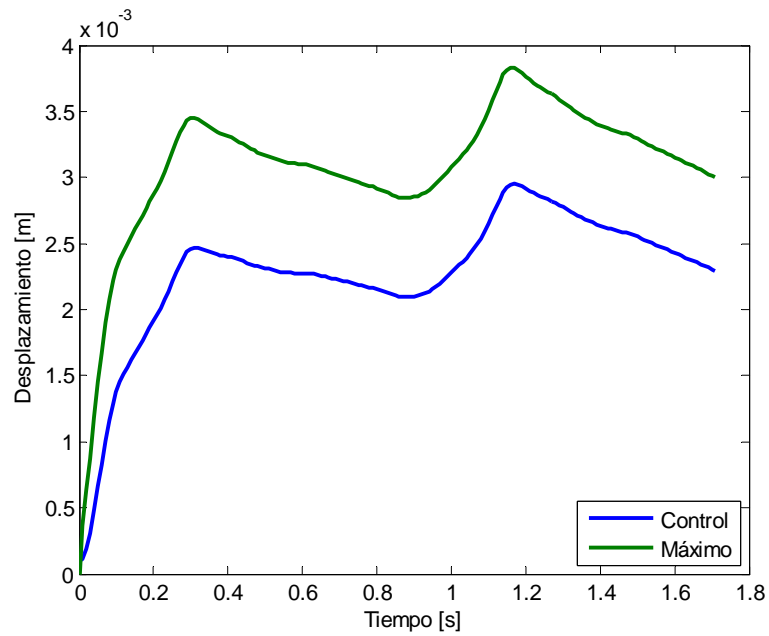


Figura 5.209: Simulación 13. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el aneurisma 1.

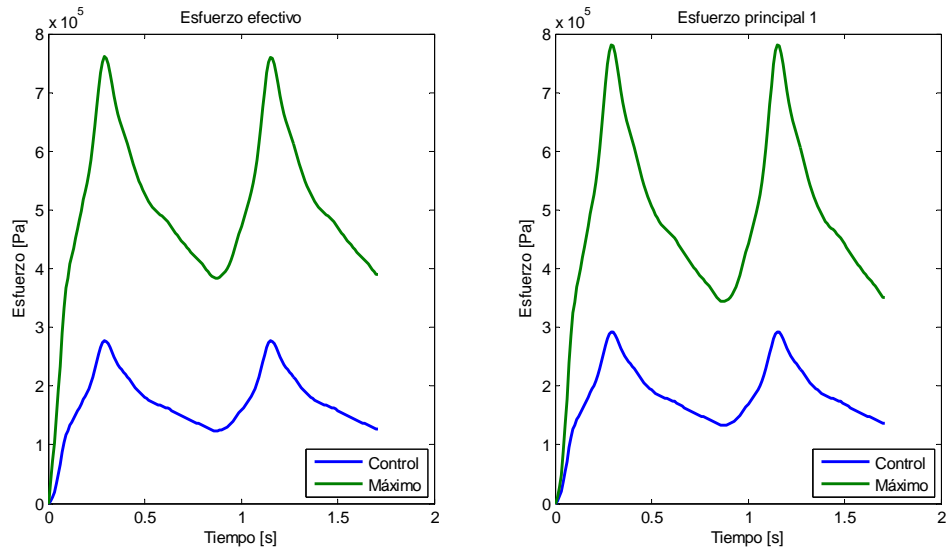


Figura 5.210: Simulación 13. Evolución del esfuerzo efectivo de Von Mises (izquierda) y primer esfuerzo principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

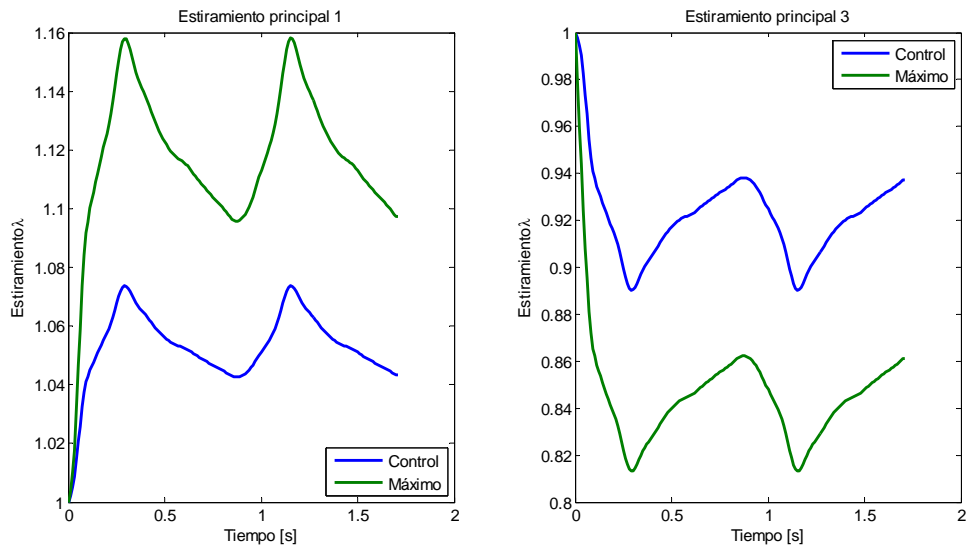


Figura 5.211: Simulación 13. Evolución de la primera deformación principal (izquierda) y tercera deformación principal (derecha) en el tiempo para el aneurisma 1.

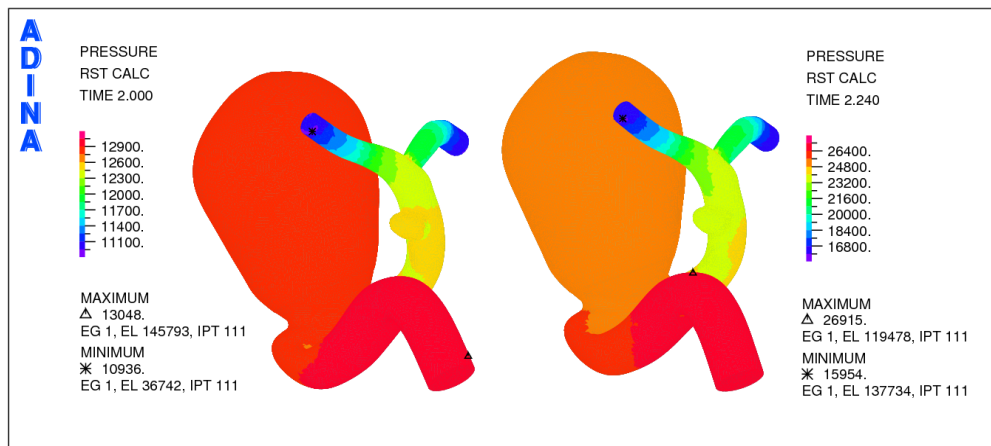


Figura 5.212: Simulación 13. Distribución de presión en la geometría completa para diástole (0,92 [s]) a la izquierda y para sístole (1,16 [s]) a la derecha.

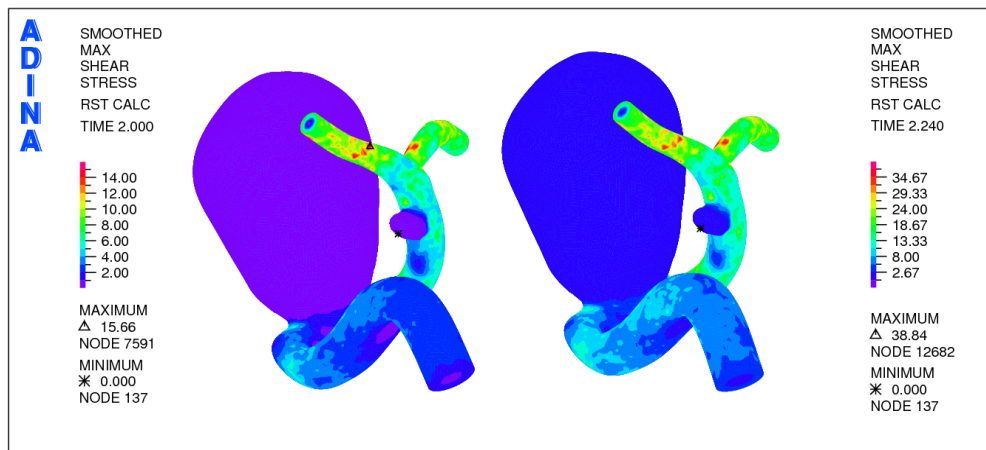


Figura 5.213: Simulación 13. Distribución del esfuerzo de corte para diástole a la izquierda y para sístole a la derecha.

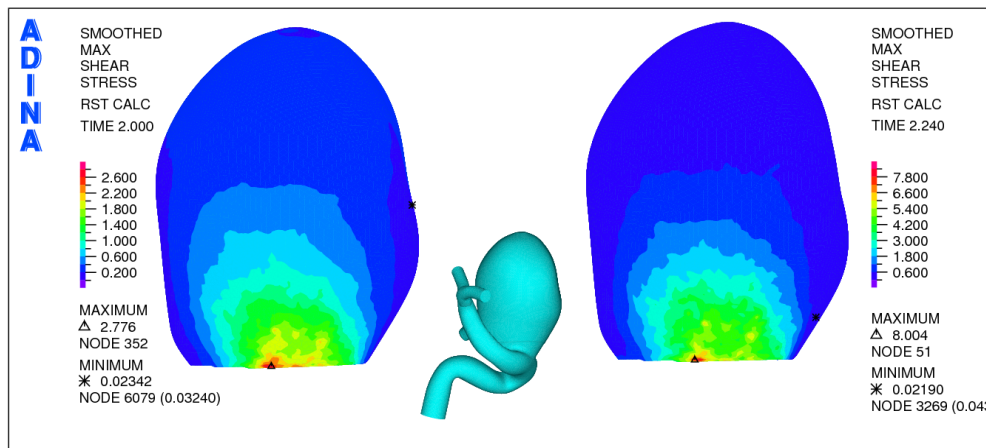


Figura 5.214: Simulación 13. Distribución del esfuerzo de corte para sístole a la derecha y diástole a la izquierda para aneurisma 1.

Simulación 13. CFD.

En la figura 5.212 se observa la distribución de presión sobre la geometría para 0,92 [s] y 1,16 [s]. En ambos casos es posible apreciar que la presión cae en la dirección del flujo. La caída de presión es de ~ 10 [kPa] para la sístole.

En la figura 5.213 se muestra la distribución del esfuerzo de corte para la diástole y sístole en la geometría completa. Es posible notar que ambos aneurismas presentan bajos esfuerzos de corte, en comparación con el resto de la geometría. En la figura 5.214 se puede ver en detalle el esfuerzo de corte en el aneurisma 1. El mayor esfuerzo de corte se concentra en la pared donde el flujo de sangre entra al aneurisma.

En la figura 5.215 se presenta la distribución de magnitud de velocidad para los planos de control transversal y de entrada, mientras que en la figura 5.216 se muestran los planos medio y superior del aneurisma 1 para la sístole. En el plano transversal se puede ver como la sangre entra al aneurisma 1 y se carga hacia el lado izquierdo de la pared producto de la dirección

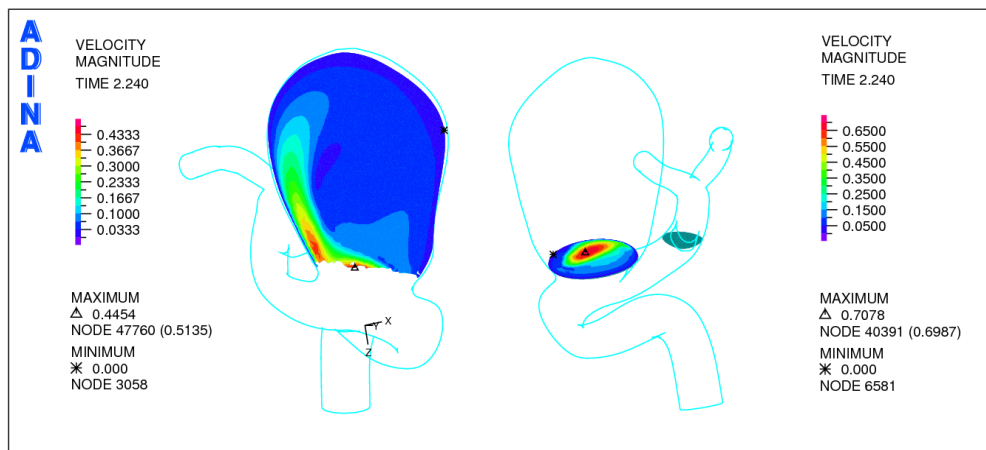


Figura 5.215: Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

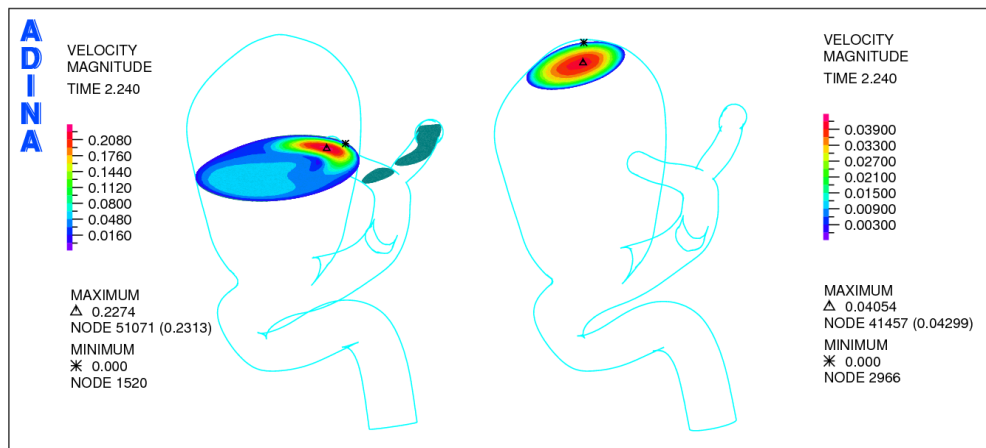


Figura 5.216: Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

del flujo. En los planos de entrada, medio y salida es posible apreciar que el flujo pierde velocidad a medida que comienza a recircular por el aneurisma 1. La velocidad máxima en el fondo del aneurisma 1 es un orden de magnitud menor que la velocidad máxima a la entrada de este aneurisma.

La figura 5.217 confirma lo mencionado anteriormente. En el plano transversal de la figura 5.217 se observa de una manera más clara como el flujo se carga hacia la izquierda del aneurisma y como se genera una recirculación de sangre al interior del aneurisma 1.

Las figuras 5.218 y 5.219 muestran la distribución de la magnitud de la velocidad para el aneurisma 1 en diástole. Se puede apreciar que las velocidades dentro del aneurisma son menores que en las figuras 5.215 y 5.216. En el plano transversal y medio se puede ver claramente la recirculación del flujo. En este caso la disminución de velocidad es menor que para la sístole y es importante notar que la velocidad en el plano de control en el fondo del aneurisma presenta muy poca variación entre ambos tiempos.

