



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

ESTUDIO FLUIDO ESTRUCTURAL DE LAS CONDICIONES DE BORDE EN
ANEURISMA CEREBRAL

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

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

FRANCISCO GIOVANNI TORRES SARTORI

PROFESOR GUÍA:

ÁLVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:

AMADOR GUZMÁN CUEVAS

WILLIAMS CALDERÓN MUÑOZ

SANTIAGO DE CHILE

2014

RESUMEN

ESTUDIO FLUIDO ESTRUCTURAL DE LAS CONDICIONES DE BORDE EN ANEURISMA CEREBRAL

El presente trabajo trata sobre el estudio de los aneurismas cerebrales, los cuales son una enfermedad que se produce por la deformación de la pared de las arterias del cerebro. Esta patología se desarrolla en una zona llamada el círculo de Willis, el cual es un conjunto de arterias que se encarga de suministrar sangre a las diferentes áreas del cerebro.

Para este estudio se toma un modelo computacional o CAD (Diseño Asistido por Computador) de un aneurisma reconstruido en trabajos anteriores por el equipo del profesor A. Valencia. El principal objetivo es realizar un estudio de cómo simular adecuadamente las condiciones de borde del modelo computacional, para esto se utilizan dos teorías, la primera es la de Womersley, esta se encarga de simular un perfil de velocidad a la entrada de la arteria que tiene el aneurisma con el fin de reproducir un pulso cardíaco, la segunda es la de Windkessel, esta busca definir la presión de salida de la arteria.

Para hacer la simulación se usa un programa de elementos finitos (ADINA), en el cual se importa el modelo CAD del aneurisma y las condiciones de borde, calculadas anteriormente en otro programa llamado MATLAB.

Se realiza entonces una variación de la magnitud y de la forma del perfil de velocidad, también se aumenta el valor de la presión de salida (llegando a niveles de hipertensión) y por último se simula el aneurisma con un material elástico y con otro hiperelástico, con el fin de analizar cómo responde el sistema a los cambios.

Posteriormente al realizar los cálculos se determina que las mayores concentraciones de esfuerzos se ubican en la zona del cuello del aneurisma y que los lugares con mayores desplazamientos se encuentran en la región del domo. Además, aumentos en un 100 [%] en la velocidad pueden generar incrementos cercanos de un 40 [%] en los esfuerzos. También se establece que lo que más aumenta los esfuerzos en el aneurisma es un incremento de la presión, la hipertensión puede provocar niveles alarmantes de esfuerzos y de deformaciones, incluso muy cercanos a los índices de rupturas. Una hipertensión en grado 3 (presión de sístole por sobre los 180 [mmHg]) puede provocar un incremento en hasta un 87,5 [%] los esfuerzos y en hasta un 32 [%] las deformaciones. Finalmente se determina que un material hiperelástico modela de mejor manera un aneurisma, ya que el elástico puede subestimar valores de esfuerzos en casi un 47 [%].

Por último hay que tener cuidado con la asignación de recursos para las simulaciones, ya que estas pueden consumir demasiada memoria y tiempo, por lo que hay que llegar a un equilibrio entre unos resultados adecuados y los recursos que se disponen.

AGRADECIMIENTOS

A través de estas palabras quisiera expresar mi mayor gratitud a mis padres, a quienes les debo todo y que han hecho posible cumplir cada uno de mis sueños dándome el apoyo, confianza, alegría y la vida.

Agradecer con todo el corazón a mi hermana por su fuerza, vitalidad, luz que ilumina en los momentos más difíciles y por enseñar que a pesar de todo, el que es valiente, no se rinde... lucha!.

A mi familia entera, por estar apoyando siempre y por contar con ellos cada minuto de mi vida.

A mis amigos de siempre, al Jose, Frano, Sergio, Simón, Jaime y Víctor que cada vez están ahí para entregar una risa, un consejo, un abrazo o simplemente compartir en el silencio cuando sobran las palabras.

A los cabros de la B, el Seba, Lucho, Vale, Tere, Andrés, Feña, Javier, JC, Maggi, Rorro, Nilo, Salaya, Joaquín, Fica, Estrella, Alonso y a los demás amigos de la universidad Pablo, Francisco, Roberto, Curi, Maza y Diego por compartir tantos asados, carretes, pichangas, pruebas y momentos de alegrías.

A los del colegio, Esteban, Nuñez, Bea, Camis, Cata, Tami, Detto, Fran, Dani, Álvaro, Lucas y Sole por hacer cada momento de reunión, un momento distinto.

A mis profesores y a la universidad por haberme dado la oportunidad de obtener esta maravillosa profesión.

Finalmente a todas las personas que se han cruzado en mi vida y han compartido hermosos momentos.

La vida es una obra de teatro que no permite ensayos. Por eso, canta, ríe, baila, llora y vive intensamente cada momento de tu vida antes que el telón baje y la obra termine sin aplausos.

Charles Chaplin.

TABLA DE CONTENIDO

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
2.2	TEÓRICOS.....	7
2.2.1	Modelo hemodinámico.....	7
2.2.2	Modelo de la arteria.....	10
2.2.3	Modelamiento de las condiciones de borde	10
2.3	METODOLÓGICOS.....	19
2.3.1	Condiciones de borde.....	19
2.3.2	Simulaciones en ADINA	20
3	METODOLOGÍA.....	21
3.1	Implementación de la teoría de Womersley	21
3.2	Implementación de la teoría de Windkessel.....	22
3.3	Implementación del flujo de Womersley en ADINA	26
3.4	Implementación de las simulaciones en ADINA.....	28
3.4.1	Simulaciones FSI.....	28
4	DESARROLLO	32
4.1	Casos de estudio de las condiciones de borde	32
4.1.1	Caso base	32
4.1.2	Menor gradiente de presión axial.....	34
4.1.3	Mayor gradiente de presión axial	36
4.1.4	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 2	38
4.1.5	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 3	40
4.1.6	Variación en la presión de salida	42
4.2	Casos de estudio del material.....	44
4.3	Modelo CAD del aneurisma	46

4.4	Prueba de malla	47
5	RESULTADOS	54
5.1	Caso base	56
5.1.1	Sólido	56
5.1.2	Fluido	62
5.2	Mayor gradiente de presión axial	71
5.2.1	Sólido	71
5.2.2	Fluido	77
5.3	Menor gradiente de presión axial	86
5.3.1	Sólido	86
5.3.2	Fluido	91
5.4	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 2	100
5.4.1	Sólido	100
5.4.2	Fluido	105
5.5	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 3	114
5.5.1	Sólido	114
5.5.2	Fluido	120
5.6	Variación en la presión de salida	129
5.6.1	Gradiente de presión con hipertensión en estado 1	129
5.6.2	Gradiente de presión con hipertensión en estado 2	144
5.6.3	Gradiente de presión con hipertensión en estado 3	159
5.7	Tipos de materiales	173
5.7.1	Elástico.....	173
5.7.2	Mooney-Rivlin.....	188
6	DISCUSIONES	203
6.1	Variación de la forma del gradiente de presión	203
6.1.1	Caso Base	203
6.1.2	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 2	207
6.1.3	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 3	209
6.2	Variación de la magnitud del gradiente de presión.....	211
6.3	Variación de la presión de salida	213
6.4	Variación del material	214
6.5	Condiciones de Womersley y Windkessel	216
6.6	Misceláneos.....	217

7	CONCLUSIONES	218
8	BIBLIOGRAFÍA.....	220
9	ANEXO	222
9.1	Hoja de cálculo de la serie de Fourier.....	222
9.2	Hoja de cálculo del perfil de Womersley	223
9.3	Hoja de cálculo de la implementación del modelo de Windkessel.....	228
9.4	Código de Ledermann 1	230
9.5	Código de Ledermann 2	231
9.6	Valores de la prueba de malla	231

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1. Valores para determinar el número de Reynolds.	9
Tabla 3-1. Datos de entrada.	21
Tabla 3-2. Clasificación de la presión sanguínea. [3]	23
Tabla 3-3. Valores para cálculo de constantes.....	24
Tabla 4-1. Máximo valor en toda la simulación.	50
Tabla 4-2. Diferencias porcentuales entre mallas.	53
Tabla 4-3. Tiempo de simulación FSI.....	53
Tabla 5-1. Resumen de las simulaciones.....	55
Tabla 6-1. Comparación de desplazamientos.	211
Tabla 6-2. Comparación del primer esfuerzo principal.	211
Tabla 6-3. Comparación del esfuerzo de Von Misses.	211
Tabla 6-4. Comparación del esfuerzo de corte.....	212
Tabla 6-5. Comparación de la presión máxima.	212
Tabla 6-6. Comparación del desplazamiento máximo para la hipertensión.....	213
Tabla 6-7. Comparación del esfuerzo de Von Misses máximo para la hipertensión.....	213
Tabla 6-8. Comparación del primer esfuerzo principal máximo para la hipertensión.....	213
Tabla 6-9. Comparación del esfuerzo de corte máximo para la hipertensión.	213
Tabla 6-10. Comparación del desplazamiento máximo.....	215
Tabla 6-11. Comparación de esfuerzo de Von Misses máximo.....	215
Tabla 6-12. Comparación de primer esfuerzo principal máximo.....	215
Tabla 6-13. Comparación del esfuerzo de corte máximo.	215
Tabla 9-1. Datos de malla 0,0007 [m].	232
Tabla 9-2. Datos de malla 0,0005 [m].	233
Tabla 9-3. Datos malla 0,0004 [m].	235
Tabla 9-4. Datos malla 0,00033 [m].	236
Tabla 9-5. Datos malla 0,0003 [m].	238

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2-1. Círculo de Willis en el interior del cerebro. [2]	4
Figura 2-2. Arterias del círculo de Willis. [2]	5
Figura 2-3. Imagen de un aneurisma cerebral real. [7]	5
Figura 2-4. Esquema de las capas de una arteria. [8]	6
Figura 2-5. Esquema de los tratamientos de un aneurisma. [7]	7
Figura 2-6. Perfil de Womersley con radio 0.00249 [m].	15
Figura 2-7. Perfil de Womersley con radio 0.001 [m].	15
Figura 2-8. Perfil de Womersley con radio 0.005 [m].	16
Figura 2-9. Esquema del modelo Windkessel. [16]	17
Figura 2-10. Modelos de Windkessel. A) De dos elementos. B) De tres elementos. C) De cuatro elementos.	18
Figura 3-1. Gradiente de presión axial.	21
Figura 3-2. Gráfico de presión de Perktold.	22
Figura 3-3. Ajuste de Fourier a la presión de entrada.	23
Figura 3-4. Constante c_v v/s el número de número de Womersley. [10]	25
Figura 3-5. Distribución de presión en el sistema cardiovascular. [20]	25
Figura 4-1. Gradiente de presión axial caso base.	33
Figura 4-2. Velocidad media de entrada en caso base.	33
Figura 4-3. Presiones de entrada y salida del caso base.	34
Figura 4-4. Gradiente de presión axial.	35
Figura 4-5. Velocidad de entrada.	35
Figura 4-6. Presiones de salida en caso de menor gradiente de presión axial.	36
Figura 4-7. Gradiente de presión axial mayor al caso base.	37
Figura 4-8. Velocidad media con mayor gradiente de presión axial.	37
Figura 4-9. Presiones de entrada y salida para el caso de mayor gradiente.	38
Figura 4-10. Gradiente de presión axial curva 2.	39
Figura 4-11. Velocidad media curva 2.	39
Figura 4-12. Presiones en el caso curva 2.	40
Figura 4-13. Gradiente de presión axial curva 3.	41
Figura 4-14. Velocidad media curva 3.	41
Figura 4-15. Presiones de la curva 3.	42
Figura 4-16. Hipertensión en estado 1.	43
Figura 4-17. Hipertensión en estado 2.	43
Figura 4-18. Hipertensión en estado 3.	44
Figura 4-19. Gradiente de presión axial.	45
Figura 4-20. Velocidad media.	45
Figura 4-21. Presión en la simulación de materiales.	46
Figura 4-22. Modelo CAD del aneurisma.	47
Figura 4-23. Presión máxima en prueba de malla.	48
Figura 4-24. Número de Reynolds máximo en prueba de malla.	48
Figura 4-25. Esfuerzo de corte máximo en prueba de malla.	49
Figura 4-26. Presión máxima de las simulaciones.	50
Figura 4-27. Número de Reynolds máximo de las simulaciones.	51
Figura 4-28. Esfuerzo de corte máximo de las simulaciones.	51

Figura 4-29. Tiempo de trabajo de las simulaciones.	52
Figura 5-1. Diagrama del aneurisma.	54
Figura 5-2. Planos de corte del aneurisma.	54
Figura 5-3. Simulación 1. Desplazamiento en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s]. ...	57
Figura 5-4. Simulación 1. Esfuerzo de Von Misses en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	57
Figura 5-5. Simulación 1. Distribución del primer esfuerzo principal del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	58
Figura 5-6. Simulación 1. Distribución del desplazamiento para el aneurisma menor en el tiempo 1,9 [s].	58
Figura 5-7. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].	59
Figura 5-8. Simulación 1. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].	59
Figura 5-9. Simulación 1. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	60
Figura 5-10. Simulación 1. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	61
Figura 5-11. Simulación 1. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	62
Figura 5-12. Simulación 1. Distribución de la presión para los 1,9 [s].	63
Figura 5-13. Simulación 1. Distribución de la presión para los 2,4 [s].	63
Figura 5-14. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para los 1,9 [s].	64
Figura 5-15. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para los 2,4 [s].	64
Figura 5-16. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte transversal.	65
Figura 5-17. Simulación 1. Distribución de la velocidad para el corte de la zona baja del aneurisma.	65
Figura 5-18. Simulación 1. Campo de velocidad para el corte de la zona baja del aneurisma. .	66
Figura 5-19. Simulación 1. Distribución de la velocidad para el corte de la zona media del aneurisma.	66
Figura 5-20. Simulación 1. Campo de velocidad para el corte de la zona media del aneurisma.	67
Figura 5-21. Simulación 1. Distribución de la velocidad para el corte de la zona alta del aneurisma.	67
Figura 5-22. Simulación 1. Campo de velocidad para el corte de la zona alta del aneurisma. ..	68
Figura 5-23. Simulación 1. Diagrama de velocidad para el corte transversal.	68
Figura 5-24. Simulación 1. Campo de velocidades para el corte transversal.	69
Figura 5-25. Simulación 1. Evolución temporal de la presión.	69
Figura 5-26. Simulación 1. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	70
Figura 5-27. Simulación 1. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	71
Figura 5-28. Simulación 2. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.	72
Figura 5-29. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.	72
Figura 5-30. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.	73
Figura 5-31. Simulación 2. Distribución del desplazamiento en el aneurisma menor.	73
Figura 5-32. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma menor. ..	74
Figura 5-33. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor. .	74
Figura 5-34. Simulación 2. Evolución temporal del desplazamiento.	75

Figura 5-35. Simulación 2. Evolución temporal del esfuerzo de Von Misses.	76
Figura 5-36. Simulación 2. Evolución temporal del primer esfuerzo principal.	77
Figura 5-37. Simulación 2. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 1,9 [s]	77
Figura 5-38. Simulación 2. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	78
Figura 5-39. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de corte en aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	78
Figura 5-40. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s].	79
Figura 5-41. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de corte en el plano transversal para el tiempo 1,8 [s].	79
Figura 5-42. Simulación 2. Distribución de la velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.	80
Figura 5-43. Simulación 2. Campo de velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.	80
Figura 5-44. Distribución de la velocidad para el corte en el plano medio.	81
Figura 5-45. Simulación 2. Campo de velocidad para el corte en el plano medio.	81
Figura 5-46. Simulación 2. Distribución de la velocidad en el corte superior del aneurisma.	82
Figura 5-47. Simulación 2. Campo de velocidad para el corte superior del aneurisma.	82
Figura 5-48. Simulación 2. Distribución de la velocidad en el corte transversal del aneurisma.	83
Figura 5-49. Simulación 2. Campo de velocidad en el corte transversal del aneurisma.	83
Figura 5-50. Simulación 2. Evolución temporal de la presión.	84
Figura 5-51. Simulación 2. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	85
Figura 5-52. Simulación 2. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	86
Figura 5-53. Simulación 3. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.	86
Figura 5-54. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma.	87
Figura 5-55. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma.	87
Figura 5-56. Simulación 3. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.	88
Figura 5-57. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.	88
Figura 5-58. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.	89
Figura 5-59. Simulación 3. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	89
Figura 5-60. Simulación 3. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	90
Figura 5-61. Simulación 3. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	91
Figura 5-62. Simulación 3. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	91
Figura 5-63. Simulación 3. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	92
Figura 5-64. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	92
Figura 5-65. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	93
Figura 5-66. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.	93
Figura 5-67. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte inferior. .	94
Figura 5-68. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte inferior.	94
Figura 5-69. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte medio. ...	95
Figura 5-70. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte medio.	95
Figura 5-71. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte superior.	96

Figura 5-72. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte superior.....	96
Figura 5-73. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte transversal.	97
Figura 5-74. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte transversal.	97
Figura 5-75. Simulación 3. Evolución temporal de la presión.	98
Figura 5-76. Simulación 3. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	99
Figura 5-77. Simulación 3. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	100
Figura 5-78. Simulación 4. Distribución del desplazamiento en aneurisma.	100
Figura 5-79. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.	101
Figura 5-80. Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.	101
Figura 5-81. Simulación 4. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.	102
Figura 5-82. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.	102
Figura 5-83. Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor. ...	103
Figura 5-84. Simulación 4. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	103
Figura 5-85. Simulación 4. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	104
Figura 5-86. Simulación 4. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	105
Figura 5-87. Simulación 4. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	105
Figura 5-88. Simulación 4. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	106
Figura 5-89. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	106
Figura 5-90. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	107
Figura 5-91. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.	107
Figura 5-92. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano bajo del aneurisma.	108
Figura 5-93. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano bajo del aneurisma.	108
Figura 5-94. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano medio del aneurisma.	109
Figura 5-95. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano medio del aneurisma.	109
Figura 5-96. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano alto del aneurisma.	110
Figura 5-97. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano alto del aneurisma.	110
Figura 5-98. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano transversal del aneurisma.	111
Figura 5-99. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano transversal del aneurisma.	111
Figura 5-100. Simulación 4. Evolución temporal de la presión.	112
Figura 5-101. Simulación 4. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	113
Figura 5-102. Simulación 4. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos. ..	114
Figura 5-103. Simulación 5. Desplazamiento en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	115
Figura 5-104. Simulación 5. Esfuerzo de Von Misses en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	115
Figura 5-105. Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	116

Figura 5-106. Simulación 5. Distribución del desplazamiento para el aneurisma menor en el tiempo 1,9 [s].	117
Figura 5-107. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].	117
Figura 5-108. Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].	118
Figura 5-109. Simulación 5. Evolución temporal del desplazamiento.	118
Figura 5-110. Simulación 5. Evolución temporal del esfuerzo de Von Misses.	119
Figura 5-111. Simulación 5. Evolución temporal del primer esfuerzo principal.	120
Figura 5-112. Simulación 5. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	120
Figura 5-113. Simulación 5. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	121
Figura 5-114. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de corte en aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	121
Figura 5-115. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s].	122
Figura 5-116. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de corte en el plano transversal para el tiempo 1,9 [s].	122
Figura 5-117. Simulación 5. Distribución de la velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.	123
Figura 5-118. Simulación 5. Campo de velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.	123
Figura 5-119. Simulación 5. Distribución de la velocidad para el corte en el plano medio.	124
Figura 5-120. Simulación 5. Campo de velocidad para el corte en el plano medio.	124
Figura 5-121. Simulación 5. Distribución de la velocidad en el corte superior del aneurisma.	125
Figura 5-122. Simulación 5. Campo de velocidad para el corte superior del aneurisma.	125
Figura 5-123. Simulación 5. Distribución de la velocidad en el corte transversal del aneurisma.	126
Figura 5-124. Simulación 5. Campo de velocidad en el corte transversal del aneurisma.	126
Figura 5-125. Simulación 5. Evolución temporal de la presión.	127
Figura 5-126. Simulación 5. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	128
Figura 5-127. Simulación 5. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	129
Figura 5-128. Simulación 6. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.	130
Figura 5-129. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma.	130
Figura 5-130. Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma.	131
Figura 5-131. Simulación 6. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.	131
Figura 5-132. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.	132
Figura 5-133. Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.	132
Figura 5-134. Simulación 6. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	133
Figura 5-135. Simulación 6. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	134
Figura 5-136. Simulación 6. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	135
Figura 5-137. Simulación 6. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	135
Figura 5-138. Simulación 6. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	136
Figura 5-139. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	136

Figura 5-140. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	137
Figura 5-141. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.	137
Figura 5-142. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte inferior.	138
Figura 5-143. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte inferior.	138
Figura 5-144. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte medio.	139
Figura 5-145. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte medio.	139
Figura 5-146. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte superior.	140
Figura 5-147. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte superior.	140
Figura 5-148. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte transversal.	141
Figura 5-149. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte transversal.	141
Figura 5-150. Simulación 6. Evolución temporal de la presión.	142
Figura 5-151. Simulación 6. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	143
Figura 5-152. Simulación 6. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	144
Figura 5-153. Simulación 7. Distribución del desplazamiento en aneurisma.	145
Figura 5-154. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.	145
Figura 5-155. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.	146
Figura 5-156. Simulación 7. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.	146
Figura 5-157. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.	147
Figura 5-158. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.	147
Figura 5-159. Simulación 7. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	148
Figura 5-160. Simulación 7. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	149
Figura 5-161. Simulación 7. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	150
Figura 5-162. Simulación 7. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	150
Figura 5-163. Simulación 7. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	151
Figura 5-164. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].	151
Figura 5-165. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	152
Figura 5-166. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.	152
Figura 5-167. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano bajo del aneurisma.	153
Figura 5-168. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano bajo del aneurisma.	153
Figura 5-169. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano medio del aneurisma.	154
Figura 5-170. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano medio del aneurisma.	154
Figura 5-171. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano alto del aneurisma.	155
Figura 5-172. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano alto del aneurisma.	155

Figura 5-173. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano transversal del aneurisma.	156
Figura 5-174. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano transversal del aneurisma.	156
Figura 5-175. Simulación 7. Evolución temporal de la presión.	157
Figura 5-176. Simulación 7. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	158
Figura 5-177. Simulación 7. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos. ..	159
Figura 5-178. Simulación 8. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.	159
Figura 5-179. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.	160
Figura 5-180. Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.	160
Figura 5-181. Simulación 8. Distribución del desplazamiento en el aneurisma menor.	161
Figura 5-182. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma menor.	161
Figura 5-183. Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor.	162
Figura 5-184. Simulación 8. Evolución temporal del desplazamiento.	162
Figura 5-185. Simulación 8. Evolución temporal del esfuerzo de Von Misses.	163
Figura 5-186. Simulación 8. Evolución temporal del primer esfuerzo principal.	164
Figura 5-187. Simulación 8. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 1,8 [s]. ..	164
Figura 5-188. Simulación 8. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 2,4 [s]. ..	165
Figura 5-189. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de corte en aneurisma para el tiempo 1,8 [s].....	165
Figura 5-190. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s].	166
Figura 5-191. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de corte en el plano transversal.	166
Figura 5-192. Simulación 8. Distribución de la velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.	167
Figura 5-193. Simulación 8. Campo de velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.	167
Figura 5-194. Simulación 8. Distribución de la velocidad para el corte en el plano medio.	168
Figura 5-195. Simulación 8. Campo de velocidad para el corte en el plano medio.	168
Figura 5-196. Simulación 8. Distribución de la velocidad en el corte superior del aneurisma. .	169
Figura 5-197. Simulación 8. Campo de velocidad para el corte superior del aneurisma.	169
Figura 5-198. Simulación 8. Distribución de la velocidad en el corte transversal del aneurisma.	170
Figura 5-199. Simulación 8. Campo de velocidad en el corte transversal del aneurisma.	170
Figura 5-200. Simulación 8. Evolución temporal de la presión.	171
Figura 5-201. Simulación 8. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	172
Figura 5-202. Simulación 8. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos. ..	173
Figura 5-203. Simulación 9. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.	174
Figura 5-204. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma.	174
Figura 5-205. Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma.	175
Figura 5-206. Simulación 9. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.	175
Figura 5-207. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor. ..	176
Figura 5-208. Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor. .	176
Figura 5-209. Simulación 9. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	177
Figura 5-210. Simulación 9. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	178

Figura 5-211. Simulación 9. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.....	179
Figura 5-212. Simulación 9. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	179
Figura 5-213. Simulación 9. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	180
Figura 5-214. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	180
Figura 5-215. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	181
Figura 5-216. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.	181
Figura 5-217 Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte inferior.	182
Figura 5-218. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte inferior.	182
Figura 5-219. Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte medio.	183
Figura 5-220. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte medio.	183
Figura 5-221. Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte superior.	184
Figura 5-222. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte superior.	184
Figura 5-223 Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte transversal.	185
Figura 5-224. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte transversal.	185
Figura 5-225. Simulación 9. Evolución temporal de la presión.	186
Figura 5-226. Simulación 9. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	187
Figura 5-227. Simulación 9. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	188
Figura 5-228. Simulación 10. Distribución del desplazamiento en aneurisma.	188
Figura 5-229. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.	189
Figura 5-230. Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.	189
Figura 5-231. Simulación 10. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.	190
Figura 5-232. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.	190
Figura 5-233. Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.	191
Figura 5-234. Simulación 10. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	191
Figura 5-235. Simulación 10. Evolución del esfuerzo de Von Misses en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	192
Figura 5-236. Simulación 10. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.	193
Figura 5-237. Simulación 10. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	193
Figura 5-238. Simulación 10. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	194
Figura 5-239. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].	194
Figura 5-240. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].	195

Figura 5-241. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.	195
Figura 5-242. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano bajo del aneurisma.	196
Figura 5-243. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano bajo del aneurisma.	196
Figura 5-244. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano medio del aneurisma. .	197
Figura 5-245. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano medio del aneurisma.	197
Figura 5-246. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano alto del aneurisma.	198
Figura 5-247. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano alto del aneurisma.	198
Figura 5-248. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano transversal del aneurisma.	199
Figura 5-249. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano transversal del aneurisma.....	199
Figura 5-250. Simulación 10. Evolución temporal de la presión.	200
Figura 5-251. Simulación 10. Evolución temporal del esfuerzo de corte.	201
Figura 5-252. Simulación 10. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.	202
Figura 6-1. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.	204
Figura 6-2. Velocidad media de entrada comparada con el desplazamiento máximo.	204
Figura 6-3. Presión de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.....	205
Figura 6-4. Presión de entrada comparada con el desplazamiento máximo.	205
Figura 6-5. Velocidad de media de entrada comparada con el esfuerzo de corte máximo.....	206
Figura 6-6. Presión de salida comparada con el esfuerzo de corte máximo.....	206
Figura 6-7. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.	207
Figura 6-8. Velocidad media de entrada comparada con el desplazamiento máximo.	208
Figura 6-9. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de corte máximo.....	208
Figura 6-10. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.	209
Figura 6-11. Velocidad media de entrada comparada con el desplazamiento máximo.	210
Figura 6-12. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de corte máximo.....	210

1 INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES GENERALES

Los aneurismas intracraneales son una patología vascular, que mayoritariamente ocurren en las bifurcaciones de las arterias. Estos son un saco de forma esférica que se provoca por la dilatación de la arteria. Es bastante complicado estudiar esta enfermedad, debido a que es necesario realizar operaciones que son muy complejas, por lo tanto la mecánica vascular es la ciencia que mejor se puede aplicar para su estudio, pero lamentablemente no se han realizado tantas investigaciones al respecto.

Este tipo de aneurismas se crean cerca de la región llamada el círculo de Willis, el cual se compone de un conjunto de arterias que aseguran el suministro de sangre a las principales arterias cerebrales, incluso cuando alguna de estas está completamente bloqueada. El círculo de Willis se compone de la arteria cerebral anterior, la comunicante anterior, la media cerebral, la carótida interna, la comunicante posterior, la cerebral posterior y la basilar.

Una vez originado el aneurisma, este tiende a crecer lentamente tomando una forma irregular y llegando a tener una pared muy delgada, lo cual puede provocar su ruptura generando graves problemas, sin embargo, existen aneurismas que nunca producen síntomas ni efectos, lo cual los hace ser una patología bastante peligrosa.

Hasta el día de hoy, todavía no está satisfactoriamente entendido el origen, crecimiento y ruptura de los aneurismas, por lo que es importante poder realizar simulaciones fluido dinámicas que permitan entregar mayor información sobre esta enfermedad.

El profesor Álvaro Valencia y su equipo de trabajo han realizado diferentes estudios respecto a esta enfermedad, entre las cuales se encuentran el análisis de diferentes casos reales obtenidos mediante la reconstrucción en software CAD (Diseño asistido por computador), además del estudio de la influencia de los factores hemodinámicos con la geometría de diferentes aneurismas, la caracterización del comportamiento mecánico de un aneurisma extraído de un paciente, la generación de un modelo de comportamiento mecánico de la pared de un aneurisma, también la comparación de diferentes simulaciones matemáticas como son la CFD (Simulación fluido dinámica) o la FSI (Simulación de interacción fluido-estructural), entre otras.

En este trabajo, el principal objetivo es realizar un estudio sobre las condiciones de borde que se establecen en el aneurisma, para así dar aún más realismo a los trabajos que ha hecho el equipo del profesor Valencia. En este sentido, se implementa un perfil de velocidad a la entrada del aneurisma en base a la teoría de Womersley, y se determina una presión de salida en base a la teoría de Windkessel.

El presente trabajo es parte del proyecto FONDECYT N°1110008 [1] y también cuenta con la colaboración de la Comisión Nacional de Investigación Científica y Tecnológica CONICYT.

1.2 MOTIVACIÓN

El estudio de múltiples autopsias revela que aproximadamente entre el 0,3% y el 5% de la población posee aneurismas cerebrales, de los cuales el índice de ruptura es aproximadamente del 0,01%. Una vez que el aneurisma se rompe, generando una Hemorragia Subaracnoidea (HSA), la tasa de muerte asociada es elevada, cercana al 40% [2], incluso existen otros estudios que revelan que hasta el 50% de los pacientes muere [3], además, muchos de los sobrevivientes sufren severos déficit funcionales.

En Chile, según el Ministerio de Salud [4], la mortalidad por HSA secundaria a rotura de aneurisma cerebral el año 2004 en Chile fue de 2,8 por 100.000 habitantes, siendo las mujeres más afectadas, contabilizando un total de 301 fallecidas y en el caso de los varones 149. Además, se establece que el riesgo de muertes en menores de 15 años es muy bajo, pero que aumenta significativamente a partir de los 35 años.

Por estos motivos, es muy importante comprender de mejor manera esta enfermedad, para así poder predecir su comportamiento y colaborar de manera importante en el estudio de los aneurismas cerebrales. Además, con el desarrollo de nuevas tecnologías computacionales, la mecánica vascular va a ir tomando cada vez más relevancia en el entendimiento de estos trastornos, ya que se entregan herramientas más poderosas que permiten realizar estudios más completos en menores tiempos y con menores costos. Es así que en esta tesis se pretende aportar y apoyar en el campo de la medicina y de la biomecánica para generar mayor conocimiento e información que pueda ser de relevancia en el estudio de la enfermedad.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVOS GENERALES

El principal objetivo es realizar un estudio acabado de las condiciones de borde de un aneurisma cerebral. Para esto, se realizan simulaciones de interacción fluido estructural (FSI) en un modelo CAD de un aneurisma real reconstruido en el estudio de P. Burdiles [5].

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Efectuar una simulación mediante un programa de elementos finitos que permita generar un modelo cercano a la realidad de un aneurisma.

Estudiar la teoría de Womersley que permita implementar un perfil de velocidad real a la entrada del aneurisma. Adicionalmente, se pretende crear una metodología que pueda generar dicho perfil fácilmente y con pocas variables asociadas.

Comprender la teoría de Windkessel para determinar la presión de salida del aneurisma, análogamente se busca minimizar las variables que se involucren para reducir la complejidad del trabajo.

Se busca obtener algunos parámetros relevantes de la fluido dinámica, como la velocidad, el caudal, la presión interna, desplazamientos, esfuerzos de corte, entre otros.

Analizar como varían los parámetros fluido dinámicos al establecer diferentes condiciones de borde en el aneurisma, ya sea variando el perfil de velocidad a la entrada o la presión a la salida.

Buscar alguna relación de las posibles causas del crecimiento de los aneurismas con los parámetros encontrados en las simulaciones, para así comprender de mejor manera su desarrollo.

1.4 ALCANCES

El presente trabajo no pretende realizar un análisis del material utilizado para la simulación del aneurisma, ya que este ya fue analizado en el estudio de A. Contente [6]. Tampoco se realiza un estudio del fluido de Carreau que simula la sangre.

Queda fuera del alcance de este estudio la construcción de la geometría del aneurisma a utilizar (Modelo CAD), ya que este trabajo fue realizado anteriormente por P. Burdiles [5] y solo se usan los resultados obtenidos en dicho estudio.

Se utilizan muestras de un solo paciente para el análisis de las condiciones de borde.

Se analizan solo las teorías de Womersley y Windkessel en el estudio de las condiciones de borde.

Están dentro del alcance del trabajo solo las simulaciones FSI, ya que las fluido dinámicas (CFD) y las estructurales (CSD) fueron estudiadas anteriormente por P. Burdiles [5].

2 ANTECEDENTES

2.1 GENERALIDADES

Los aneurismas son dilataciones focalizadas de la pared arterial. La mayoría de estos se ubican en las arterias cerebrales y en la aorta abdominal. Existen dos tipos de aneurismas cerebrales, los saculares y los fusiformes. Los primeros son dilataciones que suelen afectar una sola parte de la pared arterial, en especial en las bifurcaciones de estas en el círculo de Willis, se caracterizan por tener forma de globo y representan ampliamente el mayor porcentaje de aneurismas cerebrales. En la Figura 2-1 y la Figura 2-2 se muestra en mayor detalle el círculo de Willis y las arterias que la componen. Los otros tipos de aneurismas son los fusiformes, que son la dilatación de toda la pared externa de la arteria y que ocurren mayoritariamente en la arteria basilar, además estos presentan síntomas a medida que crecen, ya que presionan los tejidos adyacentes, no así los saculares, que permanecen sin síntomas hasta su ruptura, generando una hemorragia subaracnoidea. En la Figura 2-3, se muestra un aneurisma real en la bifurcación de la carótida interna en el costado derecho y su representación esquemática en el costado izquierdo. Se aprecia la forma característica de globo de un aneurisma sacular.

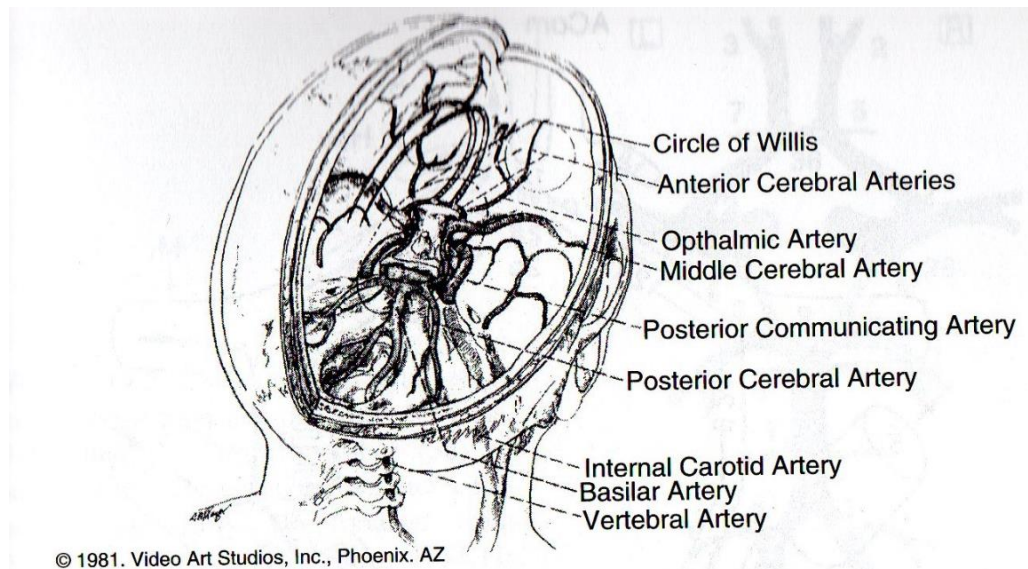


Figura 2-1. Círculo de Willis en el interior del cerebro. [2]

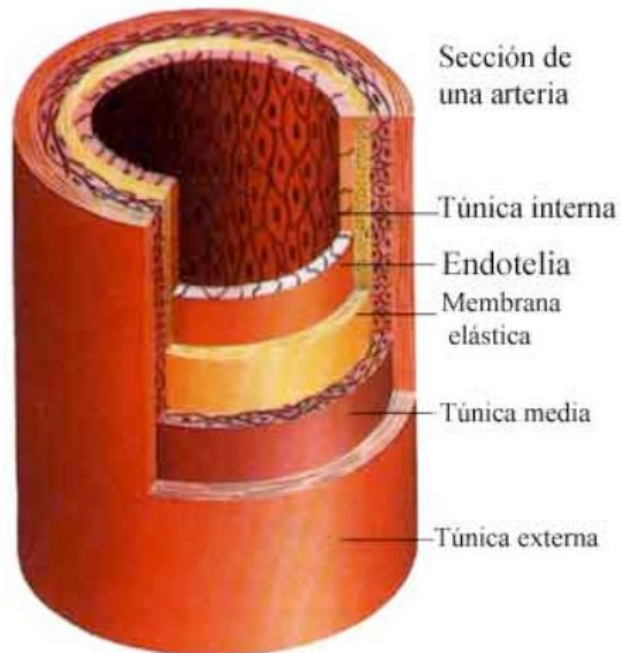


Figura 2-4. Esquema de las capas de una arteria. [8]

Las arterias intracraneales son más propensas a generar aneurismas debido a que estas son más delgadas, tienen menos elastina y no tienen una lámina elástica externa. En la gran mayoría de los casos documentados, la ruptura de los aneurismas se genera en el domo, es decir, cerca de la punta del globo, menos común es que estos se rompan en el cuerpo y rara vez en el cuello, que es donde el aneurisma se junta con la arteria.

Una vez detectado el aneurisma gracias a una angiografía magnética, existen dos tipos de tratamientos según la salud del paciente, la localización, la forma y el tamaño del aneurisma. La primera terapia es la endovascular, que mediante una sonda se introduce un microcatéter al interior del aneurisma que inserta unas espirales de platino o "coils", que produce que la sangre coagule dentro del aneurisma, aislando este del torrente sanguíneo. La segunda terapia es la microcirugía, que consiste en una neurocirugía convencional que inserta un miniclip de titanio en el cuello del aneurisma, evitando así por completo que la sangre vuelva a entrar. Para mayor claridad, en la Figura 2-5 se expone el tratamiento endovascular a la izquierda y el de microcirugía a la derecha.

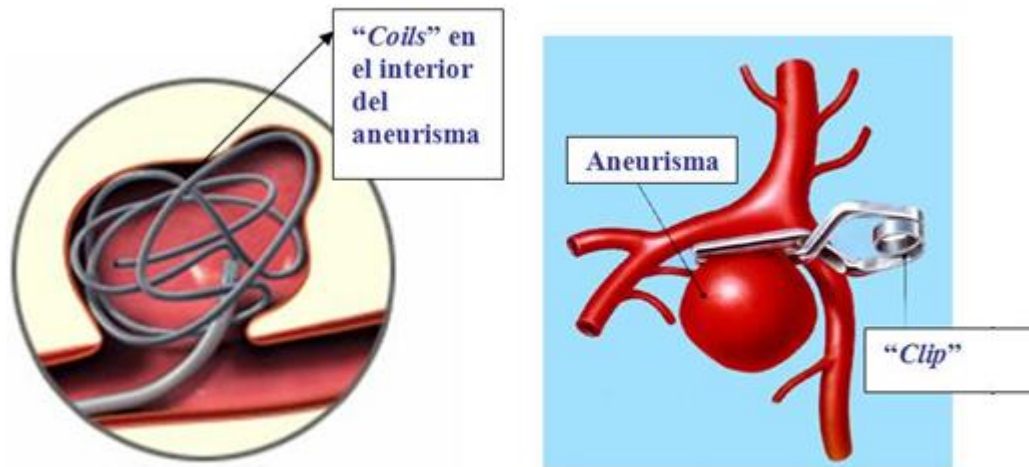


Figura 2-5. Esquema de los tratamientos de un aneurisma. [7]

Existen diversos factores de riesgo asociados a la formación de los aneurismas, entre los que se pueden dividir en modificables y no modificables. Los modificables tienen relación con los hábitos de la persona, como son el tabaquismo y la hipertensión arterial, en cambio los no modificables responden a factores genéticos, como antecedentes de formación de aneurisma en dos familiares consanguíneos de primer grado, enfermedad poliquística renal, displasia fibromuscular, enfermedades de tejido conectivo, entre otras.

2.2 TEÓRICOS

A continuación se presentan algunos de los aspectos más relevantes del modelamiento teórico utilizados en las simulaciones del presente trabajo.

2.2.1 MODELO HEMODINÁMICO

La hemodinámica dice relación con todas las fuerzas que interactúan con la sangre del organismo y para caracterizarla se utilizan los siguientes conceptos.

2.2.1.1 Ecuaciones de Navier-Stokes.

El movimiento de un fluido continuo es gobernado por las ecuaciones de la mecánica clásica y de la termodinámica. En un sistema cartesiano, las ecuaciones de conservación de masa y momentum se escriben respectivamente como:

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

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

Donde t es el tiempo, ρ la densidad, v la velocidad, f^B es el vector de las fuerzas de cuerpo del medio fluido y τ el tensor de esfuerzo. Este último se obtiene de la ecuación 2.3.

$$\tau = (-p + \lambda \nabla \cdot v)I + 2\mu e \quad 2.3$$

Donde p es la presión, μ y λ son los coeficientes de la viscosidad, I es la matriz identidad y e es el tensor de deformación de la velocidad.

2.2.1.2 Flujo incompresible

La compresibilidad del fluido, que es el cambio de densidad bajo la variación de la presión externa, se representa por el módulo de elasticidad κ , el cual se define entonces como:

$$\kappa = \rho \frac{\partial p}{\partial \rho} \quad 2.4$$

Se define la variable w como la velocidad de la onda de pequeñas perturbaciones del fluido por la ecuación 2.5.

$$w = \sqrt{\kappa/\rho} \quad 2.5$$

Además, de la ecuación de Bernoulli (2.6), la variación de la densidad se puede realizar la aproximación que muestra la ecuación 2.7.

$$p + \frac{1}{2} \rho v \cdot v = cte \quad 2.6$$

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = \frac{\Delta p}{\kappa} \approx \frac{|v|^2}{2w^2} \quad 2.7$$

Se sabe que un fluido se reconoce incompresible, o sea que su volumen no cambia al variar la presión externa, si la velocidad de este es mucho menor que la velocidad de propagación de la onda. Así, en general, los fluidos como el agua o la sangre que tienen velocidades de propagación de una onda cercana a los 1400 [m/s] se pueden considerar incompresibles dentro de una arteria, ya que al interior de esta los valores rondan los 0,5 [m/s]. Por estos motivos es que la densidad se considera constante, dejando las ecuaciones de Navier-Stokes como muestran las ecuaciones 2.8 y 2.9.

$$\rho \nabla \cdot v = 0 \quad 2.8$$

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho v \cdot \nabla v - \nabla \cdot \tau = f^B \quad 2.9$$

Donde

$$\tau = -pI + 2\mu e \quad 2.10$$

2.2.1.3 Flujo laminar

El número de Reynolds es el parámetro adimensional que determina si el régimen de un fluido es laminar o turbulento y viene dado por la ecuación 2.11.

$$Re = \frac{\rho \bar{v} D}{\nu} \quad 2.11$$

En este caso, D es el diámetro de la arteria por donde fluye la sangre, \bar{v} la velocidad media y ν la viscosidad cinemática del fluido. Para Reynolds menores a 2.000 el flujo es laminar, entre 2.000 y 4.000 se considera un flujo de transición entre laminar y turbulento y sobre 4.000 el flujo es turbulento, en este caso, se estiman los siguientes parámetros.

Tabla 2-1. Valores para determinar el número de Reynolds.

Densidad de la sangre	1.050 [kg/m ³]
Velocidad media	0,5 [m/s]
Diámetro de la arteria	0,005 [m]
Viscosidad	0,0035 [Pa·s]

Despejando el número de Reynolds de la ecuación 2.11, se obtiene 750, por lo que el régimen es laminar.

2.2.1.4 Fluido de Carreau

El modelo de un fluido de Carreau corresponde a un fluido no newtoniano, es decir, un fluido en el que su viscosidad no es constante, sino que varía con su tasa de deformación. La sangre es un tipo de fluido no newtoniano y según este modelo, su viscosidad se comporta según la ecuación 2.12.

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})(1 + A\dot{\gamma}^2)^n \quad 2.12$$

Donde μ_0 , μ_{∞} , A y n son constantes del modelo que se ajustan a cada fluido y $\dot{\gamma}$ es la tasa de deformación.

2.2.2 MODELO DE LA ARTERIA

Para simular el comportamiento de la arteria, se utilizan dos tipos de materiales, el elástico y el de Mooney-Rivlin.

2.2.2.1 Material Elástico

Un material elástico es aquel en que su esfuerzo se comporta proporcional a la deformación, es decir:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad 2.13$$

Este es uno de los modelos más simples que se puede utilizar para predecir el comportamiento de una arteria, ya que no considera diversos efectos como la anisotropía, la ortotropía, viscoelasticidad, entre otros.

2.2.2.2 Material hiperelástico

Un cuerpo hiperelástico es aquel para el cual se asume que existe una función escalar $W = W(F)$, llamada función de deformación, tal que cumpla con la ecuación 2.14.

$$\dot{W} = tr(\hat{g}(F)\dot{F}) \quad 2.14$$

En que $\hat{g}(F)$ viene dado por:

$$\hat{g}(F) = JF^{-1}g(F) \quad 2.15$$

Donde F es el gradiente de deformación, J es el determinante de F y $g(F) = T$, con T siendo el tensor de esfuerzo.

Para el caso del material de Mooney-Rivlin, la función de deformación viene dada por:

$$\begin{aligned} W = & C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + C_3(I_1 - 3)^2 + C_4(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_5(I_2 - 3)^2 \\ & + C_6(I_1 - 3)^3 + C_7(I_1 - 3)^2(I_2 - 3) + C_8(I_1 - 3)(I_2 - 3)^2 \\ & + C_9(I_2 - 3)^3 + D_1(\exp(D_2(I_1 - 3)) - 1) \end{aligned} \quad 2.16$$

Donde C_1 hasta C_9 y D_1 con D_2 son constantes del material determinadas experimentalmente por A. Contente [6]. I_1 e I_2 son los invariantes principales del tensor de deformación de Cauchy-Green.