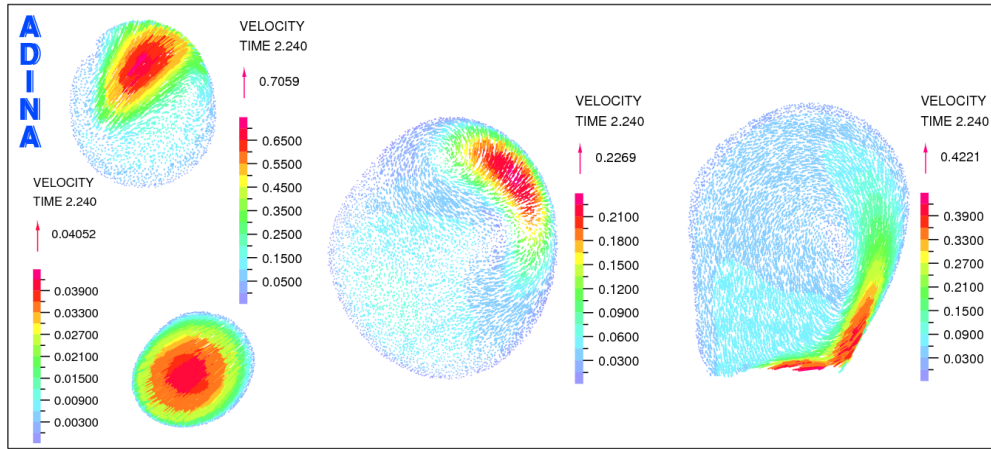


Figura 5.217: Simulación 13. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en sístole (1,16 [s]).

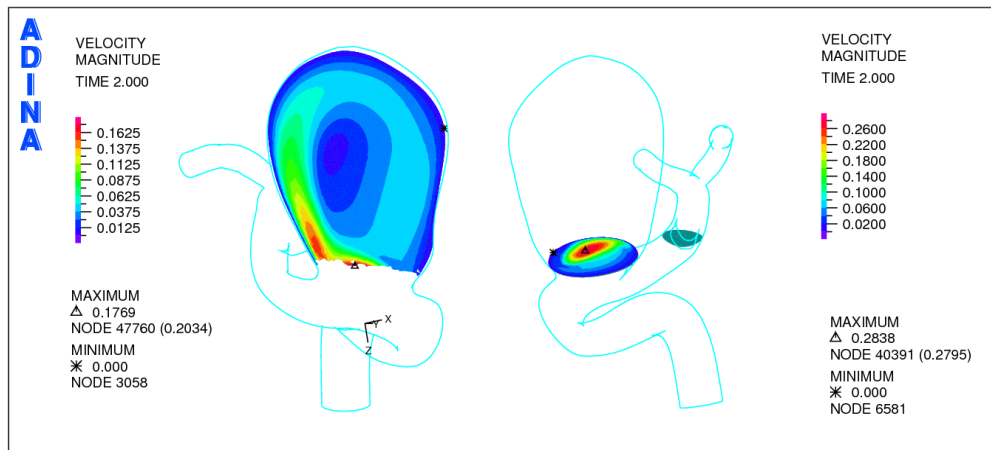


Figura 5.218: Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control transversal (izquierda) y de entrada (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

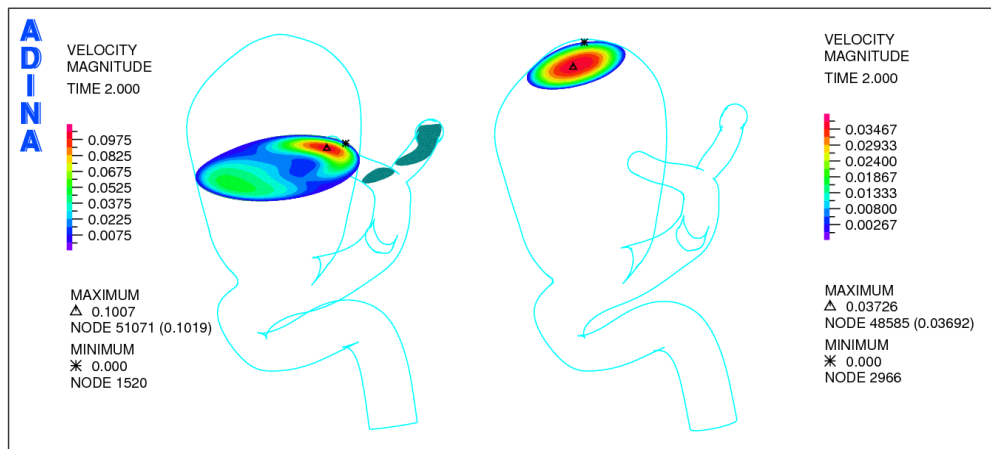


Figura 5.219: Simulación 13. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de control medio (izquierda) y superior (derecha) para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

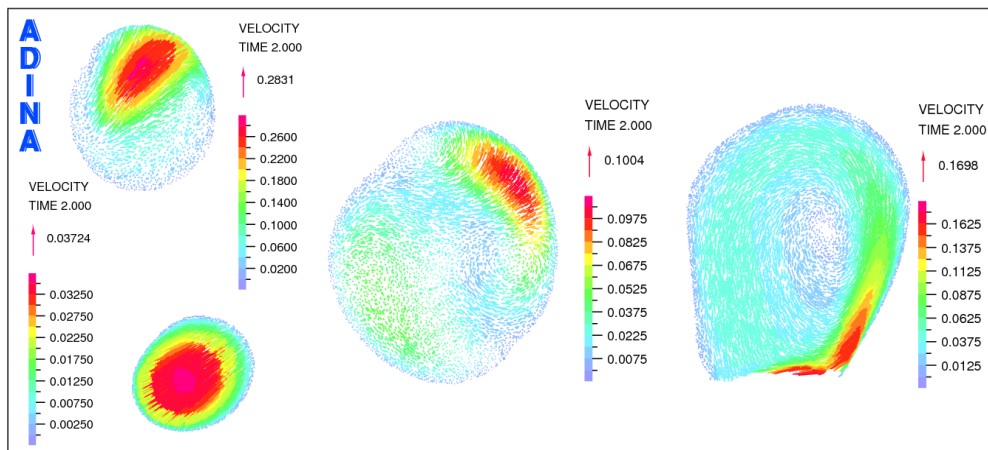


Figura 5.220: Simulación 13. Distribución de la velocidad en los planos de control de entrada, superior, medio y transversal para el aneurisma 1 en diástole (0,92 [s]).

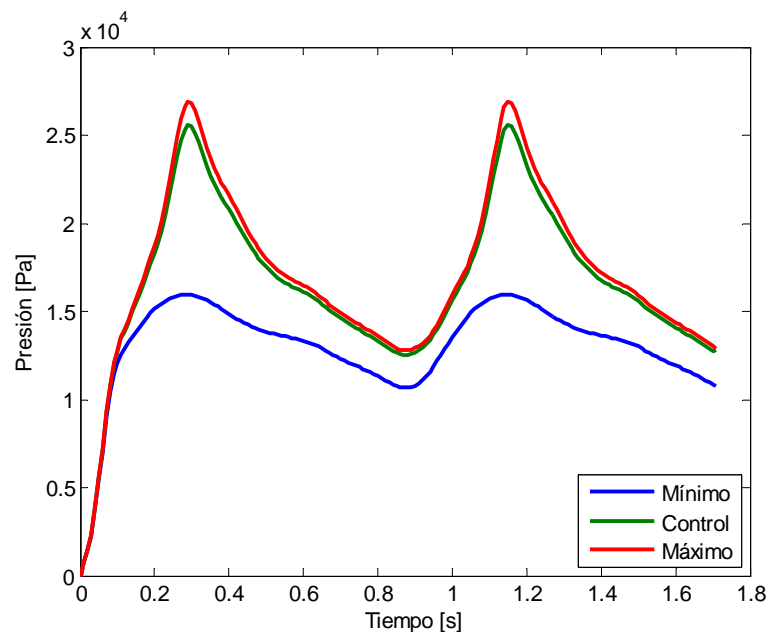


Figura 5.221: Simulación 13. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima, de control y mínima en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

La figura 5.220 muestra los vectores de velocidad para los planos de control del aneurisma 1 en diástole. Nuevamente se muestra la recirculación del flujo.

La figura 5.221 muestra la evolución de la presión con respecto al tiempo. Es posible notar que la presión en el fondo del aneurisma 1 (control, figura 5.2) es levemente menor al la presión máxima en toda la geometría. Dentro del aneurisma 1 la presión oscila entre 27 [kPa] y 14 [kPa] aproximadamente.

En la figura 5.222 se ve la evolución del esfuerzo de corte con respecto al tiempo. Se puede ver que el esfuerzo de corte dentro del aneurisma 1 es casi 5 veces menor al que se produce

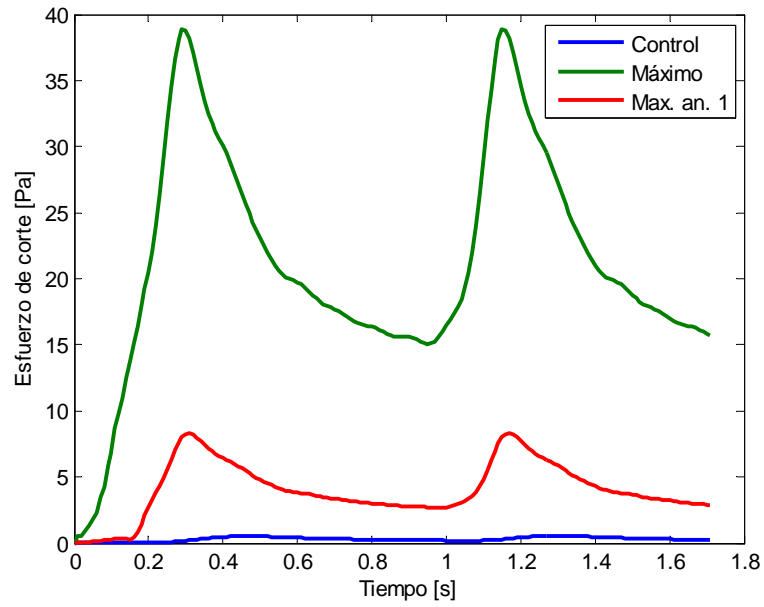


Figura 5.222: Simulación 13. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

en toda la geometría. El valor máximo en el aneurisma 1 se produce muy cerca de la entrada, mientras que el punto de control (figura 5.2) que se encuentra en el fondo del aneurisma 1 muestra esfuerzo muy pequeños.

La figura 5.223 muestra la evolución de la magnitud de la velocidad para el punto de control (figura 5.2) y los puntos de velocidad maxima para los planos de control 1, 2 y 3 (figura 5.3). Como es de esperarse el flujo de sangre pierde velocidad a medida que entra al aneurisma 1.

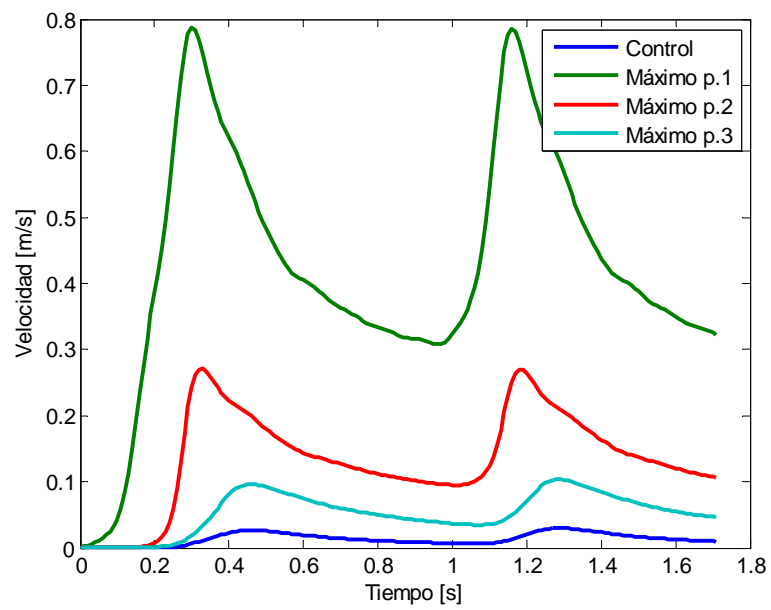


Figura 5.223: Simulación 13. Velocidad en función del tiempo para los puntos de velocidad máxima por plano y de control en el aneurisma 1 para dos ciclos cardiacos.

Capítulo 6

Análisis y discusión de resultados

6.1. Simulación fluidodinámica

En ésta sección se estudian los resultados obtenidos para la simulación 1, la cual corresponde a la simulación fluidodinámica (CFD). Es importante recordar que en ésta simulación la pared arterial se modela como una pared rígida, sin movimiento.

En la tabla 6.1 y 6.2 se resumen los principales resultados para la presión y esfuerzos de corte; y velocidad en planos de control respectivamente.

Los resultados obtenidos se encuentran en el orden de magnitud de los resultados descritos por otros autores [1][16].

En el cuadro 6.1 es posible observar que la diferencia de presión entre el máximo para toda la geometría y el punto de control es menor al 5%, además la diferencia de presión entre el

Cuadro 6.1: Resumen de resultados simulación CFD. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte en aneurisma 1 y sus diferencias porcentuales.

	Presión [Pa]	Diferencia [%]	Esfuerzo de corte [Pa]	Diferencia [%]
Máximo	26380	-	47,5	-
Máximo aneurisma 1	25300	4,1	7,35	84,5
Punto de control	25090	4,9	0,53	92,8 ¹

Cuadro 6.2: Resumen de resultados simulación CFD. Puntos de velocidad máxima en planos de control para el aneurisma 1 y sus diferencias porcentuales.

	Velocidad [m/s]	Diferencia [%]
Plano entrada	0,698	-
Plano medio	0,198	72
Plano fondo	0,085	88
Punto control	0,016	92

máximo para el aneurisma 1 y el punto de control es aproximadamente del 1 %. Con esto es posible notar que el aneurisma se ve sujeto a una presión casi constante y muy cercana al valor máximo para toda la geometría.

En la misma tabla es posible notar que el esfuerzo de corte máximo en el aneurisma 1 es un orden de magnitud mayor al que se genera en el punto de control. El punto de control se encuentra en el fondo del aneurisma, mientras que el esfuerzo máximo se genera en la pared mas cercana a la arteria donde impacta el flujo de sangre, tal como se observa en las figuras 5.6 y 5.7.

En la tabla 6.2 se puede ver que la velocidad disminuye rapidamente a medida que ingresa en el aneurisma 1. La mayor disminución se produce entre el plano de entrada y el plano medio. Es posible notar que la velocidad en el plano de entrada es un orden de magnitud mayor a la velocidad en el plano del fondo y en el punto de control.

Es interesante notar que la diferencia porcentual del esfuerzo de corte y velocidad medidos en el punto de control y plano de entrada son muy similares. Además la presión máxima obtenida es ~ 10 [kPa] mayor a la utilizada para la presión interna. Esto indica que es muy probable que existan diferencias entre la simulación estructural pura y la simulación con interacción fluido-sólido.

En la figura 5.4 es posible ver que el aneurisma más pequeño está sujeto a una presión interna menor a la del aneurisma mayor. La figura 5.5 muestra que el esfuerzo de corte en la pared del aneurisma 2 es del mismo orden de magnitud que en el aneurisma 1. Las velocidades se comparan en el plano de entrada y superior, para la sístole. La velocidad máxima en el plano de entrada en el aneurisma 2 equivale a un 46 % de la del aneurisma 1 en el mismo plano. La velocidad máxima en el plano superior del aneurisma 2 equivale a un 36 % de la del aneurisma 1 en un plano equivalente.