2.2.3 MODELAMIENTO DE LAS CONDICIONES DE BORDE

El principal objetivo de esta investigación es comprender como afectan las condiciones de borde sobre un aneurisma, es decir, que tanto influyen en los resultados de las

simulaciones el hecho de determinar con mayor precisión las velocidades de entrada y las presiones de salida del sistema. En este contexto, el trabajo se enfoca en dos teorías, la de Womersley, que predice el perfil de velocidad de entrada y la de Windkessel, que determina la presión de salida del aneurisma. Solo se utilizan estas dos condiciones de borde por dos razones, la primera es para acotar el estudio y así tener un horizonte de trabajo bien definido, y la segunda es que estas teorías permiten obtener muy buenos resultados sin tener que realizar modelos demasiado complejos que ocupen altos recursos computacionales. A continuación se presentan dichos modelos.

2.2.3.1 Teoría de Womersley

Como se menciona anteriormente, esta teoría es la que simula un perfil de velocidad a la entrada de una arteria dados ciertos parámetros, como el diámetro arterial y el gradiente de presión axial.

Lo primero es establecer bien los supuestos, como menciona Womersley en el desarrollo de su teoría [9] [10] [11], se asume que la arteria es un tubo rígido, por el cual pasa un fluido newtoniano, es decir, que la sangre no cambia su viscosidad, además esta posee un flujo uniforme, laminar y axial. Realizando todas estas suposiciones, las ecuaciones de Navier-Stokes en el sistema cartesiano se reduce a la ecuación 2.17.

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial p}{\partial x} = \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right) \quad 2.17$$

Esta no es más que la ecuación del flujo de Poiseuille. La gran diferencia es que en este caso la velocidad y la presión se descomponen en una parte estacionaria y en otra oscilatoria, es decir.

$$p(x, t) = p_s(x) + p_\phi(x, t) \quad 2.18$$

$$u(r, t) = u_s(r) + u_\phi(r, t) \quad 2.19$$

Donde el subíndice s representa la componente estacionaria y el subíndice ϕ la parte oscilatoria. Reemplazando estos valores en la ecuación 2.17, se obtiene 2.20.

$$\left\{ \frac{dp_s}{dx} - \mu \left(\frac{d^2 u_s}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du_s}{dr} \right) \right\} + \left\{ \rho \frac{\partial u_\phi}{\partial t} + \frac{\partial p_\phi}{\partial x} - \mu \left(\frac{\partial^2 u_\phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\phi}{\partial r} \right) \right\} = 0 \quad 2.20$$

Se ve que la solución tiene una componente estacionaria y otra oscilatoria, las cuales se resuelven por separado. Evidentemente, la componente estacionaria es la solución de Poiseuille y no será analizada ya que es ampliamente conocida y se encuentra en la literatura [12]. Es así que la ecuación a resolver es la siguiente:

$$\mu \left(\frac{\partial^2 u_\phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\phi}{\partial r} \right) - \rho \frac{\partial u_\phi}{\partial t} = \frac{\partial p_\phi}{\partial x} \quad 2.21$$

Como el pulso de presión es cíclico en una arteria debido al ciclo cardiaco, el gradiente de presión axial se puede descomponer en una serie de Fourier como lo señala la ecuación 2.22.

$$\frac{\partial p_\phi}{\partial x} = \text{Re} \left[\sum_{n=0}^{\infty} k_n e^{iwn t} \right] \quad 2.22$$

Como la ecuación 2.21 es lineal, entonces la cada componente $k_n e^{iwn t}$ de la suma del gradiente de presión axial se resuelve por separado, es decir:

$$\frac{\partial^2 u_\phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\phi}{\partial r} - \frac{\rho}{\mu} \frac{\partial u_\phi}{\partial t} = \frac{k_n}{\mu} e^{iwn t} \quad \forall n \in \mathbb{N} \quad 2.23$$

Se establece la suposición de que las soluciones temporales y radiales sean independientes, es decir:

$$u_{\phi n}(r, t) = U_\phi(r) e^{iwn t} \quad 2.24$$

Reemplazando 2.24 en 2.23 se obtiene:

$$\frac{d^2 U_\phi}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dU_\phi}{dr} - \frac{U_\phi i\Omega^2}{a^2} = \frac{k_n}{\mu} \quad 2.25$$

En que a es el radio de la arteria, i el número imaginario y Ω es el número de Womersley, dado por la ecuación 2.26.

$$\Omega = \sqrt{\frac{\rho\omega}{\mu}} a \quad 2.26$$

Donde ω es la frecuencia del ciclo cardíaco, ρ la densidad de la sangre y μ su viscosidad.

Dada la ecuación diferencial de la velocidad, esta se puede resolver con la ecuación de Bessel, la cual es:

$$U_\phi(r) = \frac{ik_n a^2}{\mu\Omega^2} + AJ_0(\xi) + BY_0(\xi) \quad 2.27$$

Donde J_0 e Y_0 son funciones de Bessel de primer y segundo orden respectivamente:

$$\frac{d^2 J_0}{d\xi^2} + \frac{1}{\xi} \frac{dJ_0}{d\xi} + J_0 = 0 \quad 2.28$$

$$\frac{d^2 Y_0}{d\xi^2} + \frac{1}{\xi} \frac{dY_0}{d\xi} + Y_0 = 0 \quad 2.29$$

En que el parámetro ξ es función del radio y depende de la constante Λ dado por:

$$\xi(r) = \Lambda \frac{r}{a} \quad 2.30$$

$$\Lambda = \left(\frac{i-1}{\sqrt{2}} \right) \Omega \quad 2.31$$

Para determinar entonces la ecuación de la velocidad, hay que mencionar que las condiciones de borde del flujo son que la velocidad en el manto de la arteria es nula y que la velocidad máxima es finita, las cuales se expresan por las ecuaciones 2.32 y 2.33 respectivamente.

$$U_\phi(a) = 0 \quad 2.32$$

$$|U_\phi(0)| < \infty \quad 2.33$$

Resolviendo con estas condiciones, se obtiene la ecuación de velocidad radial.

$$U_\phi = \frac{ik_n a^2}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{J_0(\xi)}{J_0(\Lambda)} \right) \quad 2.34$$

Finalmente la solución temporal para cada componente de la serie de Fourier es la que muestra la ecuación 2.35.

$$u_{\phi n}(r, t) = \text{Re} \left[\frac{ik_n a^2}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{J_0(\xi)}{J_0(\Lambda)} \right) e^{i\omega n t} \right] \quad 2.35$$

Por lo tanto el perfil de velocidad del flujo de Womersley es la suma de todas estas componentes de la serie, es decir:

$$u(r, t) = u_0(r) + \sum_{n=1}^{\infty} u_{\phi n}(r, t) \quad 2.36$$

Siendo el primer factor de la suma la solución del flujo de Poiseuille. Para realizar el cálculo del caudal solo basta con integrar la velocidad en todo el radio, como muestra la ecuación 2.37.

$$q_{\phi n}(t) = \int_0^a 2\pi r u_{\phi n}(r, t) dr \quad 2.37$$

Con esto se obtiene el caudal para cada componente de la serie de Fourier (ecuación 2.38).

$$q_{\phi n}(t) = \frac{i\pi k_n a^4}{\mu\Omega^2} \left(1 - \frac{2J_0(\Lambda)}{\Lambda J_0(\Lambda)} \right) e^{i\omega n t} \quad 2.38$$

Análogamente, se obtiene el caudal total sobre la sumatoria de todas las soluciones.

$$q(t) = q_0 + \sum_{n=1}^{\infty} q_{\phi n}(t) \quad 2.39$$

Una observación importante es que la componente oscilatoria del caudal no transporta flujo durante un ciclo, es decir, el su flujo neto es cero, es solo la componente estacionaria (q_0) la que influye en el caudal total, esto se puede comprobar realizando la integral temporal de la función del caudal, quedando esto fuera del alcance de este texto.

Una cosa relevante es dejar en claro que los parámetros necesarios para configurar un perfil de Womersley son las propiedades del fluido (densidad, viscosidad), el radio de entrada de la arteria y el gradiente de presión axial.

Finalmente se analiza la importancia que tiene el radio en el perfil de Womersley, en la Figura 2-6 se ve un perfil con un radio de entrada de 0.00249 [m], en el eje de las abscisas está la velocidad y en las ordenadas el radio de la arteria, representando los extremos del gráfico las paredes de la arteria y el centro de este (o radio cero) el centro de la arteria. Cada curva azul representa la evolución temporal del perfil, por lo que se ve como este evoluciona a lo largo del tiempo.

En la Figura 2-7, para un mismo gradiente de presión axial, se ve la influencia de un menor radio en el perfil, se ve que este en un periodo de tiempo llega incluso a ser negativo, por lo que esto significa que el pulso devuelve un poco de sangre en un determinado momento, pero en el promedio total no es así, ya que como se menciona anteriormente, el caudal promedio corresponde al flujo de Poiseuille, el cual es positivo.

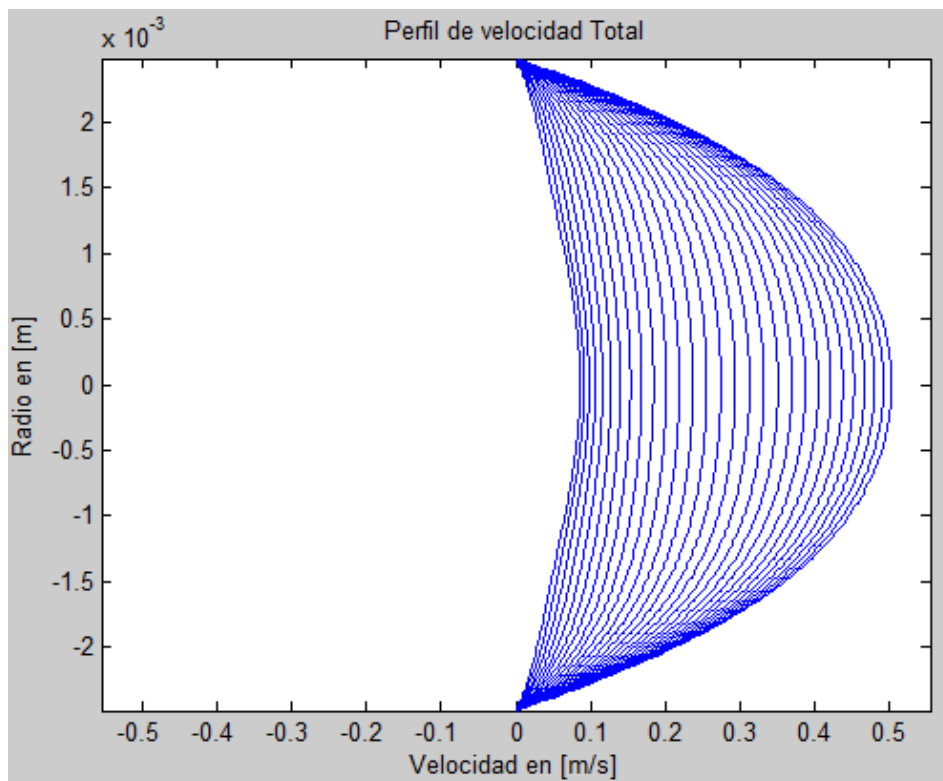


Figura 2-6. Perfil de Womersley con radio 0.00249 [m].

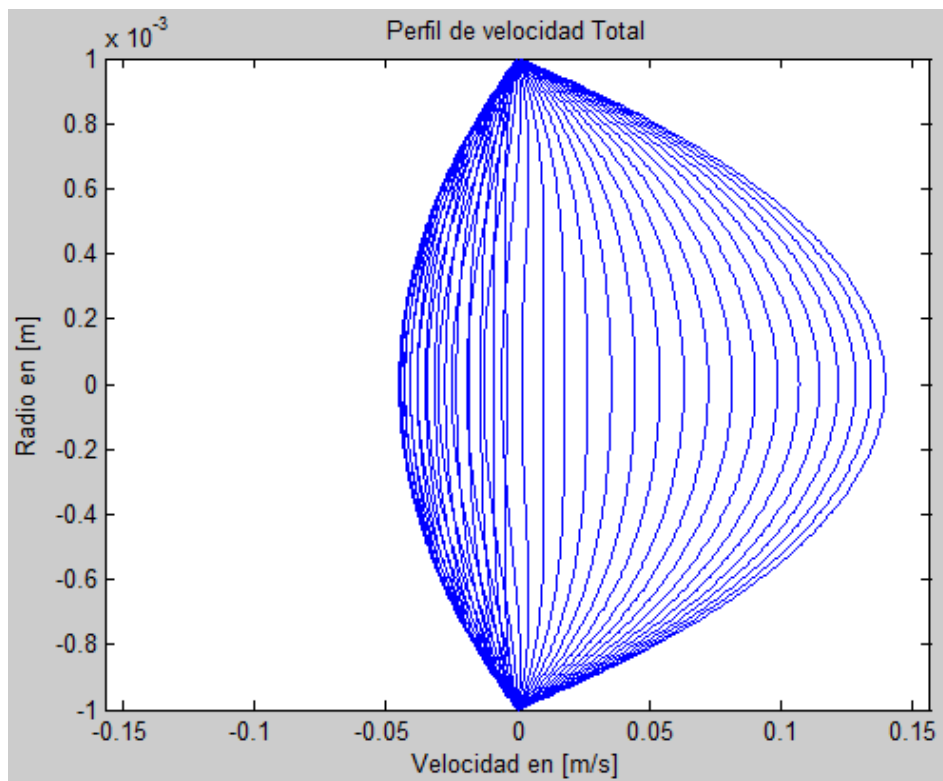


Figura 2-7. Perfil de Womersley con radio 0.001 [m].

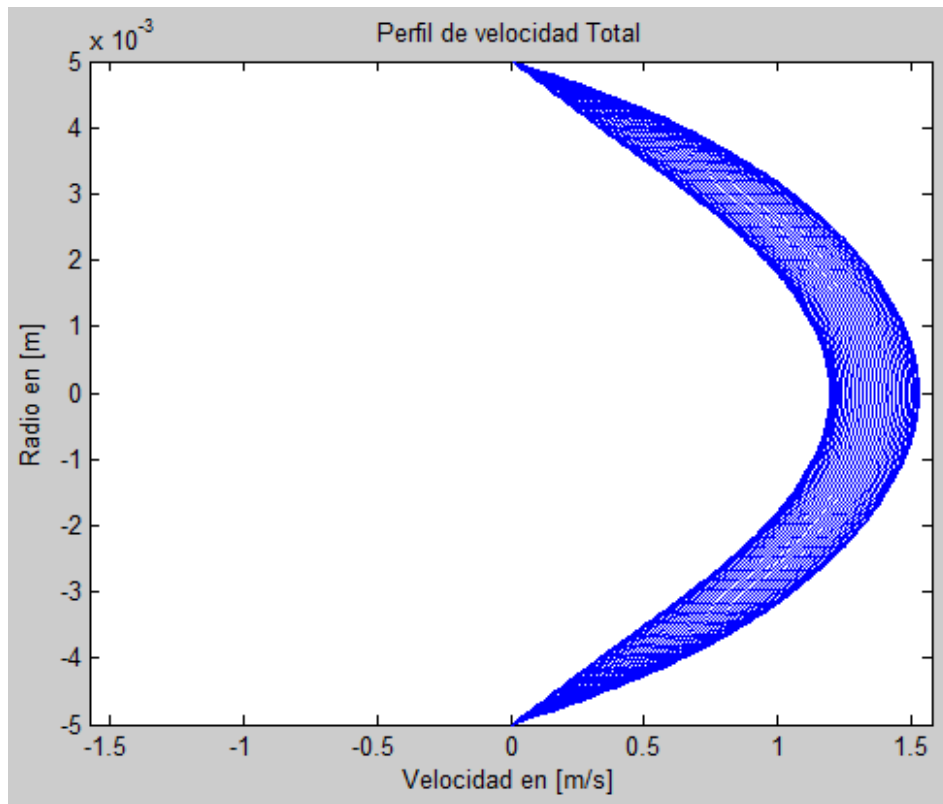


Figura 2-8. Perfil de Womersley con radio 0.005 [m].

Finalmente, y considerando también un igual gradiente de presión axial, en la Figura 2-8 se ve un perfil para un radio de 0.005 [m], en este se ve que la componente oscilatoria es de menor magnitud en comparación a la del flujo de Poiseuille, ya que tiene un rango de oscilación bastante acotado, no como en los casos anteriores, en los cuales se nota claramente un amplio movimiento del flujo.

2.2.3.2 Teoría de Windkessel

El sistema cardiovascular es muy complicado, por lo que llevarlo a una forma más sencilla resulta difícil. Existen diversos modelos que buscan predecir el comportamiento en base las ramificaciones que existen en las arterias en todo el sistema cardiovascular [13] [14], otros varios basados en simular este sistema como una serie de resistencias y capacitancias [15], y además se encuentra el modelo de Windkessel, el cual también asume simplificaciones en base a resistencias, capacitancias e incluso inductancias, realizando así una analogía eléctrica de todo el sistema. Si bien el modelo de Windkessel no es tan completo ni preciso como los de ramificaciones, ya que por ejemplo este no capta el efecto de la reflexión de las ondas de presión en las arterias, si ofrece una gran ventaja de simplicidad, ya que es muy fácil de implementar y aun así se obtienen buenos resultados.

Existen varios tipos de modelos de Windkessel [16], los de dos, tres y hasta cuatro elementos, todos en base a la analogía eléctrica. Esto se entiende mejor viendo la siguiente imagen.

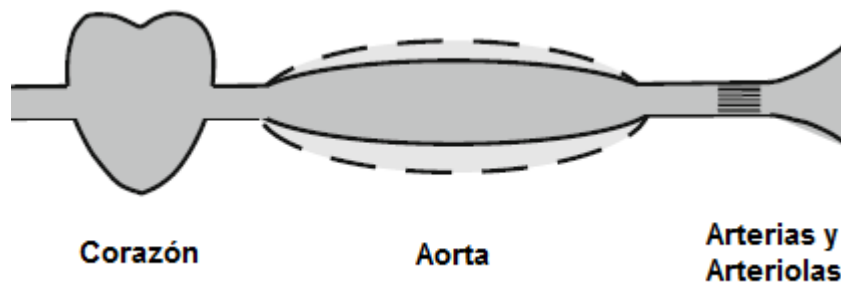


Figura 2-9. Esquema del modelo Windkessel. [16]

En la Figura 2-9 se simula el corazón, la arteria aorta y el resto de las arterias y arteriolas del sistema. Es claro que el paso del flujo sanguíneo tiene una caída de presión por cada componente a través del cual pasa, y por lo tanto existe una resistencia. En este caso, la resistencia de la aorta se simula como una resistencia eléctrica, además, se sabe que ésta también tiene la capacidad de expandirse y almacenar una cantidad determinada de sangre, este fenómeno se representa por una capacitancia. Este modelo que consta de una resistencia y una capacitancia es el modelo de Windkessel de dos elementos (Figura 2-10 A). El modelo de tres elementos es el mismo que el de dos, solo que se añade otra resistencia eléctrica para representar la caída de presión que se genera en las arterias y arteriolas que existen posteriormente a la aorta (Figura 2-10 B). Este modelo sin duda es más completo que el de dos elementos y permite realizar cálculos más realistas. Finalmente el modelo de Windkessel de cuatro elementos se añade una impedancia en paralelo a la resistencia que opone la aorta y esta simula la inercia de la sangre (Figura 2-10 C). El último modelo es el más completo de todos, pero lamentablemente determinar la impedancia es difícil si no se ejecuta un acabado experimento que permita obtener la función de respuesta en frecuencia [17] [16], razón por la cual se utiliza el modelo de Windkessel de tres elementos. Evidentemente, este mismo razonamiento se realiza cambiando el ente de estudio, en el caso de este trabajo, la aorta es reemplazada por un aneurisma y la teoría sigue siendo igual de válida.

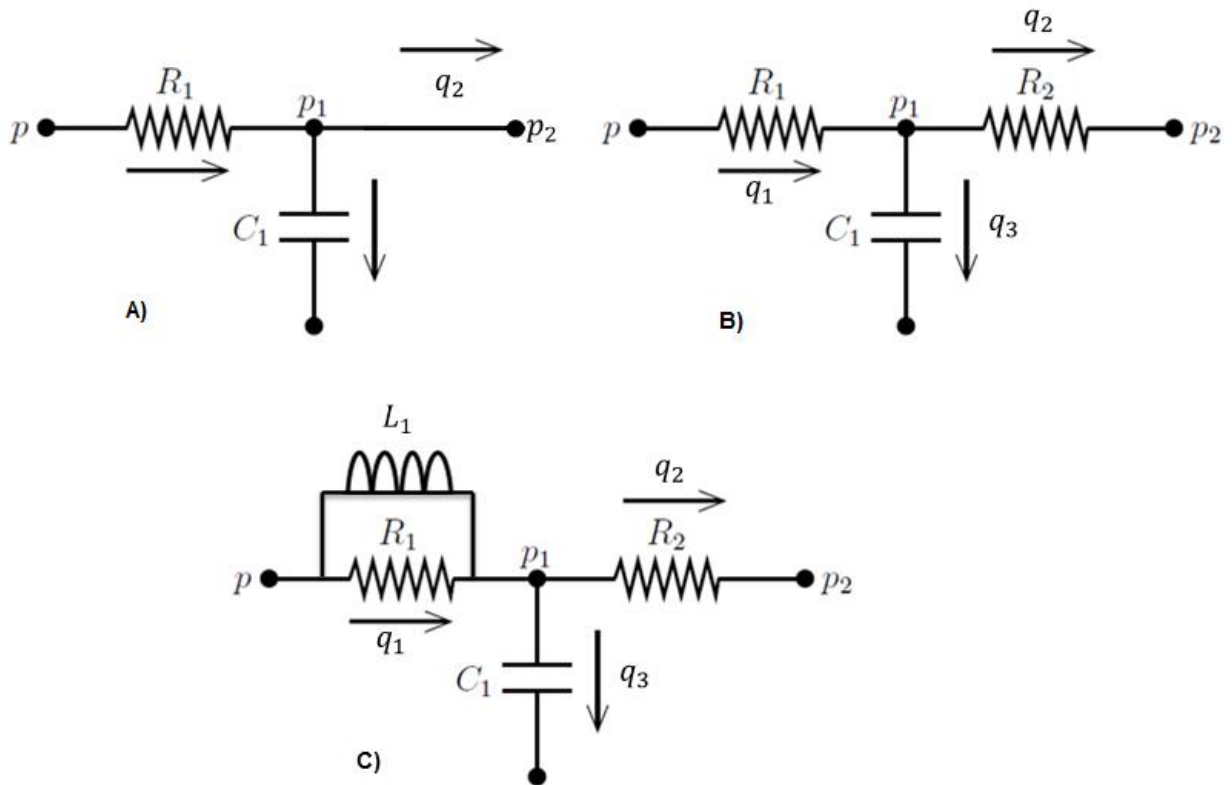


Figura 2-10. Modelos de Windkessel. A) De dos elementos. B) De tres elementos. C) De cuatro elementos.

Utilizando la ley de Ohm y de Kirchhoff de un circuito eléctrico para el modelo de tres elementos, en donde el caudal sea la corriente y la presión el voltaje, se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$q_3(t) + q_2(t) = q_1(t) \quad 2.40$$

$$p_1(t) - p_2(t) = R_2 q_2(t) \quad 2.41$$

$$p(t) - p_1(t) = R_1 q_1(t) \quad 2.42$$

$$q_3(t) = C_1 \frac{dp_1(t)}{dt} \quad 2.43$$

Reemplazando 2.43, 2.42 y 2.41 en 2.40:

$$C_1 \frac{dp_1(t)}{dt} + \frac{p_1(t) - p_2(t)}{R_2} = \frac{p(t) - p_1(t)}{R_1} \quad 2.44$$

Además si se reemplaza $p_1(t)$ de la ecuación 2.42 en 2.44 queda como:

$$C_1 \frac{dp(t)}{dt} - \frac{R_1 C_1 dq_1(t)}{dt} + \frac{p(t) - R_1 q_1(t) - p_2(t)}{R_2} = \frac{p(t) - (p(t) - R_1 q_1(t))}{R_1} \quad 2.45$$

Simplificando y despejando $p_2(t)$ se logra la presión de salida deseada.

$$p_2(t) = R_2 C_1 \frac{dp(t)}{dt} - R_1 R_2 C_1 \frac{dq_1(t)}{dt} + p(t) - (R_1 + R_2) q_1(t) \quad 2.46$$

Finalmente solo falta determinar el valor de las constantes R_1 , R_2 y C_1 , ya que $q_1(t)$ viene dado por el perfil de Womersley y por lo tanto es un dato y $p(t)$ es la presión de entrada, que se puede obtener como dato de la literatura [18]. Estas constantes se pueden determinar analíticamente y sus ecuaciones se enseñan a continuación:

$$R_1 = \frac{cv * L * 8 * \mu}{\pi * r^4} \quad 2.47$$

$$R_2 = P_0 / Q \quad 2.48$$

$$C_1 = \frac{3 * A * L * r}{2 * E * h} \quad 2.49$$

Donde en este caso, L es el largo, r el radio, A el área y h el espesor del aneurisma, μ es la viscosidad, E el módulo de Young, P_0 es la presión en las venas donde se simula el “fin” del sistema circulatorio, Q es el caudal y cv es una constante que depende del número de Womersley.

2.3 METODOLÓGICOS

2.3.1 CONDICIONES DE BORDE

El primer paso a desarrollar es la creación de una hoja de cálculo que permita obtener las condiciones de borde de Womersley y Windkessel. Así, lo primero es implementar mediante el programa de cálculos MATLAB, una rutina que entregándole como variables el radio de la arteria y el gradiente de presión axial (no se toman en cuenta los parámetros físicos de la sangre como la densidad y la viscosidad, ya que se suponen constantes), genere el perfil de velocidad de Womersley. Una vez obtenido el caudal de entrada, se crea otra hoja de cálculo con el mismo programa para obtener las condiciones de presión de salida con la teoría de Windkessel, en este caso, las variables de entrada son la presión y el caudal, este último ya obtenido por la teoría de Womersley.

Las simulaciones de todo el aneurisma se generan en otro programa, uno especial que utiliza la teoría de elementos finitos y se llama ADINA en su versión 8.7. Este programa permite realizar simulaciones puramente fluidas (CFD) y también en las que haya interacción del fluido con la estructura sólida del aneurisma (FSI), por lo que da grandes facilidades y hace menos tedioso el trabajo.

Posteriormente, y como se trabaja con dos programas diferentes, una vez creadas las condiciones de borde con MATLAB, es necesario realizar una metodología que los

haga relacionarse de manera eficiente para la ejecución de las condiciones de borde en ADINA.

2.3.2 *SIMULACIONES EN ADINA*

En este punto se toma la geometría facilitada por los estudios anteriores de A. Contente [6] y P. Burdiles [5] a cargo del profesor Álvaro Valencia y se procede a realizar simulaciones básicas, en primer lugar las CFD, sin tomar en cuenta el sólido, después se realiza una simulación FSI, pero con el sólido elástico y finalmente la última con el sólido modelado por el material de Mooney-Rivlin, cuyas características también se obtienen de los estudios de Contente y Burdiles. Estos primeros ensayos se hacen con el propósito de analizar que todos los parámetros introducidos al programa sean correctos, y también hay que destacar que estos primeros test se realizan con mallas gruesas para ahorrar horas de trabajo.

Luego de corroborar que todo está correcto en los ensayos anteriores, se procede a hacer el test de malla y finalmente se corren las simulaciones deseadas para obtener los resultados, y analizar todas las componentes fluido dinámicas y la influencia de las condiciones de borde.

3 METODOLOGÍA

En esta sección se describe detalladamente cual es la forma de trabajo para la obtención de los resultados de las condiciones de borde y de las simulaciones finales.

3.1 IMPLEMENTACIÓN DE LA TEORÍA DE WOMERSLEY

Para comenzar, es necesario fijar algunos parámetros de entrada del modelo, los cuales son determinados gracias a trabajos anteriores del equipo del profesor Valencia [5] [6] [19]. Estos se muestran en la Tabla 3-1.

Tabla 3-1. Datos de entrada.

Radio de entrada (r)	2,49	[mm]
Densidad de la sangre (ρ)	1.050	[kg/m ³]
Viscosidad de la sangre (μ)	0,0035	[Pa·s]
Variación temporal (Δt)	0,01	[s]
Tiempo del pulso (T)	0,8	[s]

Después se establece el gradiente de presión, como el que se aprecia en la Figura 3-1.

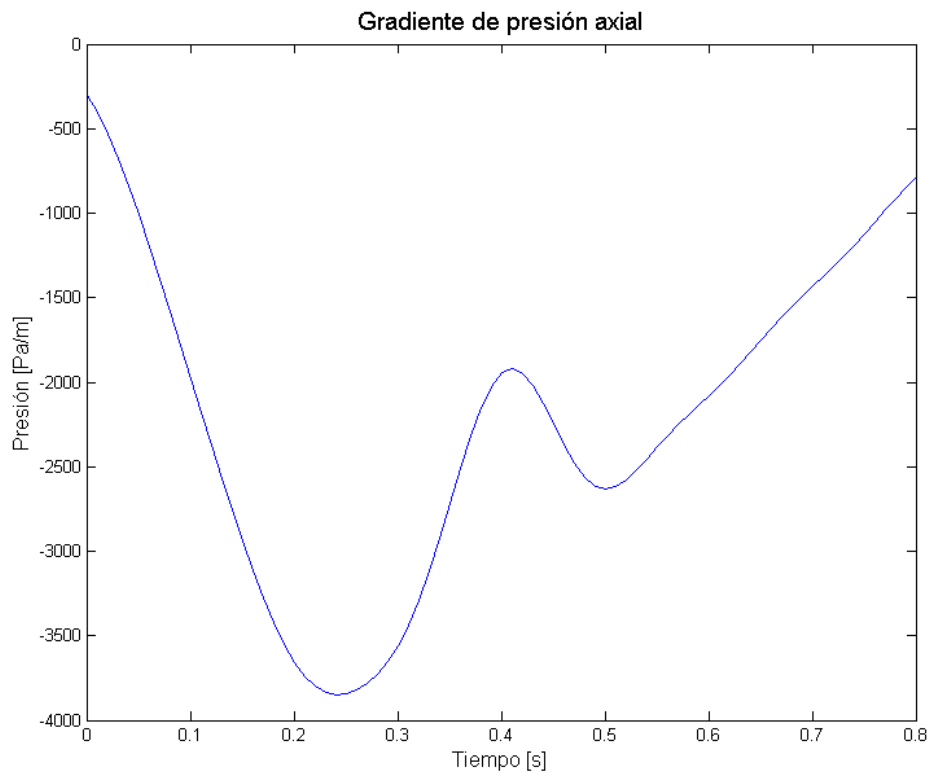


Figura 3-1. Gradiente de presión axial.

Hay que destacar que el gradiente de presión es negativo, ya que esto genera que exista una presión axial menor al interior de la arteria con respecto al punto donde se modela su entrada, y por lo tanto se crea una diferencia de presión que permite el ingreso de flujo.

Posteriormente se calcula el número de Womersley y la constante Lambda con las ecuaciones 2.26 y 2.31, además se ajusta una serie de Fourier al gradiente de presión axial para obtener los coeficientes k_n de la ecuación 2.22, para lo cual se desarrolla una función en una hoja de cálculo de MATLAB, la cual se encuentra en el Anexo 9.1. Realizado esto, se calcula la velocidad estacionaria (flujo Poiseuille) y la oscilatoria con la ecuación 2.35 y análogamente se realiza con el caudal, utilizando la ecuación 2.38.

Finalmente se guardan todas las variables calculadas en un archivo “.mat”, para que puedan ser leídas por la hoja de cálculo de las condiciones de Windkessel. Para ver la hoja de cálculo en detalle ir al Anexo 9.2.

3.2 IMPLEMENTACIÓN DE LA TEORÍA DE WINDKESSEL

Lo primero es obtener las variables de entrada, como lo son el caudal, el cual lo entrega el perfil de Womersley al abrir el archivo que contiene las variables guardadas con todos sus cálculos, y la presión de entrada, la cual se obtiene del estudio de Perktold [18]. Esta presión es la correspondiente a la carótida interna, lamentablemente no se muestran los datos exactos en dicho estudio, por lo que es necesario realizar una extrapolación de ellos. Para esto, se toma el gráfico que enseña la publicación de Perktold y sobre la curva de presión se coloca una serie de puntos, utilizando cualquier programa editor de imágenes, como Adobe Photoshop, se determinan las coordenadas de cada punto en pixeles (Figura 3-2). Todos los valores de las coordenadas es necesario transformarlas a valores numéricos, para esto se toman dos puntos representativos del gráfico y se calcula la diferencia de tiempo y presión, como se conoce también la diferencia de pixeles entre estos, se realiza una interpolación lineal y se obtienen los valores de presión en miligramos de mercurio.

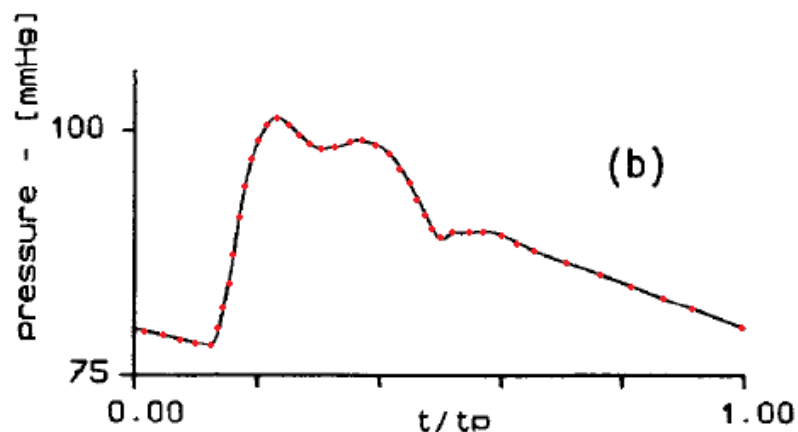


Figura 3-2. Gráfico de presión de Perktold.

Con este conjunto de valores se realiza un ajuste mediante una serie de Fourier, para esto se exportan los valores a MATLAB y mediante la herramienta “Curve fitting”, se

calculan las constantes de la serie para los primeros ocho términos. La Figura 3-3 expone los puntos azules determinados con el programa Adobe Photoshop contrastados con la curva roja del ajuste de Fourier obtenidos con la herramienta “Curve fitting”.

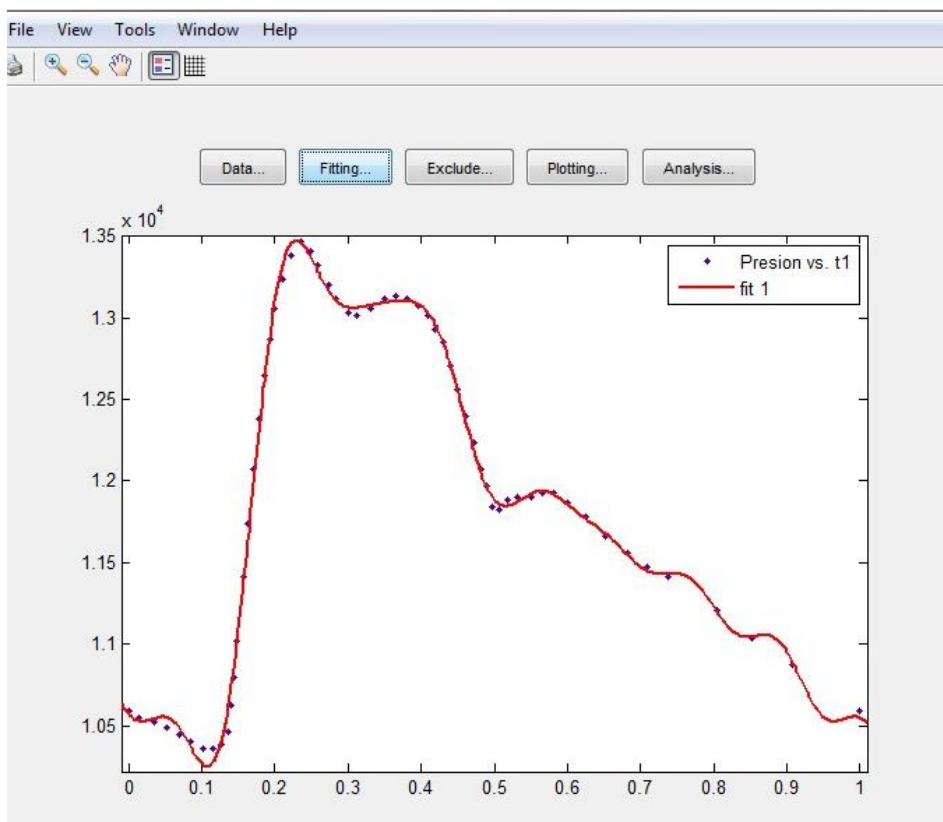


Figura 3-3. Ajuste de Fourier a la presión de entrada.

La curva de presión obtenida se toma como caso base para las simulaciones posteriores, pero también existen simulaciones que se realizan en casos de hipertensión, para estos se usa la misma curva pero con un aumento de presión en todos sus puntos.

Existen diferentes estados de clasificación de la presión sanguínea en los seres humanos [3], estos se exponen en la Tabla 3-2.

Tabla 3-2. Clasificación de la presión sanguínea. [3]

Presión	Diástole [mmHg]	Sístole [mmHg]
Normal	<85	<130
Alta	85 - 89	130 - 139
Hipertensión		
Estado 1	90 - 99	140 - 159
Estado 2	100 - 109	160 - 179
Estado 3	110 - 119	180 - 209
Estado 4	>120	>210

Así, para el estado normal, se utiliza la curva de la Figura 3-3, y para el estado 1, 2 y 3 se aumenta en todos los puntos de la presión del estado normal en 40 [mmHg], 60 [mmHg] y 80 [mmHg] respectivamente.

Hecho esto, es necesario determinar las constantes de las resistencias y la capacidad del modelo. En la Tabla 3-3 se muestran valores obtenidos del trabajo de P.Burdiles [5] que ayudan a establecer las constantes.

Tabla 3-3. Valores para cálculo de constantes.

Radio promedio del aneurisma (r_a)	8	[mm]
Módulo de Young (E)	1.774.200	[Pa]
Espesor aneurisma (h)	0,35	[mm]
Área transversal promedio (A)	2,01	[cm ²]
Largo aneurisma (L)	2	[cm]
Presión en venas (P_0)	100	[Pa]
Radio de salida mayor (r_{ma})	1,49	[mm]
Radio de salida menor (r_{me})	1,38	[mm]
Constante (cv)	1,1	Adimensional

Los radios de salida tienen relación con que en la geometría utilizada del aneurisma, existen dos salidas diferentes para el flujo y por ende se muestran los radios de estas dos, en la sección de DESARROLLO se expone con mayor detalle las características del modelo CAD del aneurisma. La constante cv se obtiene del método de Fry, el cual plantea una solución parecida a la teoría de Womersley (más información en la referencia [10]), y ésta depende del número de Womersley, como muestra la Figura 3-4, y con la ecuación 2.26, se calcula siendo este 3,8 y por tanto cv igual a 1,1.

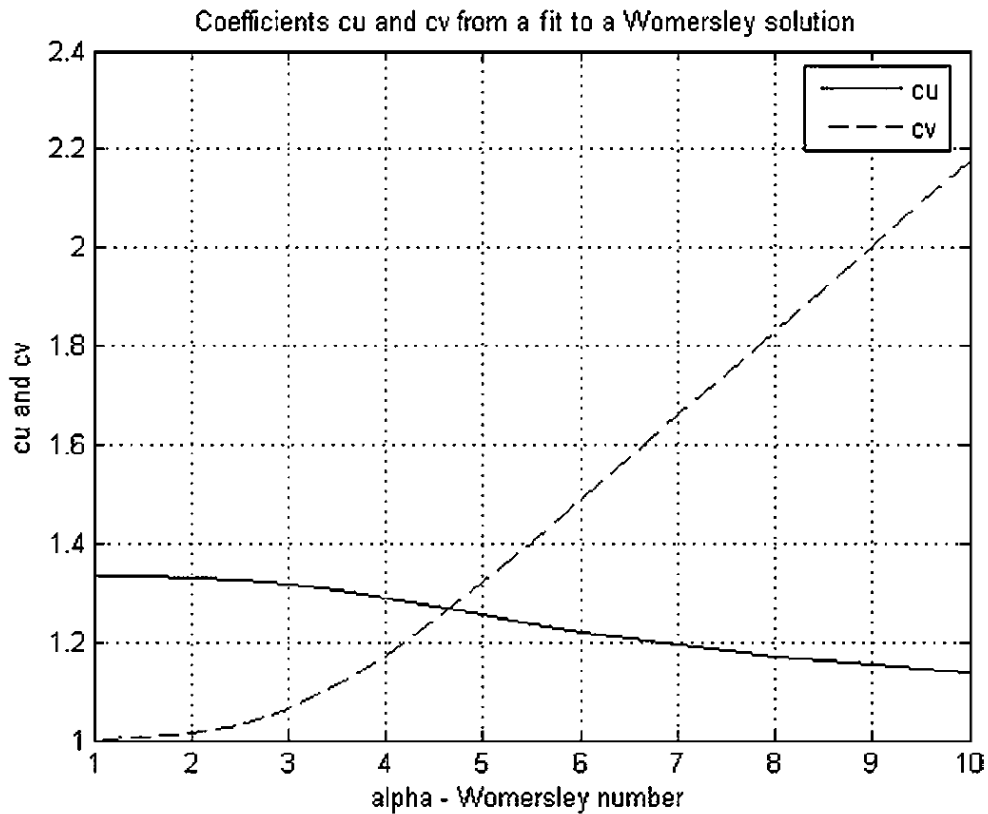


Figura 3-4. Constante c_v v/s el número de número de Womersley. [10]

El valor de P_0 corresponde a la presión en donde se simula el “final” de todas las arterias y venas del modelo, es decir, la presión hasta donde se considera que las arterias y las venas generan una resistencia al paso de la sangre. Es así que este lugar se establece como el punto donde la presión es menor en el sistema circulatorio, el cual, según la Figura 3-5 [20], corresponde a las venas largas donde esta es casi nula y se estima en 100 [Pa] (aprox 0,75 [mmHg]).

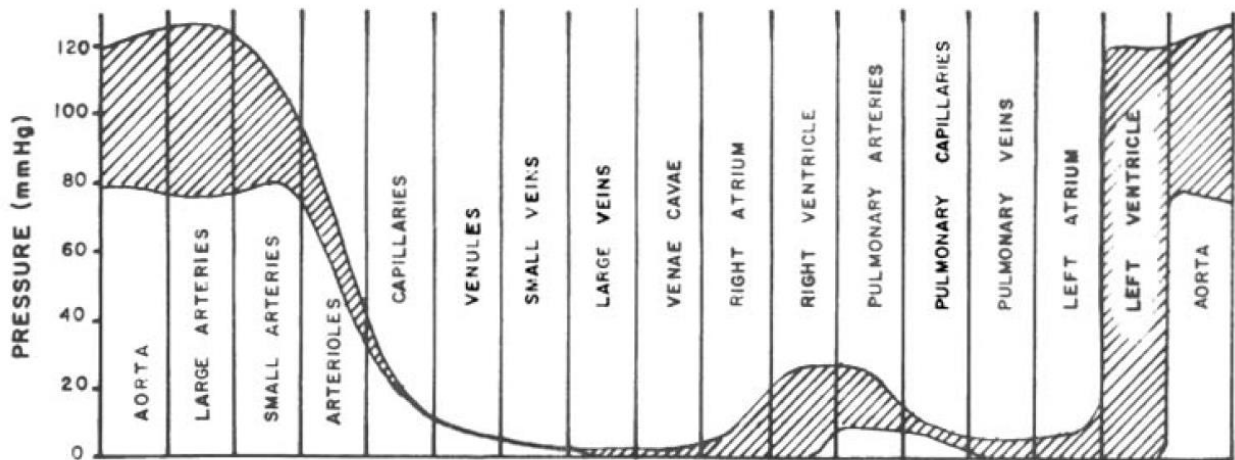


Figura 3-5. Distribución de presión en el sistema cardiovascular. [20]

Solo falta determinar el valor del caudal (Q) que expulsa el aneurisma por cada salida, ya que lo que se conoce es el caudal total. Se realiza la suposición de que el caudal es proporcional al tamaño del área de salida y con las siguientes ecuaciones se consigue el caudal por cada rama.

$$V_s = \frac{Q}{\pi * (r_{ma}^2 + r_{me}^2)} \quad 3.1$$

$$Q_{rma} = Q - \pi * r_{me}^2 * V_s \quad 3.2$$

$$Q_{rme} = Q - \pi * r_{ma}^2 * V_s \quad 3.3$$

Con todos estos valores se calculan las constantes de las ecuaciones 3.4, 3.5 y 3.6.

$$R_1 = \frac{cv * L * 8 * \mu}{\pi * r_a^4} \quad 3.4$$

$$R_2 = \frac{P_0}{Q_{rma/rme}} \quad 3.5$$

$$C_1 = \frac{3 * A * L * r_a}{2 * E * h} \quad 3.6$$

Una observación importante es que la resistencia R_2 depende del radio mayor y menor, por lo que para cada rama de salida de flujo del aneurisma existe una resistencia diferente, y por lo tanto, una presión distinta.

El gradiente de presión temporal se adquiere de la ecuación 3.7 en función del gradiente de presión axial [21].

$$\frac{dp}{dt} = -c * \frac{dp}{dx} \quad 3.7$$

Donde c es la velocidad de propagación del pulso y se calcula con la ecuación 3.8 [22].

$$c = \sqrt{\frac{E * h}{2 * \rho * r_a}} \quad 3.8$$

Por último se calcula al diferencial del gradiente del caudal total y se aplica la ecuación 2.46 para despejar la presión de salida por cada arteria. Guardar en un archivo de texto. El detalle de la hoja de cálculo se encuentra en el Anexo 9.3.

3.3 IMPLEMENTACIÓN DEL FLUJO DE WOMERSLEY EN ADINA

Una vez creada la hoja de cálculo del perfil de velocidad en MATLAB, es necesario que este sea ejecutado en el programa ADINA, para esto se sigue una metodología que realiza Ledermann [23] y modificada por Burdiles [5], la cual se describe en breves pasos a continuación:

- Definir la malla a utilizar del fluido en ADINA.
- Determinar el conjunto de nodos en la entrada de la arteria, para esto aplicar en ADINA: Meshing → Nodes → Node Set.