6.2. Simulación Estructural

En esta sección se analizan los resultados obtenidos en las simulaciones estructurales puras con el objetivo de determinar las diferencias generadas por cada tipo de elemento y material. Los modelos se diferencian por el uso de elementos tipo cáscara o sólido 3D, material lineal elástico o de Mooney-Rivlin, espesor obtenido experimentalmente o la mitad de éste y presión interna normal o hipertensión.

La tabla 6.3 resume las características de cada simulación.

En las tablas 6.4 y 6.5 se resumen los valores máximos obtenidos por simulación.

Los resultados obtenidos se encuentran dentro de los rangos descritos por la literatura [16] [23], con excepción de las simulación con presión hipertensa (simulación 3 y 6).

Las figuras 6.1 a 6.5 muestran gráficamente las curvas de magnitud de desplazamiento, esfuerzo efectivo de von Misses, primer esfuerzo principal, primera deformación principal y tercera deformación principal para el máximo en el aneurisma 1 y en el punto de control respectivamente.

Cuadro 6.3: Configuración de simulaciones CSD

Simulación #	Elemento		Material		Presión		Espesor	
	Cáscara	Sólido 3D	Lineal elástico	M-R	Normal	H.T	Normal	E.M
2	X		X		X		X	
3	X		X			X	X	
4	X		X		X			X
5	X			X	X		X	
6	X			X		X	X	
7	X			X	X			X
8		X	X		X		X	
9		X		X	X		X	

Cuadro 6.4: Resumen de resultados para desplazamiento, esfuerzo efectivo y 1° esfuerzo principal en simulaciones estructurales puras.

Simulación #	Desplazamiento [m]	Esfuerzo Efectivo [Pa]	1° esfuerzo principal [Pa]
2	0,0033	343594	350851
3	0,0067	917255	995997
4	0,004	550898	593930
5	0,0031	475626	449147
6	0,0053	1403000	1564800
7	0,0035	784753	785595
8	0,0032	428151	460089
9	0,0023	496003	1346520

Cuadro 6.5: Resumen de resultados para 1° y 3° deformaciones principales en simulaciones estructurales puras.

Simulación #	1° deformación principal [-]	3° deformación principal [-]
2	0,138	-0,178
3	0,397	-0,476
4	0,221	-0,286
5	0,118	-0,149
6	0,235	-0,23
7	0,157	-0,183
8	0,165	-0,178
9	0,14	-0,149

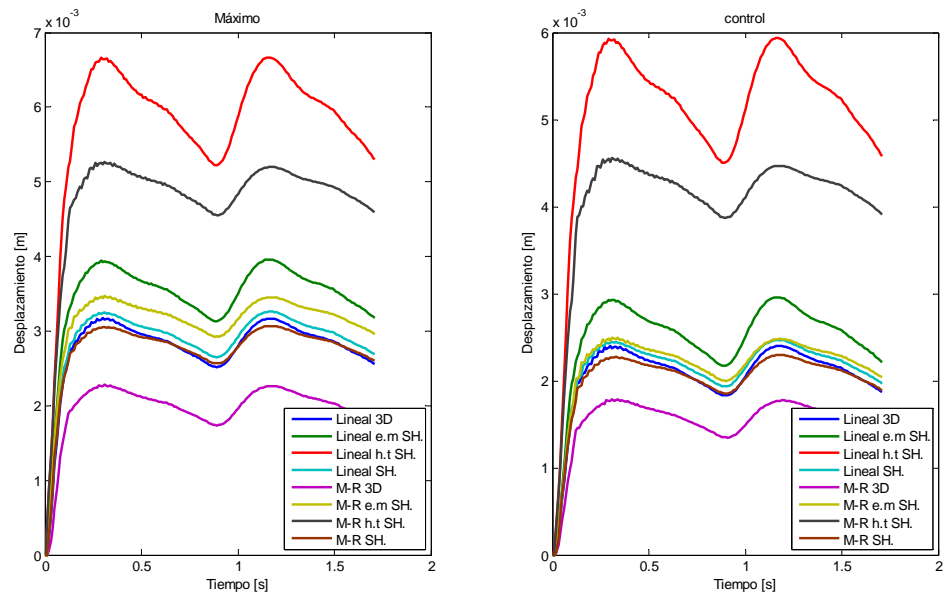


Figura 6.1: Desplazamientos máximos y de control para simulaciones CSD.

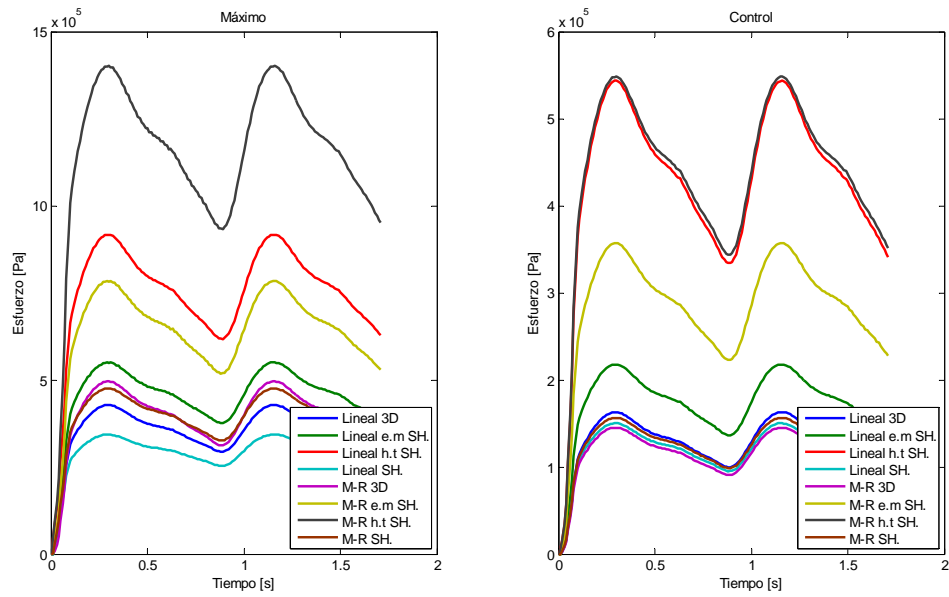


Figura 6.2: Esfuerzos efectivos máximos y de control para simulaciones CSD.

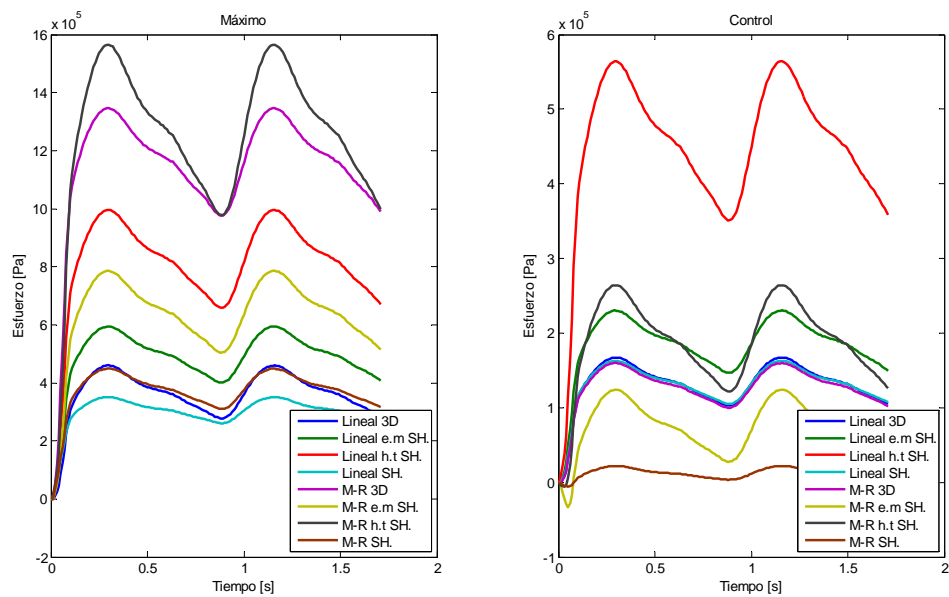


Figura 6.3: Primer esfuerzo principal máximo y de control para las simulaciones CSD.

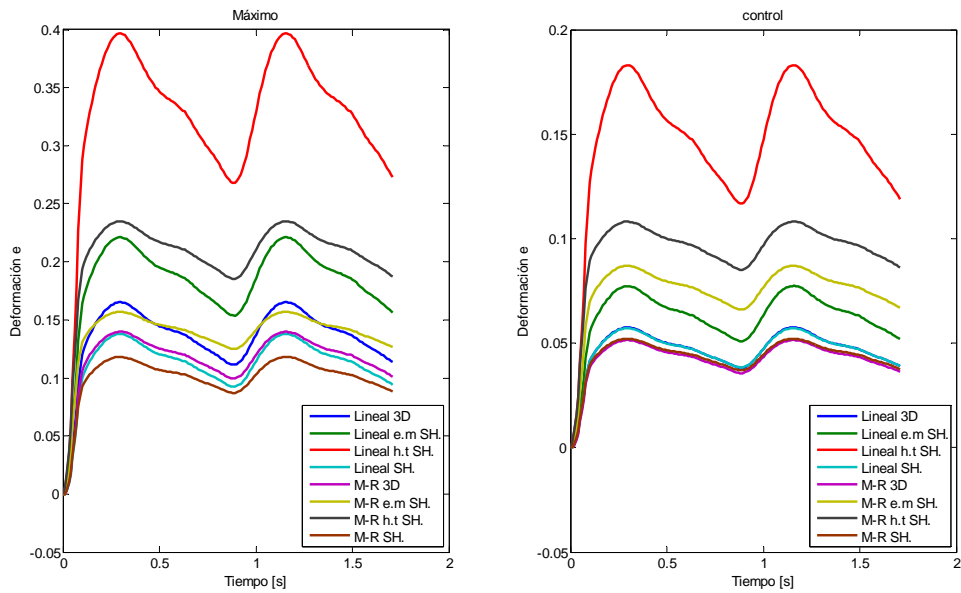


Figura 6.4: Primera deformación principal máxima y de control para las simulaciones CSD.

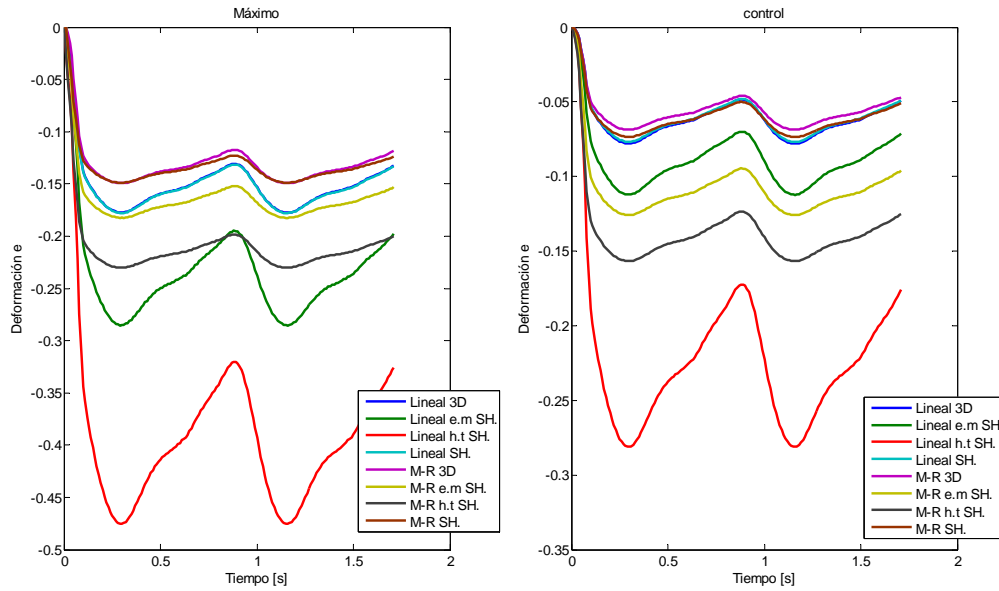


Figura 6.5: Tercera deformación principal mínima y de control para simulaciones CSD.

Cuadro 6.6: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de material para valores máximos. Parte 1.

Simulación	Desplazamiento	Esfuerzo Efectivo	1° esfuerzo principal
#	[%]	[%]	[%]
2	-6,2	27,8	21,9
5	-	-	-
3	-26,6	34,6	36,4
6	-	-	-
4	-14	29,8	24,4
7	-	-	-
8	-39	13,7	65,8
9	-	-	-

En la tabla 6.6 y 6.7 se pueden ver las diferencias porcentuales entre simulaciones con elementos del mismo tipo, pero con materiales distintos. En todos los casos se tomo como referencia el material ajustado por el modelo de Mooney Rivlin, por considerarse más cercano a la realidad. Los resultados se encuentran dentro de las magnitudes descritas en la literatura [13, 24].

En el grafico 6.1 es posible notar que los modelos con material lineal elástico presentan desplazamientos mayores a su equivalentes con material de Mooney Rivlin. Para el esfuerzo efectivo de Von Misses y el primer esfuerzo principal ocurre lo contrario, el material de Mooney Rivlin presenta mayores esfuerzos que el lineal elástico. Esto se debe a que el modelo lineal elástico no supera en ninguna parte de la curva mostrada en el gráfico 4.14 el valor de la curva del material de Mooney Rivlin. Al superar un estiramiento de 1,1 el material de Mooney Rivlin muestra esfuerzos superiores a los que muestra el material lineal elástico

Cuadro 6.7: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de material para valores máximos. Parte 2.

Simulación	Primera deformación ppal.	Tercera deformación ppal.
#	[%]	[%]
2	-16,7	-19,6
5	-	-
3	-68,9	-106,5
6	-	-
4	-41	-56,5
7	-	-
8	-18,2	-18,8
9	-	-

Cuadro 6.8: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de elemento para valores máximos. Parte 1.

Simulación	Desplazamiento	Esfuerzo Efectivo	1° esfuerzo principal
#	[%]	[%]	[%]
2	-2,9	19,7	23,7
8	-	-	-
3	-34,6	4,1	66,1
9	-	-	-

para una deformación dada. Las deformaciones son más altas para el material lineal elástico porque requiere que estos valores aumenten para alcanzar esfuerzos altos, mientras que el material de Mooney Rivlin puede alcanzar esfuerzos más elevados a menores deformaciones. Es decir, para un mismo esfuerzo dado el material de Mooney Rivlin llega a éste valor con una menor deformación de la que el material lineal elástico necesita para lograr el mismo esfuerzo. Es interesante notar que autores como Figueroa [16] obtuvieron resultados opuestos a los expuestos aquí. La razón de ésto es que el modelo lineal utilizado por Figueroa es más rígido que el modelo hiperelástico que utiliza, cuando se encuentra en estados de baja deformación.

Es interesante notar que la tercera deformación principal en todos los casos es negativa (figura 6.5). Esto significa que en esa dirección ocurre compresión, por lo que la pared del aneurisma en esa región en particular se está adelgazando. Las zonas donde la tercera deformación principal es más baja son las zonas donde hay mayor adelgazamiento, provocando un aumento del esfuerzo efectivo en esa zona en particular.