- Establecer las coordenadas de todos los nodos en la malla: Meshing → Nodes → Define → Export. Realizar la exportación de los datos a un archivo llamado coord.txt.
- Modificar el archivo coord.txt. Se debe agregar una primera línea que contenga el texto "@CLEAR" y al final del archivo también se añaden dos líneas, en la primera que contenga el carácter "@" y en la segunda un "*", ambas sin las comillas.
- Guardar el archivo de ADINA en formato .in. Por ejemplo en un archivo llamado: PruebaMalla.in.
- Modificar el archivo .in, para esto se crea otro archivo igual que el anterior pero con otro nombre, por ejemplo: PruebaMallaModificado.in. Una vez abierto este último archivo con un editor de texto, se busca la palabra NODESET y bajo este, justo antes de la numeración de los nodos, se agrega el texto @CLEAR. Además es necesario borrar los números 0 y 1 que acompañan a los nodos. Posteriormente se busca el primer comando @CLEAR del archivo PruebaMallaModificado.in y en la línea superior a este se pega todo el coord.txt.
- Modificación del código de Womersley: Al código descrito en la sección 3.1 y mostrado en el Anexo 9.2, es necesario añadir unos comandos en la parte superior (primera línea) utilizados por Ledermann [23], los cuales se exponen en el Anexo 9.4. Estos comandos se encargan de leer el número de nodos, identificar sus coordenadas y escribirlos como un vector. Posteriormente se debe cambiar la definición del vector Puntos, de "linspace(-radio,radio,2*N_t);" a "nodes(:,5);". Finalmente se agrega al final del código (última línea) otros comandos también utilizados por Ledermann [23] (Ver Anexo 9.5), los cuales se encargan de escribir un archivo .in con los valores del perfil de Womersley.
- Modificación del archivo "write_node_set.m". Se debe cambiar la tercera línea "copyfile('file_name','dat.in');" a "copyfile('PruebaMalla.in','dat.in')". Esto permite abrir el archivo que genera el código inmediatamente con el programa ADINA.
- Después se ejecuta el código de Womersley en MATLAB. Los archivos PruebaMalla.in y PruebaMallaModificado.in deben estar en la misma carpeta que el código de Womersley y el resto de los códigos utilizados por Ledermann [23] y visto en el Anexo. Al ejecutar el programa de Womersley "womersley_aplicacion.m" este pide la siguiente información:
 - Nombre del archivo modificado con terminación .in, por ejemplo en este caso: "PruebaMallaModificado.in".
 - Radio de la sección de entrada.
 - Cantidad de ciclos cardiacos a reproducir.
- Finalmente se abre el archivo creado "dat.in", el cual contiene el flujo implementado ya en ADINA.

3.4 IMPLEMENTACIÓN DE LAS SIMULACIONES EN ADINA

Antes de hablar de la metodología del modelo FSI, es necesario comentar algunas características de este. En secciones anteriores ya se menciona que la sangre se modela como un fluido de Carreau y el sólido como uno de Mooney-Rivlin, además existe la presencia de una presión externa en el sólido de 10 [mmHg], para simular que este aneurisma se encuentra dentro del cerebro. El sólido se modela como una cáscara y no como un material que tenga espesor, para así ahorrar recursos computacionales. No se considera la transferencia de calor ni la existencia de gravedad. El sólido se encuentra fijo en los bordes de entrada y salida.

3.4.1 SIMULACIONES FSI

Los modelos de interacción fluido estructural (FSI) son difíciles de implementar, debido a la gran complejidad que estos envuelven, ya que el programa debe resolver miles de ecuaciones no lineales que afectan el comportamiento recíproco del fluido y del sólido en interacción, llegando a demorar varias horas el computador, incluso días, en encontrar la solución al problema. Por estos motivos, es que no siempre es factible realizar una simulación inmediatamente, ya que por lo general existen problemas con la convergencia de los resultados. En este trabajo, para que el modelo del aneurisma converja de manera adecuada, se realiza la simulación en tres pasos, los cuales se mencionan a continuación:

- El primero contempla la simulación FSI con la implementación del perfil de Womersley, pero sin la existencia de presión externa sobre el sólido ni la aplicación del modelo de presión de salida de Windkessel.
- La segunda también tiene el perfil de Womersley, pero en este caso se aumenta linealmente la presión externa del sólido y la presión de salida del fluido hasta alcanzar los órdenes de magnitud correspondientes, los que son aproximadamente 10 [mmHg] y 100 [mmHg] respectivamente.
- La tercera etapa contempla totalmente la implementación del perfil de Womersley, la presión de Windkessel y la presión externa.

En lo que sigue se muestra el detalle de la metodología utilizada en el programa ADINA para las simulaciones del aneurisma.

3.4.1.1 Fluido

1. Crear el archivo .idb del fluido aplicando: Adina CFD, Transient, FSI, Incompressible.
2. Importar geometría: Adina-M → Import Parasolid Model.
3. Crear el material de Carreau: Model → Material → Manage Material → Carreau. Aplicar los siguientes parámetros obtenidos de los trabajos de Burdiles [5] y Araya [19].

- $\mu_0 = 0,056$ [Pa·s].
 - $\mu_\infty = 0,00345$ [Pa·s].
 - $A = 10,976$.
 - $n = -0,3216$.
 - $\rho = 1050$ [kg/m³].
4. Identificar bordes y caras: Edge label y Face label.
 5. Crea el element group: Meshing → Element group.
 - Type: 3D-fluid.
 - Advance: Finite element, 3x3, 3, incompressible.
 6. Asignar la densidad de la malla: Meshing → Mesh density.
 - Edge.
 - Use Length.
 - Element edge length.
 7. Crear la malla del fluido: Meshing → Create mesh.
 - Body
 - Type: 3D-Fluid.
 - Meshing type: Free form.
 - Meshing algorithm: Delauny.
 - Boundary Meshing: Advancing Font.
 8. Aplicar la metodología de Womersley vista en la sección 3.3.
 9. Definir el paso de tiempo en el fluido: Control → Time step.
 - Number of steps: 80.
 - Constant magnitude: 0,01 (Debe ser igual al paso de tiempo usado en la generación del perfil de Womersley).
 10. Importar las funciones de las presiones de Windkessel desde el archivo de texto. Control → Time function → Add → Import.
 11. Definir el proceso de solución: Control → Solution process:
 - Solution Start Time: Para el primer, segundo y tercer paso de la simulación, usar 0; 0,8 y 1,6 respectivamente.
 - Restart Analysis: Dar check solo en el segundo y tercer paso de la simulación.
 - Flow-Condition-Based interpolation elements: YES.
 - Equilibrium iteration → Iteration method → Newton → Max number of iteration → 100.
 - Tolerance → 0,001.
 12. Definir condiciones del problema: Model → Flow assumptions → 3D, incompressible, laminar.
 13. Aplicar tracción normal sobre las caras de salida del fluido:
 - Model → Usual boundary conditions → Apply → Normal Traction → Faces.
 14. Aplicar condición FSI: Model → Special boundary conditions → Fluid-structure interface → Faces.
 15. Definir análisis transiente: Transient analysis → Euler → 1.
 16. Definir el control de interacción fluido-estructura: Fluid-structure interaction control
 - Direct.
 - Convergence criteria: Force.
 - Maximum number of fluid-structure interations → 50.

17. Guardar y crear el archivo .dat.

3.4.1.2 Sólido

1. Crear el archivo .idb del sólido aplicando: Adina structures, dynamics implicit, FSI.
2. Importar geometría: Adina-M → Import Parasolido Model.
3. Crear el material de Mooney-Rivlin: Model → Material → Manage Material → Mooney-Rivlin. Aplicar los siguientes parámetros obtenidos de los trabajos de Burdiles [5].
 - $C_1 = 384.800$.
 - $C_2 = -89.100$.
 - $C_3 = 510.900$.
 - $C_4 = 511.800$.
 - $C_5 = 491.200$.
 - Density = 1.100 [kg/m³].
 - Bulk modulus = 4.440.000.

En caso de utilizar un material lineal: Model → Material → Manage Material → Elastic isotropic.

- Módulo de Young = 1.774.200 [Pa].
 - Módulo de Poisson = 0.46.
 - Density = 1.110 [kg/m³].
4. Identificar bordes y caras: Edge label y Face label.
 5. Dar espesor a las caras de la geometría: Geometry → Faces → Thickness.
 - Espesor aneurisma = 0,35 [mm].
 - Espesor arteria = 0,4 [mm].
 - Espesor unión arteria-aneurisma = 0,38 [mm].
 6. Asignar propiedades a los elementos: Model → Element properties → Shell → Faces.
 7. Crea el element group: Meshing → Element group.
 - Type: Shell.
 - Para material de Mooney-Rivlin: 3D-Shell → Use 3D-Shell.
 8. Asignar la densidad de la malla: Meshing → Mesh density.
 - Faces.
 - Use Length.
 - Element edge length.
 9. Crear la malla del fluido: Meshing → Create mesh.
 - Face.
 - Type: Shell.
 - Triangular mesh: Triangular.
 10. Definir el paso de tiempo en el sólido: Control → Time step.
 - Number of steps: 80.
 - Constant magnitude: 0,01 (Debe ser igual al paso de tiempo usado en el fluido).

11. Definir la función de tiempo de la presión externa: Control → Time function → Add → Import.
12. Definir asunciones de análisis: Control → Analysis assumptions → Kinematics → Displacement, large → Strains, small.
13. Aplicar condiciones de borde:
 - Model → Boundary conditions → Apply fixity → Edges.
 - Model → Boundary conditions → FSI boundary → Faces.
14. Aplicar carga externa: Model → Loading → Apply → Pressure → Faces.
15. Definir proceso de solución: Control → Solution process.
 - Solution Start Time: Para el primer, segundo y tercer paso de la simulación, usar 0; 0,8 y 1,6 respectivamente.
 - Analysis mode: Restar trun.
 - Iteration method → Full newton → Maximum number of iterations → 100.
 - Iteration tolerances: Energy 0,001.
16. Guardar y crear el archivo .dat.

Finalmente se abre el ADINA FSI y se corre la simulación acoplada. Recordar abrir los archivos .res correspondientes para el segundo y tercer paso de la simulación.

4 DESARROLLO

En el presente capítulo se muestran los distintos casos que se llevan a cabo en el estudio, junto con las condiciones de borde implementadas, el modelo CAD del aneurisma utilizado y las pruebas de malla para la obtención de la más óptima.

4.1 CASOS DE ESTUDIO DE LAS CONDICIONES DE BORDE

Son ocho las simulaciones realizadas para el análisis del comportamiento del aneurisma en función de la variación de las condiciones de borde, tanto de Womersley como de Windkessel. Lo que se pretende hacer es variar el caudal de entrada, tanto en su magnitud como en su forma, y cambiar la presión de salida aumentando esta, alcanzando diferentes grados de hipertensión, pero dejando fijo el material, en este caso, el hiperelástico de Mooney-Rivlin. Hay que mencionar que los gradientes de presión que generan el perfil de velocidad se obtienen de la referencia [10], realizando algunas pequeñas modificaciones a esta tanto en su forma como en su magnitud. Para ver el valor de las constantes utilizadas en el cálculo, referirse a la Tabla 3-3.

4.1.1 CASO BASE

El primer caso mostrado es el que se establece como referencia para comparar los distintos resultados obtenidos, este es el caso base. Este se caracteriza por tener un gradiente de presión y una velocidad media de entrada como las que muestran la Figura 4-1 y la Figura 4-2.

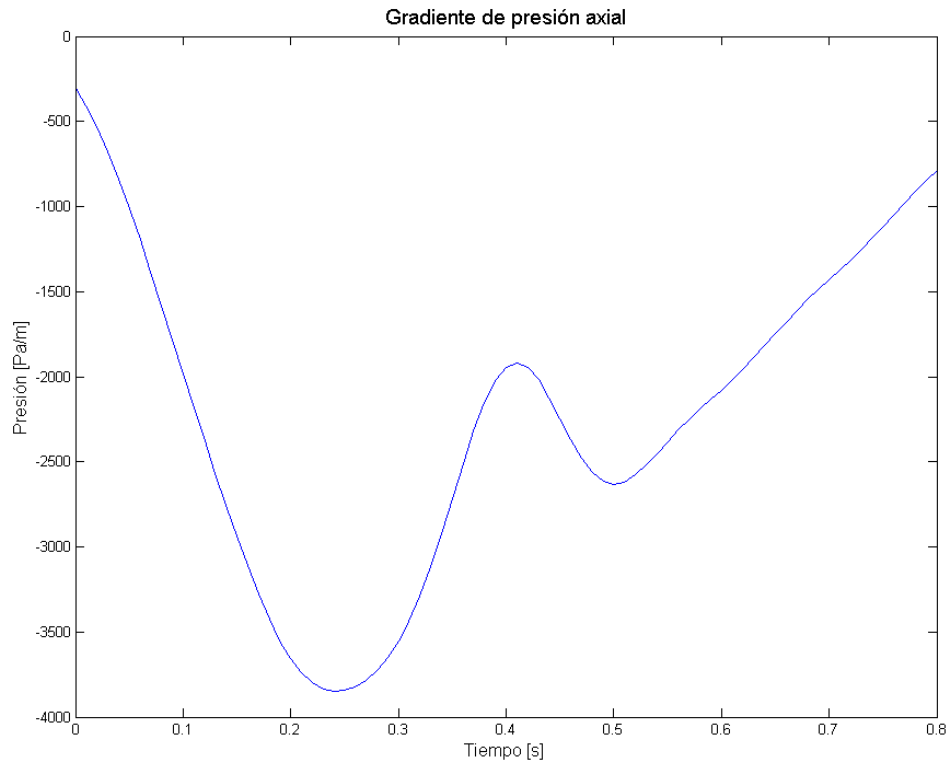


Figura 4-1. Gradiente de presión axial caso base.

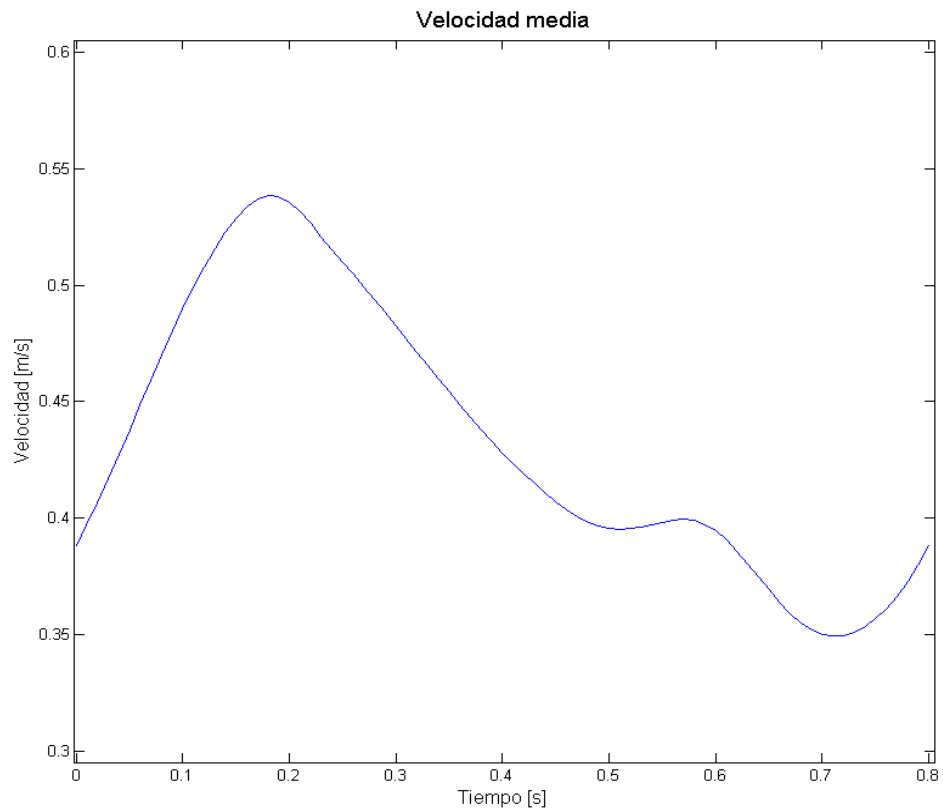


Figura 4-2. Velocidad media de entrada en caso base.

En la Figura 4-3 se ve la presión de entrada, marcada con rojo, y las presiones de salida del radio chico y grande, señaladas con el color verde y azul respectivamente.

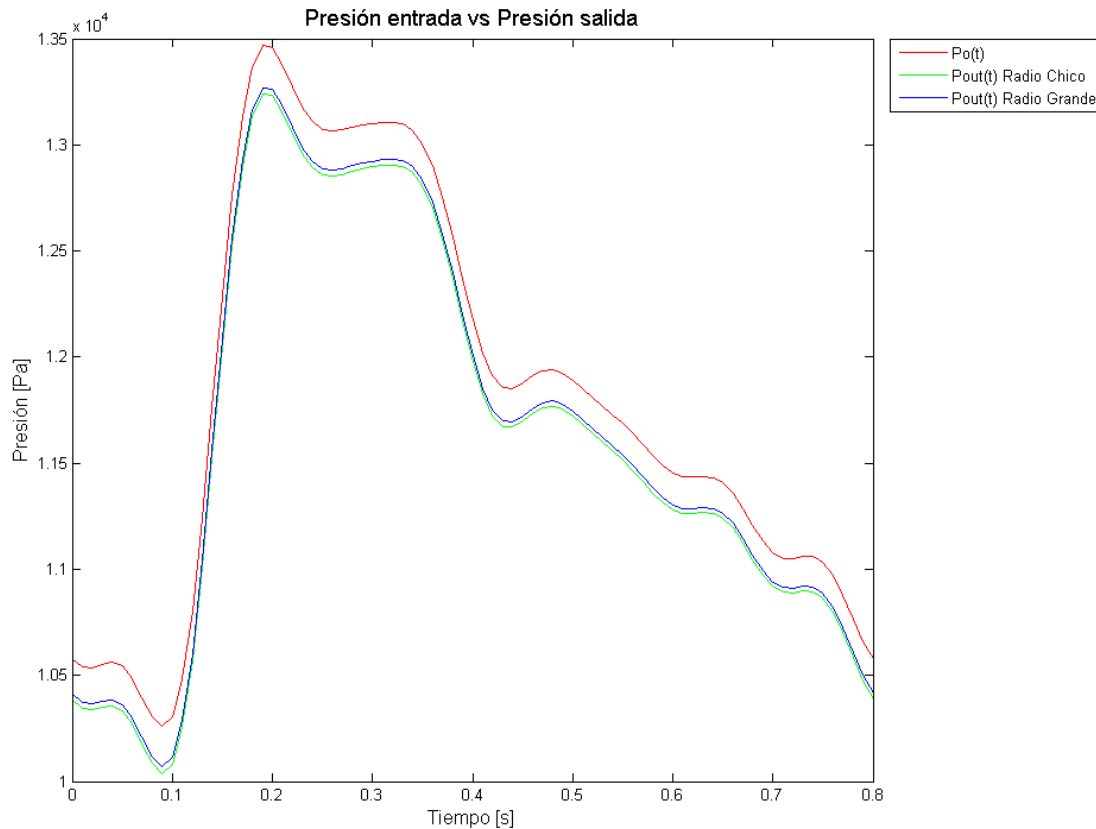


Figura 4-3. Presiones de entrada y salida del caso base.

Hay dos cosas importantes que destacar de la imagen anterior, la primera es que las presiones de salida son en todo momento inferior a la presión de entrada, esto es lógico pues el paso de la sangre por el aneurisma representa una pérdida de carga, y lo segundo es que existe una leve diferencia entre las presiones de salida del radio mayor con el menor, esto se debe a la diferencia de caudal que sale por cada una, lo cual genera un cambio en la resistencia en el modelo de Windkessel. Los valores de las constantes en este modelo son $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2\text{grande}} = 1,92 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2\text{chico}} = 2,23 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵] y $Q = 9,66 \cdot 10^{-6}$ [m³/s].

4.1.2 MENOR GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL

Con el fin de ver cómo reacciona el modelo según un aumento de la velocidad de entrada, se ejecuta este caso que considera una disminución del gradiente de presión axial (Figura 4-5). Notar que en relación al caso base, este disminuye solo su magnitud y no cambia su forma, provocando un aumento en la velocidad, las cuales alcanzan un mínimo aproximado de -5.000 [Pa/m] y un máximo de 0,75 [m/s] respectivamente.

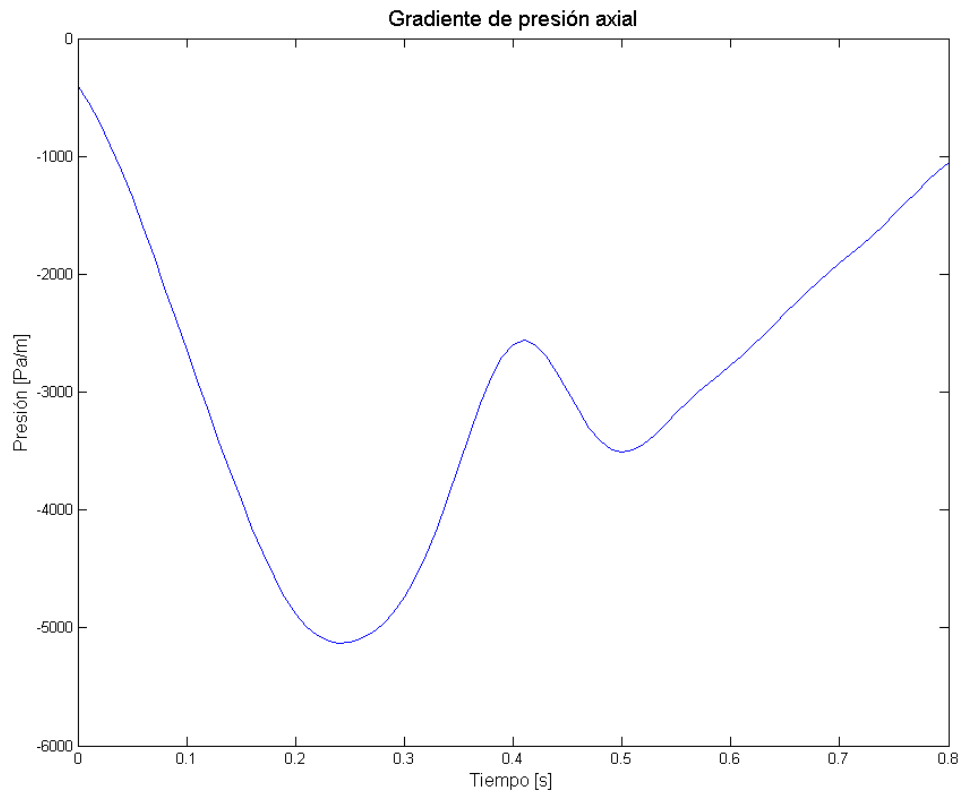


Figura 4-4. Gradiente de presión axial.

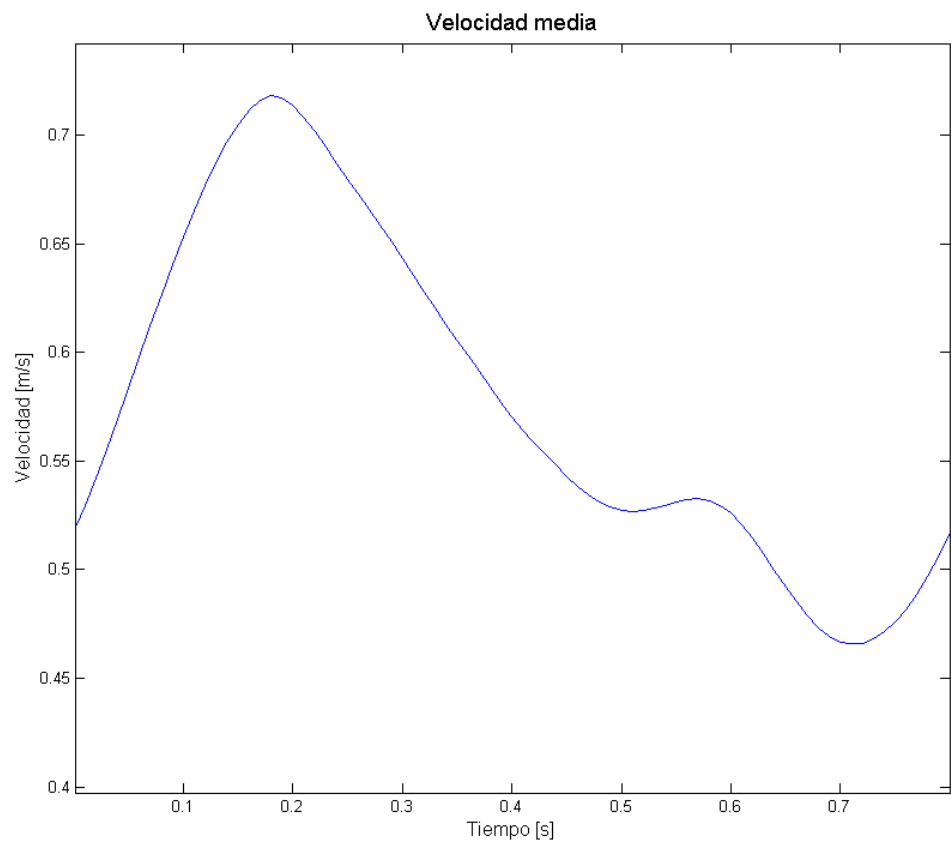


Figura 4-5. Velocidad de entrada.

La presión de salida tiene leves variaciones con respecto al caso base, y estas se ven en la Figura 4-6.

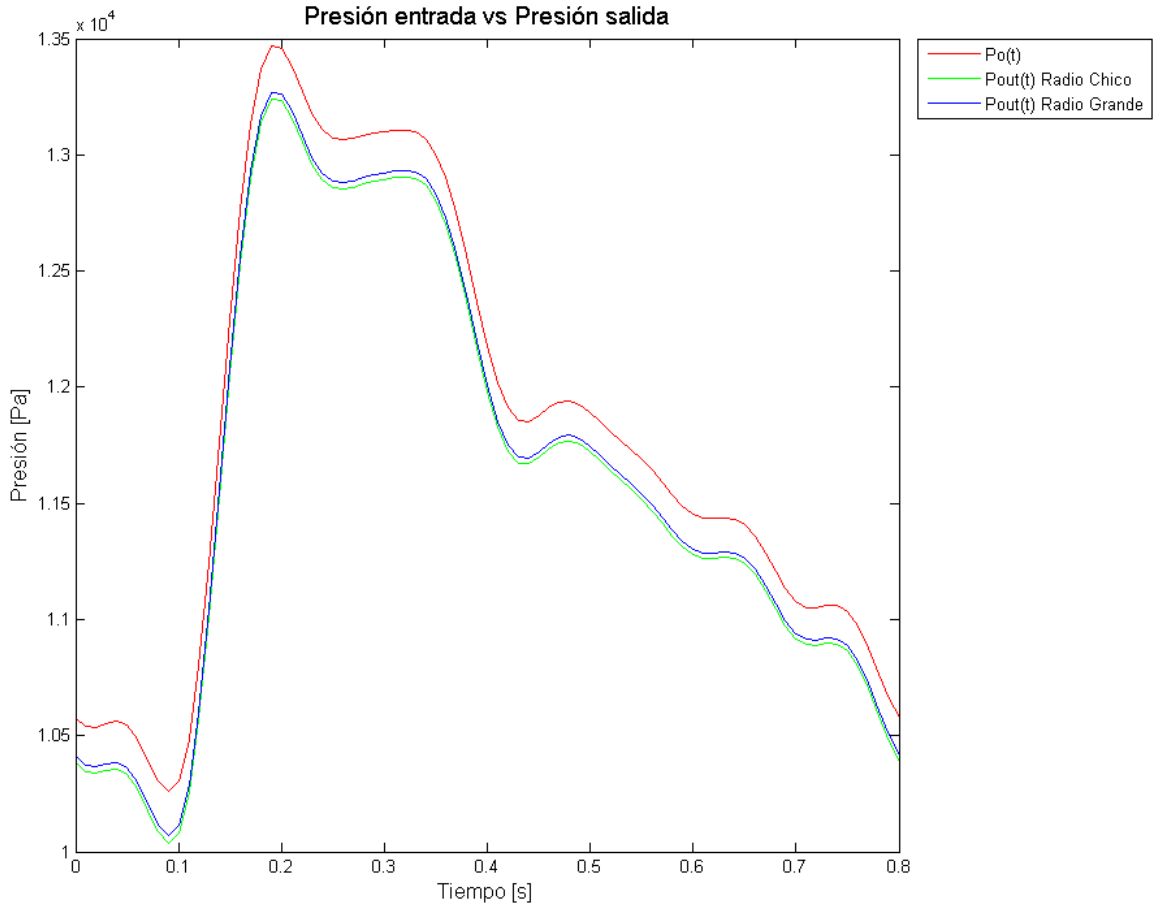


Figura 4-6. Presiones de salida en caso de menor gradiente de presión axial.

Los valores de las constantes en el modelo de Windkessel son $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2grande} = 1,44 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2chico} = 1,67 \cdot 10^7$ y [Ns/m⁵] $Q = 1,28 \cdot 10^{-5}$ [m³/s].

4.1.3 MAYOR GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL

Este caso considera un incremento del gradiente de presión axial, lo cual produce una baja en la velocidad de entrada. En la Figura 4-7 y Figura 4-8 se aprecia un aumento en el gradiente de presión axial alcanzando un mínimo de aproximadamente -2.500 [Pa/m] y provocando una disminución en la velocidad, la cual llega a un máximo levemente superior de 0.35 [m/s].

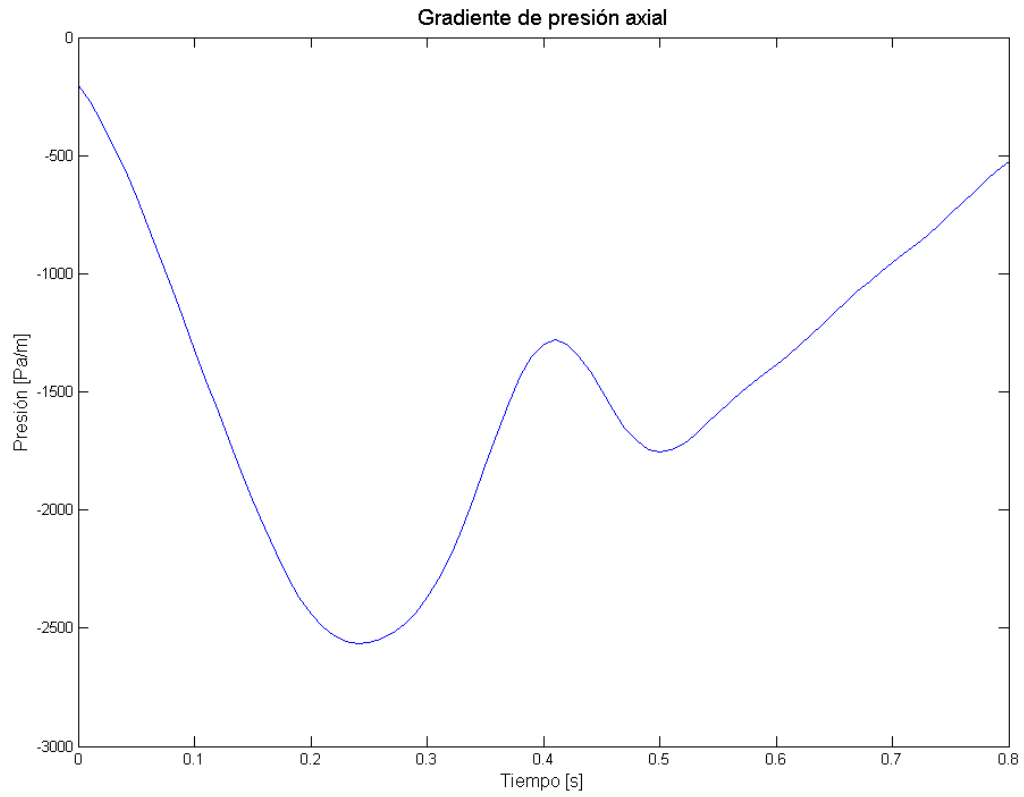


Figura 4-7. Gradiente de presión axial mayor al caso base.

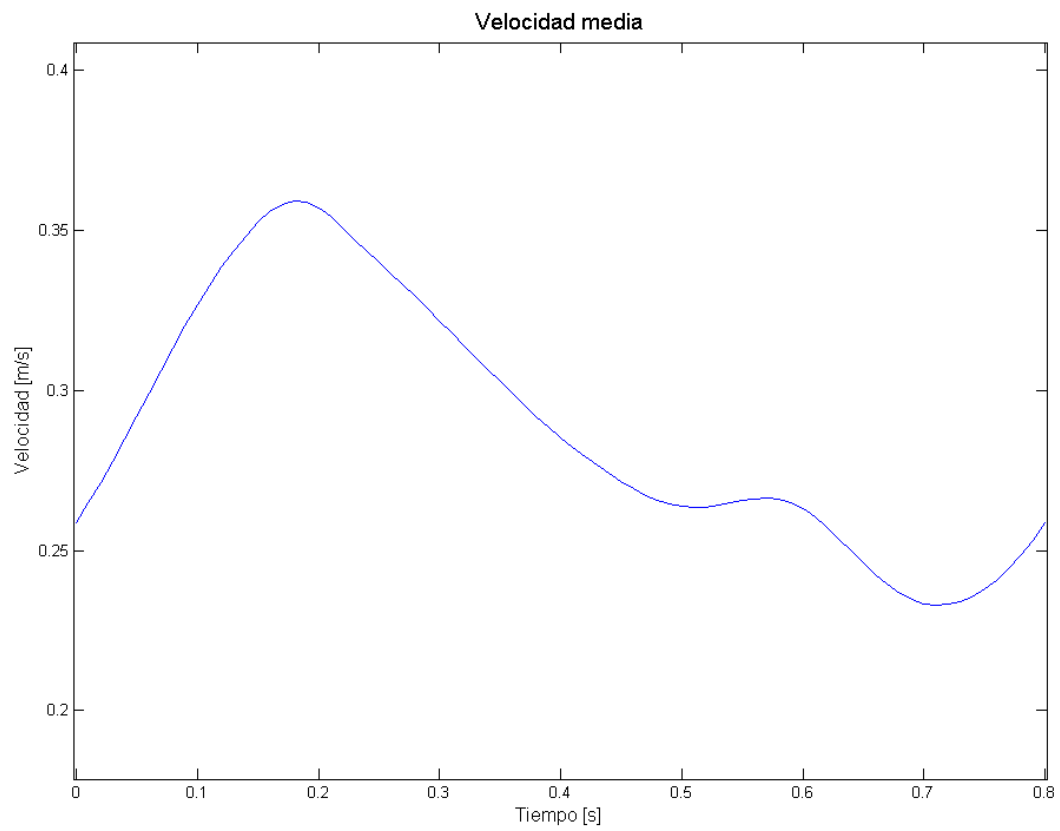


Figura 4-8. Velocidad media con mayor gradiente de presión axial.

La Figura 4-9 expone las presiones de entrada y salida. Al igual que en los casos anteriores, no se aprecian muchas diferencias, pero estas si existen y son leves, ya que el caudal que sale por las dos arterias del aneurisma es distinto debido a la variación del gradiente de presión axial, esto provoca un cambio en la resistencia R_2 según la ecuación 3.5.

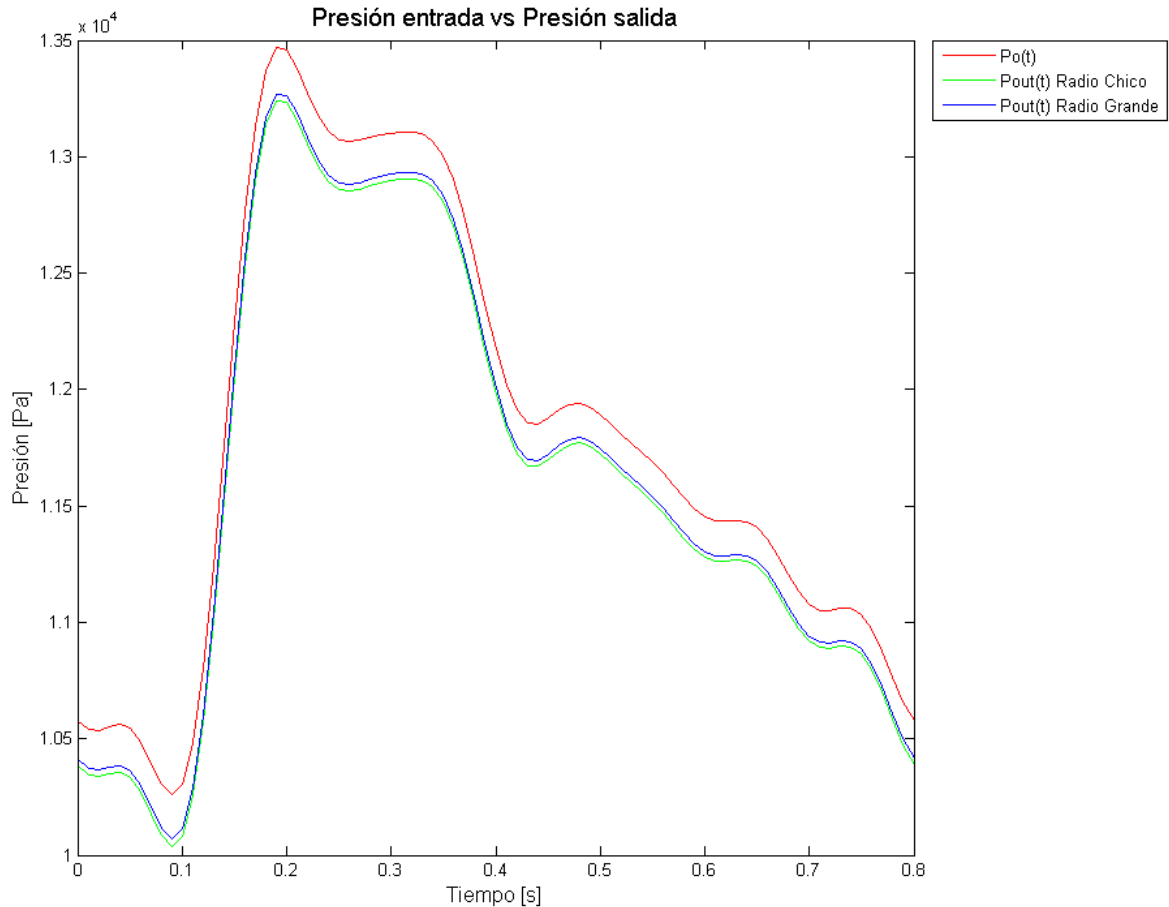


Figura 4-9. Presiones de entrada y salida para el caso de mayor gradiente.

Las constantes en este modelo son $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2grande} = 2,89 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2chico} = 3,34 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵] y $Q = 6,44 \cdot 10^{-6}$ [m³/s].

4.1.4 VARIACIÓN DE LA CURVA DE GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL NÚMERO 2

Lo que se realiza en este caso es introducir una curva diferente del gradiente de presión axial, la cual tenga una magnitud similar al caso base, y se denomina curva 2. En la Figura 4-10 se ve que la magnitud del gradiente de presión también alcanza un mínimo cerca de los -5.000 [Pa/m] y una velocidad máxima en torno a los $0,5$ [m/s] (Figura 4-11), similar al caso base. La diferencia radica en la forma del gradiente, el cual llega a su mínimo y este aumenta rápidamente, quedando en torno al cero pasado los $0,4$ [s]. En el caso de la velocidad, esta tiene un crecimiento y una disminución más paulatina en comparación al caso base.

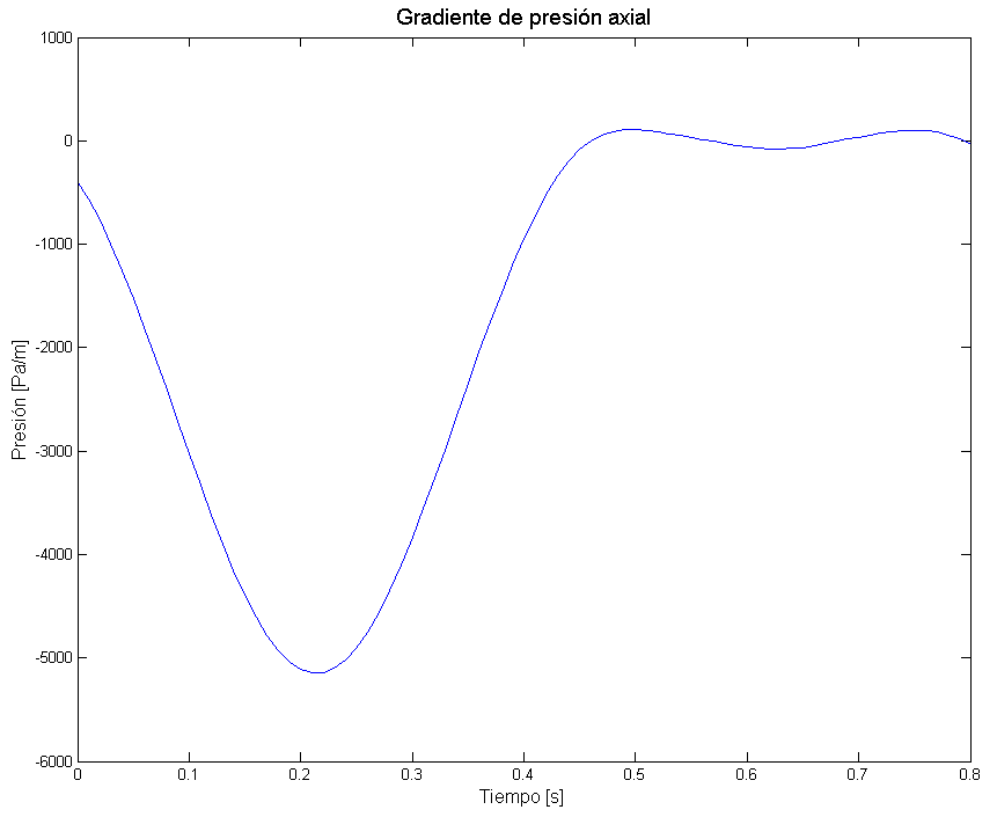


Figura 4-10. Gradiente de presión axial curva 2.

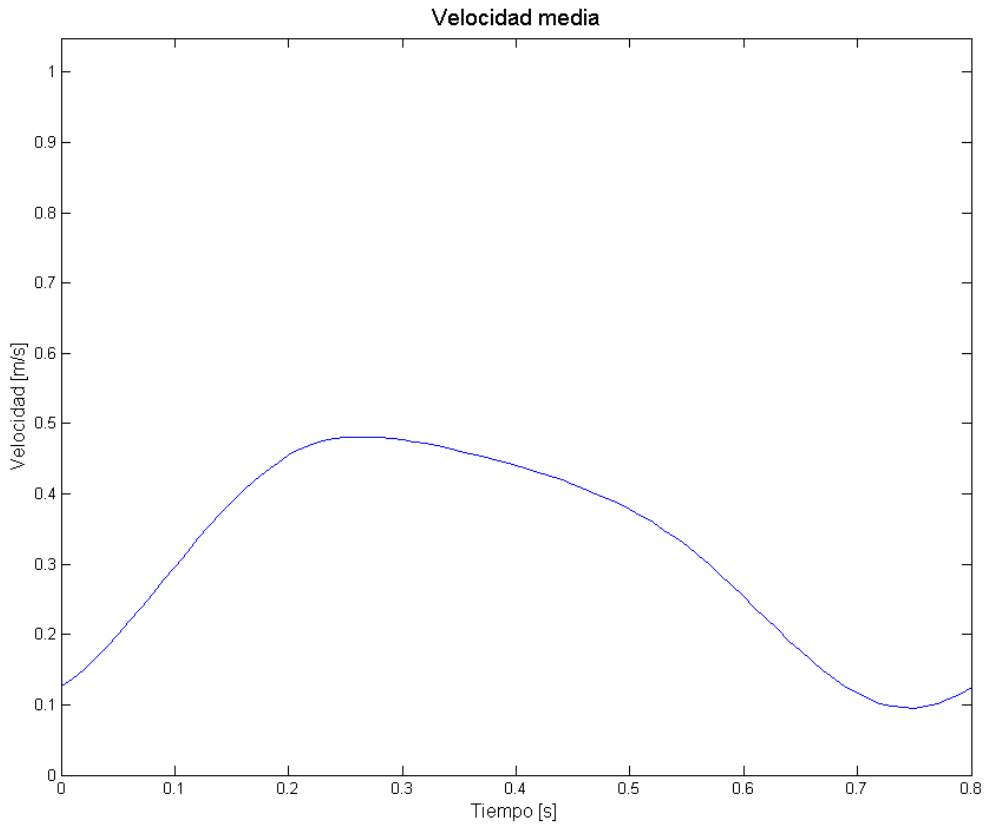


Figura 4-11. Velocidad media curva 2.

La Figura 4-12 muestra algunas diferencias relevantes en comparación al caso base, se aprecia que en los bordes del pulso de presión las curvas de entrada y salida tienden a acercarse, esto se debe al nuevo comportamiento que tiene la velocidad y por lo tanto el caudal, el cual influye directamente en el modelo de Windkessel. Además se ve que en el centro del pulso las diferencias entre la presión de entrada y las de salida se hacen más notorias si se toma como referencia el caso base.

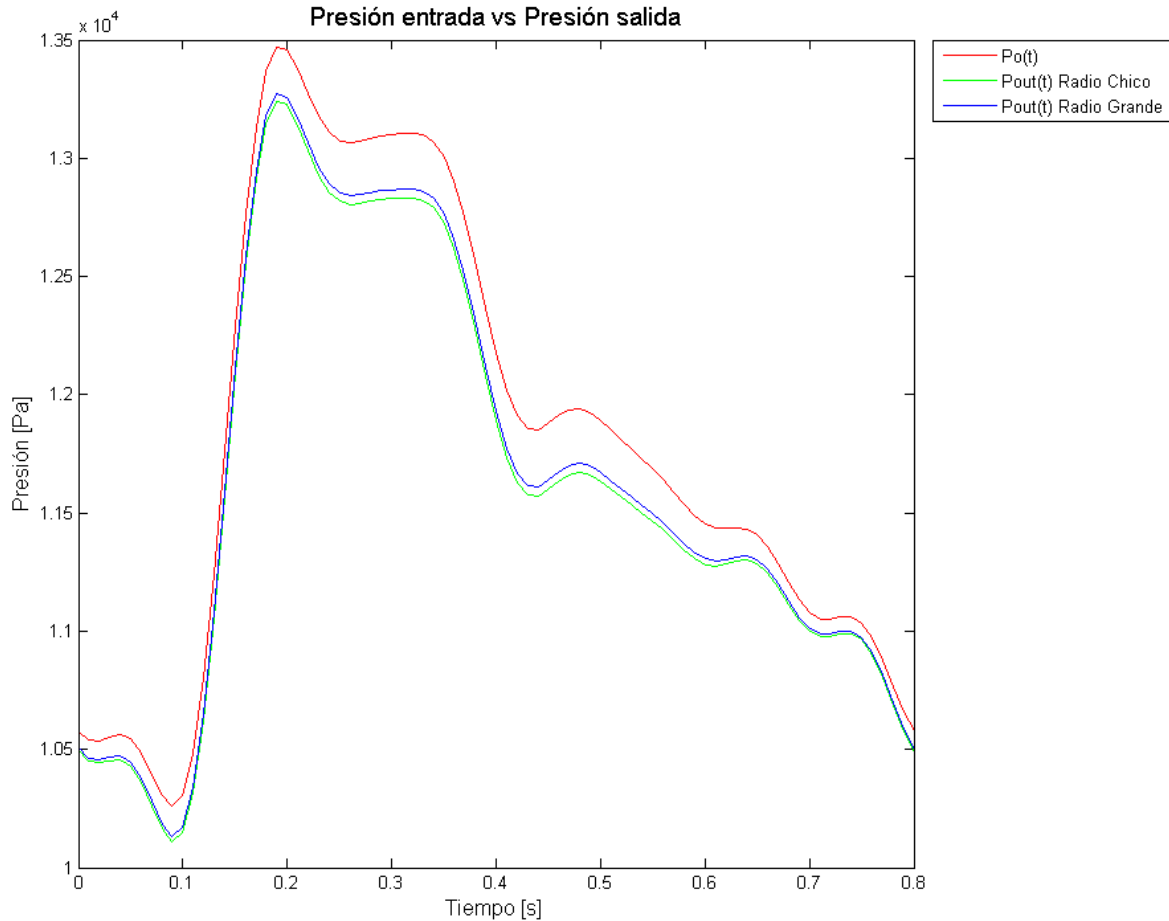


Figura 4-12. Presiones en el caso curva 2.

Las constantes de Windkessel son $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2grande} = 2,62 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2chico} = 3,04 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵] y $Q = 7,09 \cdot 10^{-6}$ [m³/s].

4.1.5 VARIACIÓN DE LA CURVA DE GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL NÚMERO 3

Al igual que en el caso anterior, se toma una curva de magnitud similar pero con diferente forma, esta se denomina curva 3. En la Figura 4-13 se ve el gradiente de presión y en la Figura 4-14 la velocidad media. Notar que la velocidad tiene una forma intermedia entre el caso base y la curva 2, ya que aumenta rápidamente al igual que en los casos anteriores, pero baja de forma moderada, no como en la curva 2 que este descenso es lento, pero ni tan rápido como en el caso base.

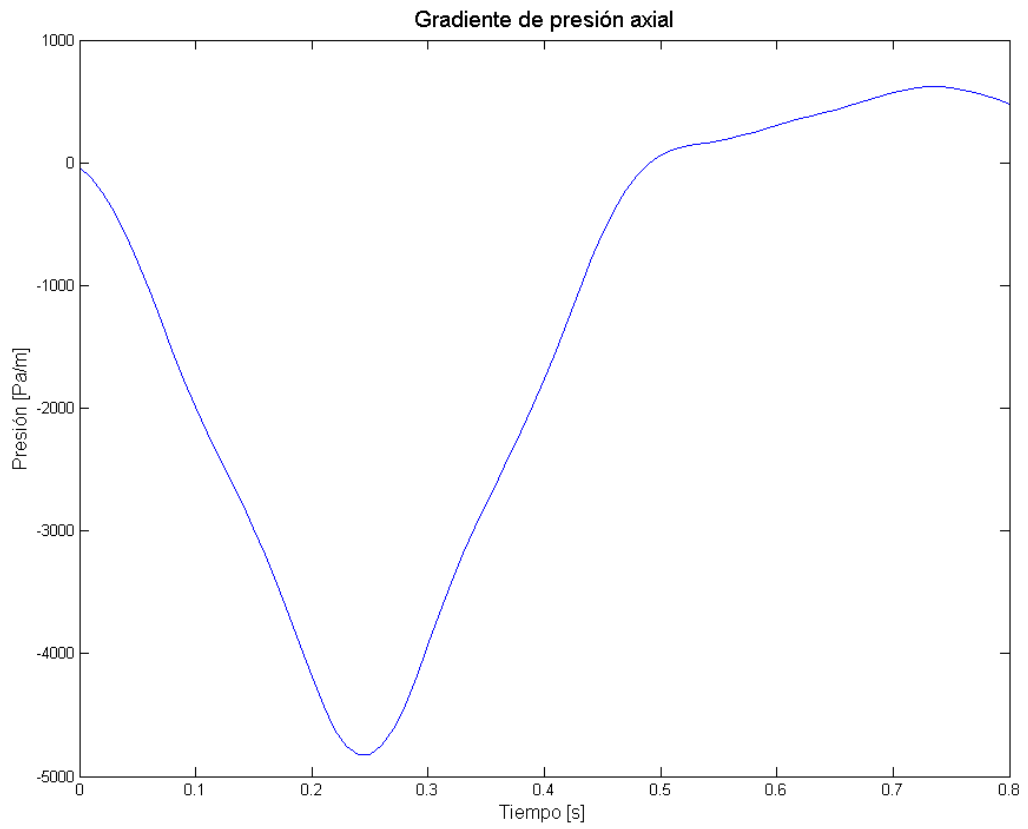


Figura 4-13. Gradiente de presión axial curva 3.

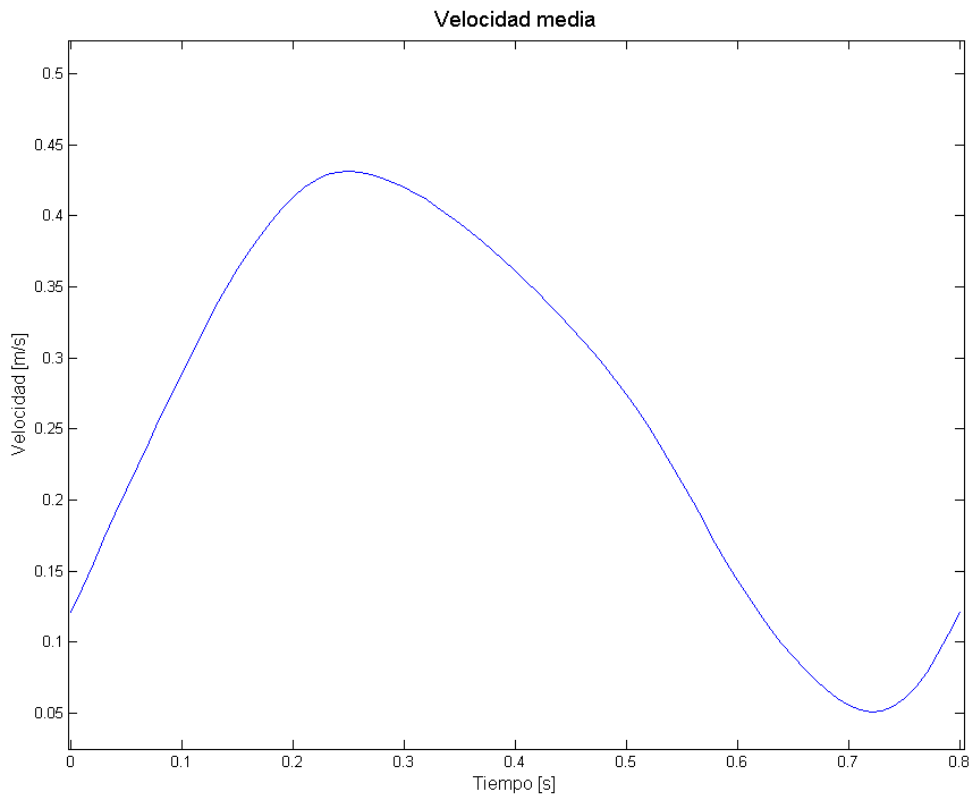


Figura 4-14. Velocidad media curva 3.

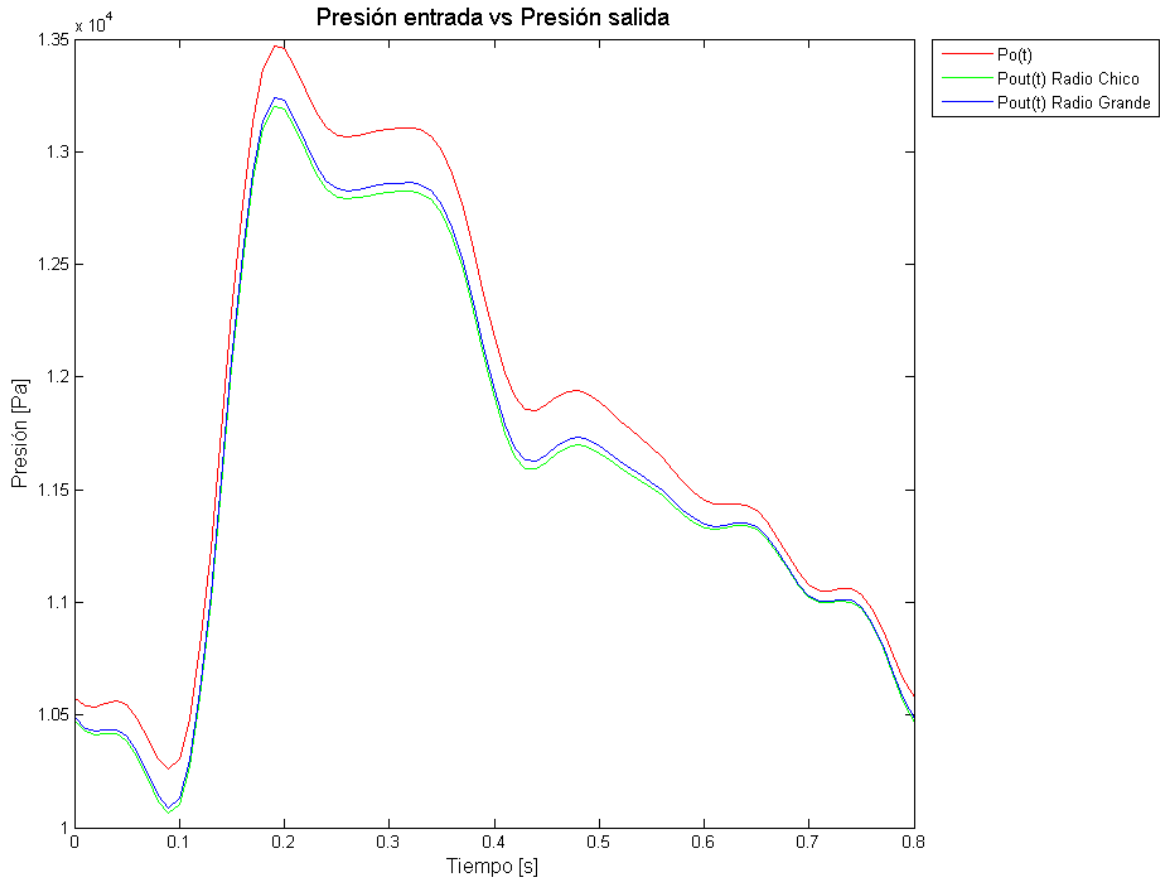


Figura 4-15. Presiones de la curva 3.

Las presiones en este caso se parecen a la curva dos en el sentido de que se aproximan en los extremos y se alejan en el centro de la Figura 4-15. Los valores de las constantes en este modelo son $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2grande} = 3,21 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2chico} = 3,72 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵] y $Q = 5,8 \cdot 10^{-6}$ [m³/s].

4.1.6 VARIACIÓN EN LA PRESIÓN DE SALIDA

En todos los casos anteriores se hizo un cambio en el gradiente de presión, ahora se cambia la presión de entrada usada y se mantiene el flujo del caso base. Lo que se hace es incrementar la presión como si esta correspondiese a diferentes estados de hipertensión (1, 2 o 3), pero manteniendo la forma de la curva. Este cambio genera automáticamente un cambio en la presión de salida y estos se aprecian en la Figura 4-16, la Figura 4-17 y en la Figura 4-18, siendo el estado uno, dos y tres de hipertensión respectivamente. Notar que solo se aprecia un aumento en la magnitud de la presión y no en la forma de la curva.

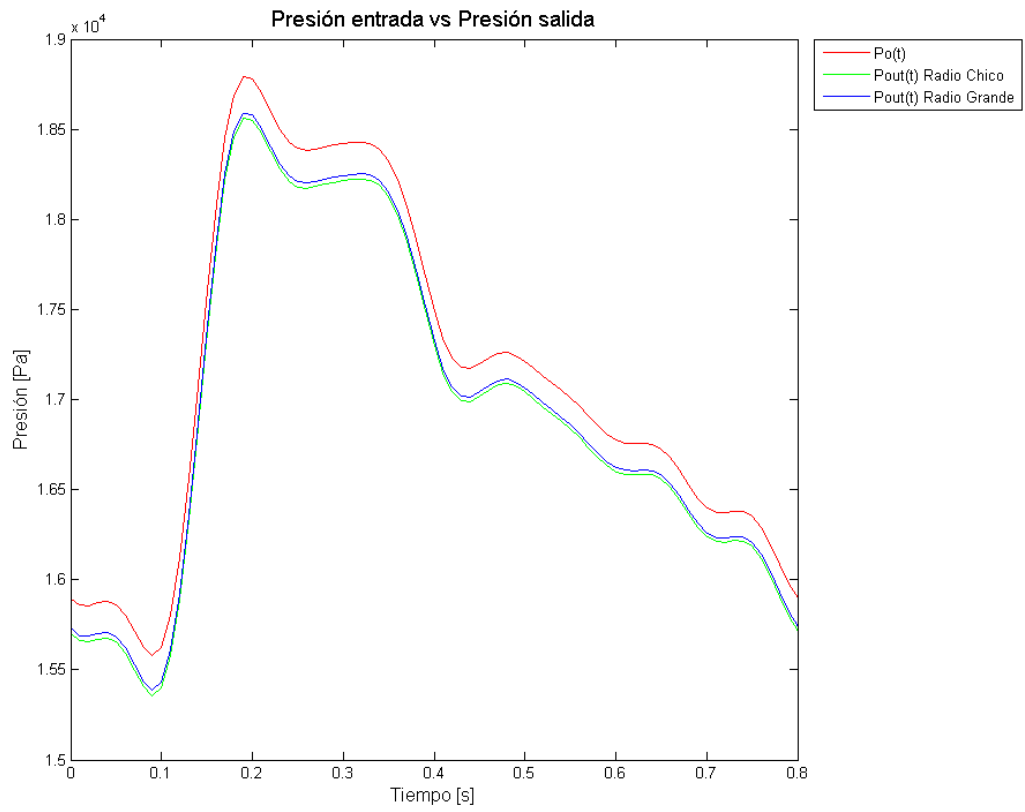


Figura 4-16. Hipertensión en estado 1.

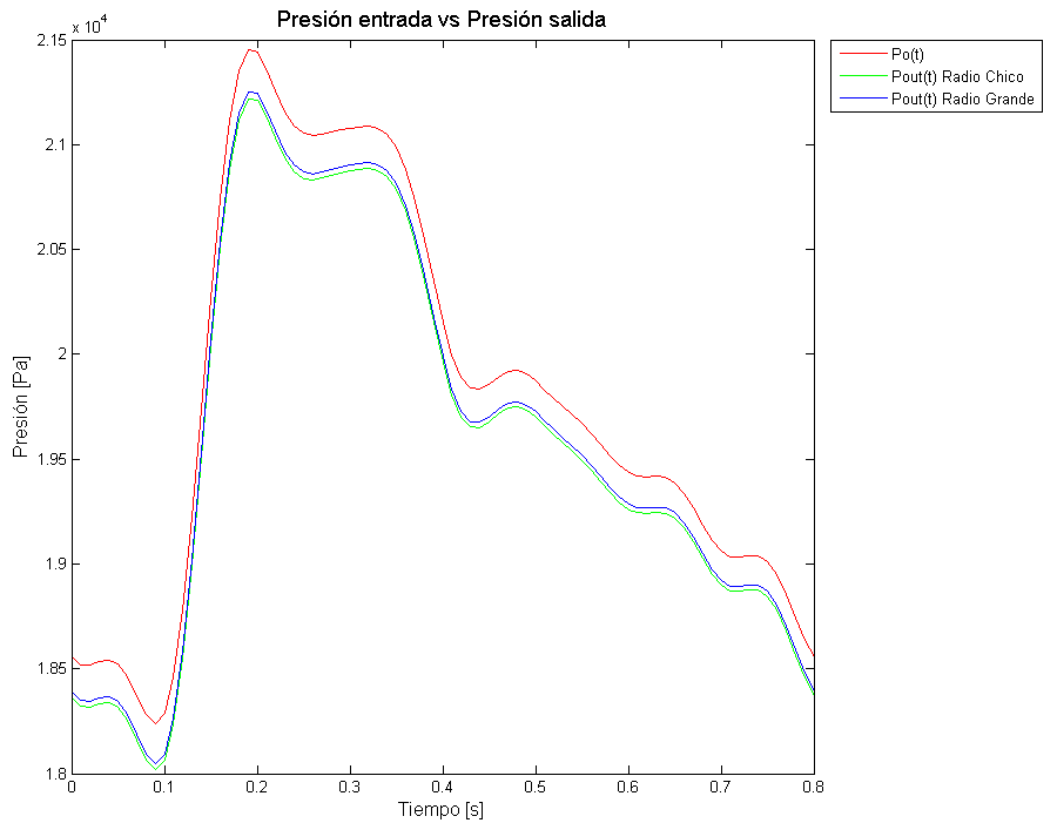


Figura 4-17. Hipertensión en estado 2.

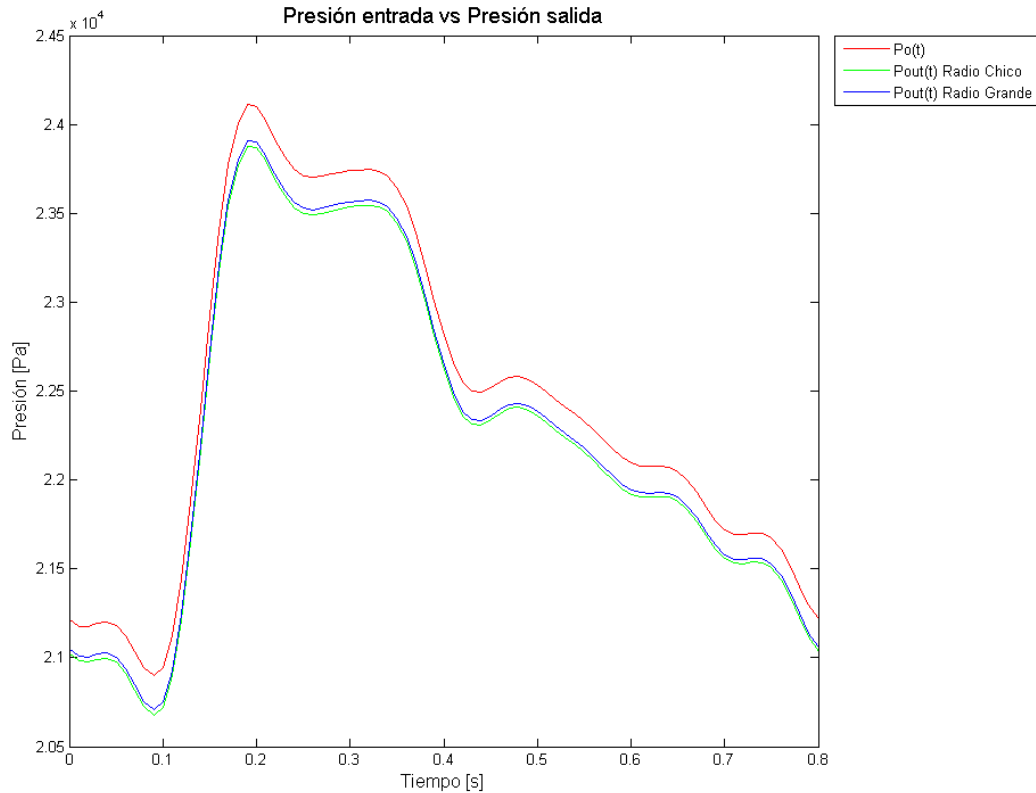


Figura 4-18. Hipertensión en estado 3.

Para estos tres casos, los valores de las constantes en este modelo de Windkessel son los mismos que para el caso base, es decir: $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2grande} = 1,92 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2chico} = 2,23 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵] y $Q = 9,66 \cdot 10^{-6}$ [m³/s].

4.2 CASOS DE ESTUDIO DEL MATERIAL

Se estudia dos materiales diferentes, el material elástico y el hiperelástico de Mooney-Rivlin. El gradiente de presión y la velocidad de entrada usados son un poco menor (en módulo) a los casos anteriores y se muestran en la Figura 4-19 y en la Figura 4-20. La presión es la misma utilizada en el caso base (4.1.1). Así se realizan las dos simulaciones por separado con los distintos materiales, pero manteniendo las condiciones de borde.

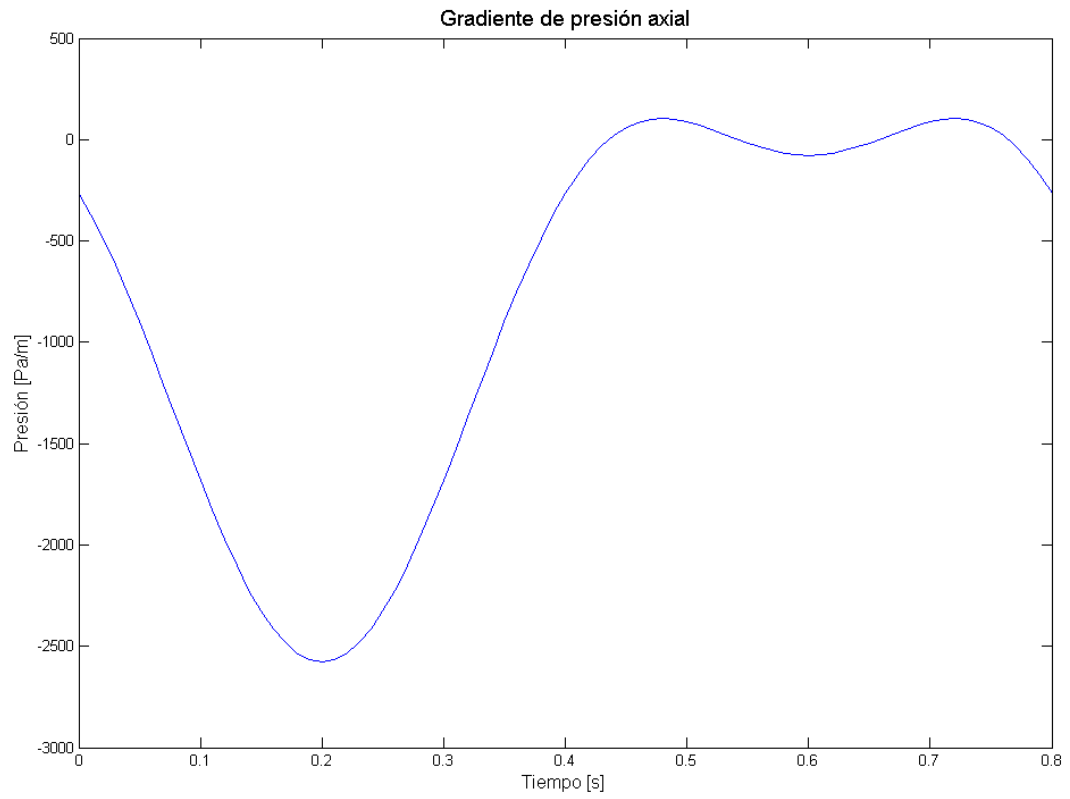


Figura 4-19. Gradiente de presión axial.

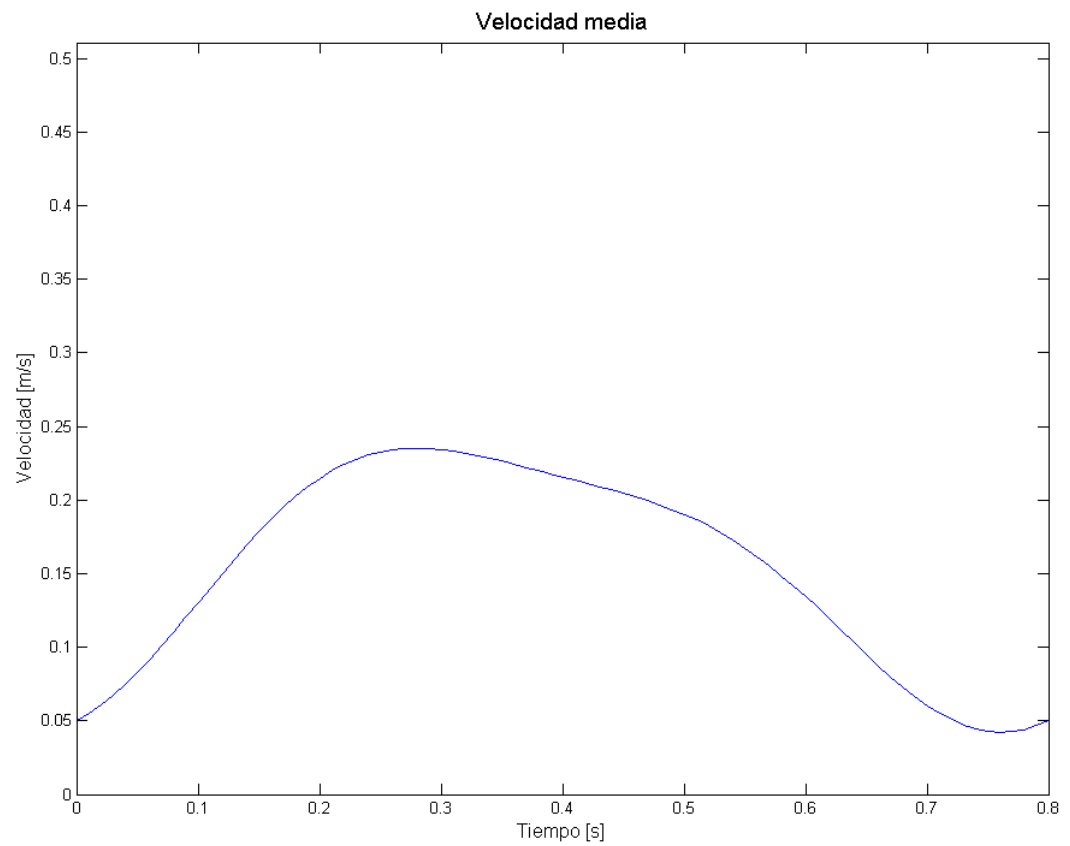


Figura 4-20. Velocidad media.

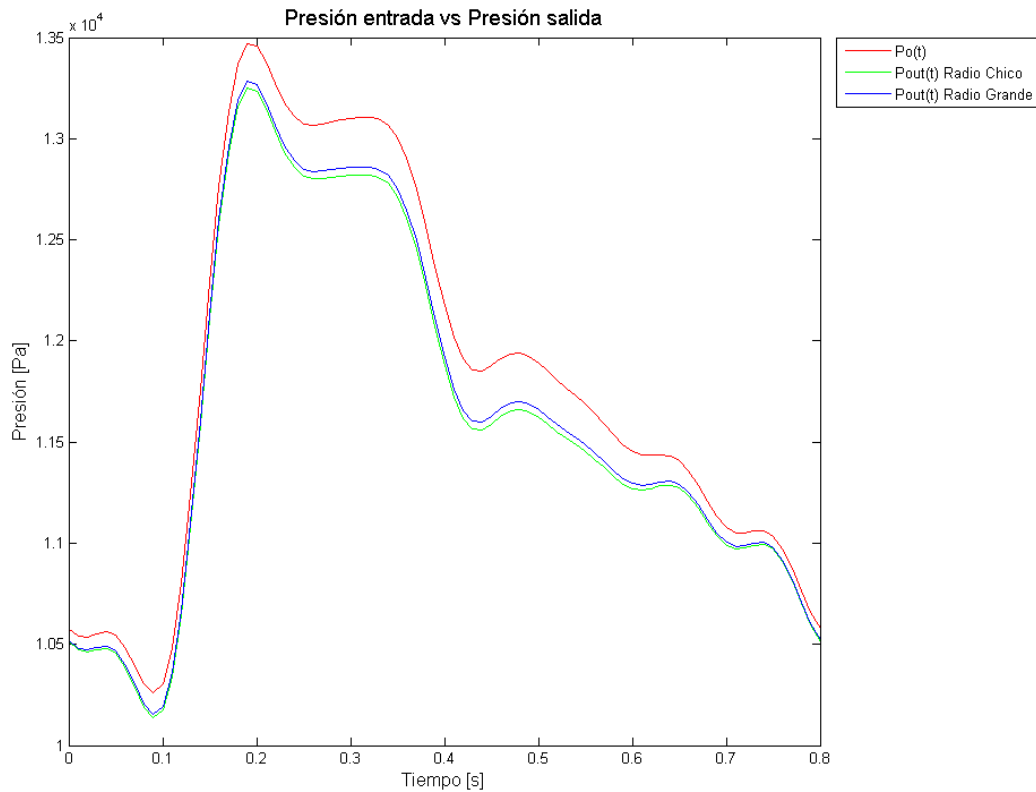


Figura 4-21. Presión en la simulación de materiales.

Los valores de las constantes en este modelo son $R_1 = 4,78 \cdot 10^4$ [Ns/m⁵], $C = 7,77 \cdot 10^{-11}$ [m⁵/N], $R_{2grande} = 5,42 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵], $R_{2chico} = 6,28 \cdot 10^7$ [Ns/m⁵] y $Q = 3,43 \cdot 10^{-6}$ [m³/s].

4.3 MODELO CAD DEL ANEURISMA

La geometría que se usa en las simulaciones es la que genera Burdiles [5] en su estudio. En breves pasos, lo que se hace es obtener unas imágenes del aneurisma mediante un angiografo rotacional, facilitadas por el Instituto de Neurocirugía Ajenjo. Después se realiza una limpieza de geometrías, lo cual implica eliminar todos los vasos sanguíneos cercanos a la sección vascular que se desea estudiar. Posteriormente se obtienen los contornos de la geometría considerada y se generan las superficies primarias y secundarias, las cuales crean el archivo Parasolid (CAD). Finalmente, dado a que en la fase de generación de contornos se producen estiramientos, existe la última etapa de escalamiento, la cual se encarga de darle las dimensiones reales a la geometría final. Para mayor detalle del desarrollo de cada etapa, ir a la referencia [5].

La Figura 4-22 enseña el modelo CAD del aneurisma después de la reconstrucción realizada por Burdiles. Se aprecia que existe una arteria en la parte inferior por la cual entra el flujo sanguíneo, notar también que el aneurisma se localiza sobre la arteria y no en una bifurcación de esta como suele ocurrir mayoritariamente. Además se ve la existencia de un aneurisma de menor tamaño y finalmente la bifurcación de la arteria, en donde se aclara la existencia de dos salidas para el flujo como se mencionaba anteriormente en la sección 3 de metodología.

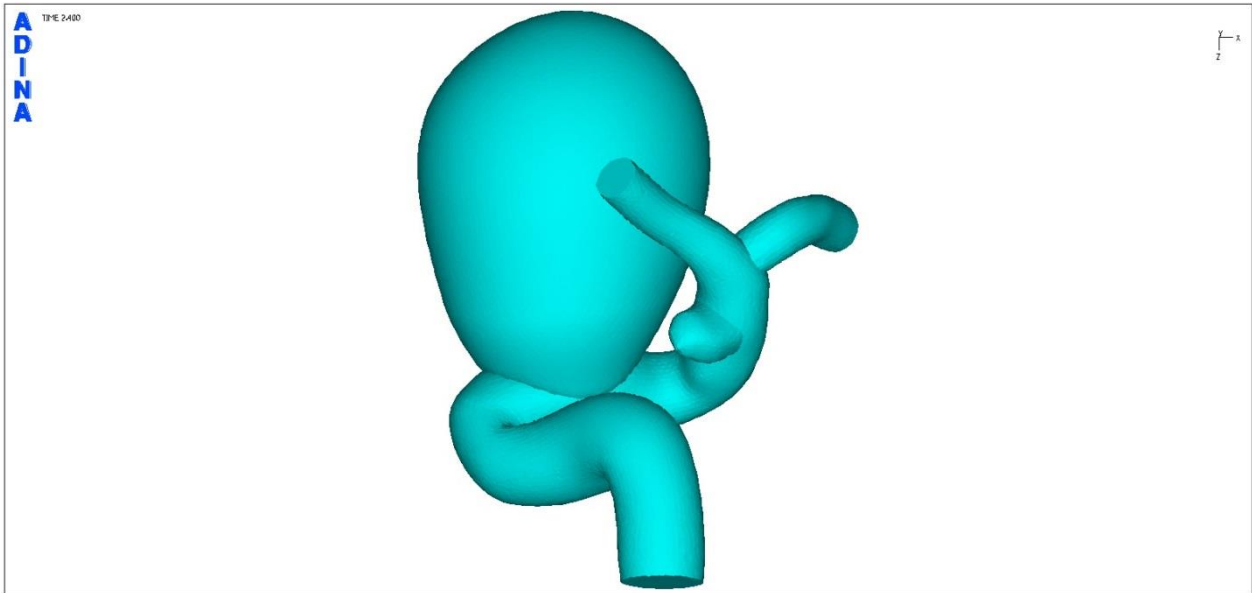


Figura 4-22. Modelo CAD del aneurisma.

4.4 PRUEBA DE MALLA

En este test se busca encontrar la malla más idónea para el estudio, ya que la precisión de los resultados depende directamente del tamaño de los elementos seleccionados. Si bien una malla con elementos más finos garantiza mejores resultados, también aumenta el tiempo de la simulación y consume una gran cantidad de recursos computacionales, por lo que hay que contrapesar estos factores para alcanzar un equilibrio.

La prueba de la malla se realiza con una simulación CFD para reducir los tiempos de trabajo. Los tamaños de los elementos usados son 0,0007 [m]; 0,0005 [m]; 0,0004 [m]; 0,00033 [m] y 0,0003 [m]. Para cada uno de estos valores, se obtienen datos como la presión, el número de Reynolds, el esfuerzo de corte y el tiempo total que demora en realizar los cálculos el computador. Para cada uno de estos parámetros se adquieren los máximos globales, para así evitar las diferencias geométricas que pueda haber en distintos nodos por las discrepancias de las mallas. Otra consideración es que los valores conseguidos son del borde del fluido y no de su interior.

En la Figura 4-23, Figura 4-24 y Figura 4-25 se ven los resultados de los máximos para cada parámetro durante todo el tiempo de simulación.

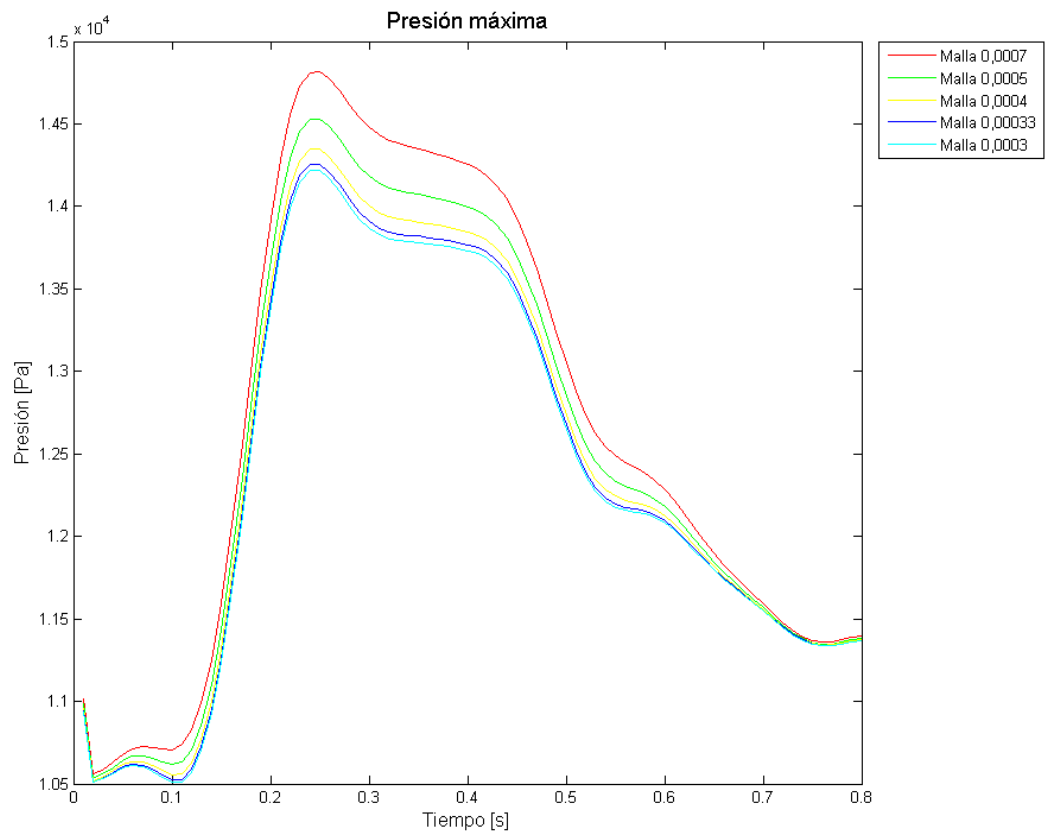


Figura 4-23. Presión máxima en prueba de malla.

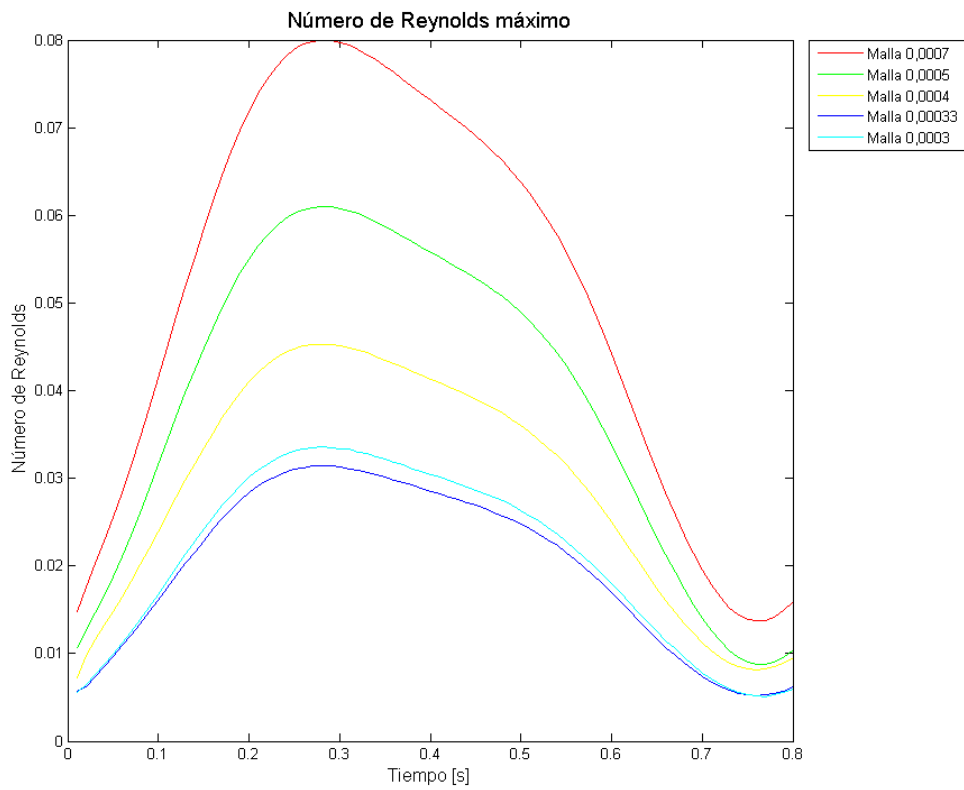


Figura 4-24. Número de Reynolds máximo en prueba de malla.

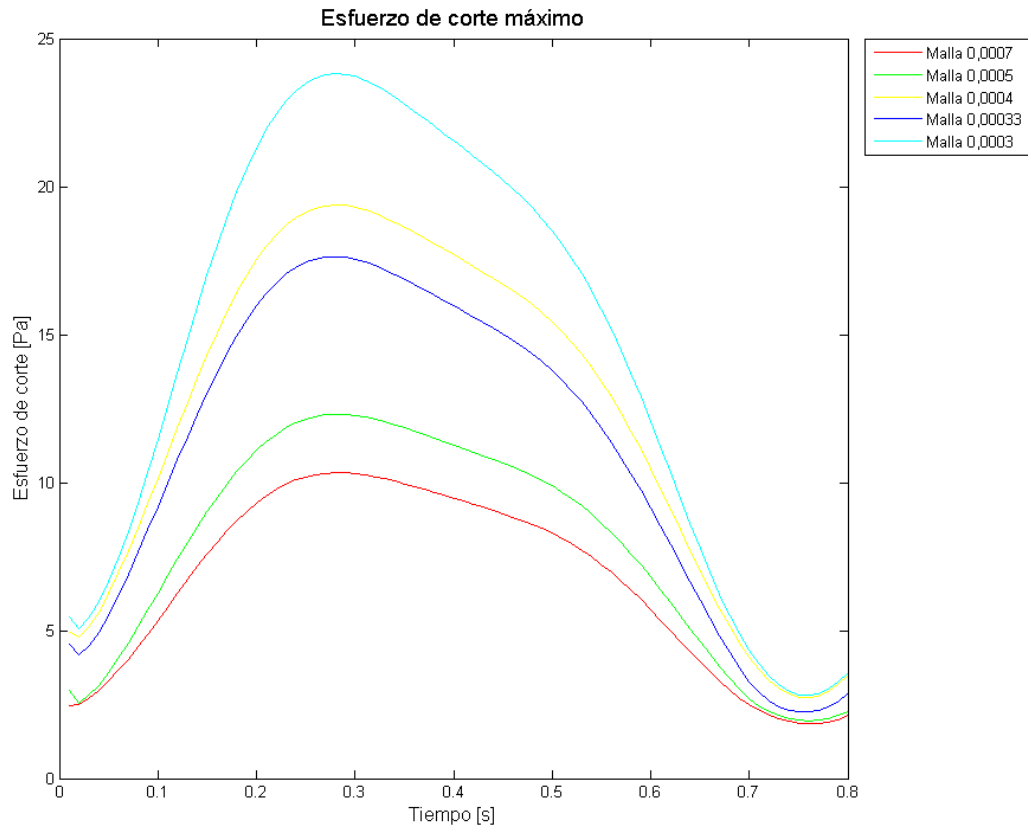


Figura 4-25. Esfuerzo de corte máximo en prueba de malla.

Del gráfico de la presión y del número de Reynolds se desprende que al disminuir el tamaño de los elementos, disminuyen también estos valores, tendiendo a un valor mínimo que se encuentra cercano a los resultados de la malla más fina, es decir, la de 0,0003 [m] de largo de elemento. En la Figura 4-25 se ve que el esfuerzo de corte aumenta al disminuir el tamaño de la malla, con la excepción del caso 0,0004 [m], el cual tiene un esfuerzo máximo mayor que el de 0,00033 [m]. Los datos más explícitos de estos gráficos se muestran en el Anexo 9.6.

En la Tabla 2-1 se muestran los máximos valores de cada parámetro durante la simulación completa (en cualquier punto de la malla), junto con las horas de trabajo que dura su cálculo.

Tabla 4-1. Máximo valor en toda la simulación.

Largo de elemento de malla [m]	Presión máxima [Pa]	Reynolds	Esfuerzo de corte [Pa]	Tiempo de trabajo [Hrs]
0,00070	14.819,100	0,080	10,330	0,772
0,00050	14.530,900	0,061	12,304	1,684
0,00040	14.348,300	0,045	19,382	3,560
0,00033	14.258,200	0,031	17,638	8,856
0,00030	14.217,500	0,034	23,822	10,636

Para dejar más claro la importancia de la Tabla 4-1, se muestran las siguientes figuras.

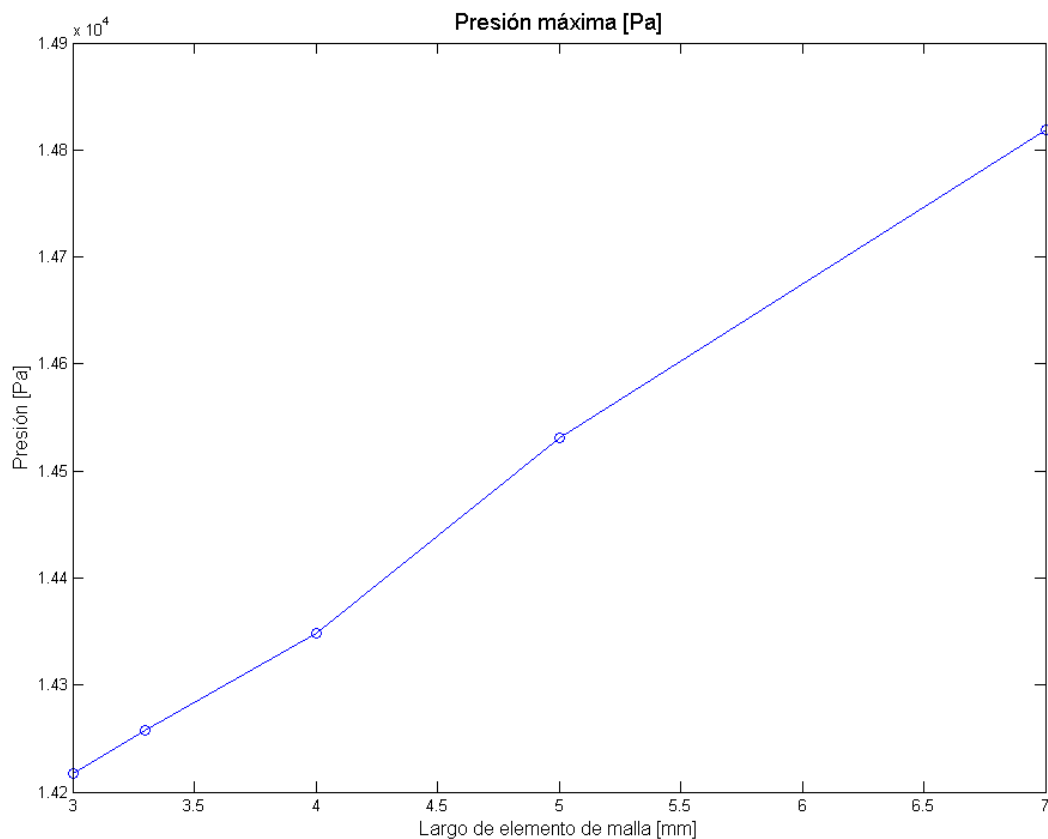


Figura 4-26. Presión máxima de las simulaciones.