Los cuadros 6.8 y 6.9 muestran las diferencias porcentuales entre simulaciones con igual material pero elementos diferentes. En este caso las simulaciones con elemento 3D muestran deformaciones y esfuerzos mayores o iguales a los que presentan las simulaciones con elemento tipo cáscara. Elementos 3D en situación de cáscara tienden a volver el modelo demasiado rígido, debido al bloqueo que se produce entre elementos deformándose angularmente [11, 25, 26]. Ésta rigidización es la que explica porque se ven esfuerzos más elevados para las simulaciones con elementos 3D.

Cuadro 6.9: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de elemento para valores máximos. Parte 2.

Simulación	Primera deformación ppal.	Tercera deformación ppal.
#	[%]	[%]
2	16,6	-0,3
8	-	-
3	15,5	0,3
9	-	-

Cuadro 6.10: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de carga y espesor. Parte 1.

Simulación	Desplazamiento	Esfuerzo Efectivo	1° esfuerzo principal
#	[%]	[%]	[%]
2	-	-	-
3	-104,5	-167	-183,9
4	-21,5	-60,3	-69,3
5	-	-	-
6	-71,7	-195	-248
7	-13,1	-65	-74,9

Cuadro 6.11: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD variando el tipo de carga y espesor. Parte 2.

Simulación	Primera deformación ppal.	Tercera deformación ppal.
#	[%]	[%]
2	-	-
3	-187,8	-167
4	-60,5	-60,4
5	-	-
6	-98,9	-54,7
7	-32,9	-22,6

Las tablas 6.10 y 6.11 muestran las diferencias porcentuales entre las simulaciones con espesor normal y presión interna normal, en comparación con las simulaciones con la mitad del espesor normal para el aneurisma y el triple de presión interna respectivamente. Como era de esperarse las simulaciones que no se encuentran en un estado normal presentan valores mayores para todas las variables en comparación con el caso normal.

La simulación 3 (lineal elástica con presión interna hipertensa) muestra que la primera deformación principal tiene un valor de 0,39, tal como se ve en la tabla 6.5. Los ensayos de tracción realizados a este aneurisma [4] muestran que la máxima deformación que se alcanza antes de la rotura es de 0,38, por lo que en este caso se podría presentar rotura en el aneurisma 1. La simulación 6 (Mooney Rivlin con presión interna hipertensa) muestra que la primera deformación principal tiene un valor de 0,24, por lo que no llegaría a la deformación de rotura. La tercera deformación principal en ambos casos es de compresión, por lo que no se puede asegurar que superar el limite definido llevaría a la rotura del tejido. El esfuerzo

Cuadro 6.12: Configuración de simulaciones FSI

Simulación #	Acoplamiento		Material	
	En una dirección	Completo	Lineal elástico	M-R
10		X	X	
11	X		X	
12		X		X
13	X			X

máximo antes de la rotura definido por contente es de 1286 [kPa], utilizando éste valor la simulación 3 no presentaría rotura pero la simulación 6 si.

Las figuras presentadas en el capítulo 5, sección 3 muestran que para el aneurisma 1 los valores máximos se presentan en el cuello donde éste se une a la arteria. Esto ocurre para todas las simulaciones sólidas con excepción de las simulaciones 4 (espesor medio, presión interna normal y material lineal elástico) y 7 (espesor medio, presión interna normal y material Mooney Rivlin). En estos casos los valores máximos para toda la geometría se localizan en el aneurisma 1. Tambien es posible notar que el aneurisma 2 presenta esfuerzo y deformaciones un orden de magnitud más pequeños que los presentados por el aneurisma 1. Tambien es posible notar que las zonas de altos esfuerzos coinciden con zonas de altas deformaciones.

Como conclusión tanto el tipo de material como el de elemento afectan los resultados de la simulación.

6.3. Simulación FSI

En esta sección se analizan los resultados obtenidos en las simulaciones con interacción entre sólido y fluido con el objetivo de determinar las diferencias generadas por cada tipo de acoplamiento y material. Los modelos se diferencian por el uso de material lineal elástico o de Mooney-Rivlin, y por el numero de iteraciones que se realizan para lograr el equilibrio entre sólido y fluido. Una manera de simplificar la interacción entre sólido y fluido es permitir que la iteración entre ambos se realice una sola vez. A esto se le llama acoplamiento en un dirección y consiste en aplicar al sólido las condiciones que logra el fluido al converger en el paso de tiempo actual, sin que el sólido afecte al fluido en el mismo paso de tiempo. Un acoplamiento completo implica que las condiciones logradas por el fluido al converger en el paso de tiempo actual se aplican al sólido, una vez que el sólido logra convergencia se aplican las condiciones al fluido, sin cambiar el paso de tiempo. Se realizan varias iteraciones de este proceso hasta que el sólido y el fluido logran convergencia entre ellos, luego de ésto es cuando se pasa al siguiente paso de tiempo y se repite el proceso.

La tabla 6.12 resume las características de cada simulación FSI.

6.3.1. Sólido

En las tablas 6.13 y 6.14 se resumen los valores máximos obtenidos por simulación. Los resultados se encuentran dentro de los valores descritos porla literatura [16, 23].

Cuadro 6.13: Resumen de resultados para desplazamiento, esfuerzo efectivo y 1° esfuerzo principal en parte sólida, simulación FSI.

Simulación #	Desplazamiento [m]	Esfuerzo Efectivo [Pa]	1° esfuerzo principal [Pa]
10	0,0044	460748	476923
11	0,0043	504599	528813
12	0,0041	713718	725792
13	0,0038	760801	781229

Cuadro 6.14: Resumen de resultados para 1° y 3° deformaciones principales en parte sólida, simulación FSI.

Simulación #	1° deformación principal [-]	3° deformación principal [-]
10	0,196	-0,238
11	0,217	-0,261
12	0,151	-0,182
13	0,158	-0,186

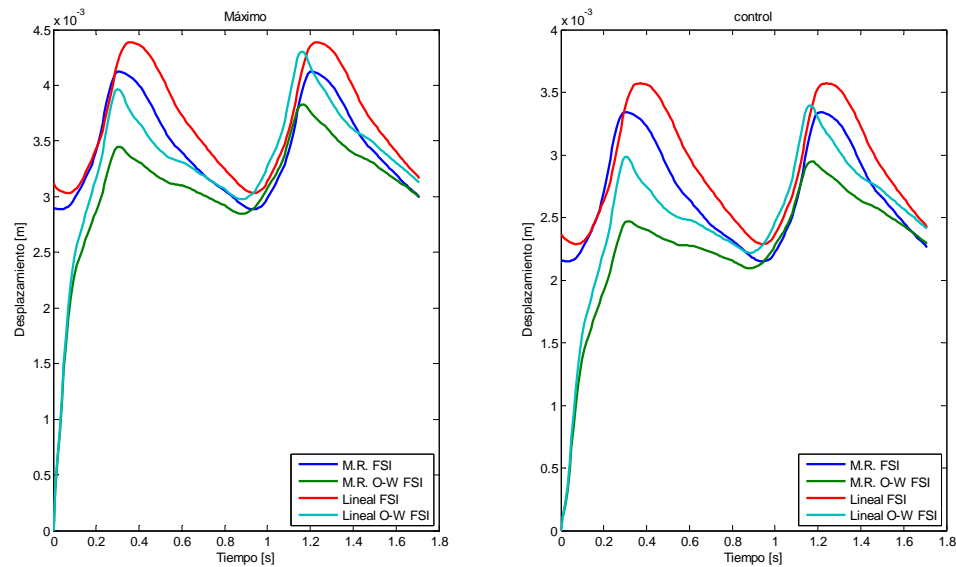


Figura 6.6: Desplazamientos máximos y de control para simulaciones FSI, parte sólida.

Las figuras 6.6 a 6.10 muestran los valores de desplazamiento, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer y tercer deformación principal en función del tiempo para la parte sólida de las simulaciones FSI.

Las tablas 6.15 y 6.16 muestran que las diferencias porcentuales entre simulaciones con iguales condiciones y que solo difieren en el acoplamiento. La máxima diferencia corresponde al primer esfuerzo principal para materiales lineal elásticos y es de 10,8 %. Las figura 6.6 a 6.10 muestran que estas diferencias son pequeñas y se aplican a los puntos máximos y de control.

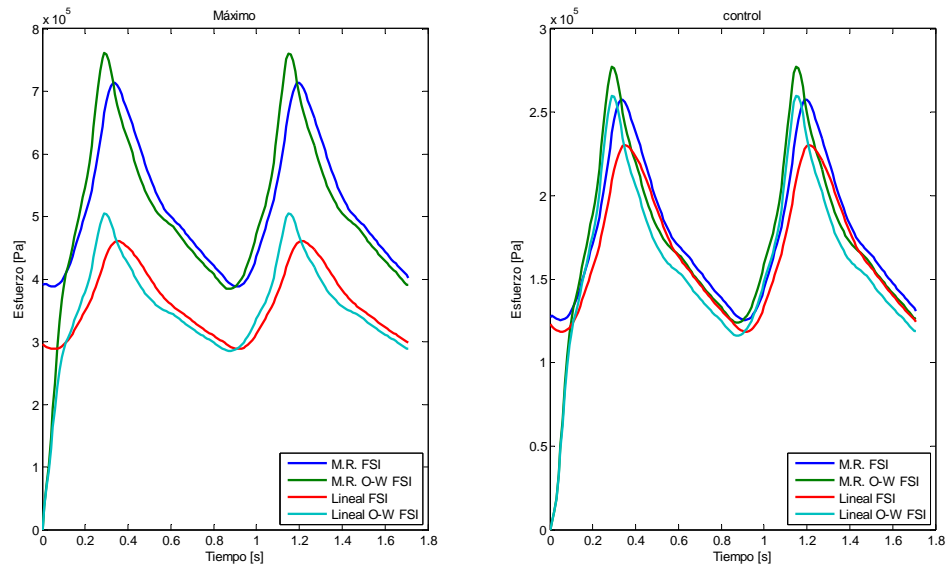


Figura 6.7: Esfuerzo efectivo de Von Mises máximo y de control para simulaciones FSI, parte sólida.

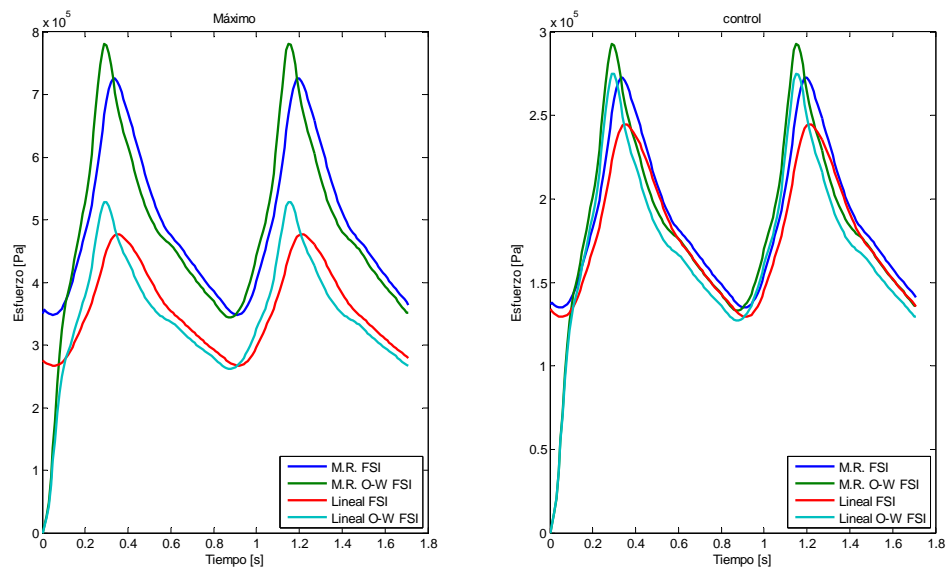


Figura 6.8: Primer esfuerzo principal máximo y de control para simulaciones FSI, parte sólida.

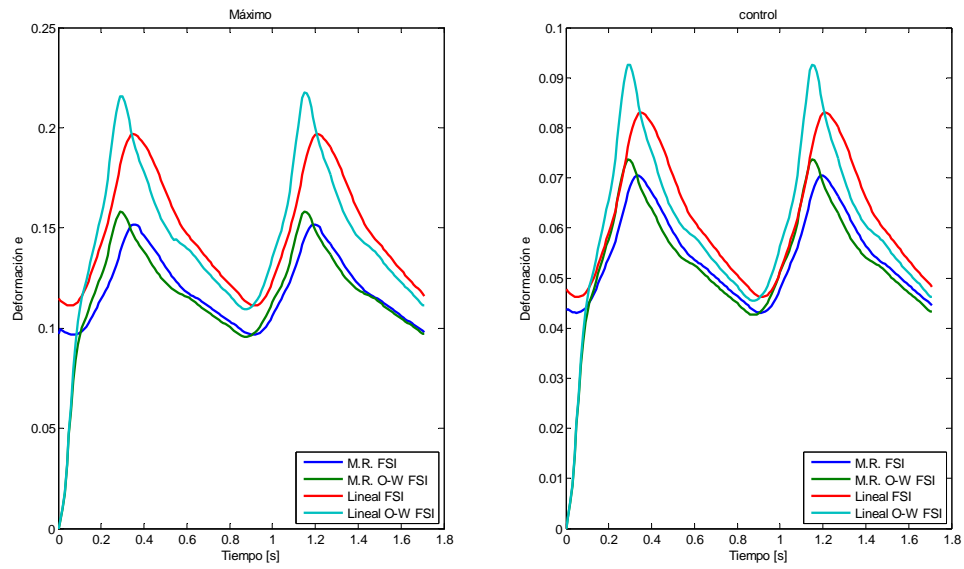


Figura 6.9: Primera deformación principal máxima y de control para simulaciones FSI, parte sólida.

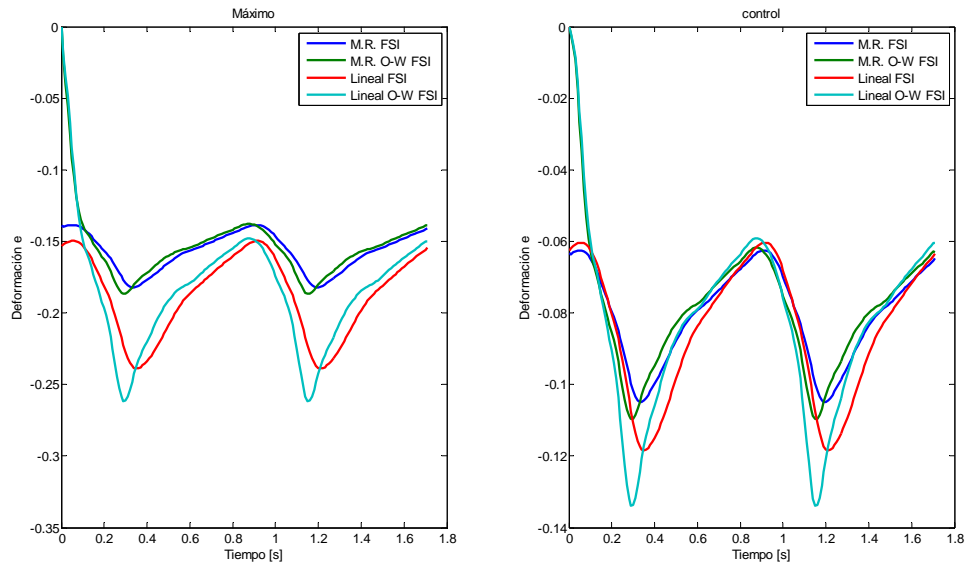


Figura 6.10: Tercera deformación principal máxima y de control para simulaciones FSI, parte sólida.