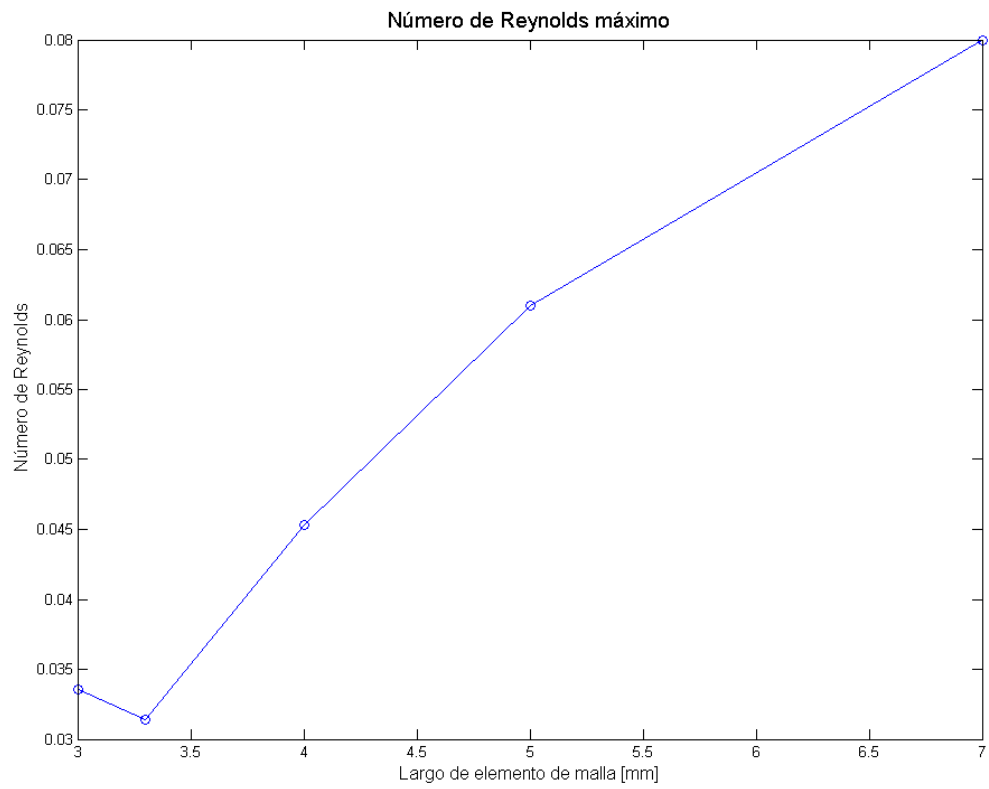


Figura 4-27. Número de Reynolds máximo de las simulaciones.

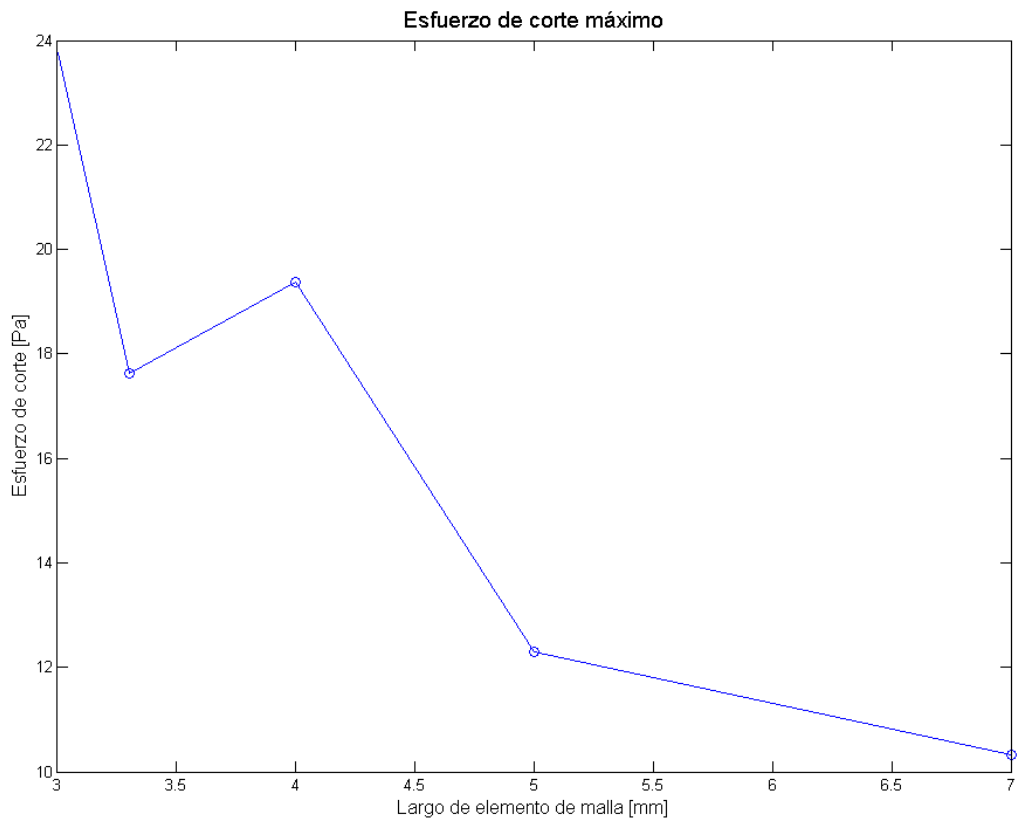


Figura 4-28. Esfuerzo de corte máximo de las simulaciones.

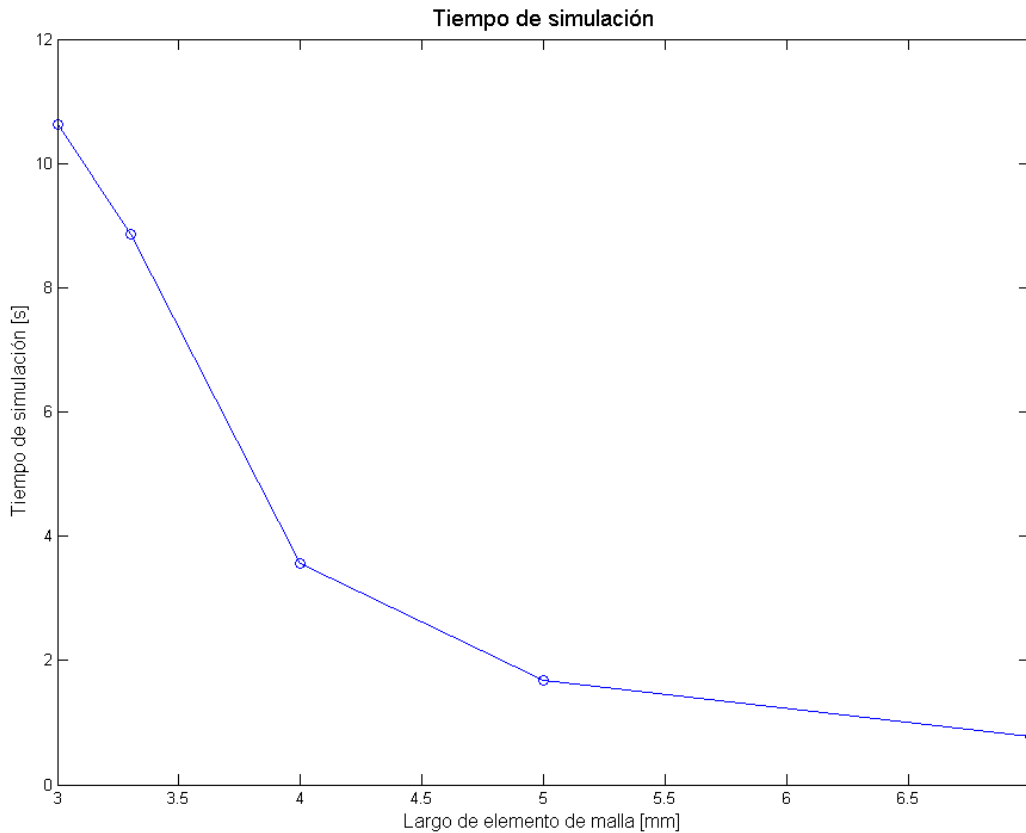


Figura 4-29. Tiempo de trabajo de las simulaciones.

La Figura 4-26 deja en claro la tendencia lineal que tiene la presión con respecto al largo promedio de los elementos de la malla, al igual que el comportamiento que tiene el número de Reynolds según la Figura 4-27. El esfuerzo de corte y el tiempo de trabajo difieren de tener una conducta lineal, adoptando una más bien exponencial al disminuir el largo de los elementos de la malla, es decir, que el consumo de recursos computacionales aumenta considerablemente al hacer más fina la malla (Ver Figura 4-29).

La Tabla 4-2 enseña el promedio porcentual de las diferencias del total de las curvas de presión, Reynolds y esfuerzo de corte (Figura 4-23, Figura 4-24 y Figura 4-25 respectivamente) con respecto a la malla más fina (0,0003 [m]), es decir, se calculan las diferencias porcentuales por cada punto de cada curva y se obtiene el promedio. Notar que en la malla con largo 0,00033 las diferencias son relativamente pequeñas con la de largo 0,0003 [m] y con la de largo 0,0004 [m] son más grandes, especialmente en el número de Reynolds, sin embargo, el esfuerzo de corte y la presión máxima permanecen acotados. En el caso de las mallas de 0,0005 y 0,0007 existe una discrepancia elevada por sobre el 80 [%] en el caso del Reynolds y el esfuerzo.

Tabla 4-2. Diferencias porcentuales entre mallas.

Largo de elemento de malla [m]	Presión máxima [%]	Reynolds [%]	Esfuerzo de corte [%]	Tiempo de trabajo [%]
0,00070	2,4	146,5	110,9	1.046,5
0,00050	1,3	83,8	81,2	425,8
0,00040	0,5	40,6	15,5	148,7
0,00033	0,2	5,2	30,9	16,7
0,00030	-	-	-	-

Como se menciona anteriormente, estas simulaciones son hechas en CFD, pero las que se llevan a cabo finalmente son FSI y es necesario estimar el tiempo que demoran los cálculos. Se hacen 3 simulaciones más en FSI con largo de elemento de malla de 0,0005; 0,0004 y 0,00033, los tiempos de trabajo se ven en

Tabla 4-3. Tiempo de simulación FSI.

Largo de elemento de malla [m]	Tiempo de trabajo [Hrs]
0,0005	7,4
0,0004	13,3
0,00033	120

La malla con largo de elemento 0,00033 [m] tiene un excesivo tiempo de trabajo, aproximadamente de 5 días por cada iteración, esto resulta ser muy elevado considerando que se deben realizar 10 casos y que en cada uno de ellos se deben hacer 3 simulaciones para que el modelo converja adecuadamente, es decir, solo en tiempo de simulación se gastan casi 5 meses, lo cual resulta absolutamente impracticable. Por esta razón, a pesar de que las mallas de 0,0003 y 0,00033 [m] de largo de elemento son las más precisas y con mejores resultados, se opta por usar la malla de 0,0004 [m], que entrega buenos datos, aunque no los más exactos, pero si permite llevar a cabo el estudio en un tiempo razonable.

5 RESULTADOS

En esta sección se exponen todos los resultados obtenidos en las simulaciones FSI. En la Figura 5-1 se aprecia un esquema con el aneurisma más grande y el menor, además con la sección de entrada del flujo, las salidas de mayor y menor radio y el punto de control de parámetros. Los resultados se dividen en la parte sólida y fluida. Para la primera se obtiene resultados como el desplazamiento, el esfuerzo efectivo o de Von Mises y el primer esfuerzo principal, tanto para el aneurisma de mayor tamaño como para el menor. Mientras que para la parte fluida se obtienen datos como la presión, esfuerzos de corte y velocidades para diferentes planos (bajo, medio, alto y transversal), como los que muestra la Figura 5-2.

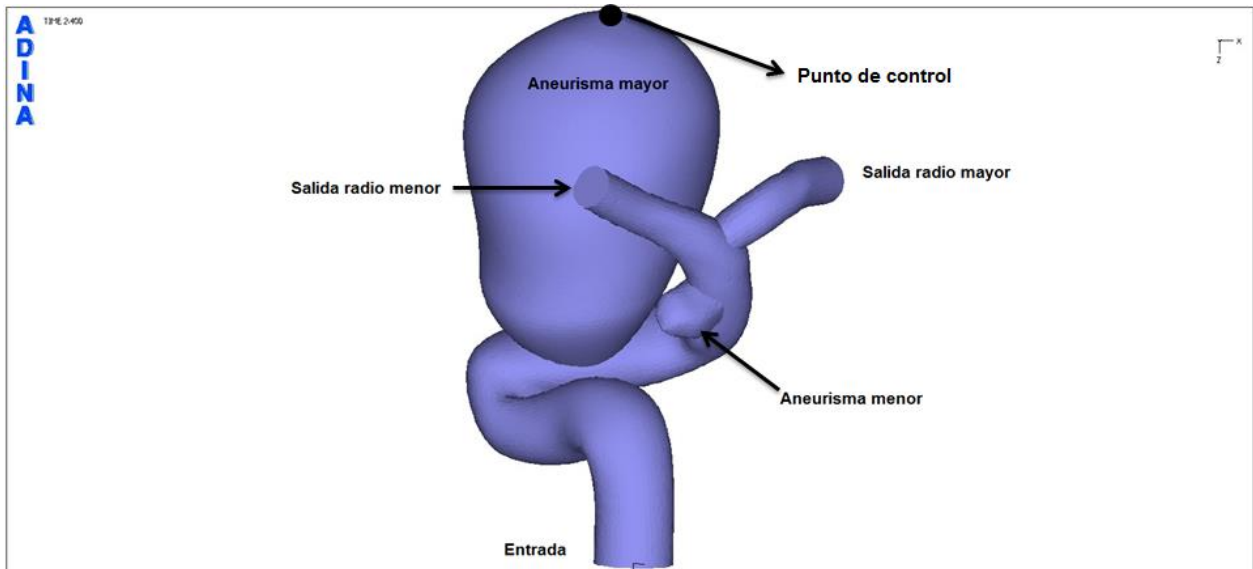


Figura 5-1. Diagrama del aneurisma.

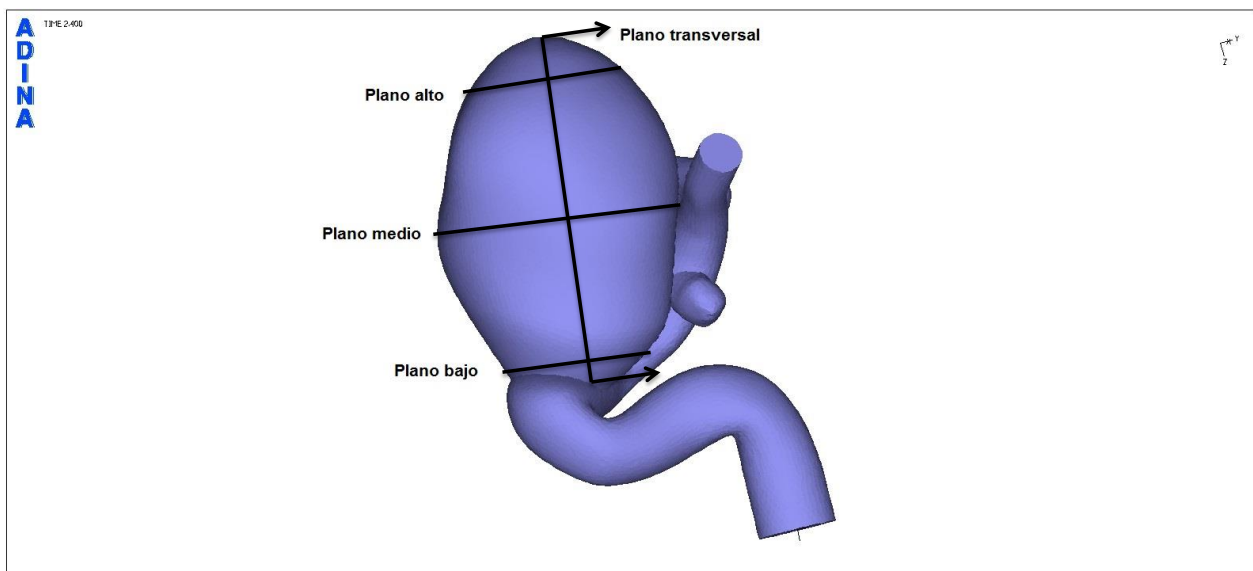


Figura 5-2. Planos de corte del aneurisma.

En el caso del fluido, se muestra además los resultados para diferentes espacios de tiempo, uno en el momento cuando se obtiene el máximo de un parámetro (generalmente cerca de la sístole) y otro cuando el aneurisma se encuentra relajado (diástole). Además, tanto para el fluido como el sólido, se analiza la evolución temporal de un punto (nodo) donde se concentra el máximo de un determinado parámetro (velocidad, esfuerzo, presión, desplazamiento).

A modo de recuerdo, se hace un pequeño resumen de las características de cada caso de simulación en la Tabla 5-1, para más detalles ver el capítulo 4.

Tabla 5-1. Resumen de las simulaciones.

Simulación 1	Caso Base	Gradiente de presión mínimo de -3.800 [Pa/m] y velocidad máxima de 0,54 [m/s].
Simulación 2	Mayor gradiente de presión axial	Gradiente de presión mínimo de -2.500 [Pa/m] y velocidad máxima de 0,35 [m/s].
Simulación 3	Menor gradiente de presión axial	Gradiente de presión mínimo de -5.000 [Pa/m] y velocidad máxima de 0,75 [m/s].
Simulación 4	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 2.	Gradiente de presión y velocidad similar en magnitud, pero en que el primero decae más rápido y el segundo más lento en comparación al caso base.
Simulación 5	Variación de la curva de gradiente de presión axial número 3.	Gradiente de presión y velocidad similar en magnitud. Este es un caso intermedio entre el base y el caso anterior.
Simulación 6	Variación en la presión de salida. Hipertensión 1.	Aumento de la presión de salida a hipertensión en estado 1.
Simulación 7	Variación en la presión de salida. Hipertensión 2.	Aumento de la presión de salida a hipertensión en estado 2.
Simulación 8	Variación en la presión de salida. Hipertensión 3.	Aumento de la presión de salida a hipertensión en estado 3.
Simulación 9	Cambio en el material	Material elástico.
Simulación 10	Cambio en el material	Material de Mooney-Rivlin.

En los resultados se aprecia que los tiempos de estudio van desde los 1,6 [s] a los 2,4 [s], esto se debe a que esta es la tercera etapa de la simulación, ya que para generar la convergencia de los resultados fueron necesarias dos simulaciones anteriores, cada una de ellas con periodo de 0,8 [s]. Así, cuando se muestre que la simulación comienza

en 1,6 [s], esto quiere decir que este es el tiempo cero de la simulación final, y cuando sea 2,4 [s] este en realidad es el tiempo 0,8 [s] de la última simulación, cubriendo todo el periodo de 0,8 [s] del pulso cardíaco.

Recordar que todos los resultados se exponen en el sistema de unidad internacional, es decir, [m/s] para la velocidad, [Pa] para la presión y esfuerzos y [m] para los desplazamientos.

En los gráficos de los campos de velocidades, todas las flechas tienen igual tamaño, por lo que la magnitud de la velocidad solo se evidencia por los colores.

Finalmente, los resultados se exponen suavizados conforme a un promedio local con la función "AVERAGE" de ADINA [24].

5.1 CASO BASE

5.1.1 SÓLIDO

En la Figura 5-3 se ve la distribución del desplazamiento. Se aprecia que el máximo desplazamiento se alcanza cerca de la zona superior del domo del aneurisma y este llega a 3,6 [mm]. Notar que la distribución del desplazamiento se concentra entorno al aneurisma más grande y que en las arterias este es bastante menor.

La distribución del esfuerzo de Von Misses se expone en la Figura 5-4, la cual enseña que el esfuerzo máximo alcanzado es de 581 [kPa] en torno al cuello del aneurisma. En la zona de mayor desplazamiento también se concentran esfuerzos importantes, llegando aproximadamente a los 400 [kPa]. Es claro también que las arterias no concentran esfuerzos relevantes.

La Figura 5-5 muestra que el primer esfuerzo principal se concentra en torno al cuello del aneurisma, pero en el lado contrario del máximo del esfuerzo de Von Misses, llegando a un máximo de 606 [kPa]. Nuevamente en las arterias y en el aneurisma menor se aprecia una menor concentración de esfuerzo.

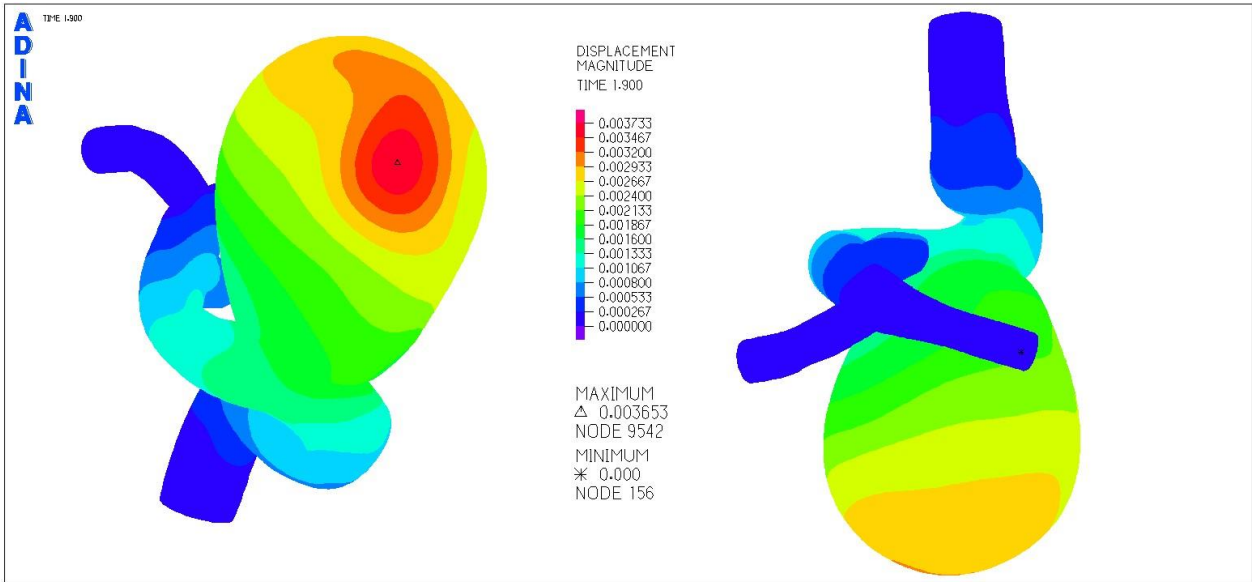


Figura 5-3. Simulación 1. Desplazamiento en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

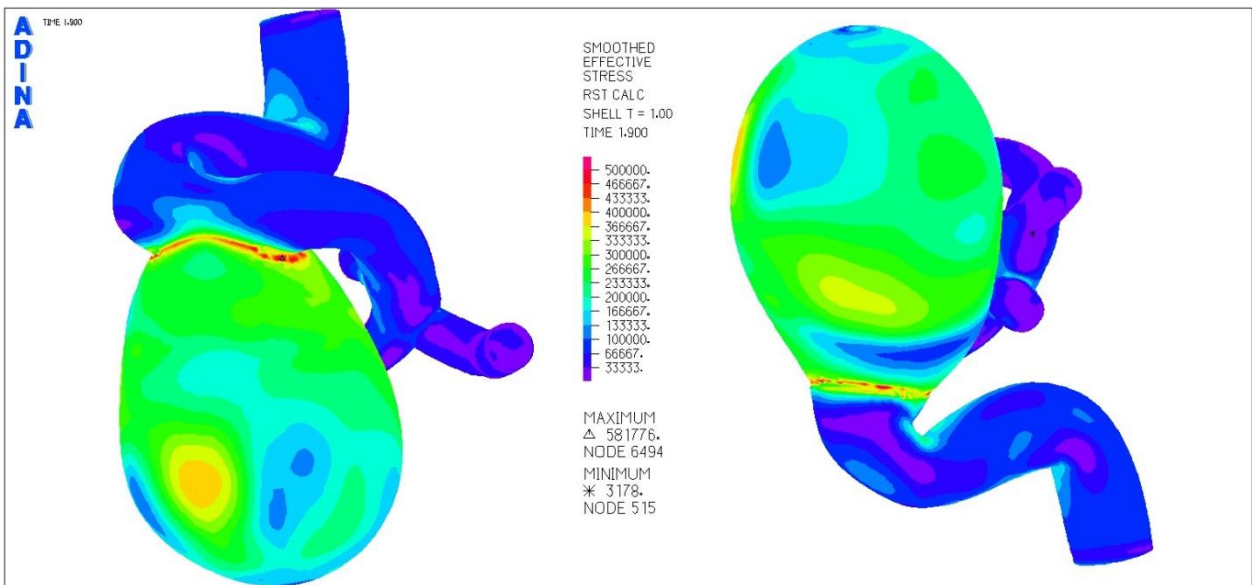


Figura 5-4. Simulación 1. Esfuerzo de Von Misses en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

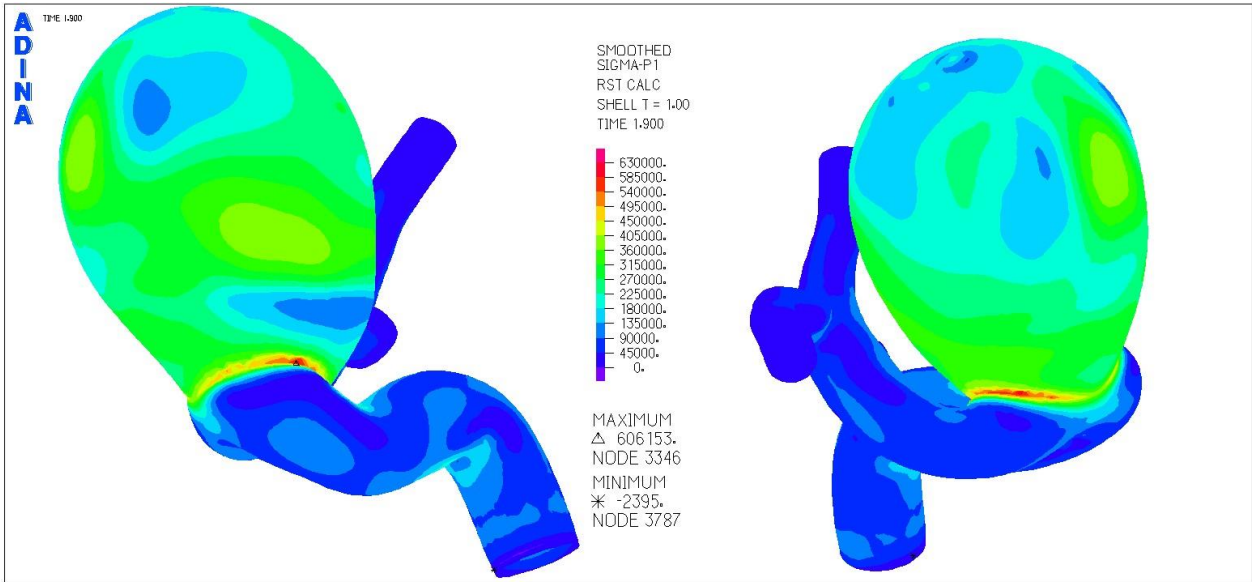


Figura 5-5. Simulación 1. Distribución del primer esfuerzo principal del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

En la Figura 5-6 se ve que el aneurisma menor tiene un menor desplazamiento que el aneurisma mayor, de hecho, su máximo es de 0,96 [mm] y se ubica cerca del cuello de este. Se aprecia que las zonas que se encuentran más cerca al aneurisma mayor sufren un mayor desplazamiento que las más alejadas.

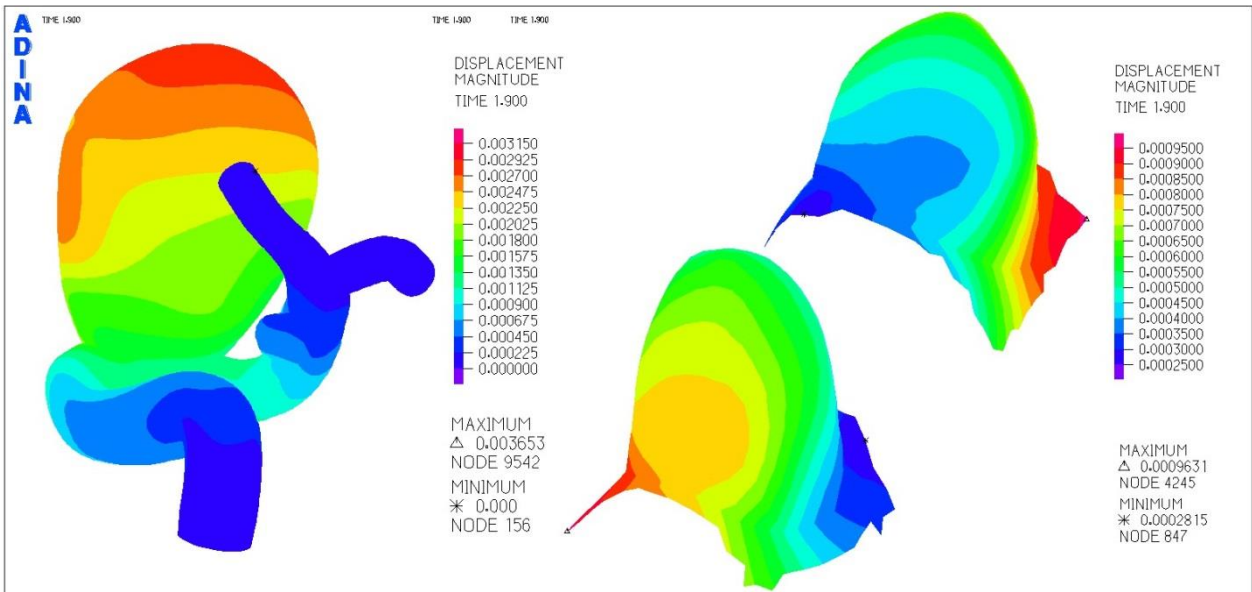


Figura 5-6. Simulación 1. Distribución del desplazamiento para el aneurisma menor en el tiempo 1,9 [s].

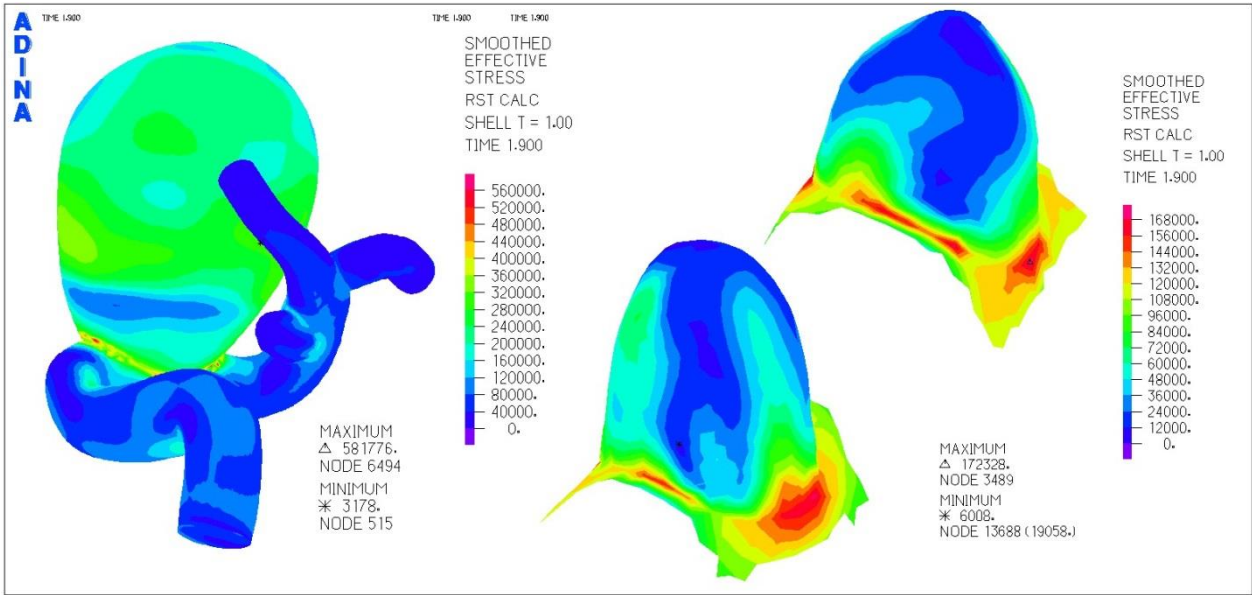


Figura 5-7. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].

La Figura 5-7 y la Figura 5-8 enseñan que el esfuerzo de Von Mises y el primer esfuerzo principal se concentran alrededor del cuello del aneurisma menor, alcanzando 172 [kPa] y 181 [kPa] respectivamente.

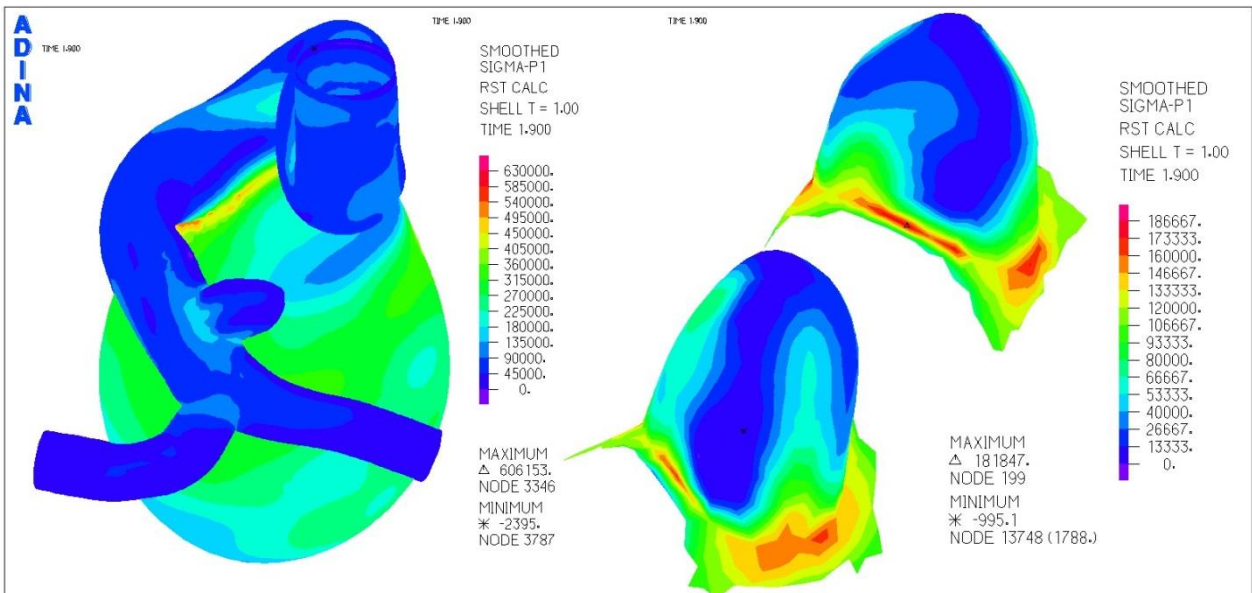


Figura 5-8. Simulación 1. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].

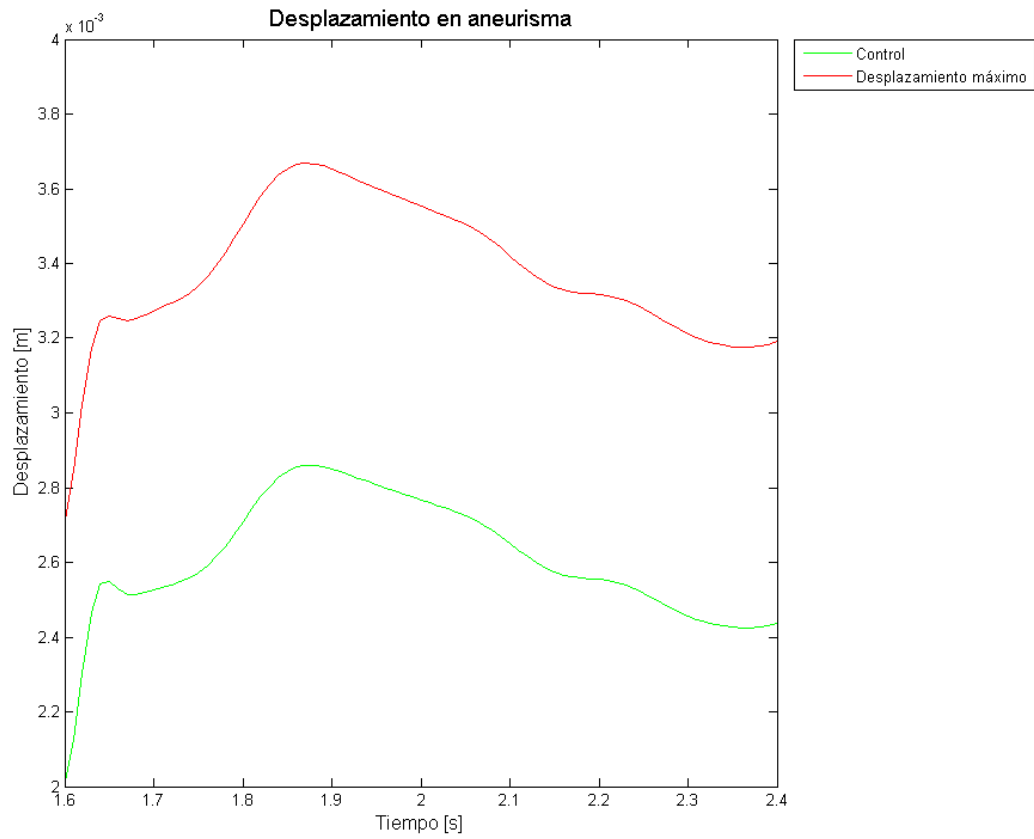


Figura 5-9. Simulación 1. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

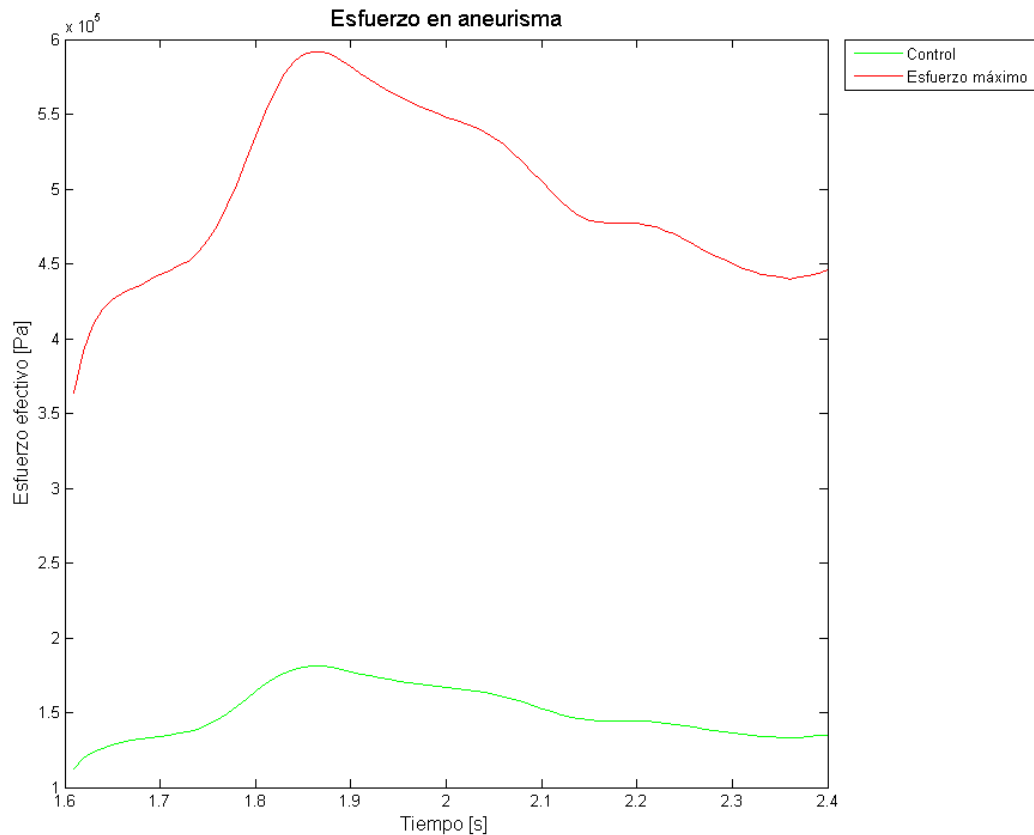


Figura 5-10. Simulación 1. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

La Figura 5-9 muestra que el desplazamiento crece fuertemente en los primeros instantes de simulación, y que posterior a los 1,65 [s] este estabiliza su comportamiento oscilando entre los 3,2 [mm] y los 3,65 [mm] para el punto máximo y entro los 2,5 [mm] y los 2,8 [mm] para el punto de control.

El esfuerzo de Von Mises oscila entre los 360 [kPa] y los 590 [kPa] para el punto donde se encuentra el máximo y entre 120 [kPa] y 175 [kPa] para el punto de control según la Figura 5-10.

Como expone la Figura 5-11, el primer esfuerzo principal va entre los 410 [kPa] y los 610 [kPa] para el máximo y el punto de control entre los 120 [kPa] y los 180 [kPa].

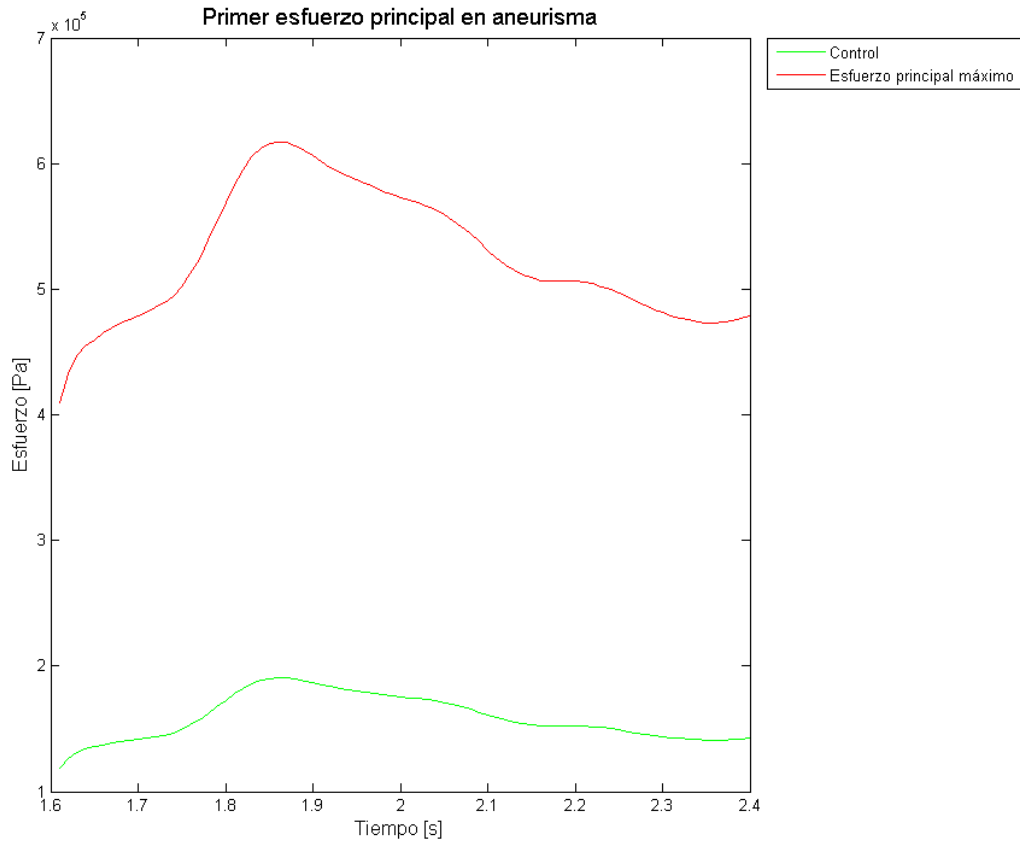


Figura 5-11. Simulación 1. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.1.2 FLUIDO

En la Figura 5-14 se ve la distribución de la presión para los 1,9 [s]. En ella se aprecia que la presión máxima alcanzada es de 16,9 [kPa] en la zona baja de la arteria. Notar que en el aneurisma mismo la presión es bastante homogénea, cercana a los 16 [kPa]. Además se desprende que la presión decae a medida que el flujo transcurre por las arterias, incluyendo el aneurisma, por lo que el mínimo se encuentra a la salida.

Un efecto semejante se expone en la Figura 5-15 para la distribución de la presión a los 2,4 [s], solo que con magnitudes menores, llegando el máximo solo a los 13,7 [kPa]. También se ve que el mínimo de presión se encuentra a la salida del sistema.

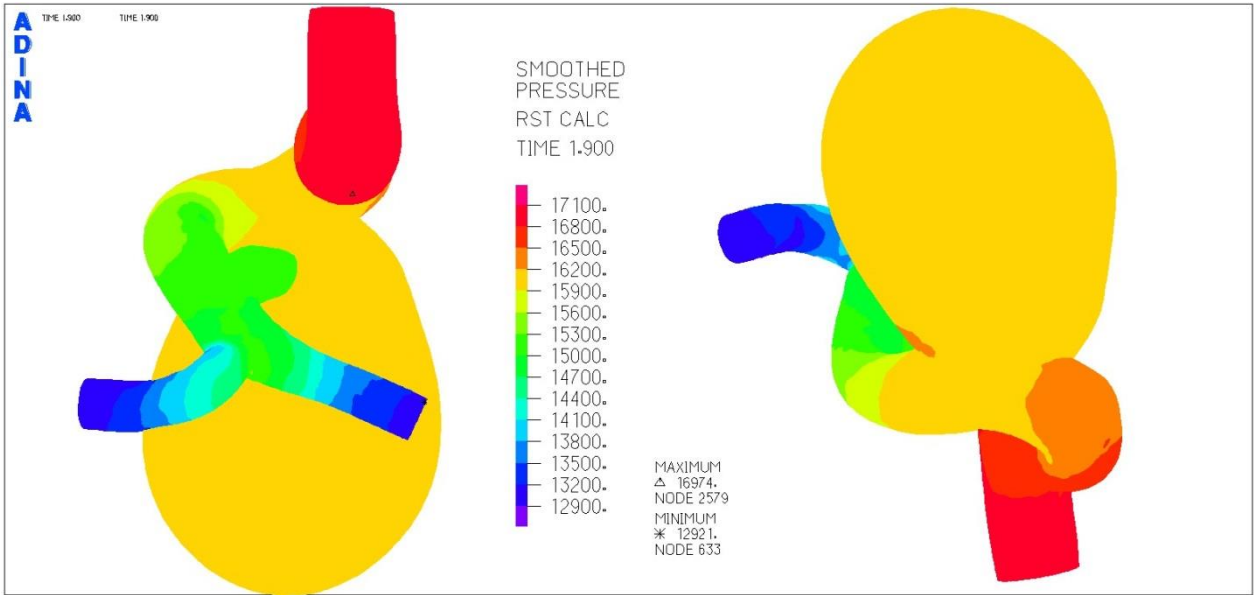


Figura 5-12. Simulación 1. Distribución de la presión para los 1,9 [s].