Cuadro 6.15: Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de acoplamiento para valores máximos. Parte 1.

Simulación	Desplazamiento	Esfuerzo Efectivo	1° esfuerzo principal
#	[%]	[%]	[%]
10	-	-	-
11	1,8	-9,5	-10,8
12	-	-	-
13	7,2	-6,7	-7,6

Cuadro 6.16: Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de acoplamiento para valores máximos. Parte 2.

Simulación	Primera deformación ppal.	Tercera deformación ppal.
#	[%]	[%]
10	-	-
11	-10,5	-9,5
12	-	-
13	-4,2	-2,6

Cuadro 6.17: Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de material para valores máximos. Parte 1.

Simulación	Desplazamiento	Esfuerzo Efectivo	1° esfuerzo principal
#	[%]	[%]	[%]
10	-6,3	35,4	34,3
12	-	-	-
11	-12,5	33,7	32,3
13	-	-	-

Las tablas 6.17 y 6.18 muestran las diferencias porcentuales entre simulaciones con igual acoplamiento pero distinto material. Las diferencias en los desplazamientos son menores al 13 %, pero los esfuerzos y deformaciones muestran diferencias que rodean el 35 %. Gráficamente esto se puede ver en los gráficos 6.6 a 6.10. La explicación de esta diferencia tiene que ver con las formas de las curvas esfuerzo-deformación para ambos materiales y a la presión interna que se está aplicando a la pared.

En la sección 6.4 se explican las razones de estas diferencias.

Se puede concluir que el tipo de material afecta de una manera mucho más relevante a los resultados que el tipo de acoplamiento para la parte sólida de las simulaciones FSI.

6.3.2. Fluído

Los cuadros 6.19 y 6.20 resumen los valores máximos obtenidos en la parte fluida de las simulaciones FSI.

Las figuras 6.11 a 6.13 muestran gráficamente los valores más importante para el fluido, para cada simulación FSI.

Cuadro 6.18: Diferencia porcentual entre simulaciones FSI, parte sólida, variando el tipo de material para valores máximos. Parte 2.

Simulación	Primera deformación ppal.	Tercera deformación ppal.
#	[%]	[%]
10	-29,6	-31,2
12	-	-
11	-37,6	-40,1
13	-	-

Cuadro 6.19: Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.

Simulación #	Presión			Esfuerzo de corte		
	Máx. [Pa]	An.1 [Pa]	Control [Pa]	Máx. [Pa]	An. 1 [Pa]	Control [Pa]
10	23960	23039	22972	34	7,3	0,71
11	26916	25660	25584	38,8	8,3	0,57
12	25064	24028	23954	35,8	7,5	0,64
13	26916	25660	25584	38,8	8,3	0,57

Cuadro 6.20: Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI. Puntos máximos de velocidad por plano.

Simulación #	Velocidad			
	P. Entrada [m/s]	P. Medio [m/s]	P. superior [m/s]	Control [m/s]
10	0,769	0,333	0,140	0,040
11	0,787	0,269	0,105	0,030
12	0,766	0,316	0,127	0,033
13	0,787	0,269	0,105	0,030

Cuadro 6.21: Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando acoplamiento. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.

Simulación #	Presión			Esfuerzo de corte		
	Máx. [%]	An.1 [%]	Control [%]	Máx. [%]	An. 1 [%]	Control [%]
10	-	-	-	-	-	-
11	-12,3	-11,3	-11,3	-14,2	-13,8	19,1
12	-	-	-	-	-	-
13	-7,4	-6,8	-6,8	-8,5	-10,7	9,3

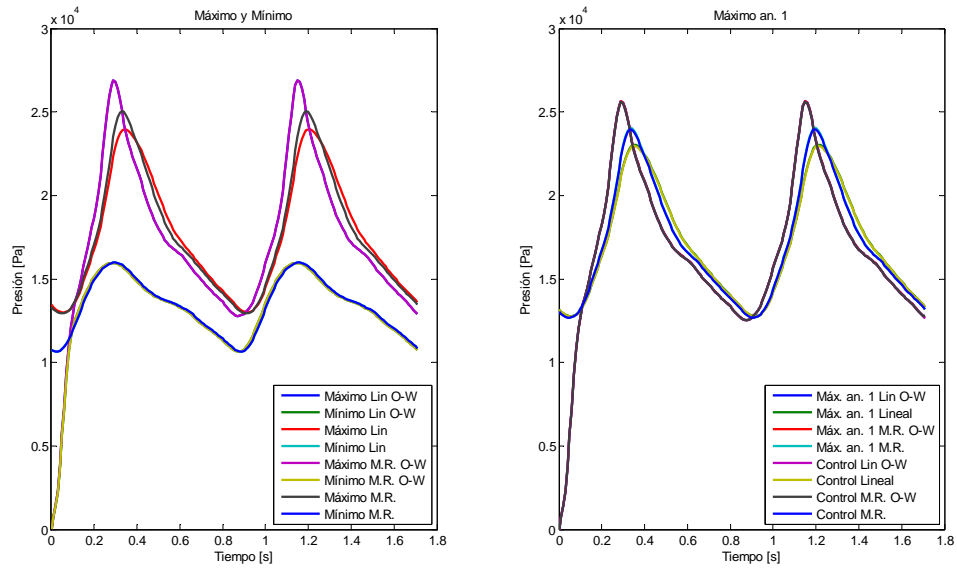


Figura 6.11: Presión máxima y mínima para la geometría y máximo para el aneurisma 1 para simulaciones FSI, parte fluida.

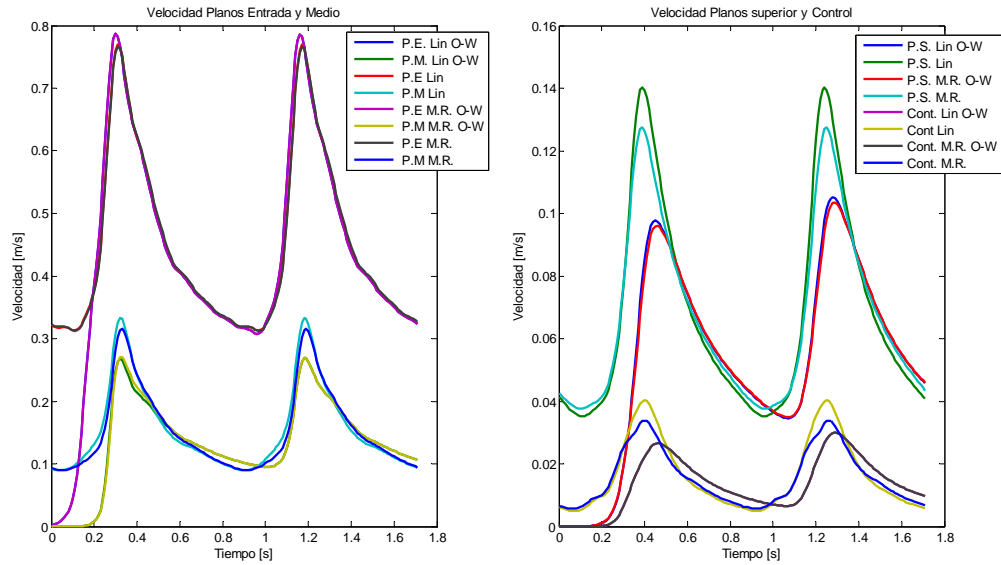


Figura 6.12: Magnitud de la velocidad máxima en planos de entrada, medio y superior y punto de control para simulaciones FSI, parte fluida.

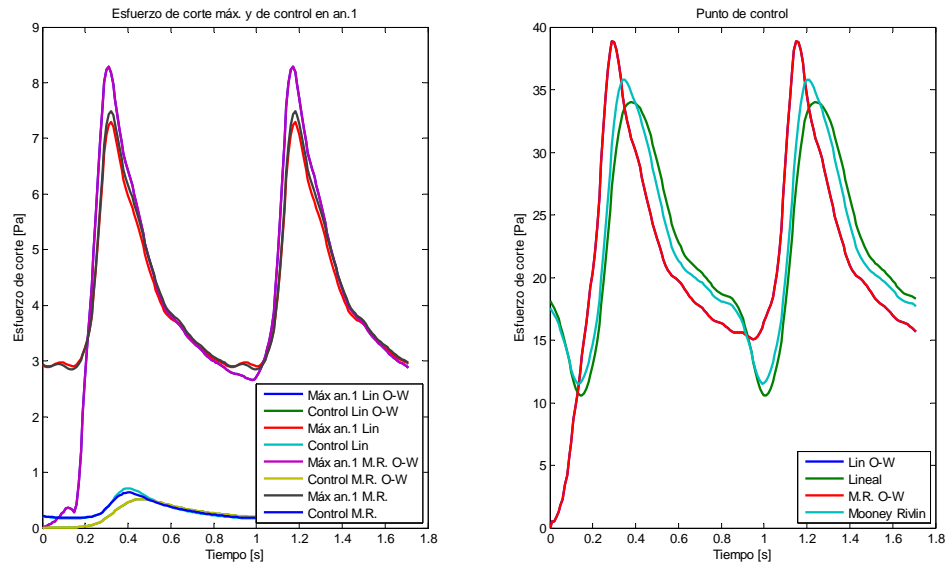


Figura 6.13: Esfuerzo de corte máximo para la geometría, aneurisma 1 y punto de control para simulaciones FSI, parte fluida.

Cuadro 6.22: Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando acoplamiento. Puntos máximos de velocidad por plano.

Simulación #	Velocidad			
	P. Entrada [%]	P. Medio [%]	P. superior [%]	Control [%]
10	-	-	-	-
11	-2,3	19,2	25	25,4
12	-	-	-	-
13	-2,7	14,4	18,8	11,3

Las tabla 6.21 y 6.22 muestran las diferencias porcentuales para los valores más relevantes para la parte fluida de las simulaciones FSI, variando el acoplamiento. Es posible ver que los valores para la presión son los que presentan la menor diferencia porcentual entre los modelos comparados, luego esta el esfuerzo de corte y por último la velocidad es la que presenta la mayor diferencia porcentual. Es posible notar que dentro del aneurisma 1 se producen las mayores diferencias. Las simulaciones acopladas en una dirección sobreestiman los valores de presión y esfuerzo efectivo, pero muestran velocidades menores dentro del aneurisma 1. Por último se ve que las diferencias porcentuales son menores en las simulaciones con material de Mooney Rivlin.

En las tablas 6.23 y 6.24 se presentan las diferencias porcentuales para los mismos valores de las tablas 6.21 y 6.22, pero en este caso se compara la diferencia que genera el material de la pared de la geometría. Se puede ver que la simulación con material lineal elástico tiende a subestimar el valor de la presión y el esfuerzo de corte, pero es importante destacar que son diferencias menores al 5%. En cuanto a la velocidad en el aneurisma 1, se ve que la

Cuadro 6.23: Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando el material de la pared. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.

Simulación	Presión			Esfuerzo de corte		
	Máx. [%]	An.1 [%]	Control [%]	Máx. [%]	An. 1 [%]	Control [%]
#						
10	4,4	4,1	4,1	5	2,7	-12
12	-	-	-	-	-	-

Cuadro 6.24: Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI variando el material de la pared. Puntos máximos de velocidad por plano.

Simulación	Velocidad			
	P. Entrada [%]	P. Medio [%]	P. superior [%]	Control [%]
#				
10	-0,4	-5,2	-10,2	-18,9
12	-	-	-	-

simulación 10 la sobreestima, pero las diferencias importantes se presentan en las velocidades más cercanas al fondo del aneurisma.

En la sección 6.5 se explican las razones de estas diferencias.

Al observar las imágenes de los vectores de velocidad para las simulaciones FSI (figuras 5.142, 5.167, 5.192 y 5.217) es posible notar que las simulaciones totalmente acopladas presentan vórtices muy definidos en el plano medio, a ambos lados del flujo más rápido. En las simulaciones acopladas en una dirección se presenta un solo vórtice, a la izquierda del flujo y no tan bien definido como los que se ven en los casos mencionados previamente. Las simulaciones totalmente acopladas buscan la convergencia entre los resultados sólidos y fluidos, lo que lleva a ver un flujo más ordenado al que se ve en el caso acoplado en una dirección.

Como conclusión se puede afirmar que lo que más afecta los resultados en el fluido para simulaciones FSI es el tipo de acoplamiento, más que el tipo de material de la pared del aneurisma.

6.4. Comparación FSI vs CSD

En esta sección se comparan las simulaciones estructurales puras con la parte sólida de las simulaciones FSI. Las tablas 6.25 y 6.26 resumen los resultados obtenidos en las simulaciones de interés para esta comparación.

Las figuras 6.14 a 6.18 muestran el comportamiento de el desplazamiento, esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal, primer y tercer deformación principal en función del tiempo respectivamente.

Las tablas 6.27 y 6.28 muestran las diferencias porcentuales entre las simulaciones CSD y la parte sólida de las simulaciones FSI totalmente acopladas que tienen el mismo material. Es

Cuadro 6.25: Resumen de resultados para desplazamiento, esfuerzo efectivo y 1° esfuerzo principal en simulaciones estructurales puras y parte sólida de simulación FSI.

Simulación #	Desplazamiento [m]	Esfuerzo Efectivo [Pa]	1° esfuerzo principal [Pa]
2	0,0033	343594	350851
5	0,0031	475626	449147
8	0,0032	428151	460089
9	0,0023	496003	1346520
10	0,0044	460748	476923
11	0,0043	504599	528813
12	0,0041	713718	725792
13	0,0038	760801	781229

Cuadro 6.26: Resumen de resultados para 1° y 3° deformaciones principales en simulaciones estructurales puras y parte sólida de simulación FSI.

Simulación #	1° deformación principal [-]	3° deformación principal [-]
2	0,138	-0,178
5	0,118	-0,149
8	0,165	-0,178
9	0,14	-0,149
10	0,196	-0,238
11	0,217	-0,261
12	0,151	-0,182
13	0,158	-0,186

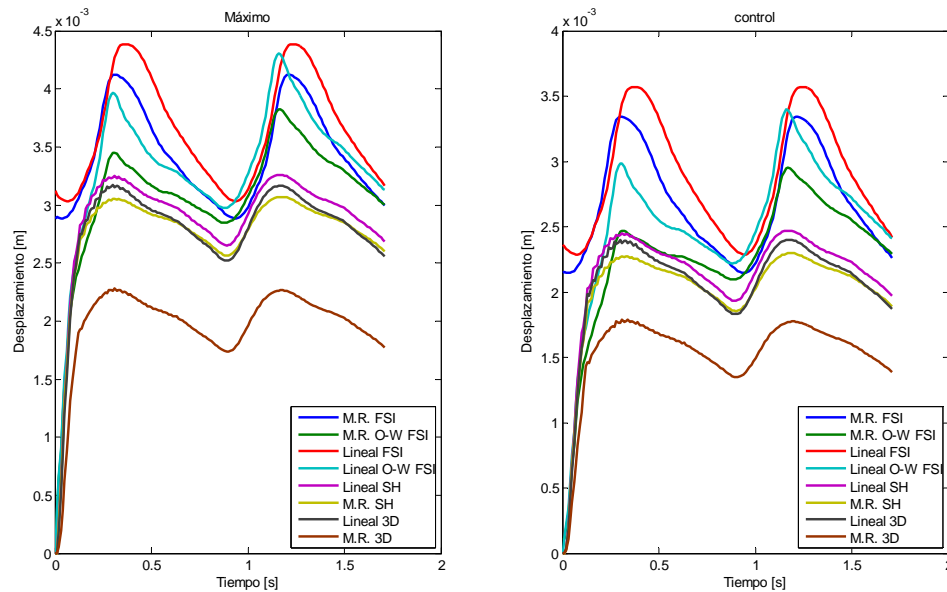


Figura 6.14: Desplazamiento máximo y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.