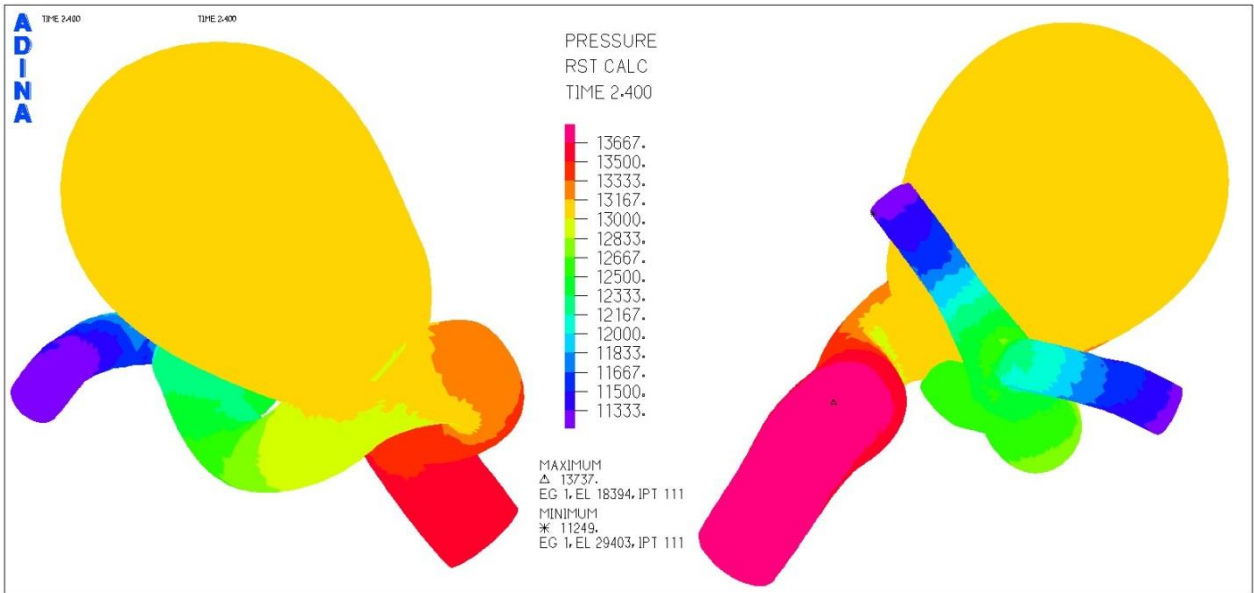


Figura 5-13. Simulación 1. Distribución de la presión para los 2,4 [s].

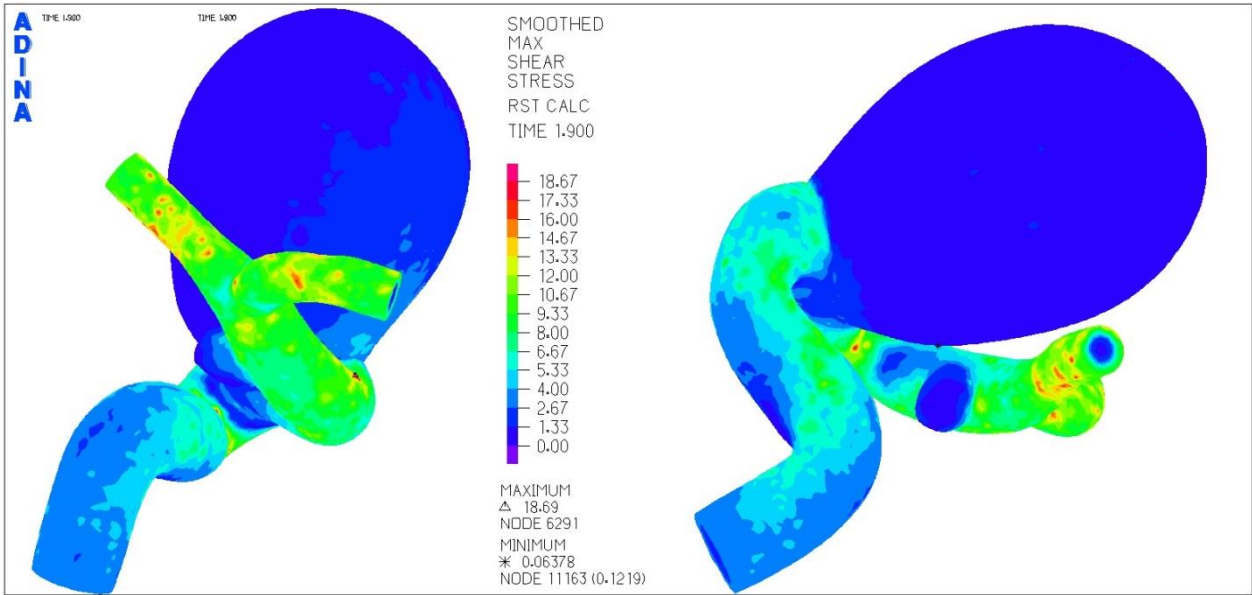


Figura 5-14. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para los 1,9 [s].

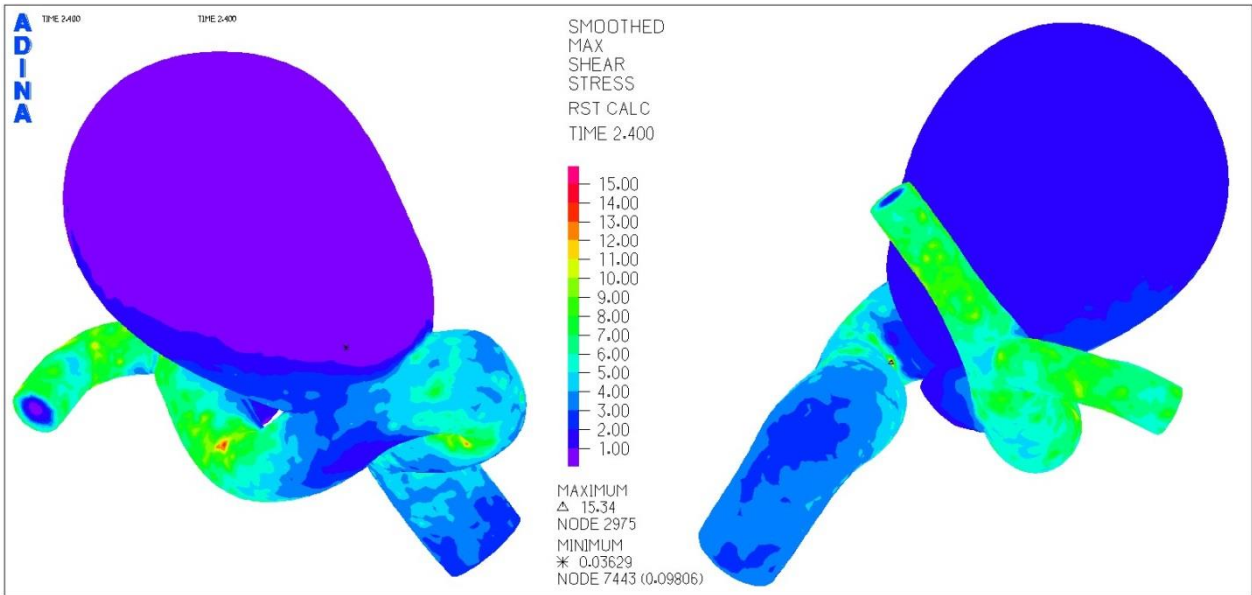


Figura 5-15. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte para los 2,4 [s].

En la Figura 5-14 se muestra la distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma. Se ve que el máximo esfuerzo para los 1,9 [s] es de 18,7 [Pa] ubicado en la arteria, pasado el aneurisma mayor, mientras que el mínimo se encuentra en el aneurisma mayor, en donde en general estos esfuerzos son bastante bajos.

El mismo esfuerzo de corte, pero para el tiempo 2,4 [s] se observa en la Figura 5-15. En esta el máximo esfuerzo de corte (15,3 [Pa]) se encuentra en la arteria pero en la zona anterior al aneurisma, mientras que el mínimo también cambia de sitio, pero siempre dentro del aneurisma.

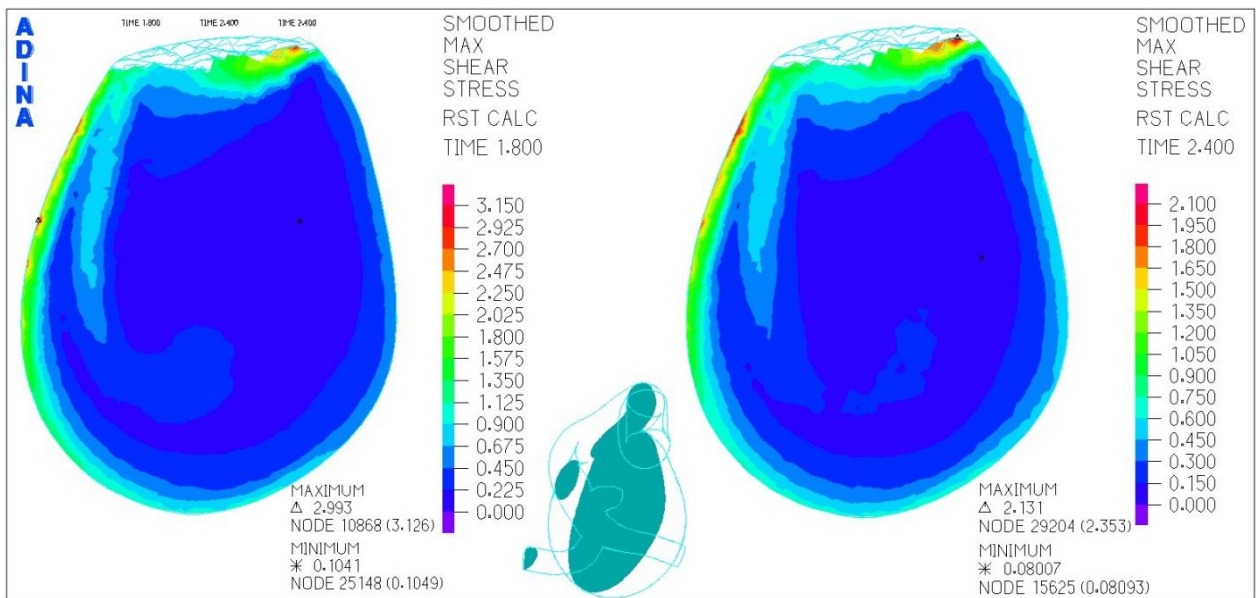


Figura 5-16. Simulación 1. Distribución del esfuerzo de corte transversal.

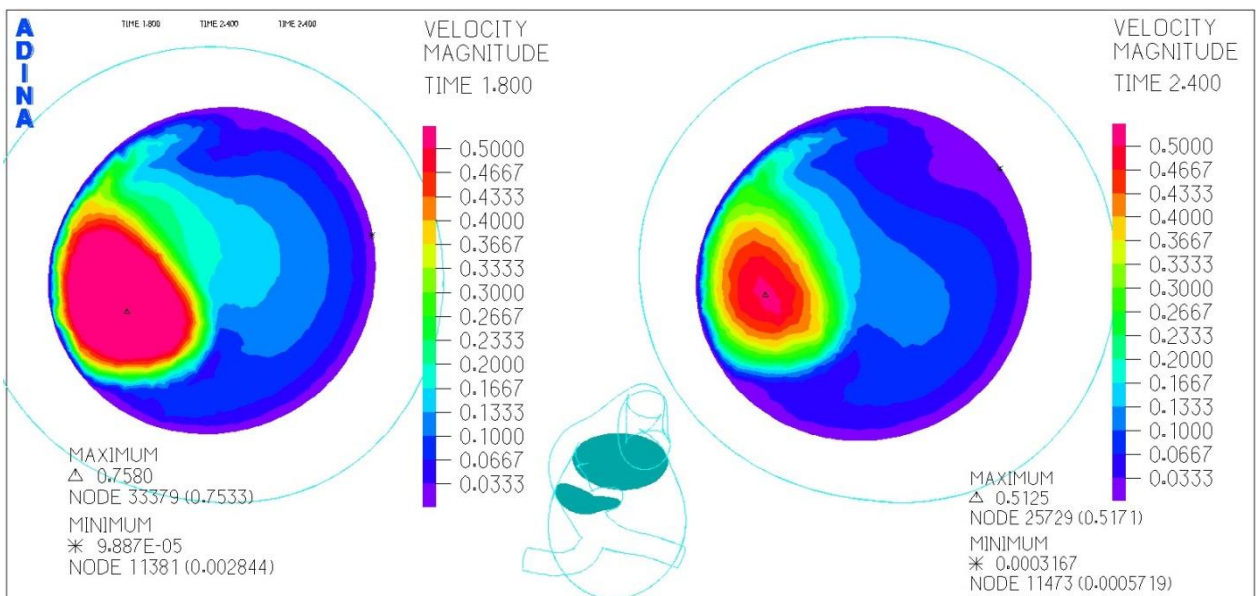


Figura 5-17. Simulación 1. Distribución de la velocidad para el corte de la zona baja del aneurisma.

La Figura 5-16 se ve el esfuerzo de corte en la sección transversal del aneurisma mayor, en esta se ve que el máximo se encuentra para los 1,8 [s] (izquierda) en la pared del aneurisma, llegando a los 3 [Pa], pero para los 2,4 [s] (derecha) este se desplaza hasta la parte superior del esquema, alcanzando los 2,1 [Pa]. Percatar que el mínimo se encuentra en la misma zona para ambos tiempos.

El diagrama de velocidad para el plano bajo se ve en la Figura 5-17. Para los 1,8 [s] se ve que el máximo es de 0,75 [m/s] ubicado al costado izquierdo, que es el lugar por donde entra el flujo al aneurisma. Para los 2,4 [s] se llega a un máximo de 0,5 [m/s]. Los mínimos se ubican en la zona de la pared contraria a los máximos.

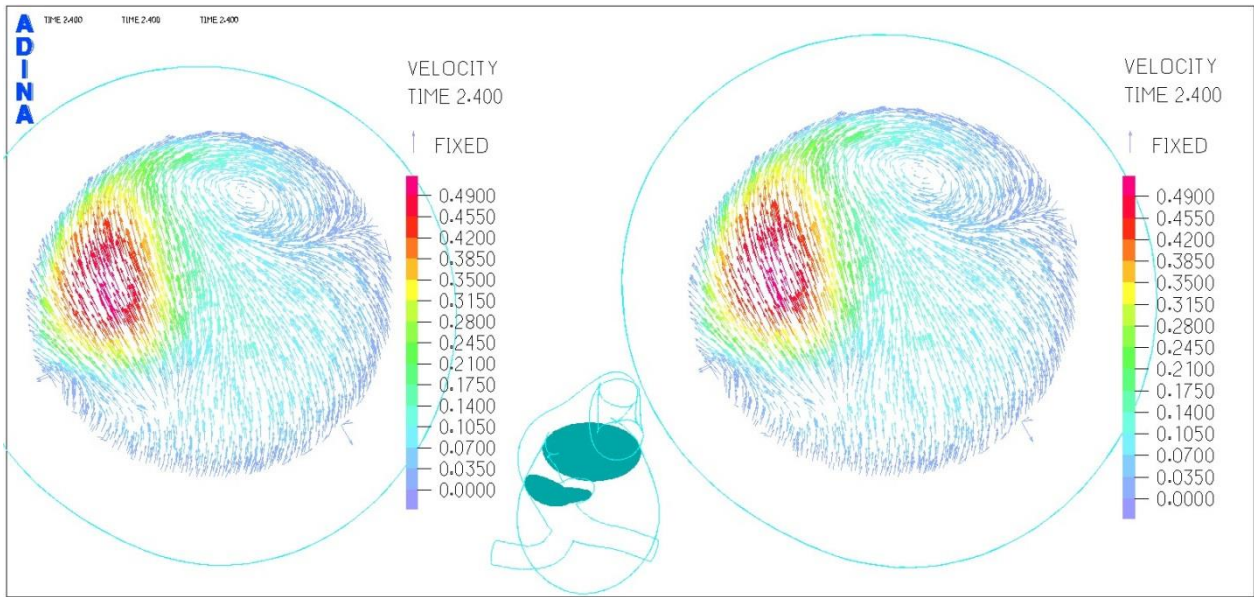


Figura 5-18. Simulación 1. Campo de velocidad para el corte de la zona baja del aneurisma.

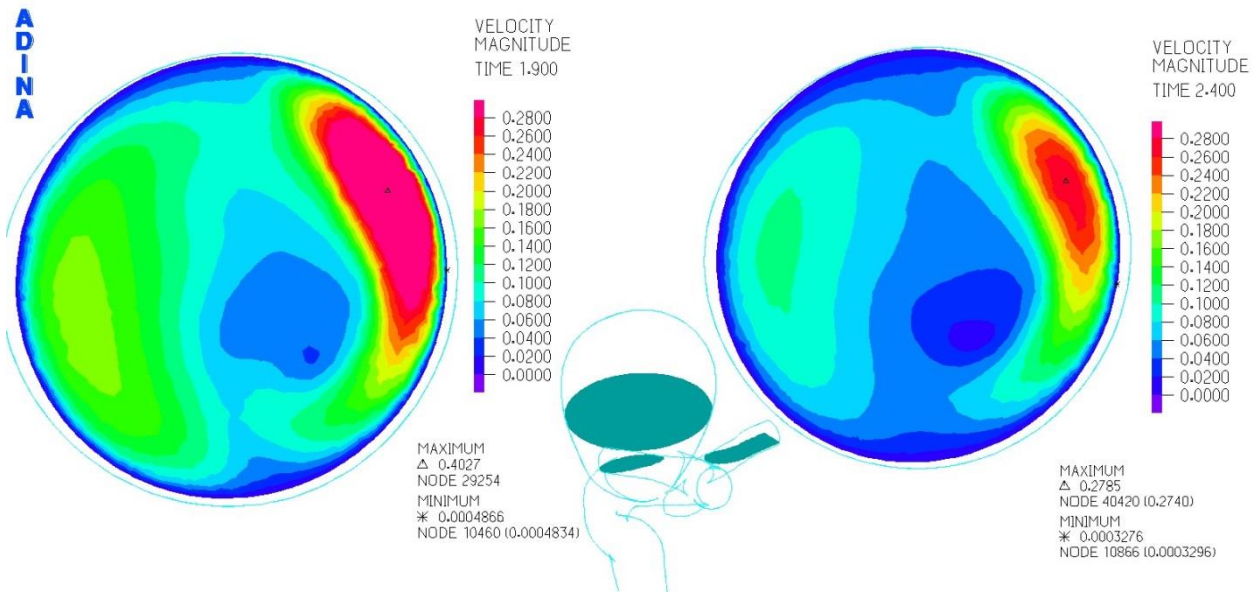


Figura 5-19. Simulación 1. Distribución de la velocidad para el corte de la zona media del aneurisma.

La Figura 5-18 muestra el campo de velocidades en la zona baja del aneurisma. En ella se muestra la existencia de la recirculación del flujo dentro en el interior del aneurisma y como este aumenta en los 1,9 [s] en comparación a los 2,4 [s].

En la Figura 5-19 se exhibe la distribución de la velocidad en el corte de la zona media, en donde la máxima velocidad para los 1,9 [s] es de 0,4 [m/s] y para los 2,4 [s] es de 0,27 [m/s]. Notar que en ambos tiempos el mínimo se encuentra bastante cercano al máximo y en el centro de la imagen la velocidad es menor en comparación a la periferia. En la Figura 5-20 se ve el campo de velocidad para el mismo corte, aquí se aprecia que la recirculación coincide con el la menor velocidad central.

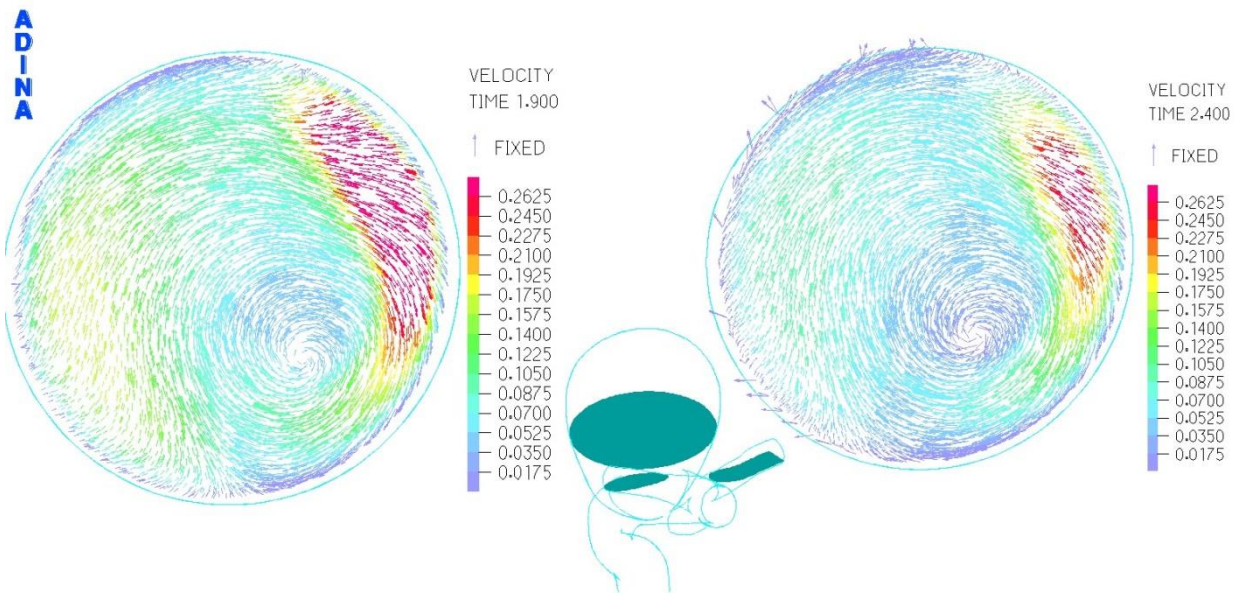


Figura 5-20. Simulación 1. Campo de velocidad para el corte de la zona media del aneurisma.

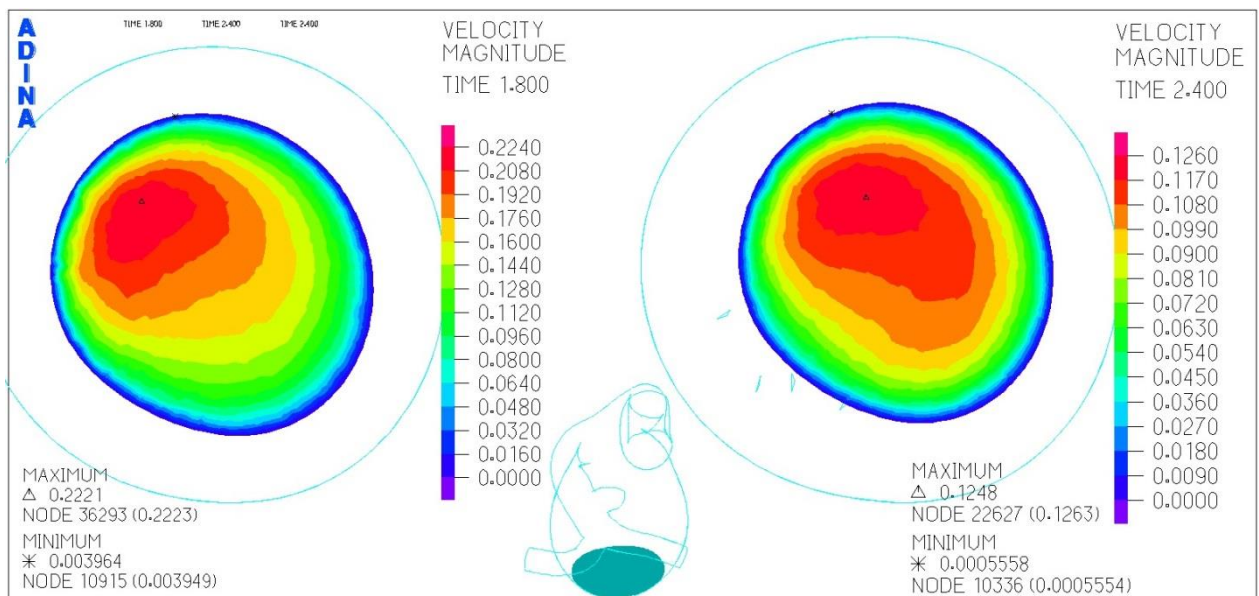


Figura 5-21. Simulación 1. Distribución de la velocidad para el corte de la zona alta del aneurisma.

La distribución de la velocidad en el corte de la zona alta del aneurisma se ve en la Figura 5-21, en donde se desprende que el máximo a los 1,8 [s] es de 0,22 [m/s] y a los 2,4 es de 0,12 [m/s]. En este caso no se evidencia la disminución de velocidad en el centro. El campo de velocidad lo muestra la Figura 5-22, en la cual no se evidencian vorticidades.

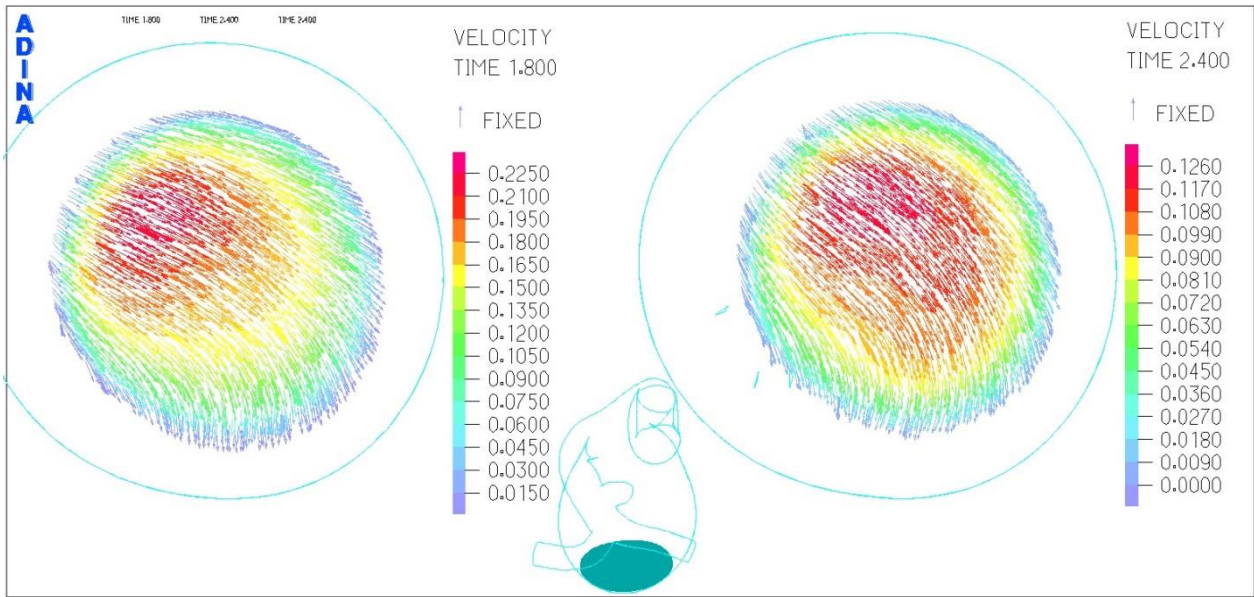


Figura 5-22. Simulación 1. Campo de velocidad para el corte de la zona alta del aneurisma.

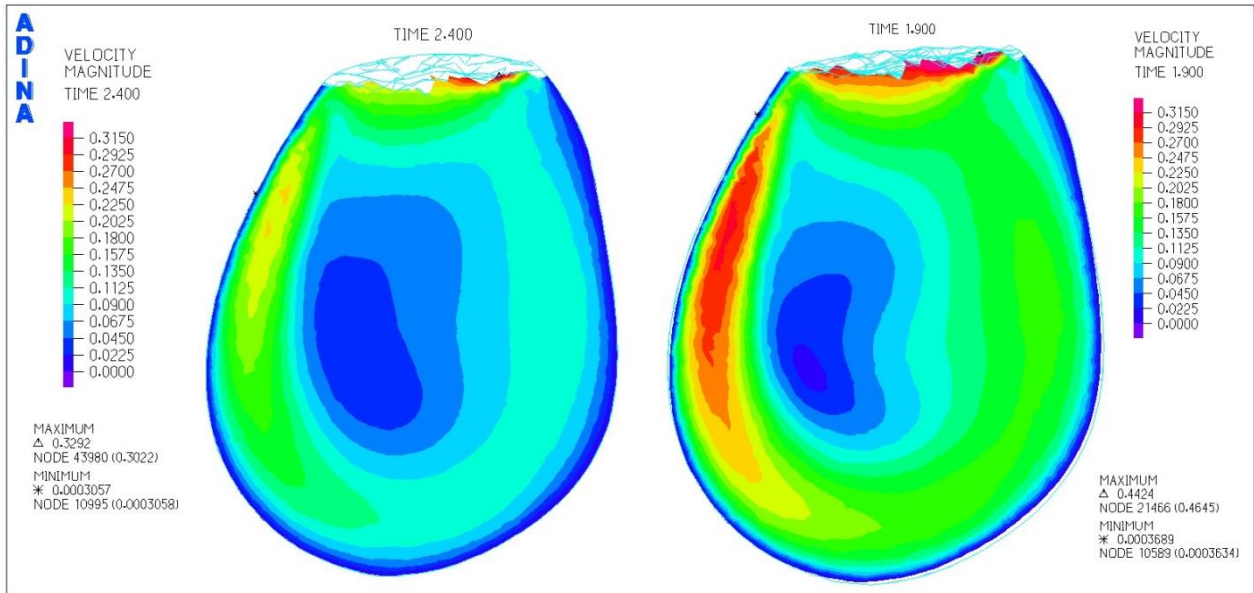


Figura 5-23. Simulación 1. Diagrama de velocidad para el corte transversal.

En la Figura 5-23 se ve la velocidad en el corte transversal en donde el máximo para los 1,9 [s] es de 0,44 [m/s] y para los 2,4 [s] es de 0,32 [m/s]. En tanto en la Figura 5-24 queda evidenciada la recirculación del flujo dentro del aneurisma, más en el caso de los 1,9 [s] en la que se aprecian claramente las diferencias de velocidades.

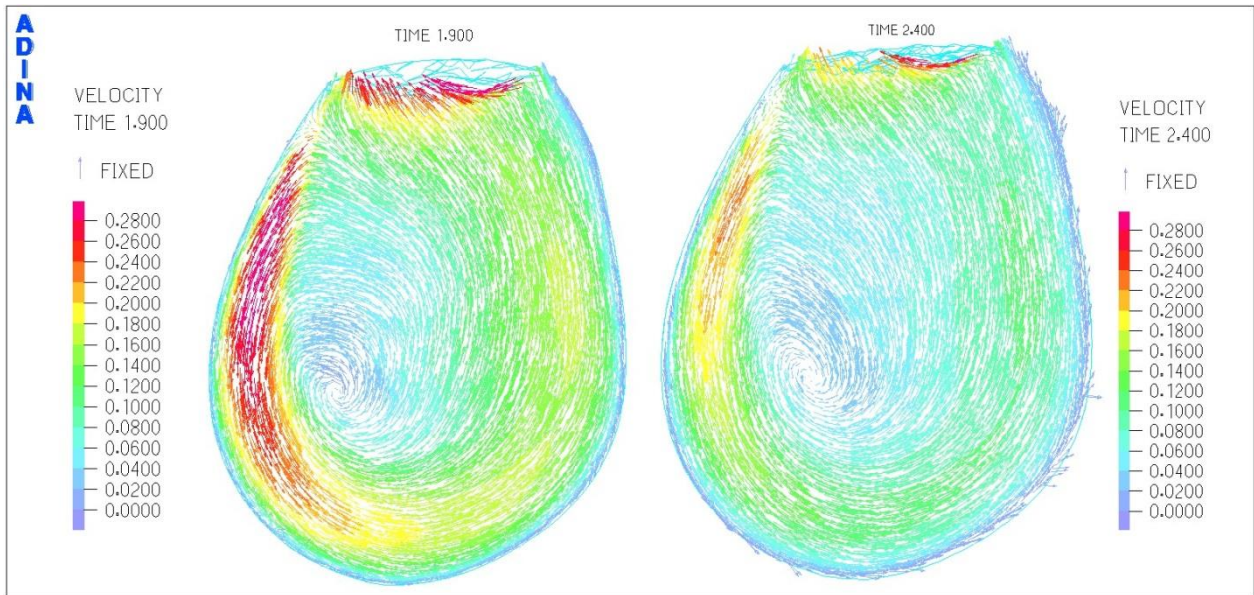


Figura 5-24. Simulación 1. Campo de velocidades para el corte transversal.

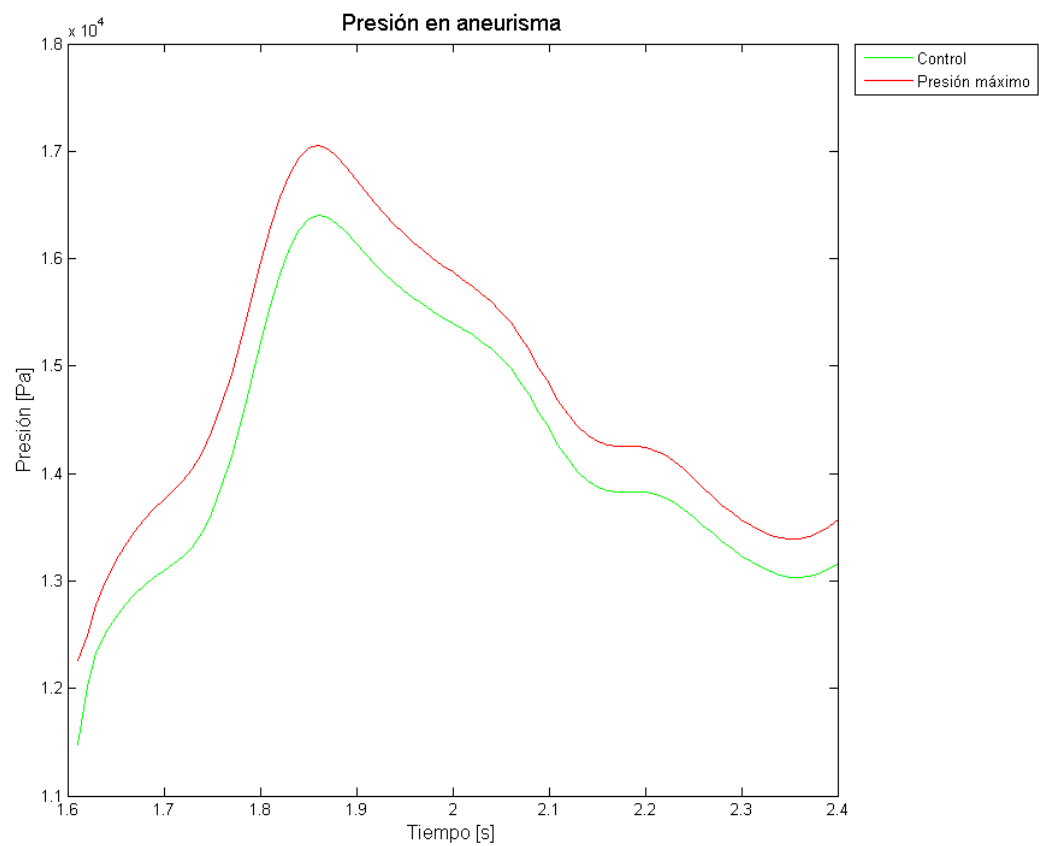


Figura 5-25. Simulación 1. Evolución temporal de la presión.

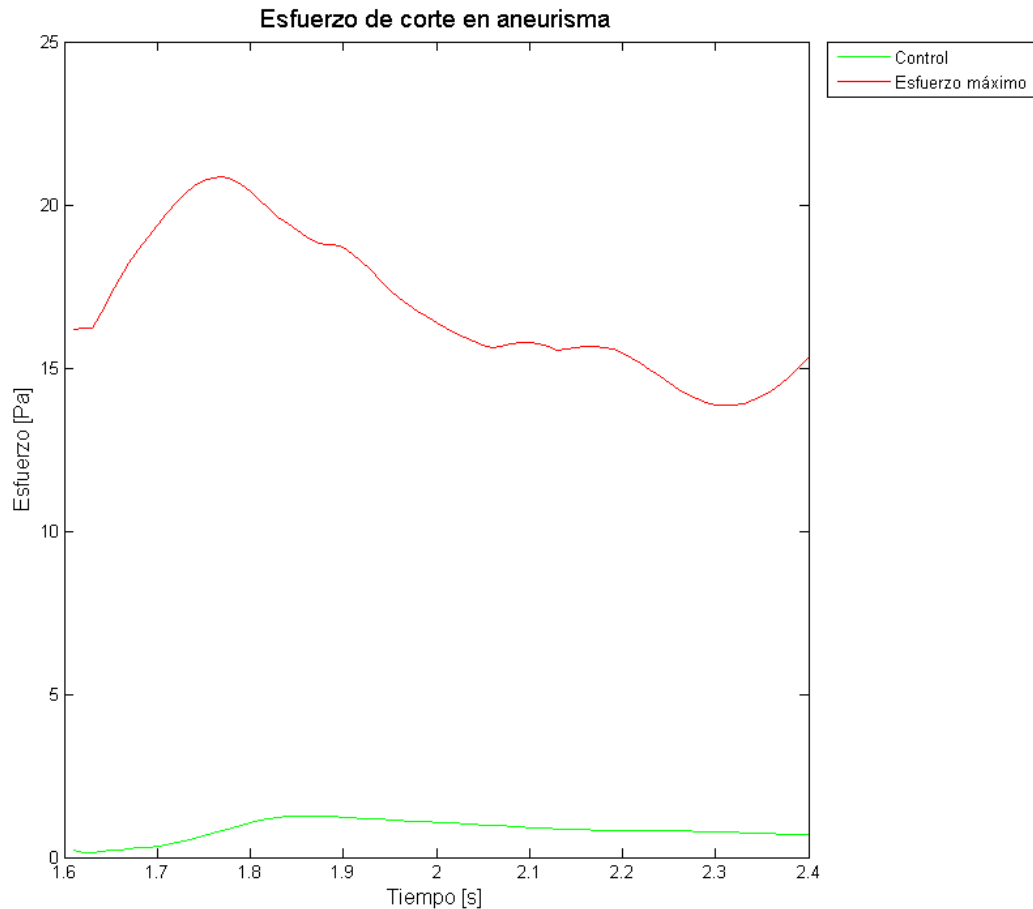


Figura 5-26. Simulación 1. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-25 se expone la variación temporal de la presión para el punto máximo y el de control. El primero tiene una oscilación entre los 12,2 [kPa] y los 17 [kPa], mientras que el segundo entre los 15 [kPa] y los 16,3 [kPa].

El esfuerzo de corte temporal lo muestra la Figura 5-26, en ella se aprecia una primera etapa que este permanece constante en torno a los 16 [Pa], posteriormente este oscila entre 21 [Pa] y 14 [Pa].

En la Figura 5-27 se ven las velocidades en los diferentes cortes dentro del aneurisma. En esta se ve que los máximos alcanzan los 0,75 [m/s]; 0,45 [m/s] y los 0,22 [m/s] para los planos bajo, medio y alto respectivamente. Además se aprecia el rápido aumento de la velocidad en los planos bajo y medio, mientras que en el plano alto es más paulatino este crecimiento.

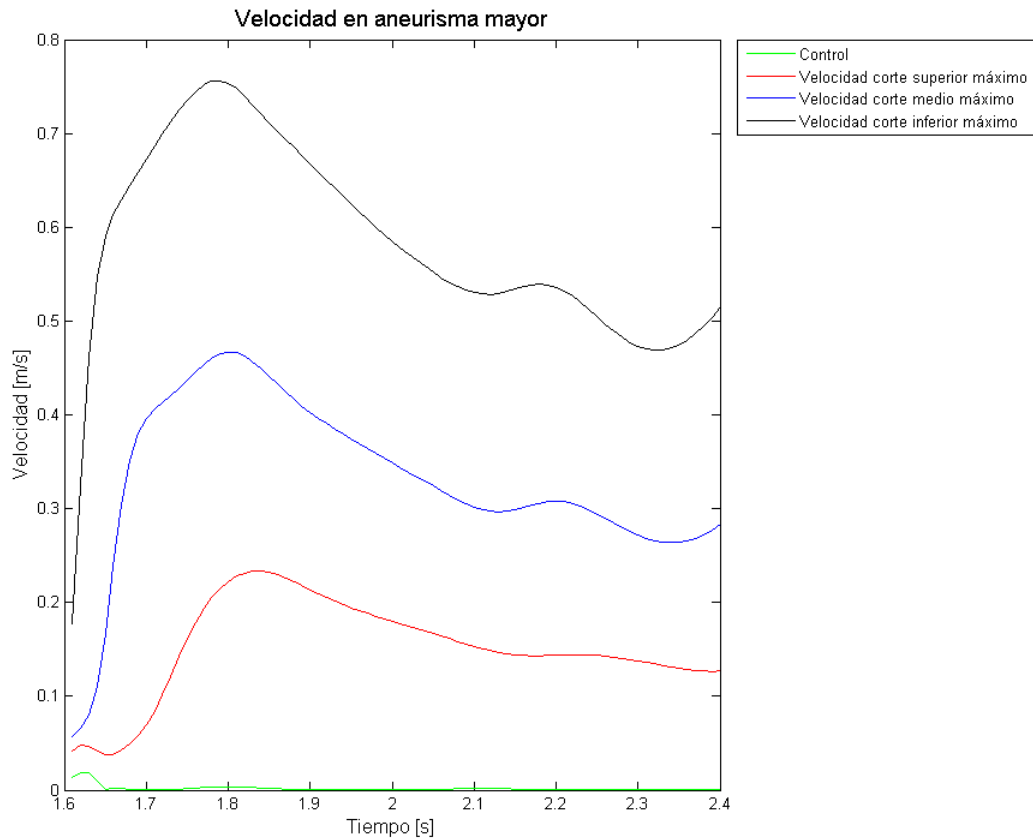


Figura 5-27. Simulación 1. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.2 MAYOR GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL

5.2.1 SÓLIDO

En la Figura 5-28 se muestra la distribución del desplazamiento en el aneurisma. Se aprecia que el desplazamiento máximo se ubica en la zona superior del domo del aneurisma mayor y que este alcanza los 3,3 [mm] para los 1,9 [s]. Nuevamente el desplazamiento de las arterias es comparablemente menor que el del aneurisma más grande.

La distribución del esfuerzo de Von Mises es la que enseña la Figura 5-29. En esta se distingue que el cuello del aneurisma es el que más concentra los esfuerzos, alcanzando un máximo de 502 [kPa]. Se ve también que en la zona de máximo desplazamiento los esfuerzos llegan a valores cercanos a los 366 [kPa].

La Figura 5-30 expone como se distribuye el primer esfuerzo principal, el cual también se concentra en torno al cuello del aneurisma mayor. Su máximo llega a los 532 [kPa] y se encuentra en la zona opuesta del cuello al máximo del esfuerzo de Von Mises.

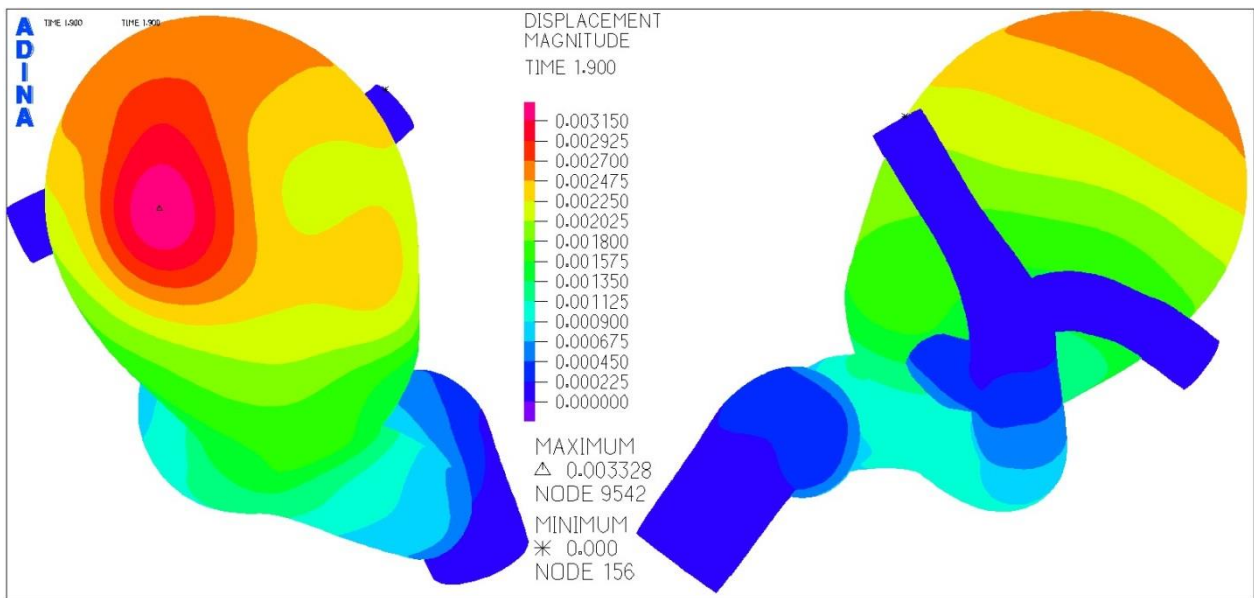


Figura 5-28. Simulación 2. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.