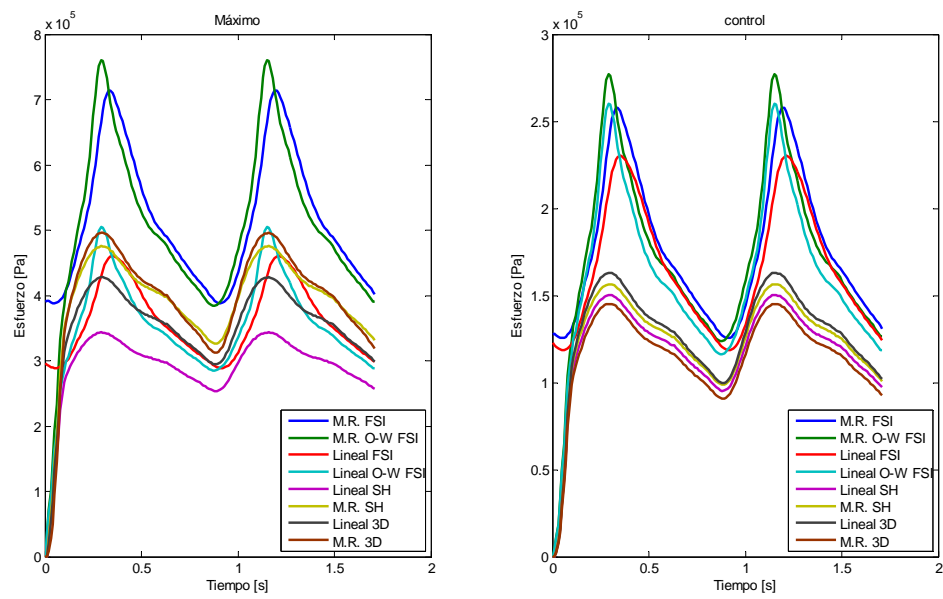


Figura 6.15: Esfuerzo efectivo de Von Mises máximo y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.

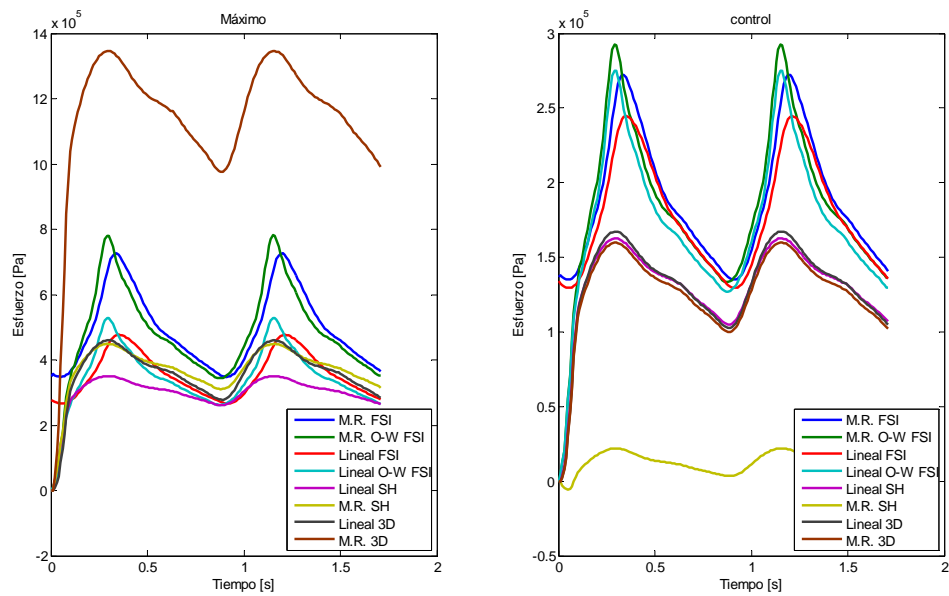


Figura 6.16: Primer esfuerzo principal máximo y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.

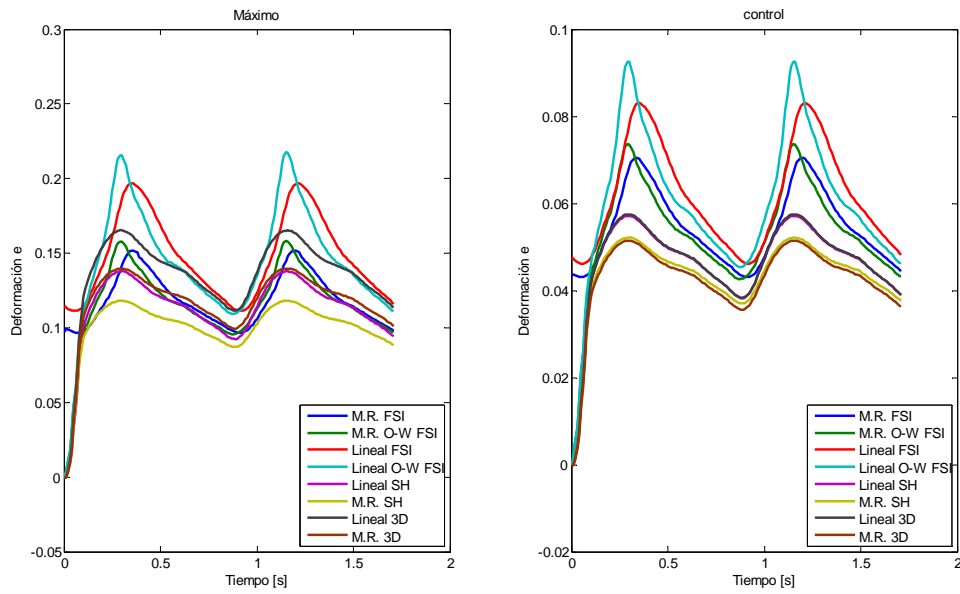


Figura 6.17: Primera deformación principal máxima y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.

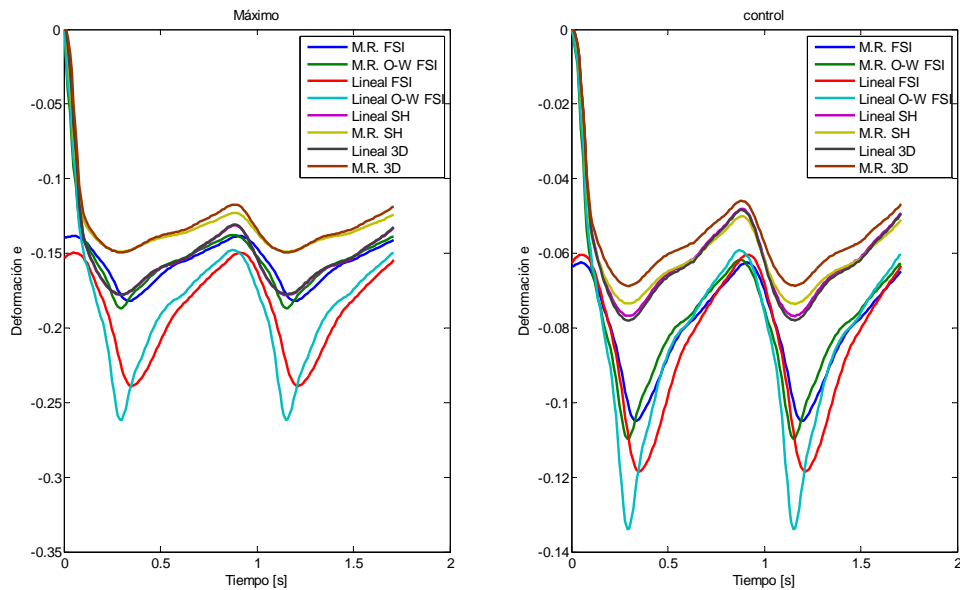


Figura 6.18: Tercera deformación principal máxima y de control para simulaciones CSD y FSI, parte sólida.

Cuadro 6.27: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD y parte sólida de simulación FSI variando el tipo de elemento para valores máximos por material. Parte 1.

Simulación #	Desplazamiento [%]	Esfuerzo Efectivo [%]	1° esfuerzo principal [%]
2	25,7	25,4	26,4
8	27,7	7,1	3,5
10	-	-	-
5	25,5	33,4	38,1
9	44,7	30,5	-85,5
12	-	-	-

Cuadro 6.28: Diferencia porcentual entre simulaciones CSD y parte sólida de simulación FSI variando el tipo de elemento para valores máximos por material. Parte 2.

Simulación #	Primera deformación principal [%]	Tercera deformación principal [%]
2	29,9	25,5
8	16	25,7
10	-	-
5	22,2	18,2
9	7,9	18
12	-	-

posible ver que las simulaciones CSD con elementos 3D presentan diferencias menores que las simulaciones CSD con elementos tipo cáscara con respecto a su equivalente en simulación FSI. La simulación 8 (material lineal elástico con elementos 3D), es la que más se aproxima a los resultados obtenidos por su equivalente en FSI, en cuanto a esfuerzos y primera deformación principal. Es importante recordar que la simulación 10 tiene en promedio un 30 % de diferencia con la simulación 12, por lo que la simulación 8 tiene una diferencia aun mayor con ésta última simulación, que es la más cercana a la realidad.

Es interesante notar que las curvas de desplazamiento, esfuerzos y deformaciones (figuras 6.15 a 6.18) para las simulaciones totalmente acopladas se encuentran retrasadas con respecto a las simulaciones sólidas puras y acopladas en una dirección. La figura 6.19 muestra que las curvas de presión dentro de la geometría sufren el mismo retardo al de las curvas en las figuras 6.15 a 6.18, lo que demuestra que la presión en el fluido es la causante.

Al observar la imágenes del capítulo 5 es posible notar que las simulaciones sólidas son capaces de entregar las regiones donde se localizan los esfuerzos y deformaciones más importantes y que se encuentran muy cercanas a las zonas determinadas en las simulaciones FSI.

Se puede concluir que las simulaciones CSD no son adecuadas para obtener valores reales del comportamiento del aneurisma, dado que presentan diferencias importantes con las simulaciones FSI, pero si que pueden dar una aproximación a las zonas de mayor riesgo.

Cuadro 6.29: Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.

Simulación	Presión			Esfuerzo de corte		
	Máx. [Pa]	An.1 [Pa]	Control [Pa]	Máx. [Pa]	An. 1 [Pa]	Control [Pa]
#						
1	26380	25300	25090	47,5	7,35	0,53
10	23960	23039	22972	34	7,3	0,71
11	26916	25660	25584	38,8	8,3	0,57
12	25064	24028	23954	35,8	7,5	0,64
13	26916	25660	25584	38,8	8,3	0,57

Cuadro 6.30: Resumen de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de velocidad por plano.

Simulación	Velocidad			
	P. Entrada [m/s]	P. Medio [m/s]	P. superior [m/s]	Control [m/s]
#				
1	0,698	0,198	0,085	0,016
10	0,769	0,333	0,140	0,040
11	0,787	0,269	0,105	0,030
12	0,766	0,316	0,127	0,033
13	0,787	0,269	0,105	0,030

Cuadro 6.31: Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de presión y esfuerzo de corte.

Simulación	Presión			Esfuerzo de corte		
	Máx. [%]	An.1 [%]	Control [%]	Máx. [%]	An. 1 [%]	Control [%]
#						
1	-5,2	-5,3	-4,8	-32,7	1,9	16,7
12	-	-	-	-	-	-

6.5. Comparación FSI vs CFD

En esta sección se comparan la simulación fluido dinámica con la parte fluida de las simulaciones FSI. Las tablas 6.29 y 6.30 resumen los resultados obtenidos en las simulaciones de interés para ésta comparación.

Las figuras 6.19 a 6.21 muestran el comportamiento de la presión, velocidad y esfuerzo de corte en función del tiempo respectivamente.

Las tablas 6.31 y 6.32 muestran las diferencias porcentuales para los principales valores en el fluido, en comparación con la parte fluida de la simulación 12 (FSI, Mooney Rivlin, totalmente acoplada). Es posible ver que la presión es muy similar, y que las diferencias son menores al 6%. La simulación fluida sobrestima el esfuerzo máximo en la geometría, pero

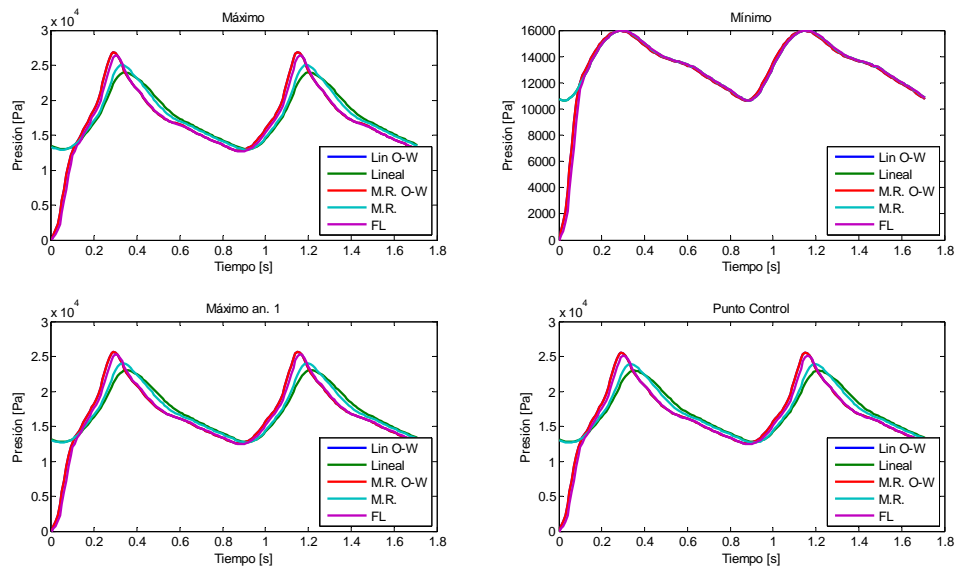


Figura 6.19: Presión interna máxima y mínima para toda la geometría, máxima y de control en aneurisma 1 para simulaciones CFD y FSI, parte fluida.

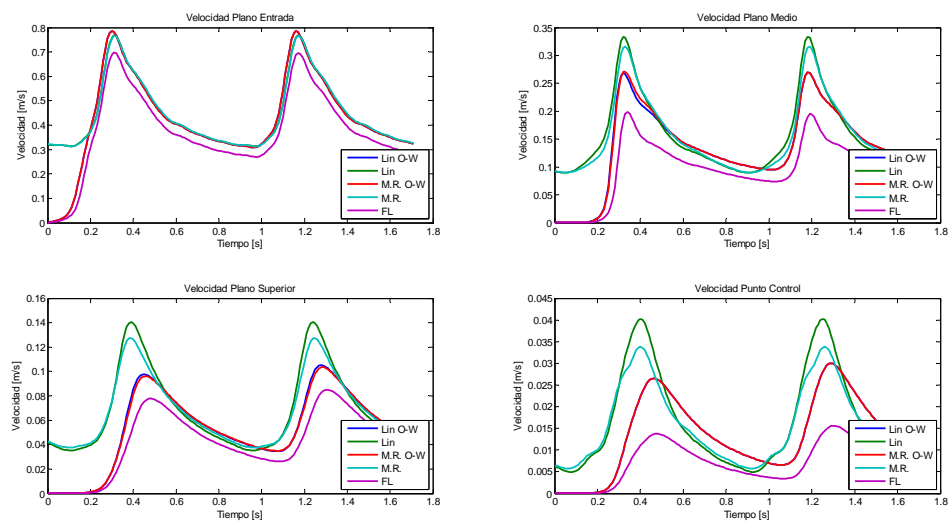


Figura 6.20: Magnitud de velocidad máxima y mínima para toda la geometría, máxima y de control en aneurisma 1 para simulaciones CFD y FSI, parte fluida.

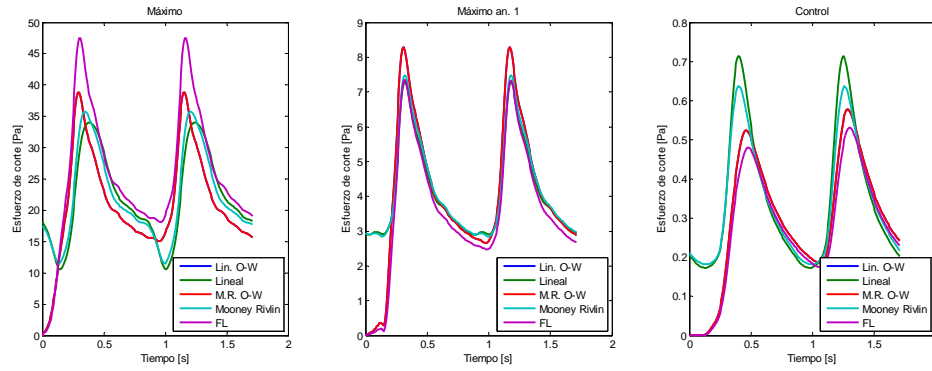


Figura 6.21: Esfuerzo de corte máximo para toda la geometría, máxima y de control en aneurisma 1 para simulaciones CFD y FSI, parte fluida.

logra aproximarse al valor máximo para el aneurisma 1. Para el punto de control subestima el valor del esfuerzo de corte. La figura 6.21 muestra gráficamente estas diferencias.

La simulación CFD tiende a subestimar la velocidad al interior del aneurisma, aumentando la diferencia a medida que el fluido entra en el aneurisma.

La explicación para estas diferencias es el movimiento de la pared del aneurisma. Al desplazarse favorece el movimiento del flujo, provocando una menor disminución de la velocidad, en comparación con el modelo con pared sólida. Las velocidades más altas dentro del aneurisma explica porque se ve una mayor diferencia en el esfuerzo de corte en el punto de control que en el punto máximo para el aneurisma 1.

La figura 6.20 muestra la velocidad máxima en los planos de control seleccionados. Es interesante notar que las simulaciones acopladas en una dirección y la simulación CFD tienen velocidades más lentas que las simulaciones totalmente acopladas, además las curvas de velocidad están más retrasadas para los primeros. La figura 6.19 muestra que la presión en cambio se retrasa y es menor a la de las simulaciones sin acoplamiento y CFD. Claramente la causa de estos fenómenos es el acoplamiento completo, porque las simulaciones que se realizaron con ésta característica son las que muestran velocidades más altas y adelantadas en el tiempo, acompañadas de presiones retrasadas y más bajas. La razón por la que el acoplamiento completo permite mayores velocidades y menores presiones es debido a la velocidad y momentum del fluido, actuando junto al desplazamiento de la pared arterial. [10, 9]

La mayor velocidad de las simulaciones acopladas explica los esfuerzos de corte más altos (figura 6.21). El desplazamiento de la pared arterial también explica las presiones más bajas que se ven en éstas simulaciones. La mayor expansión de la arteria ayuda a aliviar la presión.

Las imágenes en el capítulo 5 para la presión y esfuerzo de corte en las simulaciones CFD y FSI muestran que la simulación CFD logra determinar las zonas críticas para las variables mencionadas. Es importante mencionar que el aneurisma 2 muestra esfuerzos de corte mínimos iguales a 0 [Pa], y el aneurisma 1 del orden de 0,02 [Pa]. El menor esfuerzo de corte en el aneurisma 2 se explica por las menores velocidades que se alcanzan en éste aneurisma, en comparación con el aneurisma 1. Valores tan bajos de esfuerzo de corte representan un riesgo importante de ruptura [27] [28].

Cuadro 6.32: Diferencia porcentual de resultados fluidodinámicos simulación FSI y CFD. Puntos máximos de velocidad por plano.

Simulación	Velocidad			
	P. Entrada	P. Medio	P. superior	Control
#	[%]	[%]	[%]	[%]
1	8,9	37,3	33,2	53,9
12	-	-	-	-

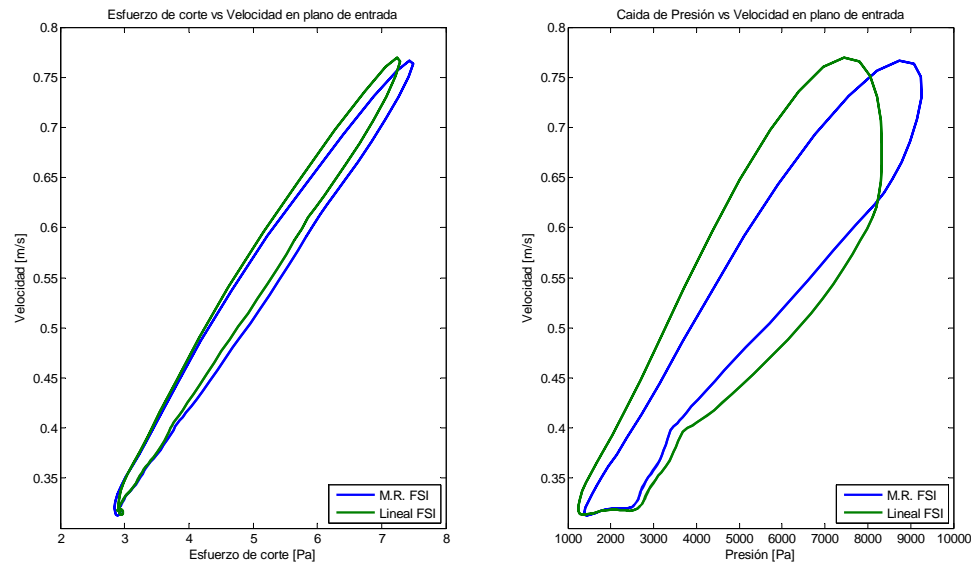


Figura 6.22: Esfuerzo de corte en aneurisma 1 vs velocidad en plano de entrada a aneurisma 1 (izquierda) y caída de presión vs velocidad en plano de entrada a aneurisma 1 (derecha).

Como conclusión la simulación CFD no logra entregar valores confiables de velocidad y esfuerzo de corte, pero si entrega la localización de las zonas críticas para presión y esfuerzo de corte.

6.6. Relación entre variables

En esta sección se analizan relaciones entre variables para las simulaciones FSI.

La figura 6.22 muestra a la izquierda el esfuerzo de corte máximo en el aneurisma 1 vs la velocidad en el plano de entrada y a la derecha la caída de presión en la geometría vs la velocidad en el plano de entrada al aneurisma 1 para las simulaciones 10 y 12 (FSI totalmente acopladas). Es posible notar que el esfuerzo de corte y la velocidad en el plano de entrada tienen una relación casi lineal. Si uno dibuja una línea de tendencia para cada una de las curvas obtiene coeficientes de determinación de 0,9881 para el material de Mooney Rivlin y 0,9885 para el material lineal elástico. En cuanto a la caída de presión y la velocidad se obtienen coeficientes de determinación de 0,926 para la simulación con material de Mooney Rivlin y 0,79 para la simulación lineal elástica. La relación entre el esfuerzo de corte y la

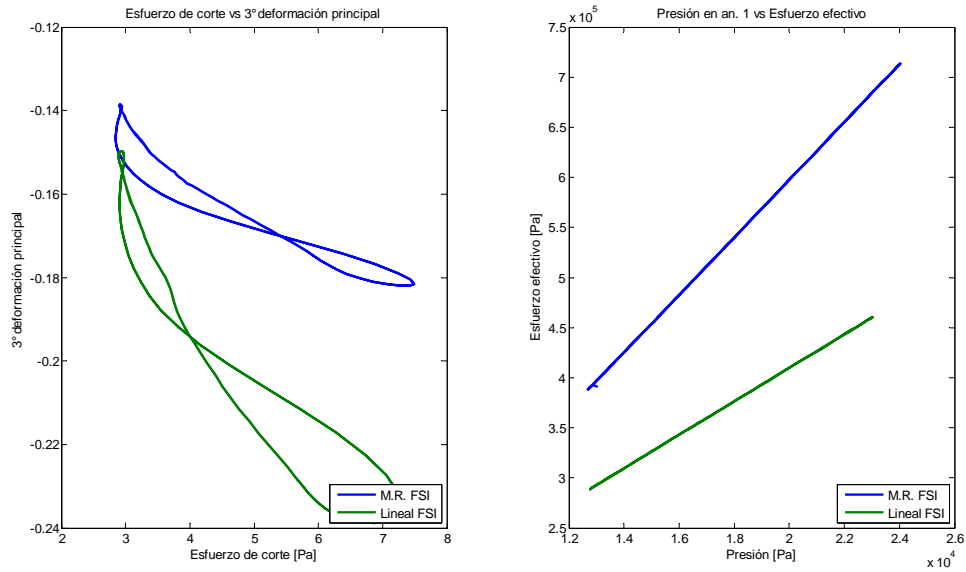


Figura 6.23: Esfuerzo de corte en aneurisma 1 vs tercera deformación principal (izquierda) y presión en aneurisma 1 vs esfuerzo efectivo de Von Mises en aneurisma 1 (derecha).

velocidad es esperable, debido a que el primero se calcula como la derivada de la velocidad en la pared [12]. Es de suponer que la velocidad máxima y en la pared en el plano de entrada van a tender a aumentar o disminuir juntas, aunque no necesariamente en igual magnitud. La caída en la presión y la velocidad tienen buena correlación, pero ésta está ligada a las condiciones de borde donde se imponen estos valores.

La figura 6.23 muestra la tercera deformación principal en función de el esfuerzo de corte en el aneurisma 1 y el esfuerzo efectivo de Von Mises en el aneurisma 1 en función de la presión en el aneurisma 1, para las dos simulaciones FSI totalmente acopladas. En el gráfico de la izquierda en la figura 6.24 se obtienen coeficientes de determinación de 0,9 y 0,911 para la simulación 10 y 12 respectivamente. Existe una relación interesante entre ambos valores, a medida que aumenta el esfuerzo de corte, también aumenta la magnitud de la deformación.

En el gráfico de la derecha de la figura 6.23 se ve que la presión y el esfuerzo efectivo tienen una relación completamente lineal en ambos casos (coeficientes de determinación de 1 en ambos casos). Ésto demuestra la importancia de seleccionar correctamente la presión interna que se aplica en una simulación CSD.

Capítulo 7

Conclusiones

- Se realizaron exitosamente 1 simulación CFD, 8 simulaciones CSD y 4 simulaciones FSI. Los resultados obtenidos permitieron estudiar la influencia del tipo de material, elemento en el sólido, espesor de la pared del aneurisma y tipo de simulación en la modelación. La simulación más realista realizada en éste trabajo es la simulación FSI totalmente acoplada con material hiper elástico de Mooney Rivlin, presión interna normal y espesor normal variable. El problema es que también es la simulación que requiere más horas de cálculo, casi 7 días. La simulación FSI acoplada en una dirección, material hiper elástico de Mooney Rivlin, presión interna normal y espesor normal variable es la que presenta la menor diferencia porcentual con respecto a la simulación más realista. Lo importante es que solo requiere de 2 días para completar los cálculos, lo cual la vuelve una opción muy interesante para desarrollar más investigación.
- Se logró reconstruir exitosamente el caso de aneurisma cerebral entregado por el instituto de neurocirugía Asenjo. Se modificó la metodología desarrollada por Rojo y Figueroa para obtener aneurismas con espesor variable más cercanos a la realidad. Se validó la metodología desarrollada por Figueroa para simulaciones FSI, específicamente en cuanto al perfil de velocidad de Womersley aplicado en la entrada del fluido y a la formulación cinemática del sólido.
- Se validó el modelo hiper elástico ajustado por Contente, al encontrarse entre las curvas obtenidas por Costalat [13] y Toht [14], los cuales también realizaron ensayos de tracción uniaxial.
- Se obtuvieron esfuerzos efectivos máximos entre 343 [kPa] y 713 [kPa] para simulaciones con presión interna normal, valores que se encuentran dentro de los rangos descritos en la literatura [seshaiyer]. Las simulaciones con presión interna hipertensa muestran esfuerzos efectivos máximos muy altos, de acuerdo a una presión interna 3 veces mayor a lo normal. Utilizar un modelo de material lineal elástico en lugar de uno hiper elástico lleva a subestimar los esfuerzos obtenidos en un 29 % en promedio. Esto no se puede tomar como una regla general porque otros autores obtuvieron resultados totalmente opuesto, donde el material lineal elástico sobreestima los esfuerzos [16]. Las simulaciones con material lineal elástico muestran las mismas regiones críticas que las mostradas por las simulaciones con material hiper elástico, por lo que podrían ser útiles al momento de identificar zonas de riesgo. Utilizar un modelo de material lineal elástico en lugar de