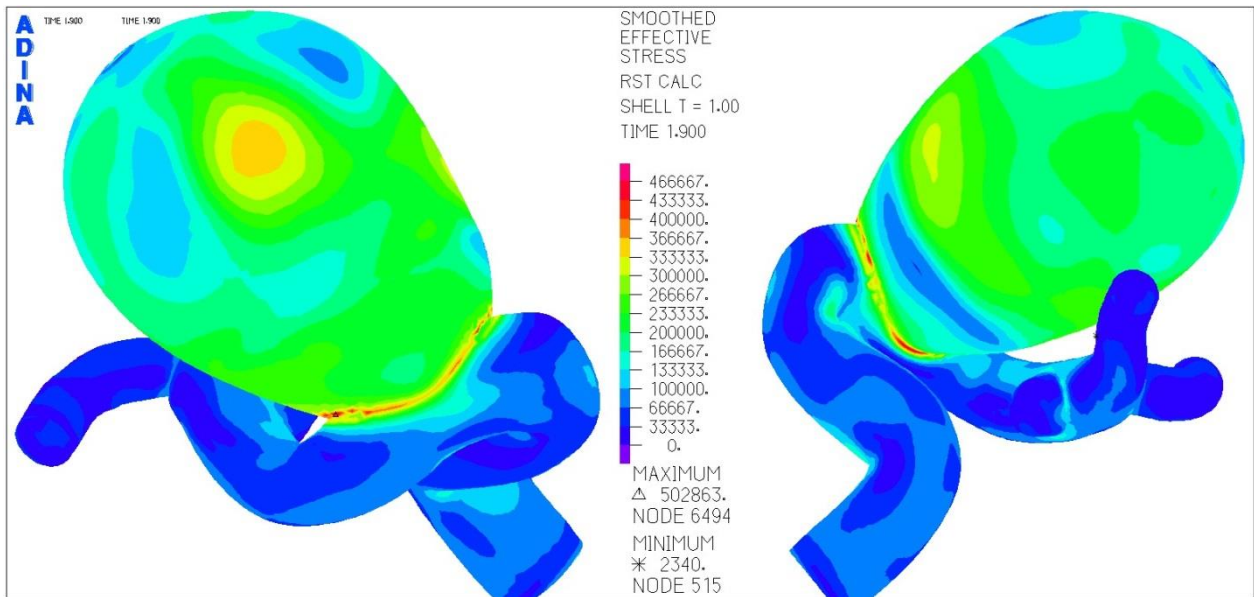


Figura 5-29. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.

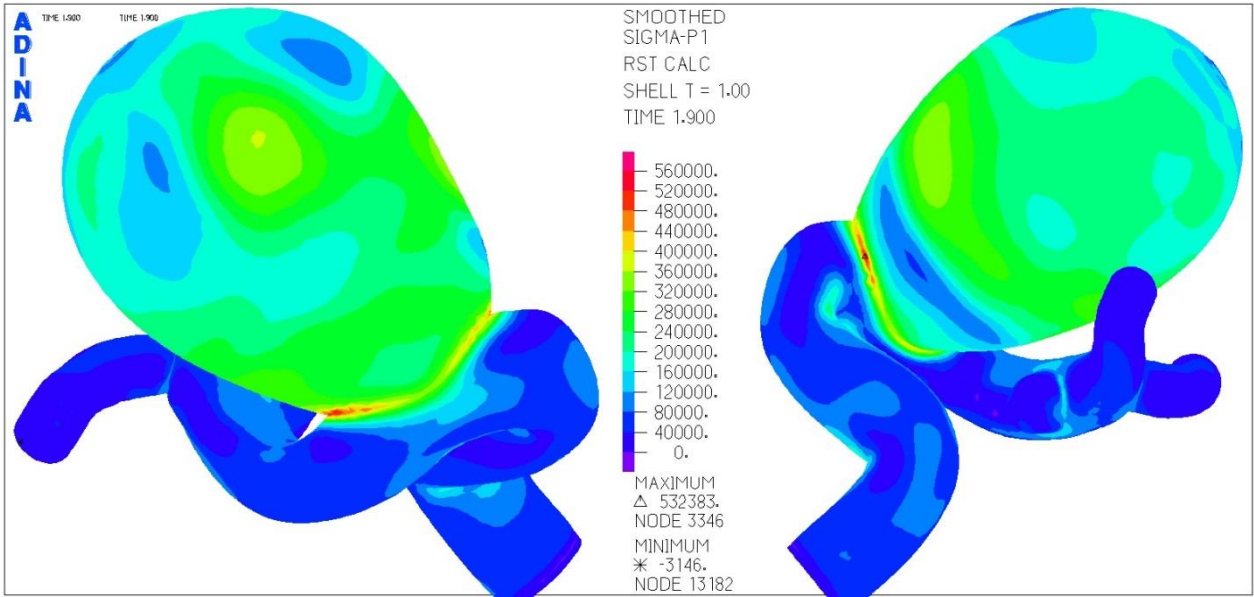


Figura 5-30. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.

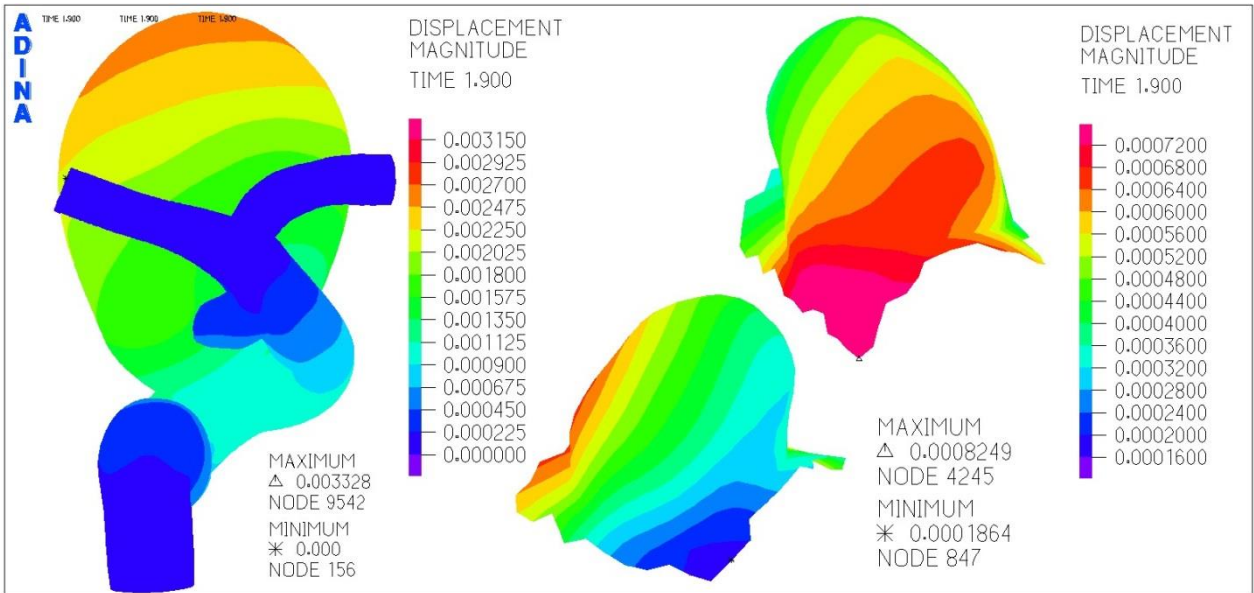


Figura 5-31. Simulación 2. Distribución del desplazamiento en el aneurisma menor.

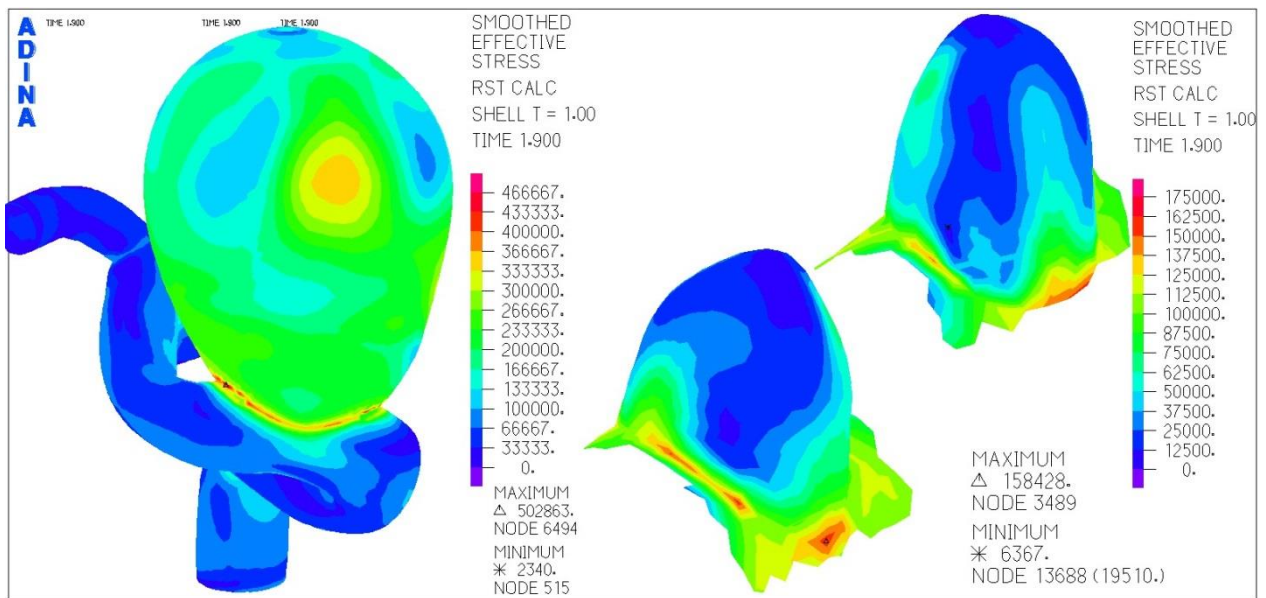


Figura 5-32. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de Von Misses en el aneurisma menor.

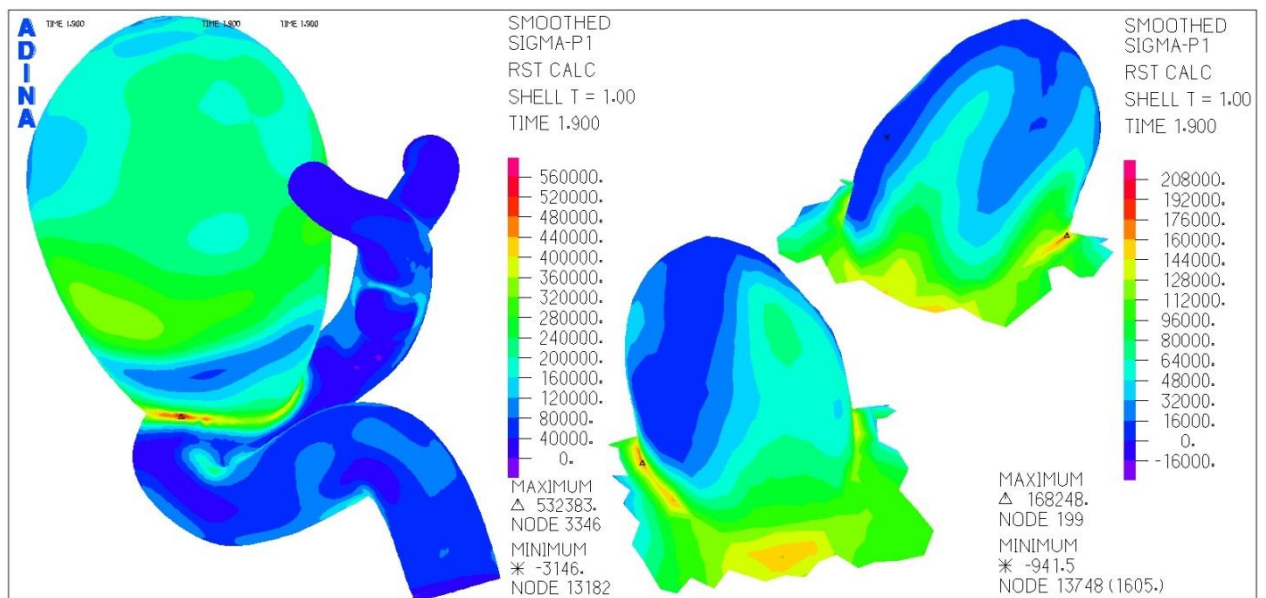


Figura 5-33. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor.

En la Figura 5-31 se exhibe el desplazamiento en el aneurisma menor. Es clara la influencia que tiene sobre este el mayor, ya que las zonas con mayor desplazamiento son las más cercanas a este, llegando a los 0,8 [mm].

El esfuerzo de Von Misses se ve en la Figura 5-32. En este caso la concentración de esfuerzos también se encuentra en torno al cuello del aneurisma e iguala los 158 [kPa].

En tanto la Figura 5-33 manifiesta que el primer esfuerzo principal en el aneurisma menor llega a los 168 [kPa], nuevamente en la zona baja de este.

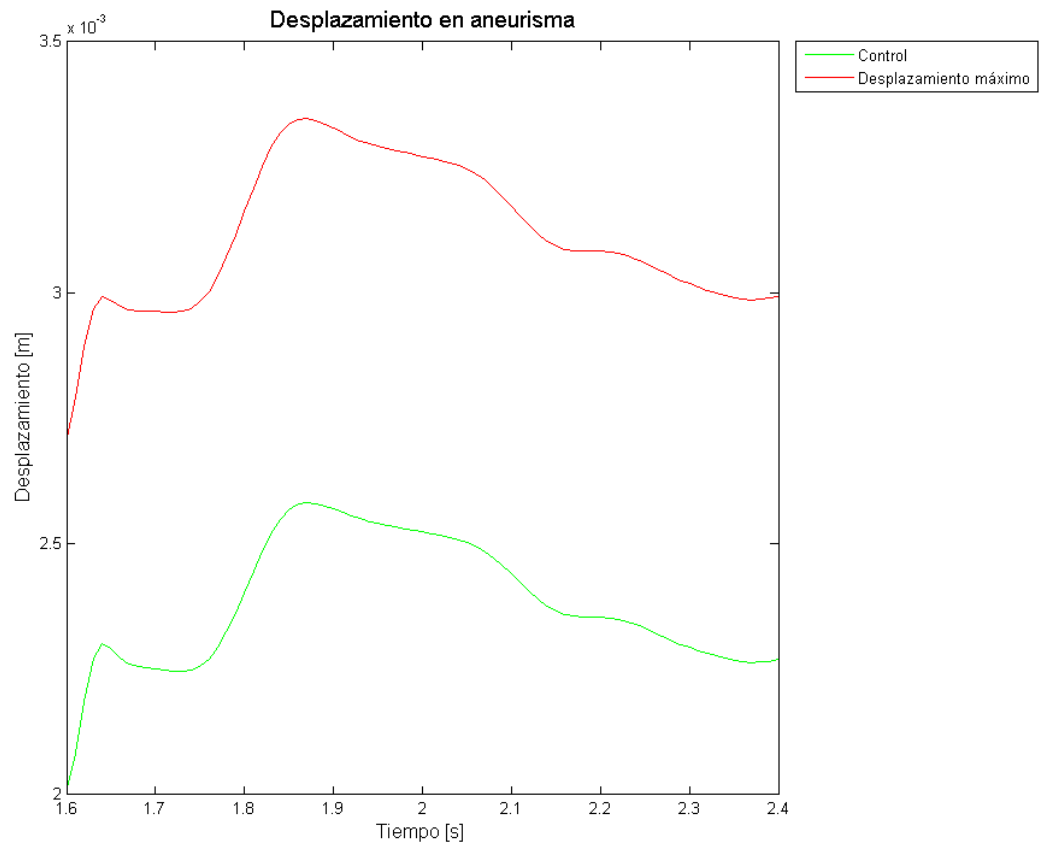


Figura 5-34. Simulación 2. Evolución temporal del desplazamiento.

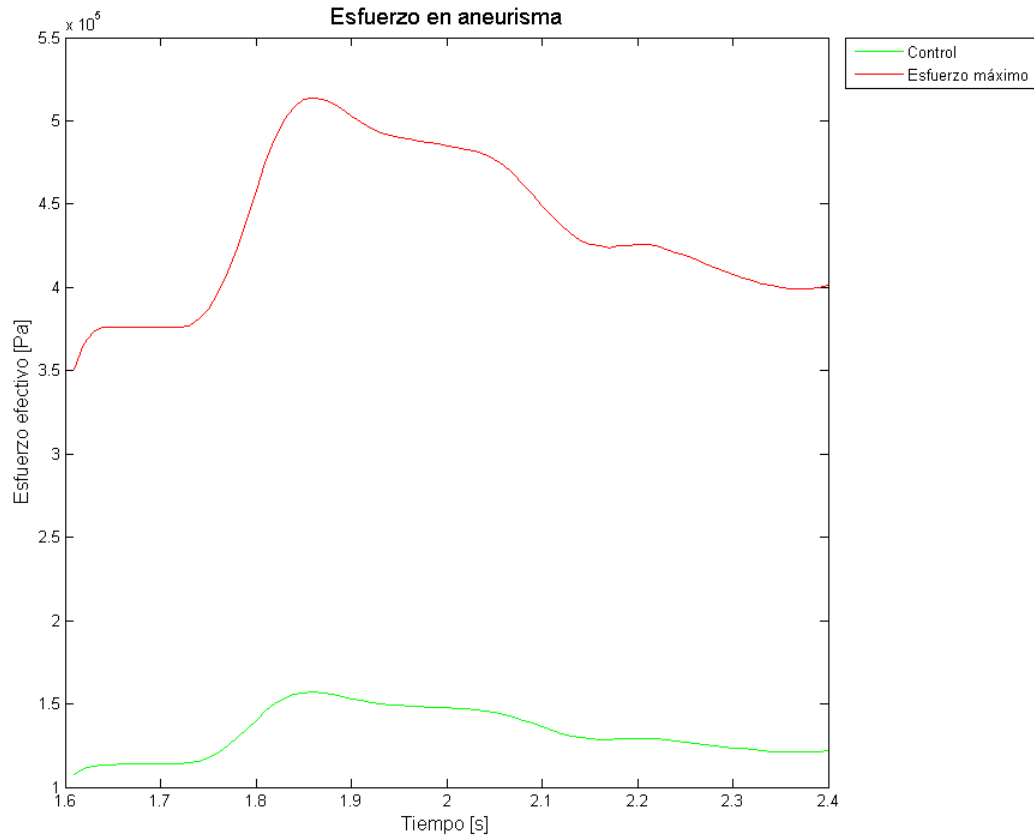


Figura 5-35. Simulación 2. Evolución temporal del esfuerzo de Von Miseses.

Se muestra como progresa el desplazamiento en el nodo donde se encuentra el máximo en la Figura 5-34. Notar que en un comienzo este tiene un aumento explosivo llegando a los 3 [mm] y posteriormente este alcanza los 3,35 [mm]. En el caso del punto de control, este tiene un comportamiento similar, oscilando entre los 2,25 [mm] y los 2,6 [mm].

El esfuerzo de Von Miseses y su evolución temporal se ven en la Figura 5-35. Aquí se ve que el máximo oscila entre los 350 [kPa] y los 515 [kPa], en tanto el control lo hace en un rango de 110 [kPa] y 155 [kPa].

El primer esfuerzo principal máximo oscila entre los 400 [kPa] y los 545 [kPa] según la Figura 5-36, mientras que el punto de control lo hace entre los 120 [kPa] y los 160 [kPa].

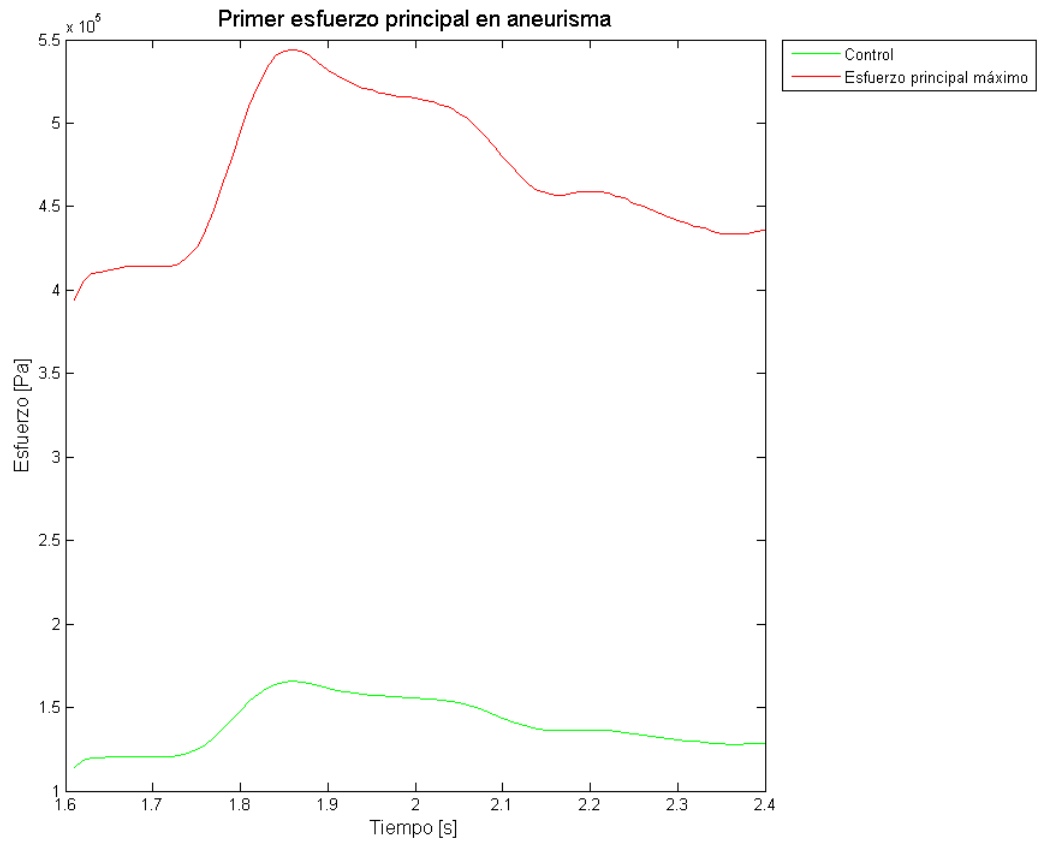


Figura 5-36. Simulación 2. Evolución temporal del primer esfuerzo principal.

5.2.2 FLUIDO

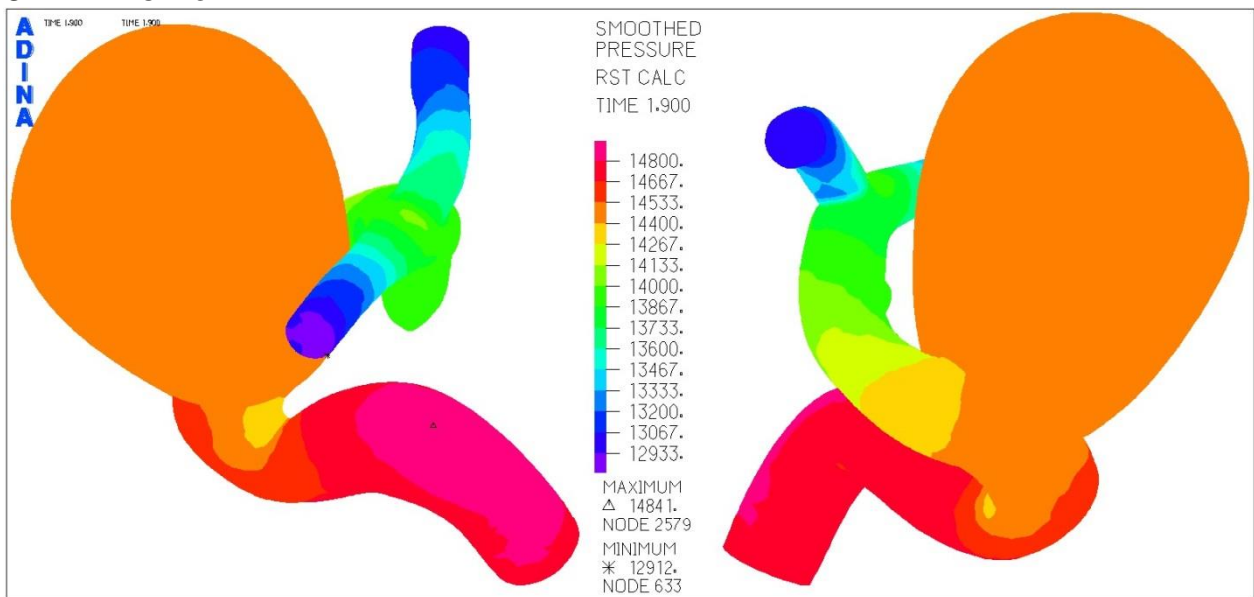


Figura 5-37. Simulación 2. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 1,9 [s]

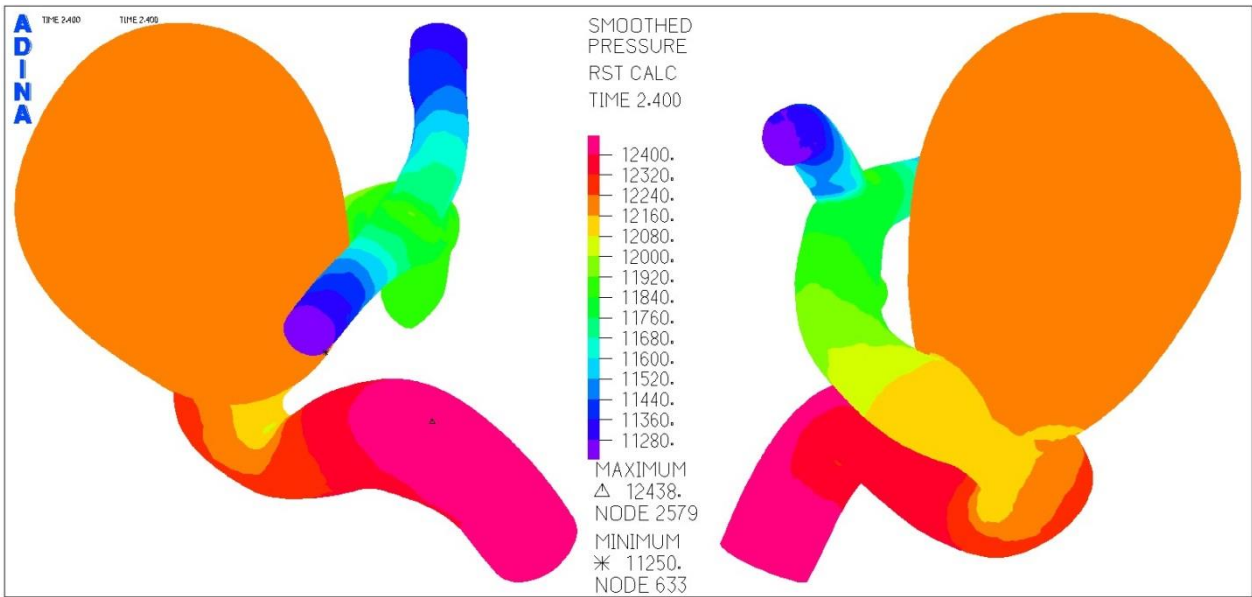


Figura 5-38. Simulación 2. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

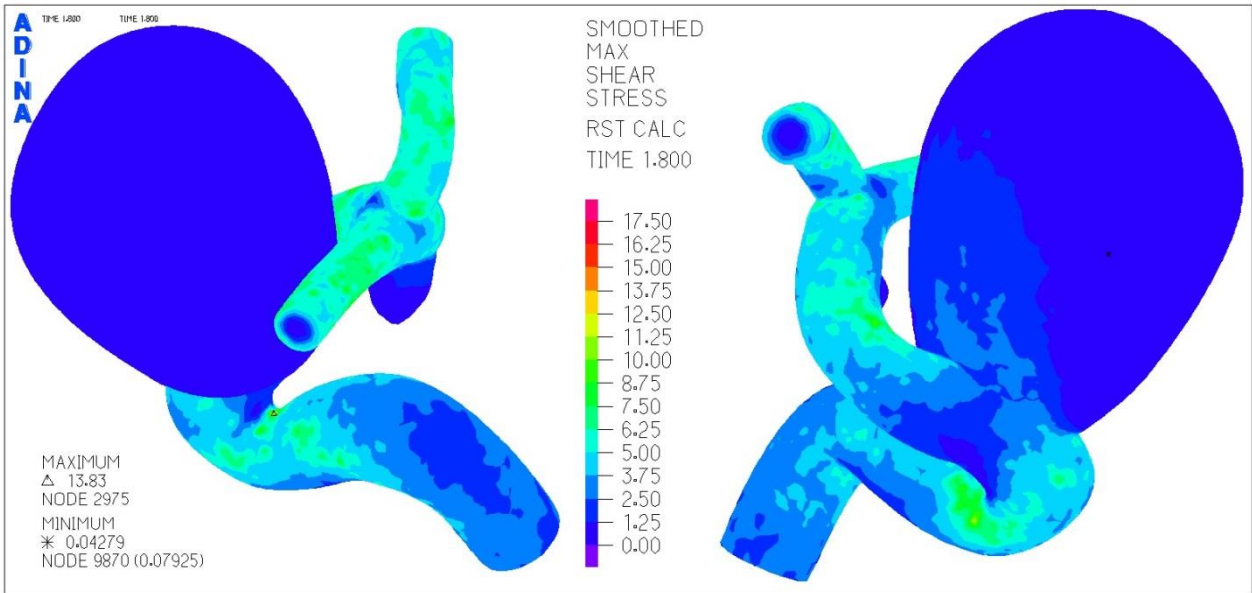


Figura 5-39. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de corte en aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

En la Figura 5-37 se muestra la presión para el tiempo 1,9 [s]. Se ve que el máximo llega a los 14,8 [kPa] en la zona de la arteria, mientras que en el aneurisma este ronda los 14,5 [kPa].

Para el tiempo de simulación de 2,4 [s], la presión según la Figura 5-38 llega a los 12,4 [kPa], mientras que el aneurisma ronda los 12,2 [kPa].

En la Figura 5-39 se ve que el esfuerzo de corte para el tiempo 1,8 [s] se concentra en las arterias, logrando un máximo de 13,8 [Pa]. Se observa también que en el aneurisma mayor no existen concentraciones importantes, incluso se observa que el mínimo está en esa zona.

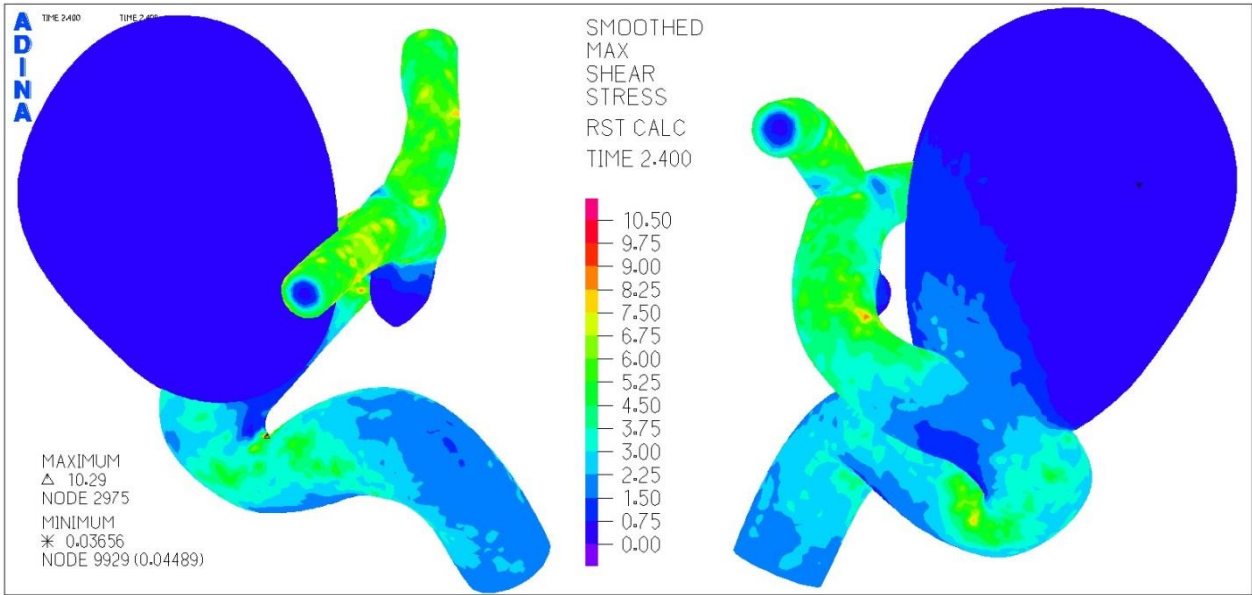


Figura 5-40. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s].

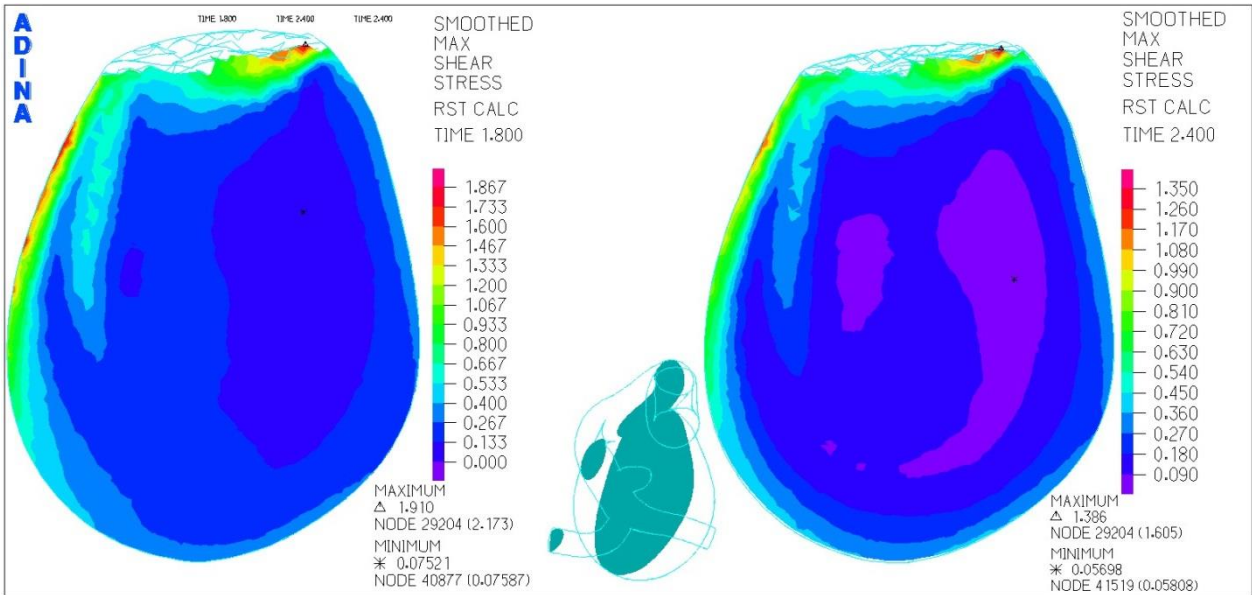


Figura 5-41. Simulación 2. Distribución del esfuerzo de corte en el plano transversal para el tiempo 1,8 [s].

La distribución del esfuerzo de corte para el tiempo de 2,4 [s] es la que señala la Figura 5-40. El máximo es de 10,3 [Pa] y nuevamente es en la zona de la arteria por donde entra el flujo, además el aneurisma nuevamente tiene bajas concentraciones de esfuerzos.

La Figura 5-41 refleja el esfuerzo de corte en el plano transversal del aneurisma. Se aprecia que el máximo para el tiempo de 1,8 [s] es de 1,9 [Pa] y para el tiempo de 2,4 [s] es de 1,38 [Pa]. El mínimo se está en la zona central, un poco desplazado a la derecha en ambos casos.

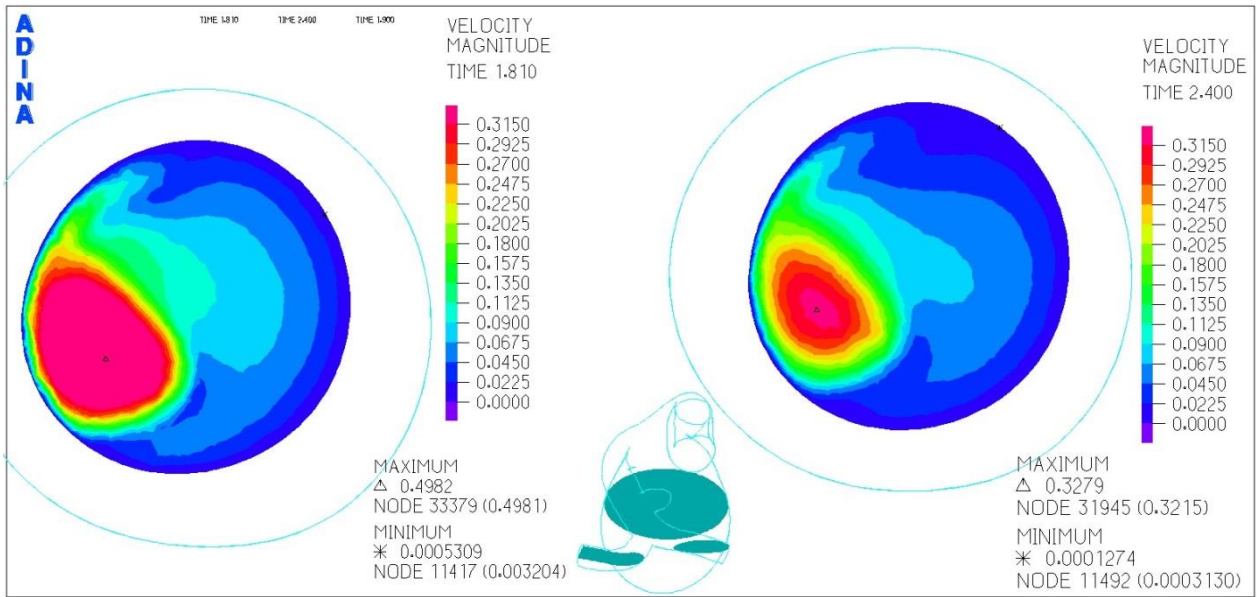


Figura 5-42. Simulación 2. Distribución de la velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.

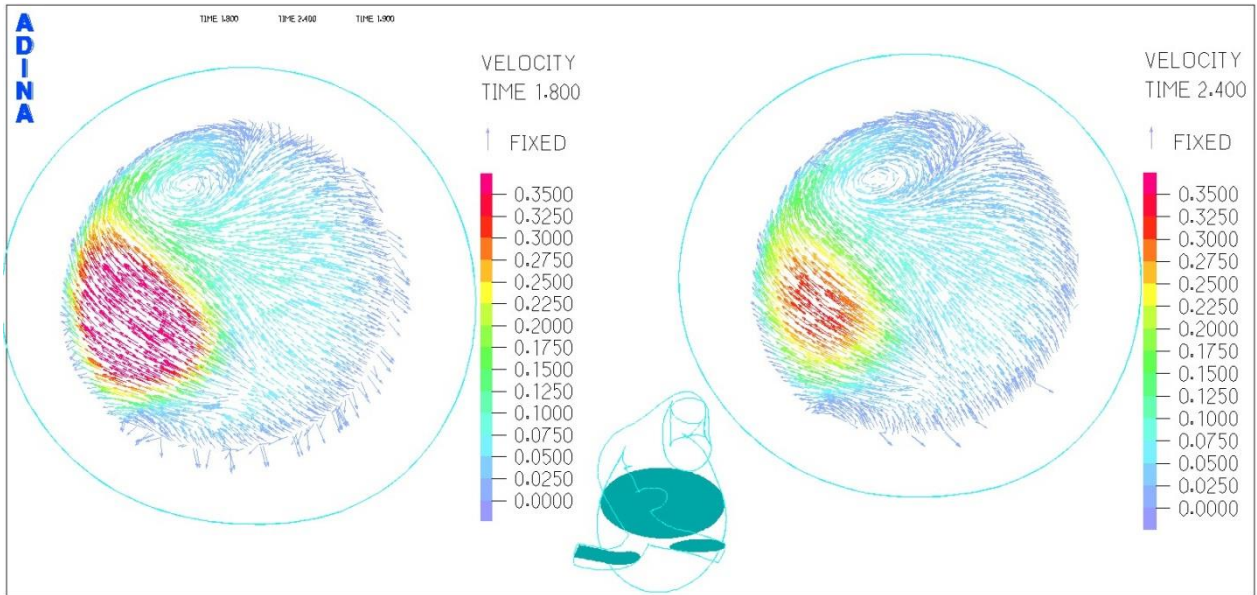


Figura 5-43. Simulación 2. Campo de velocidades en corte de la zona baja del aneurisma.

La distribución de la velocidad en la zona inferior del aneurisma la muestra la Figura 5-42. Se ve que el máximo es de 0,49 [m/s] para los 1,81 [s] y de 0,32 [m/s] para los 2,4 [s].

En la Figura 5-43 se ve el campo de velocidades para el corte inferior, es clara la presencia de la recirculación del flujo en las zonas con colores rojos.

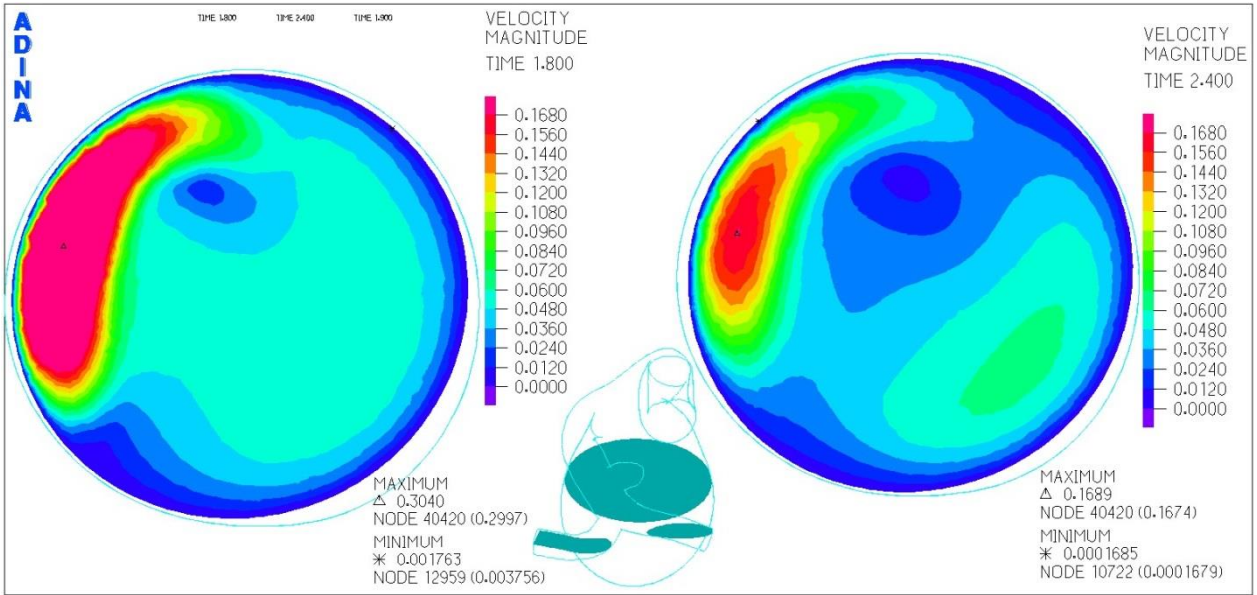


Figura 5-44. Distribución de la velocidad para el corte en el plano medio.

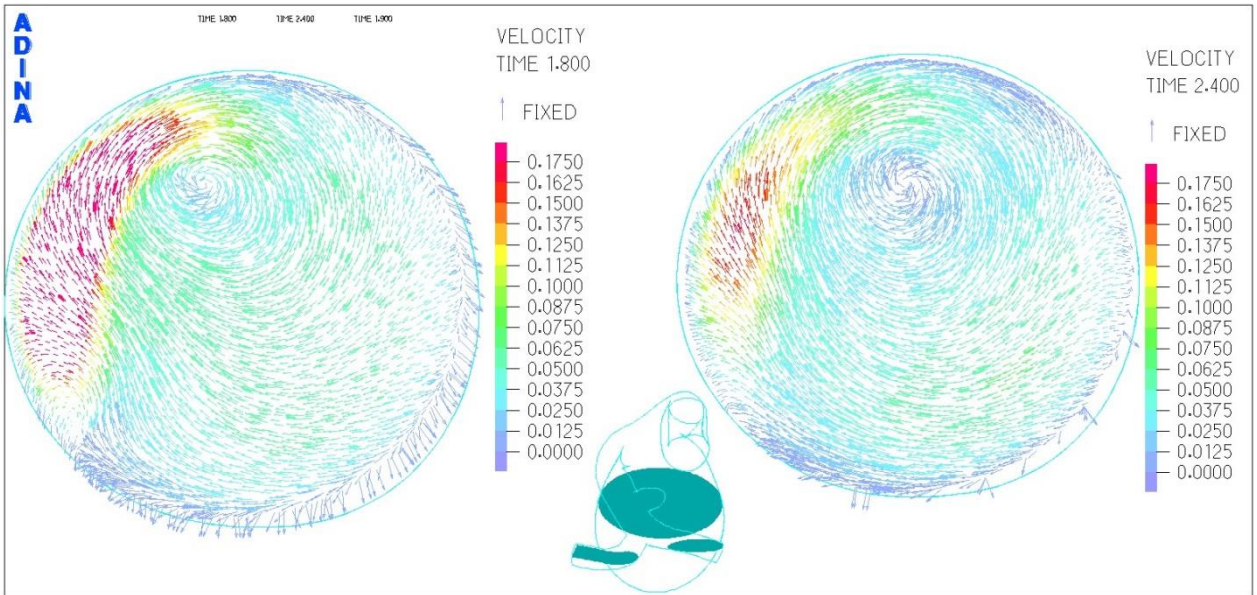


Figura 5-45. Simulación 2. Campo de velocidad para el corte en el plano medio.

En la Figura 5-44 se nota que el máximo de la velocidad iguala los 0,3 [m/s] para el tiempo 1,8 [s] y los 0,16 [m/s] para los 2,4 [s]. Ver además que el lugar donde se encuentra el mínimo se desplaza hacia el sector izquierdo del dibujo en el tiempo 2,4 [s].

La Figura 5-45 evidencia en el campo de velocidad la existencia de la recirculación del flujo, en especial en el centro del aneurisma se genera un vórtice de baja velocidad rodeado por sectores que alcanzan los 0,1 [m/s] para el caso de los 2,4 [s].