uno hiper elástico lleva a subestimar los esfuerzos obtenidos en un 29 % en promedio. Esto no se puede tomar como una regla general porque otros autores obtuvieron resultados totalmente opuesto, donde el material lineal elástico sobreestima los esfuerzos [16]. Las simulaciones con material lineal elástico muestran las mismas regiones críticas que las mostradas por las simulaciones con material hiper elástico, por lo que podrían ser útiles al momento de identificar zonas de riesgo. Utilizar elementos tipo cáscara subestima los esfuerzos obtenidos, en comparación con simulaciones con elementos sólidos tetrahedricos 3D. En este punto es necesario considerar si una malla compuesta por elementos 3D es adecuada para simular modelos de cáscaras delgadas. Otros autores obtuvieron resultados opuestos a los expuestos aquí, por lo que es recomendable realizar más estudios sobre el tema. Las simulaciones con elementos tipo cáscara muestran las mismas regiones críticas que las simulaciones con elementos 3D. En las simulaciones con espesor normal se ve que las zonas críticas se ubican en el cuello y el domo del aneurisma 1. Esto concuerda con lo visto por Ledermann [8] y Muñoz [10], los cuales utilizaron el espesor de la arteria para toda la geometría. Es importante recordar que en este caso el espesor medido para el aneurisma es muy cercano al teórico para la arteria, pero aun así existe validación en la literatura [13]. En las simulaciones con la mitad del espesor normal se ve que las zonas críticas se localizan en el domo del aneurisma 1. Esto concuerda con lo reportado por Figueroa, que utiliza un espesor de aneurisma un orden de magnitud menor al de la arteria, lo cual se encuentra de acuerdo a lo reportado por otros autores [3] [1]. Las simulaciones con la mitad del espesor normal muestran desplazamientos entre 13 % y 22 % mayores a las simulaciones con espesor normal. Además los esfuerzos son 67 % más altos y las deformaciones 40 % más altas a las entregadas por las simulaciones con espesor normal. Todo esto es esperable dado que se tiene una geometría de menor espesor que debe soportar las mismas cargas, por lo que los esfuerzos internos, las deformaciones y los desplazamientos serán más elevados. Las simulaciones con presión hipertensa muestran resultados alrededor del 100 % más elevados que en las simulaciones con presión interna normal. Lo interesante es que la simulación no falla a pesar de utilizar presión hipertensa 2 veces mayor a lo reportado [10]. Aun así no se puede descartar la presión como una de las causas más importantes en la rotura del aneurisma, dada la relación lineal que tiene con el esfuerzo efectivo. En el aneurisma se observa que las zonas de altos esfuerzos coinciden con zonas de altas deformaciones. Las simulaciones FSI muestran las mayores diferencias para todos los valores estudiados cuando se modifica el tipo de material de la simulación. Las simulaciones con material lineal elástico sobreestiman el desplazamiento en 8 % y las deformaciones en 34 %, mientras que subestiman los esfuerzos en 34 %, con respecto a las simulaciones FSI con material hiper elástico. Las simulaciones FSI acopladas en una dirección subestiman los desplazamientos en un 4 % mientras que sobreestiman los esfuerzos en 8 % y las deformaciones en 7 % con respecto a las simulaciones totalmente acopladas. Existe una relación lineal entre el esfuerzo efectivo en la pared del aneurisma 1 y la presión interna en el mismo aneurisma. Las simulaciones CSD subestiman los esfuerzos en 34 %, las deformaciones en 20 % y los desplazamientos en 30 % con respecto a las simulaciones FSI, pero si son capaces de mostrar las mismas zonas críticas. La mejor forma de utilizar las simulaciones CSD puras sería aplicar un pulso de presión interno obtenido desde una simulación CFD pura. En el fondo se está realizando la interacción fluido sólido de una manera muy básica.

-
- Se obtuvieron valores de los esfuerzos de corte máximos dentro del aneurisma 1 que oscilan entre 7,3 [Pa] y 8,3 [Pa], lo cual se encuentra dentro de lo esperado [28]. La presión interna máxima entregada por la simulación FSI acopladas en una dirección es entre 6,8 % y 11,3 % mayor a la mostrada por las simulaciones totalmente acopladas. Los esfuerzos de corte fuera y a la entrada del aneurisma son entre 8,5 % y 14,2 % más elevados a los vistos en las simulaciones totalmente acopladas, pero los esfuerzos de corte en el fondo del aneurisma en ésta última son entre 9,3 y 19,1 % mayores. Las velocidades en el plano de entrada en el aneurisma 1 son levemente mayores para las simulaciones acopladas en una dirección, entre 2,3 % y 2,7 %, pero dentro del aneurisma 1 las velocidades son entre 14,4 % y 25,4 % más elevadas para las simulaciones totalmente acopladas. La simulación CFD tiende a sobreestimar la presión interna máxima entre 4,8 % y 5,3 % con respecto a las simulaciones FSI totalmente acopladas. La simulación CFD entrega un esfuerzo de corte máximo para la geometría 32,7 % mayor al visto en simulaciones FSI acopladas completamente, pero éste último entrega esfuerzos de corte dentro del aneurisma entre 1,9 % y 16,7 % mayores a los vistos en CFD. Por último la simulación CFD subestima la velocidad del flujo dentro del aneurisma 1 entre 8,9 % y 53,9 % con respecto a las simulaciones FSI totalmente acopladas. Tanto las simulaciones FSI acopladas en una dirección como las simulación CFD son capaces de mostrar las regiones críticas para la presión y esfuerzo de corte. En cuanto a la velocidad del flujo no son capaces de mostrar todos los vortices que se generan dentro del aneurisma 1, aunque esto puede estar relacionado con la condición de pared rígida. Una manera de mejorar las simulaciones CFD puras es utilizar paredes móviles, aunque es necesario ver cuanto mejora la simulación para saber si la precisión en los resultados es importante.
 - Como cierre a éste trabajo se le recuerda al lector que el modelo del material fue desarrollado con una sola muestra, por lo que se espera que futuros trabajos aporten más muestras al modelo, con el fin de validarlo.

Bibliografía

- [1] A. Valencia, P. Torrens, R. Rivera, M. Galvez, and E. Bravo, “A mechanical study of patient-specific cerebral aneurysm models: The correlations between stress and displacement with geometrical indices,” *Mechanics Research Communications*, vol. 36, no. 5, pp. 642–651, Jul. 2009.
- [2] A. Delfino, N. Stergiopoulos, J. E. Moore Jr, and J.-J. Meister, “Residual strain effects on 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, Aug. 1997.
- [3] P. SESHAIYER, F. P. K. HSU, A. D. SHAH, S. K. KYRIACOU, and J. D. HUMPHREY, “Multiaxial Mechanical Behavior of Human Saccular Aneurysms,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 4, no. 3, pp. 281–289, Jan. 2001.
- [4] A. Contente, *caracterización de la tenso-deformación de muestras de aneurismas cerebrales humanos*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2012.
- [5] G. A. Holzapfel and R. W. Ogden, *Mechanics of Biological Tissue*. Springer, 2006.
- [6] M. Pritz, “Interesting images in cerebrovascular disease: evolution of a proximal, fusiform middle cerebral artery aneurysm,” *Seminars in Cerebrovascular Diseases and Stroke*, vol. 3, no. 4, pp. 242–245, Dec. 2003.
- [7] H. Morales, *Simulación de la hemodinámica de geometrías 3D aproximadas de aneurismas y análisis estadístico de los casos*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2006.
- [8] D. Ledermann, *Modelación de aneurismas cerebrales: simulación fluidodinámica y estructural*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2007.
- [9] S. Araya, *Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido-estructura*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2008.
- [10] F. Muñoz, *análisis de esfuerzos y deformaciones en modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2008.
- [11] R. Ard, “Theory and Modeling Guide Volume I : ADINA Theory and Modeling Guide Volume I : ADINA Solids & Structures,” vol. I, no. December, 2011.
- [12] Y. Fung, *Biomechanics: motion, flow, stress, and growth*, ser. Biomechanics / Y. C. Fung. Springer-Verlag, 1990.

-
- [13] V. Costalat and M. Sanchez, “Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (IRRA Project).” *Journal of biomechanics*, vol. 44, no. 15, pp. 2685–91, Oct. 2011.
- [14] F. Nasztanovics, B. Tóth, and G. Paál, “Numerical analysis of giant brain aneurysms,” *Journal of Computational and Applied Mechanics*, vol. 7, no. 1, pp. 41–58, 2006.
- [15] V. Iii and A. Cfd, “Theory and Modeling Guide Theory and Modeling Guide Volume III : ADINA CFD & FSI,” vol. III, no. December, 2011.
- [16] H. Figueroa, *Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido estructura*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2008.
- [17] M. Rojo, *Sensibilidad de resultados de simulaciones no FSI de modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile, 2008.
- [18] J. r. G. Isaksen and Y. Bazilevs, “Determination of wall tension in cerebral artery aneurysms by numerical simulation.” *Stroke; a journal of cerebral circulation*, vol. 39, no. 12, pp. 3172–8, Dec. 2008.
- [19] F. J. M. Sanchez, D. Ambard, V. Costalat, “Identificación del riesgo de rotura individual de aneurisma cerebral intercraneano : Una aproximación biomecánica,” congress CSMA, 2011.
- [20] M. J. Thubrikar, *Vascular Mechanics and Pathology*. Springer, 2007.
- [21] S. Timoshenko, *Strength of materials*, ser. Strength of Materials. Van Nostrand, 1955, no. v. 1.
- [22] J. D. Humphrey, *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. Springer, 2002.
- [23] B. Ma and J. Lu, “Nonlinear anisotropic stress analysis of anatomically realistic cerebral aneurysms.” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 129, no. 1, pp. 88–96, Feb. 2007.
- [24] H. J. Steiger, R. Aaslid, S. Keller, and H.-J. Reulen, “Strength, elasticity and viscoelastic properties of cerebral aneurysms,” *Heart and Vessels*, vol. 5, no. 1, pp. 41–46, Mar. 1989.
- [25] K. J. Bathe, *Finite element procedures*. Prentice Hall, 1996.
- [26] D. Chapelle and K. J. Bathe, *The Finite Element Analysis of Shells - Fundamentals*, ser. Computational Fluid and Solid Mechanics. Springer, 2010.
- [27] R. Torii, M. Oshima, T. Kobayashi, K. Takagi, and T. E. Tezduyar, “Influence of wall elasticity in patient-specific hemodynamic simulations,” *Computers & Fluids*, vol. 36, no. 1, pp. 160–168, Jan. 2007.
- [28] J. R. Cebal, M. a. Castro, J. E. Burgess, R. S. Pergolizzi, M. J. Sheridan, and C. M. Putman, “Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models.” *AJNR. American journal of neuroradiology*, vol. 26, no. 10, pp. 2550–9, 2005.

Anexo A

Escalamiento en aneurisma grande

	CAD	Real	diferencia [%]
Cuello [mm]	9.2	9.87	6.8
Diametro [mm]	16.1	15.6	3.2
Alto [mm]	20.8	19.95	4.3
Total			4.75

Cuadro A.1: Escala Aneurisma Grande

Anexo B

Imágenes utilizadas en la determinación del espesor

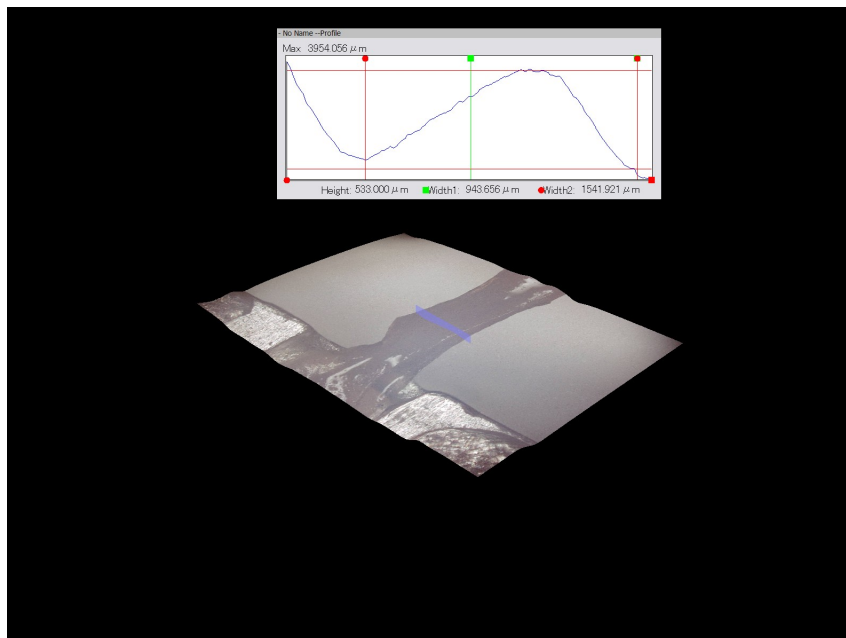


Figura B.1: Muestra 2

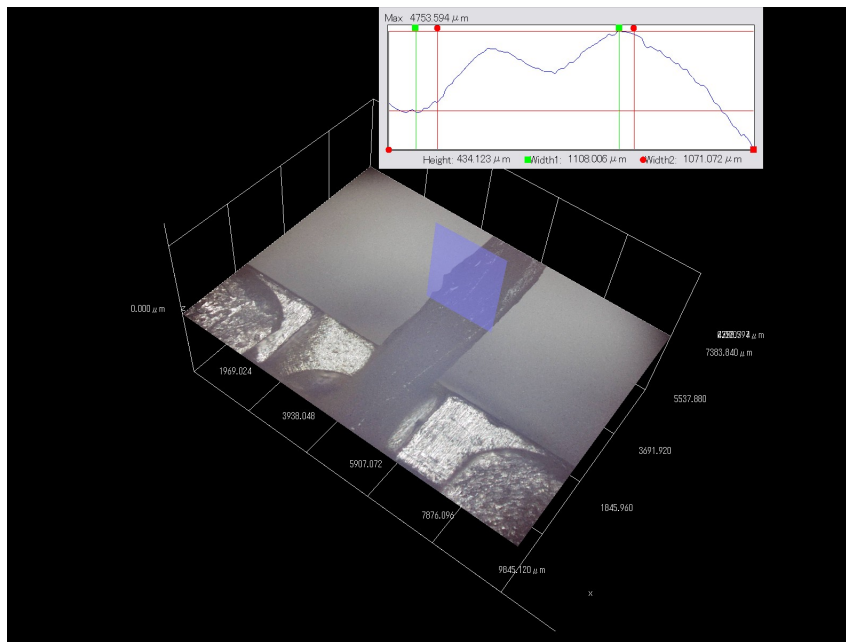


Figura B.2: Muestra 3

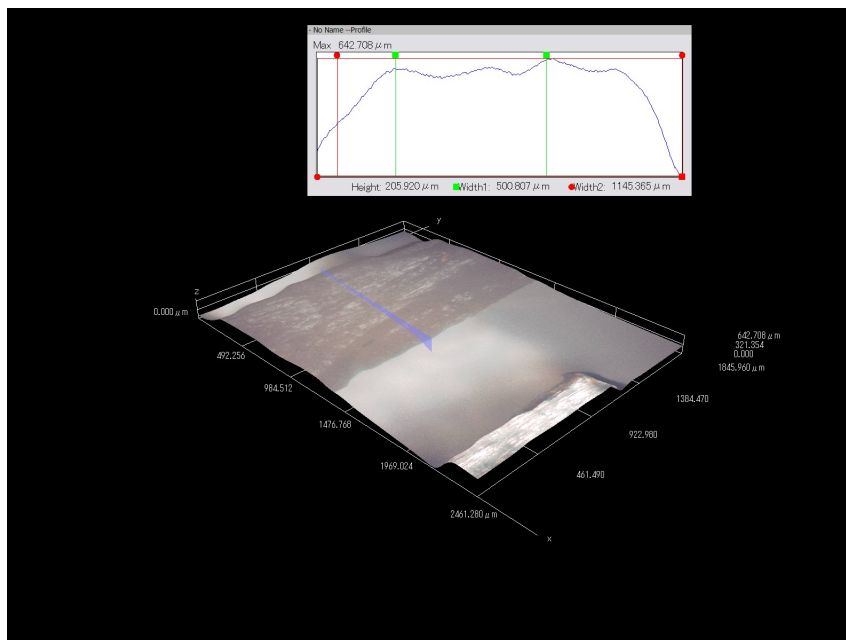


Figura B.3: Muestra 4