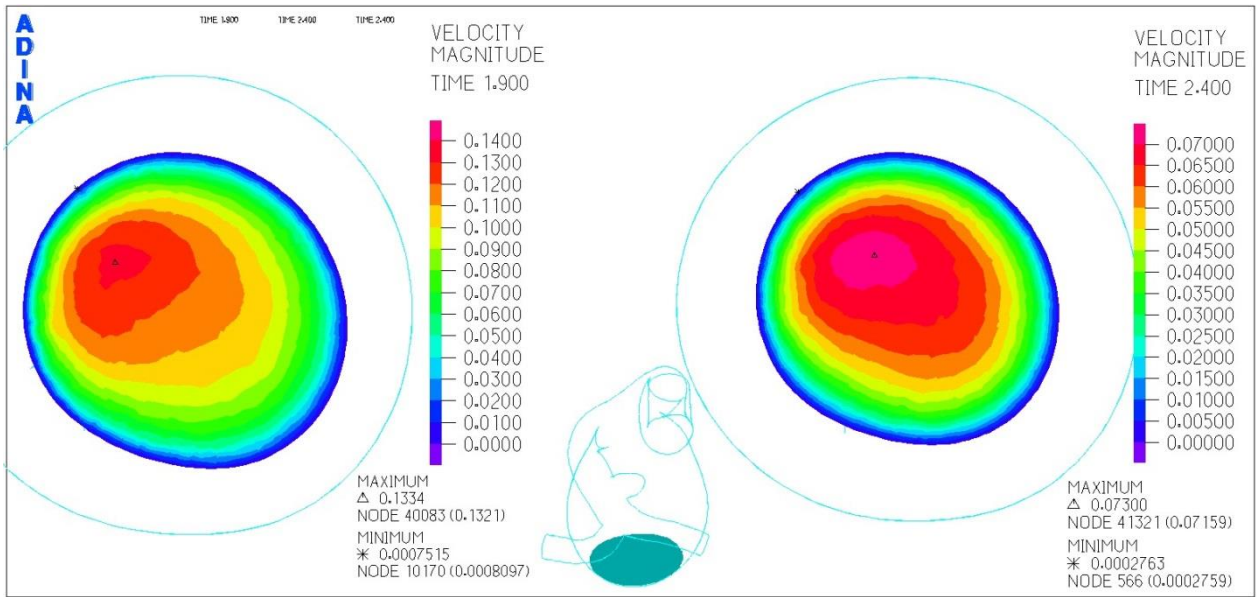


Figura 5-46. Simulación 2. Distribución de la velocidad en el corte superior del aneurisma.

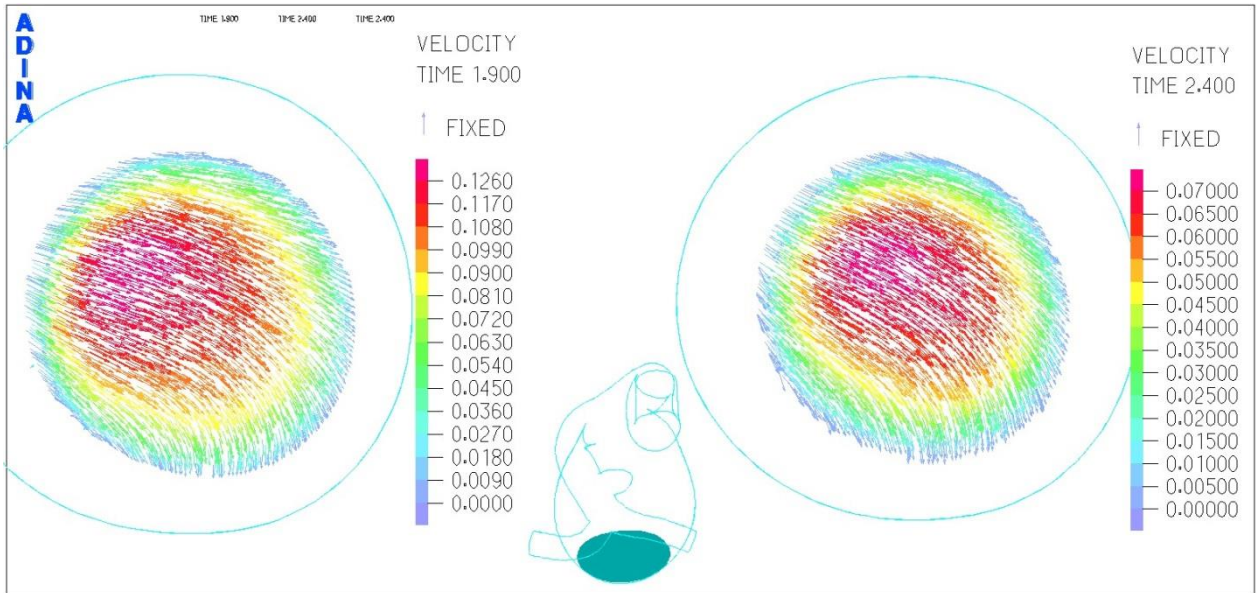


Figura 5-47. Simulación 2. Campo de velocidad para el corte superior del aneurisma.

La distribución de la velocidad se muestra en la Figura 5-46. En ella la velocidad máxima lograda por el flujo es de 0,13 [m/s] para el tiempo 1,9 [s] y de 0,07 [m/s] para los 2,4 [s].

El campo de velocidad de la Figura 5-47 enseña que el fluido tiene una dirección común hacia la derecha del dibujo, lo cual explica que el flujo se está devolviendo hacia la parte inferior del aneurisma en un mismo sentido, generando la recirculación.

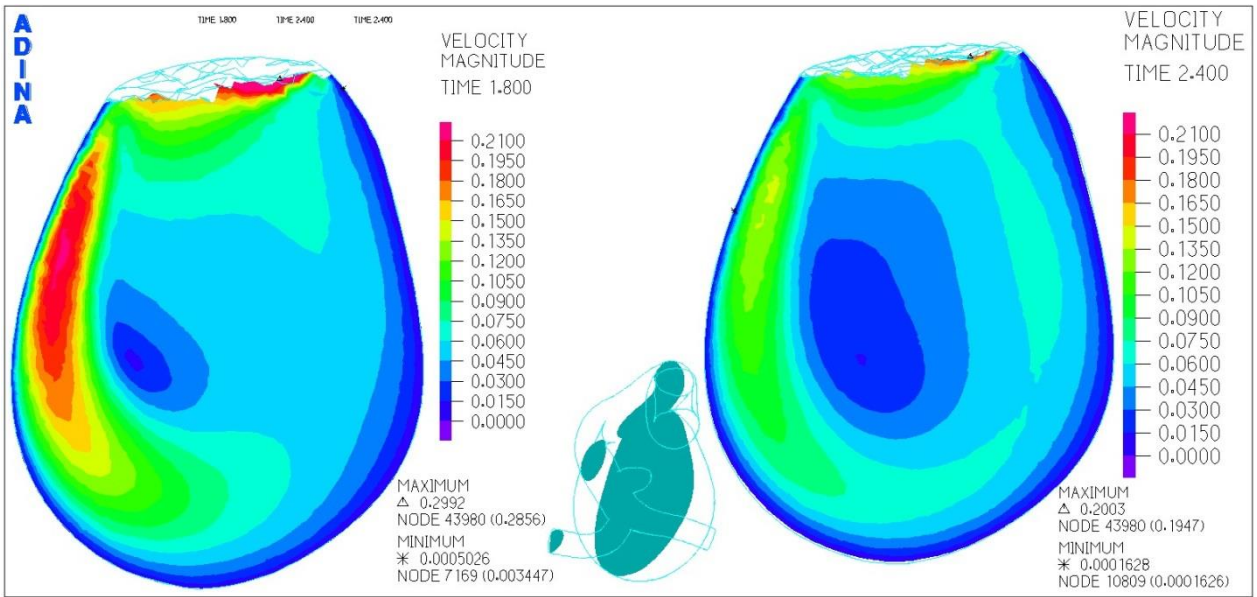


Figura 5-48. Simulación 2. Distribución de la velocidad en el corte transversal del aneurisma.

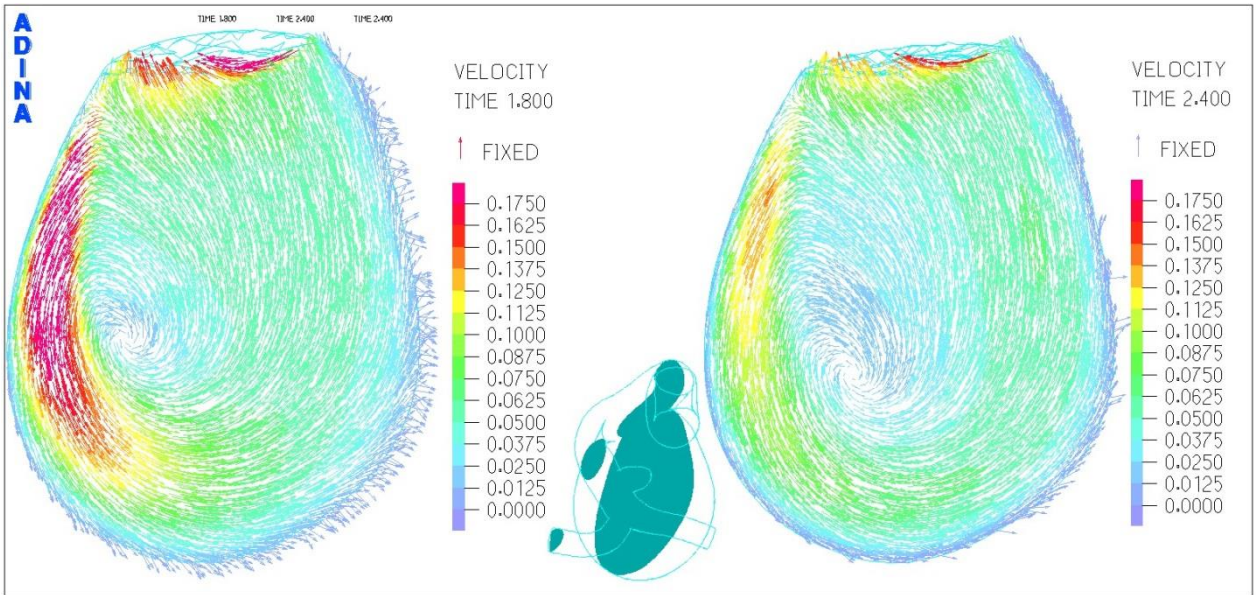


Figura 5-49. Simulación 2. Campo de velocidad en el corte transversal del aneurisma.

La Figura 5-48 expone la velocidad del flujo en el corte transversal. Se ve que para el tiempo de 1,8 [s] se logra una máxima de 0,3 [m/s] y para los 2,4 [s] se llega a los 0,2 [m/s]. Notar que estos máximos se producen en la parte superior del aneurisma, mientras que los mínimos se registran en las paredes, aunque en diferentes posiciones.

El campo de velocidades de la Figura 5-49 refleja totalmente la recirculación que se genera dentro del aneurisma y el vórtice en su centro, lo cual explica las bajas velocidades en el interior.

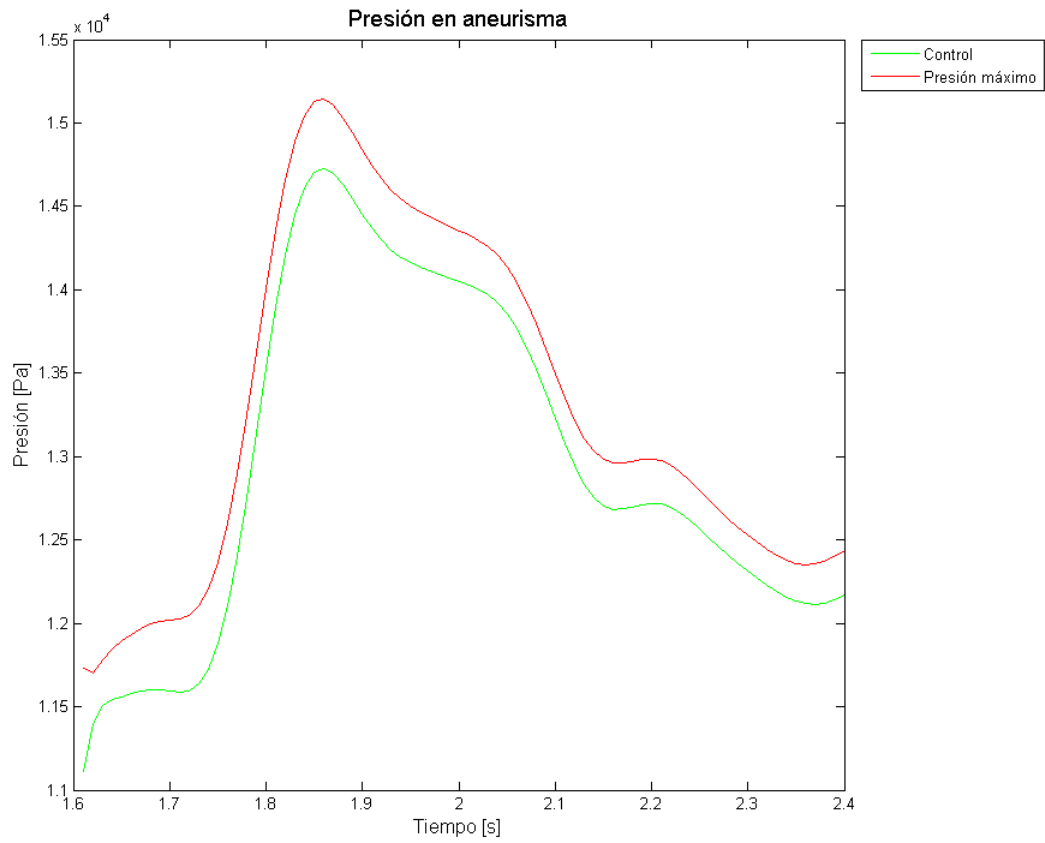


Figura 5-50. Simulación 2. Evolución temporal de la presión.

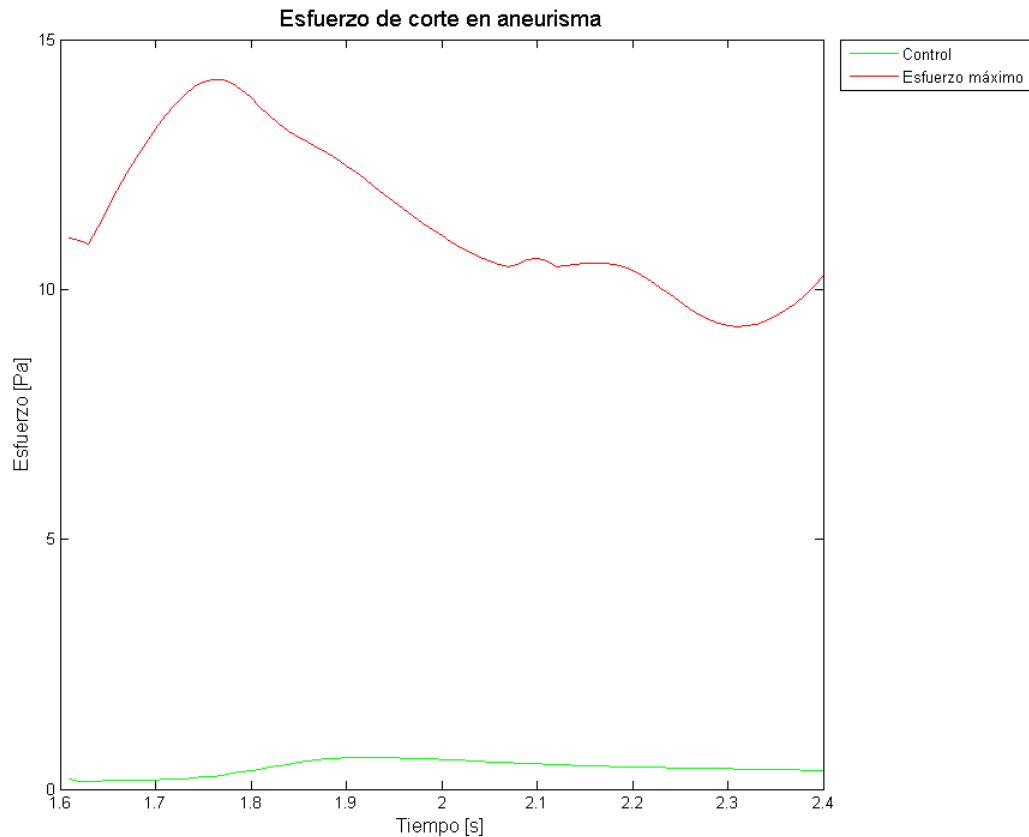


Figura 5-51. Simulación 2. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

La Figura 5-50 enseña como varía la presión en el tiempo, se ve que para el máximo esta tiene una oscilación entre los 11,7 [kPa] y los 15,1 [kPa]. La misma forma tiene la presión en el punto de control, pero esta va entre los valores de 11,2 [kPa] y 14,6 [kPa].

El esfuerzo de corte en el tiempo es lo que expone la Figura 5-51. Se aprecia que el máximo fluctúa entre los 9 [Pa] y los 14 [Pa]. Mientras que el punto de control tiene un esfuerzo de corte cercano a cero.

En la Figura 5-52 se exhiben las velocidades para los cortes inferior, medio y superior del aneurisma. Se ve que el plano inferior tiene un rápido aumento de velocidad hasta llegar a los 0,5 [m/s], el plano medio tiene el mismo comportamiento, pero alcanza los 0,3 [m/s], y por su parte el plano superior tiene una velocidad constante en las primeras décimas de segundos y después crece hasta los 0,12 [m/s].

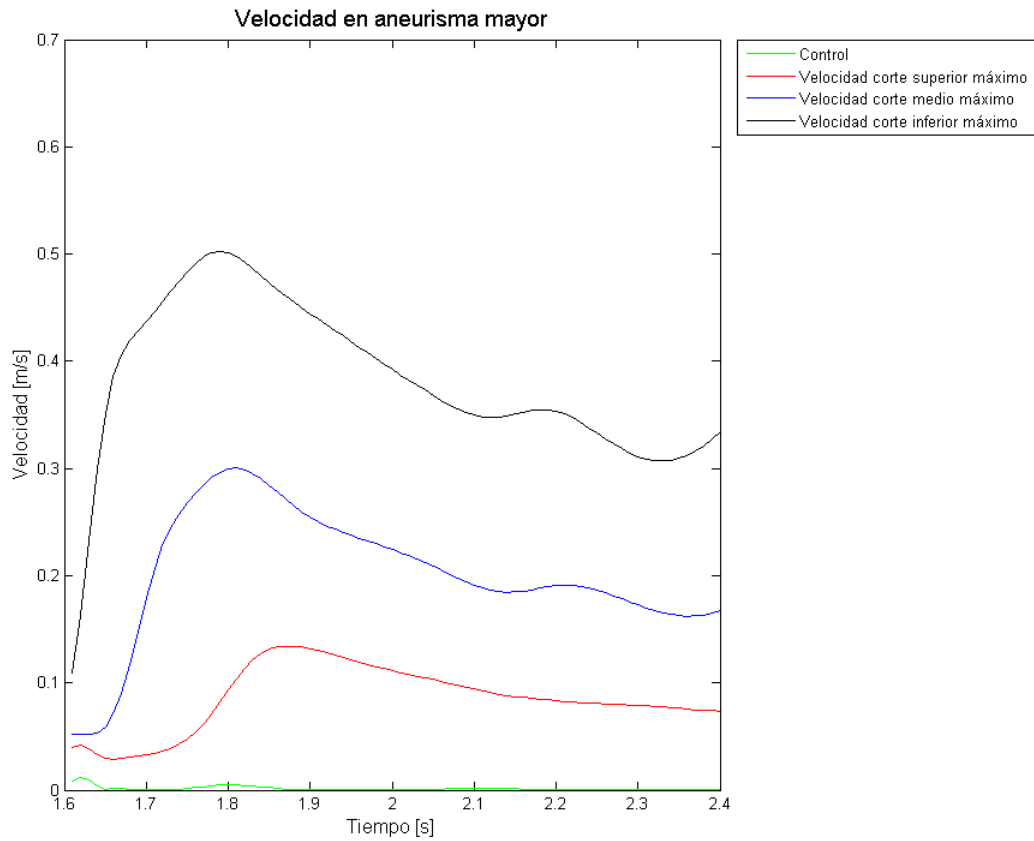


Figura 5-52. Simulación 2. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.3 MENOR GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL

5.3.1 SÓLIDO

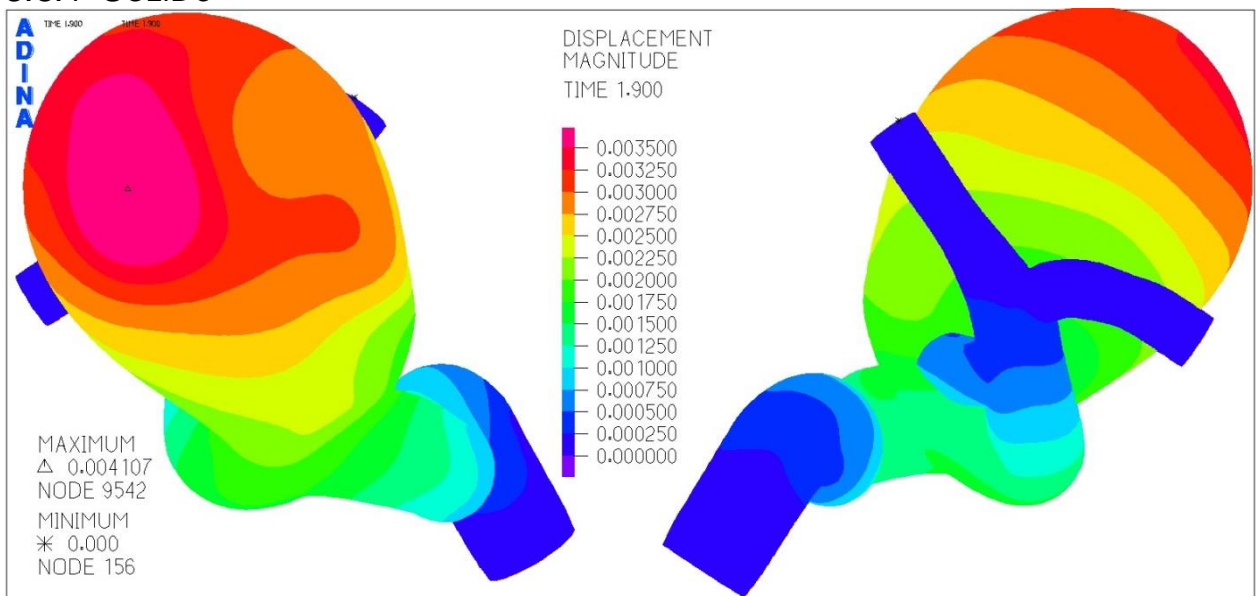


Figura 5-53. Simulación 3. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.

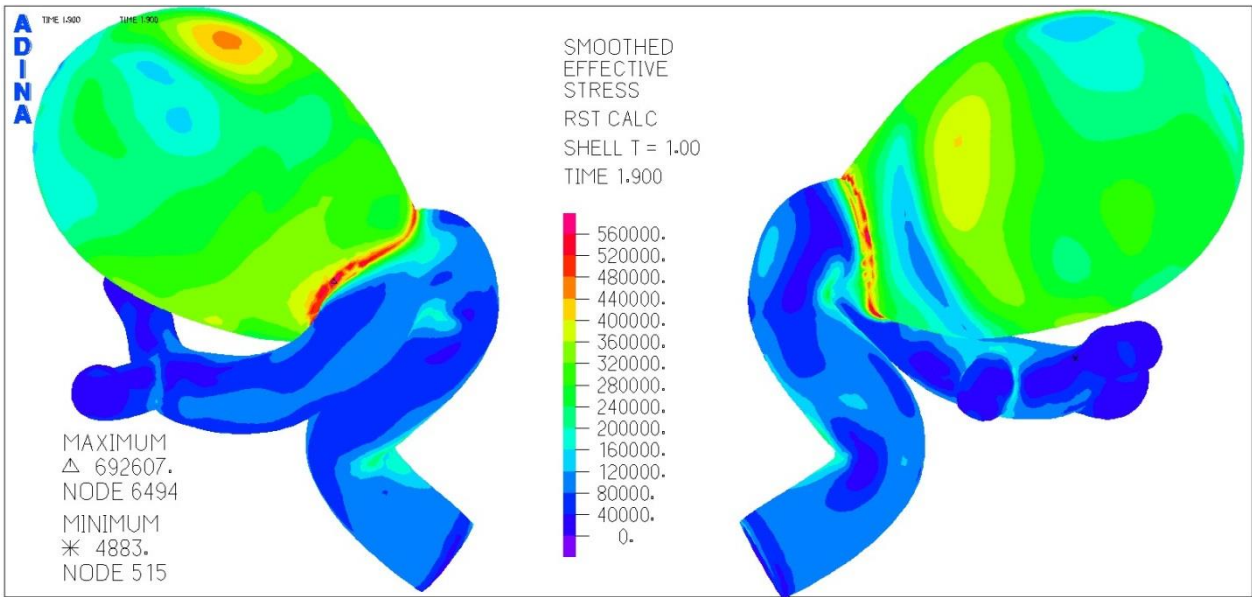


Figura 5-54. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma.

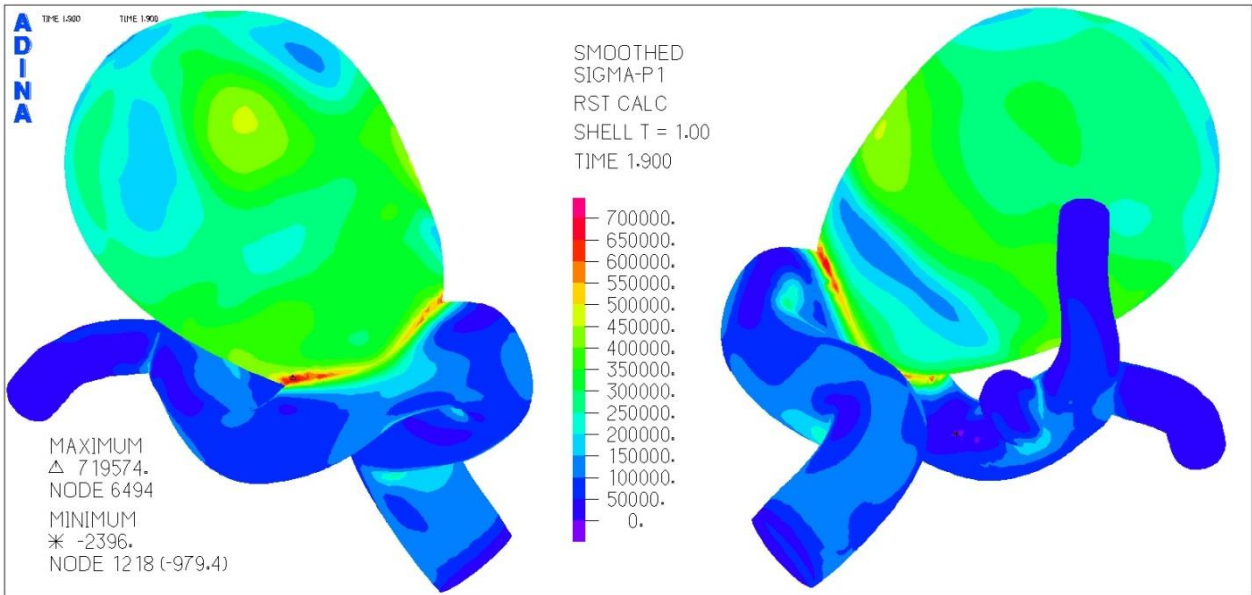


Figura 5-55. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma.

El desplazamiento en la Figura 5-53 exhibe que el desplazamiento máximo se genera en la zona superior del aneurisma, alcanzando los 4,1 [mm]. Nuevamente los desplazamientos mínimos se encuentran en las zonas de las arterias.

La Figura 5-54 expone que el esfuerzo de Von Mises se concentra en el cuello del aneurisma y llega a un máximo de 692 [kPa] para el tiempo de 1,9 [s]. De nuevo se aprecia que también hay una concentración de esfuerzos relevantes en la zona de desplazamiento máximo, llegando a los 460 [kPa].

La Figura 5-55 muestra que el primer esfuerzo principal llega a los 719 [kPa] en la misma zona donde el esfuerzo de Von Mises en máximo.

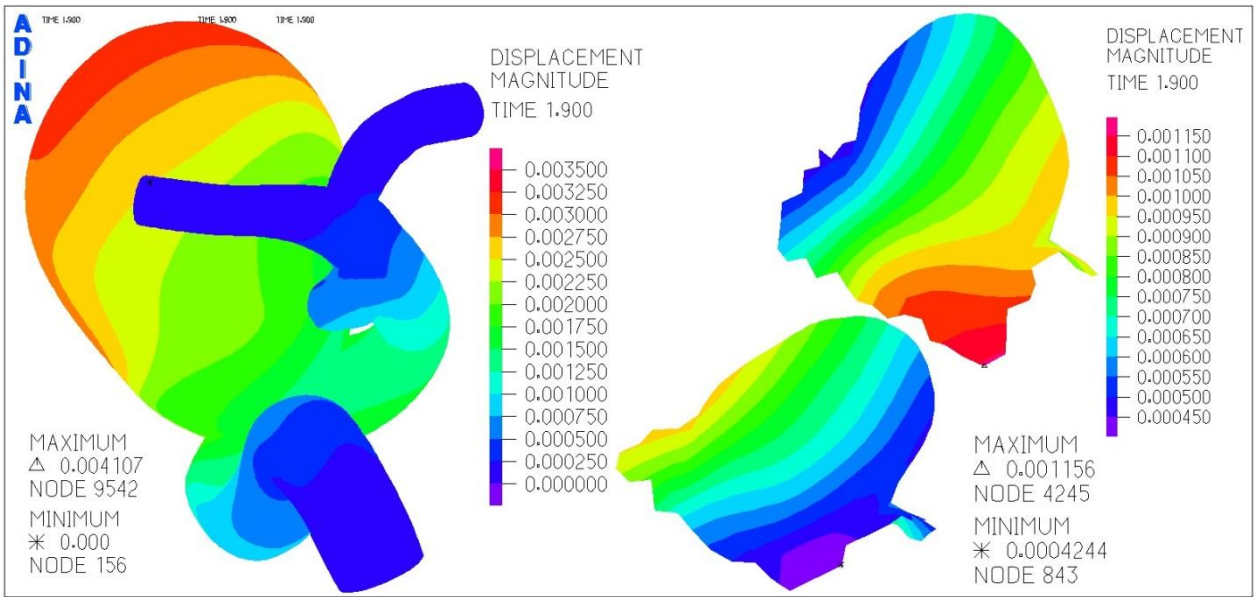


Figura 5-56. Simulación 3. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.

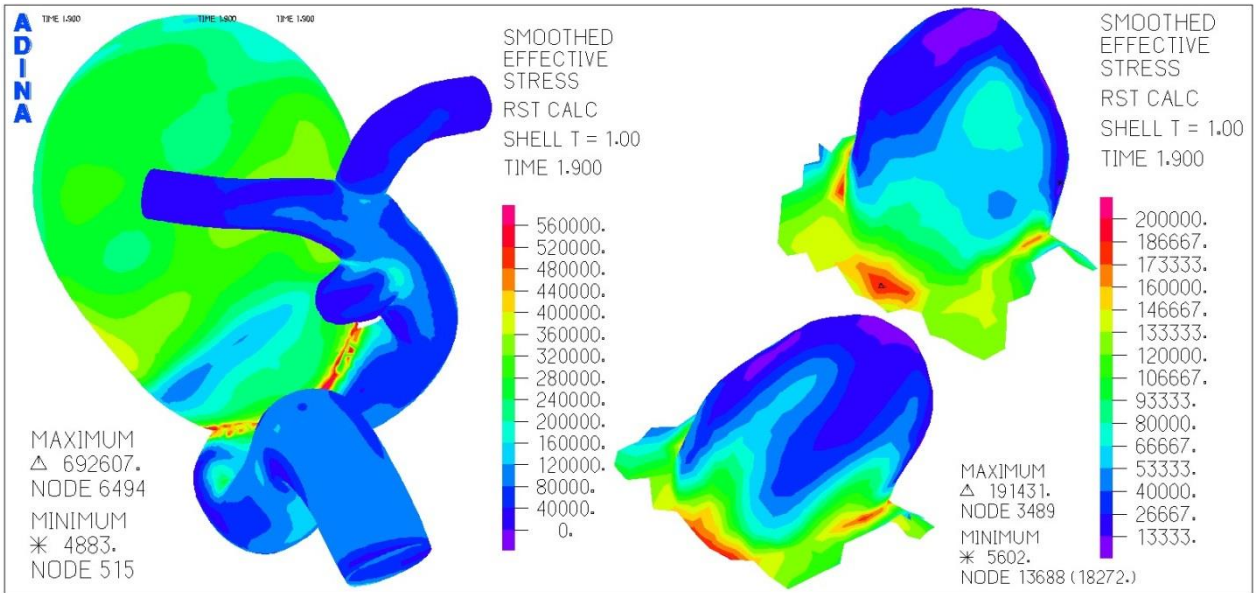


Figura 5-57. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.

La Figura 5-56 muestra que el desplazamiento en el aneurisma menor nuevamente se encuentra determinado por el desplazamiento del mayor, por lo que el máximo punto en el aneurisma menor es de 1,1 [mm].

El esfuerzo de Von Misses del aneurisma menor de la Figura 5-57 se concentra otra vez en el cuello, alcanzando los 191 [kPa] para los 1,9 [s].

La distribución del primer esfuerzo principal de la Figura 5-58 refleja que también en el cuello es el lugar donde se concentra el esfuerzo, llegando a los 200 [kPa] para los 1,9 [s].

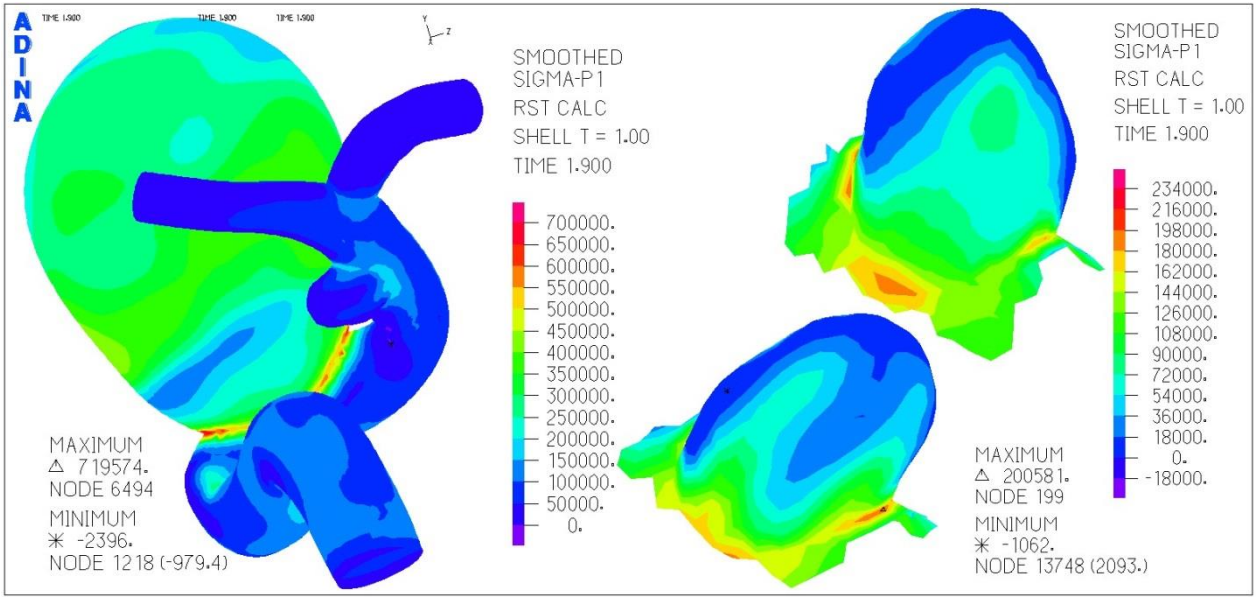


Figura 5-58. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.

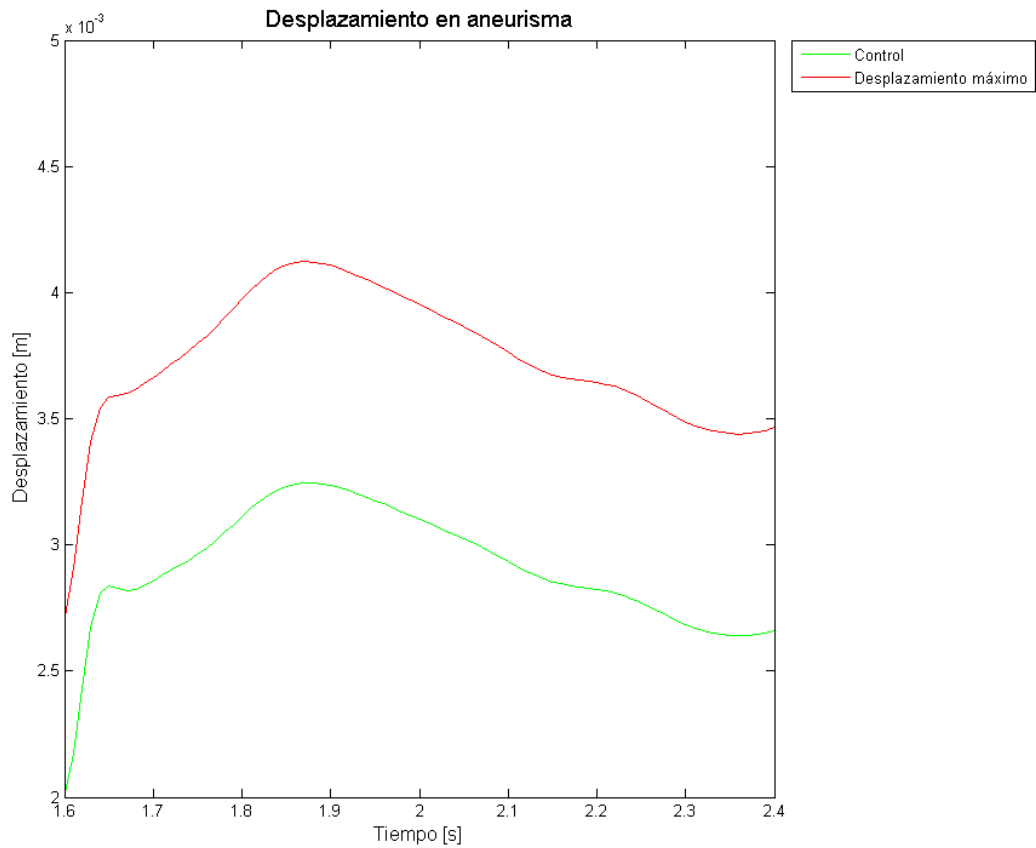


Figura 5-59. Simulación 3. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

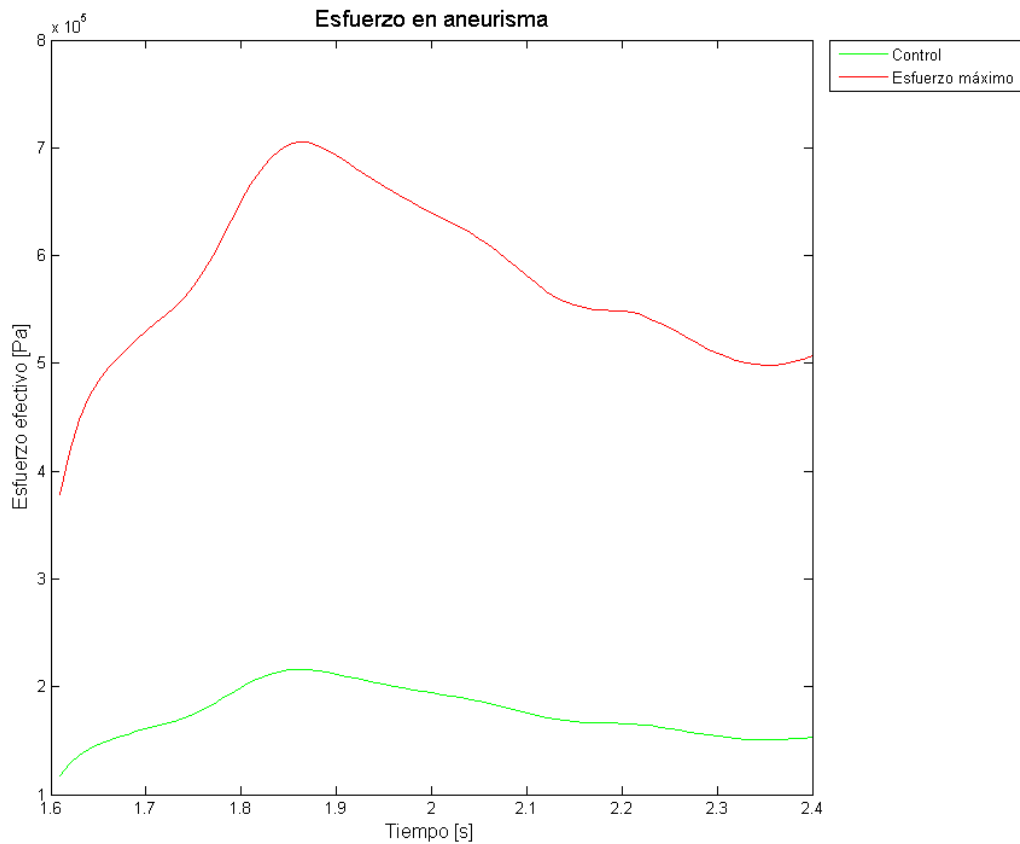


Figura 5-60. Simulación 3. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

Como se aprecia en la Figura 5-59 el desplazamiento máximo en el aneurisma va en el rango de los 3,6 [mm] a los 4,1 [mm] y el punto de control lo hace entre los 2,7 [mm] y los 3,2 [mm], esto sin contar la zona de gran crecimiento en ambos casos.

La Figura 5-60 refleja el comportamiento del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma. Se ve que el máximo va desde aproximadamente los 400 [kPa] a los 700 [kPa], mientras que el punto de control lo hace desde los 120 [kPa] hasta los 210 [kPa].

Para el primer esfuerzo principal de la Figura 5-61, se nota un comportamiento similar al del esfuerzo de Von Mises, solo que el punto máximo va desde los 415 [kPa] hasta los 720 [kPa].

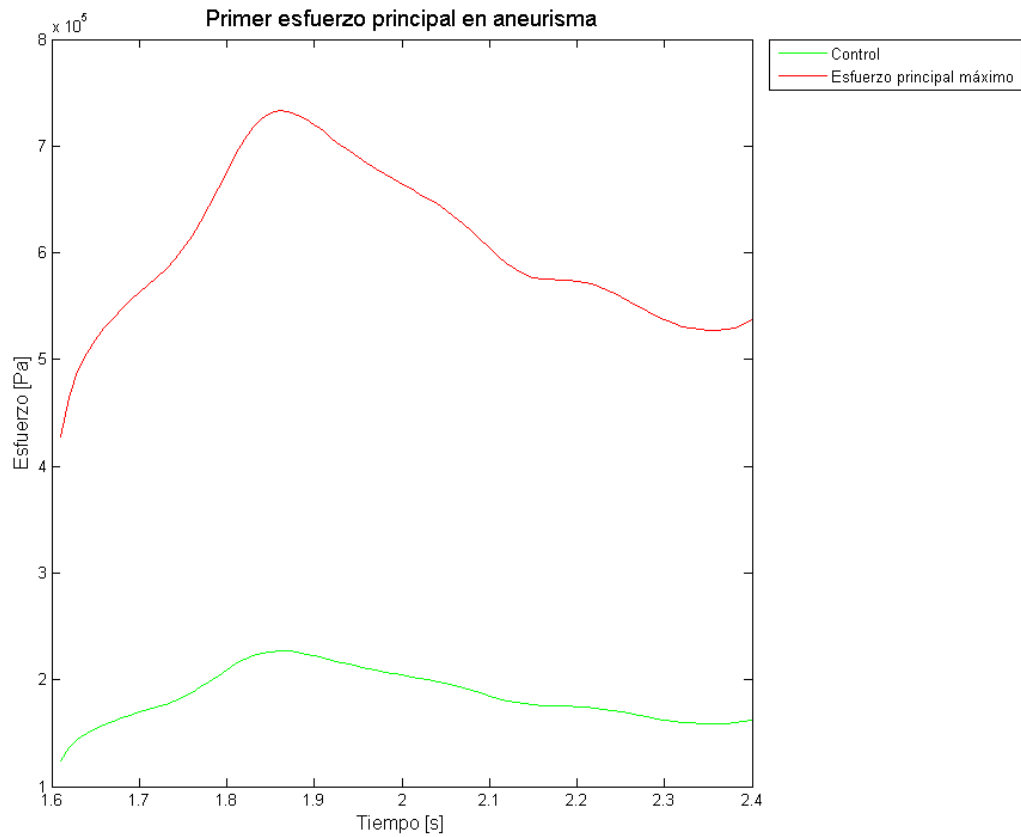


Figura 5-61. Simulación 3. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.3.2 FLUIDO

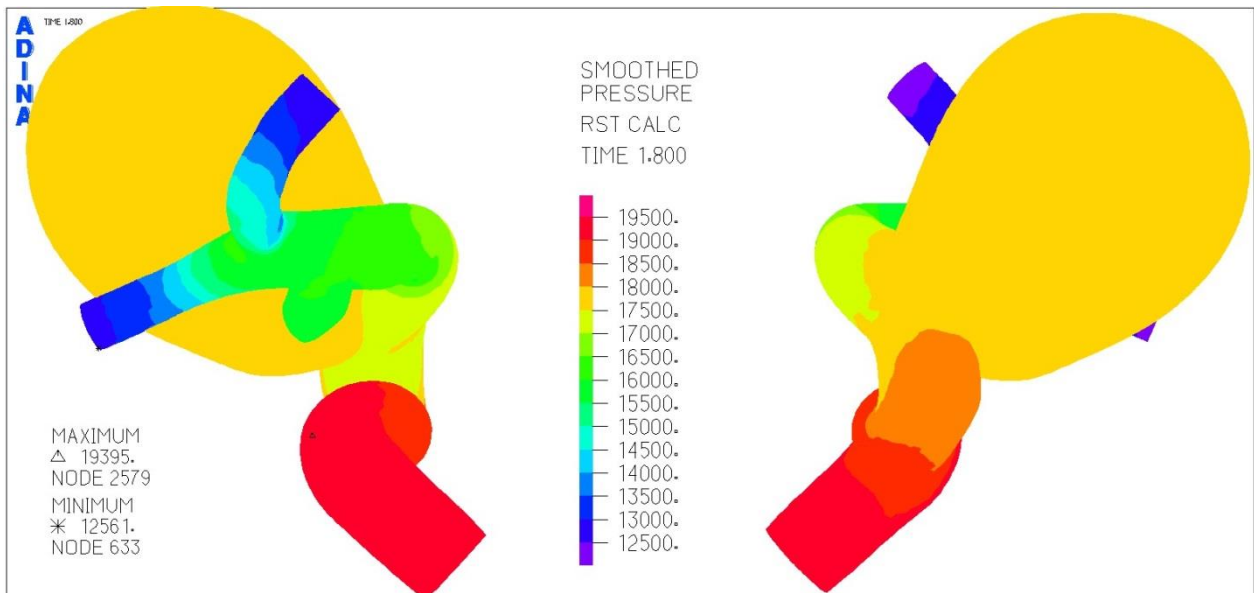


Figura 5-62. Simulación 3. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

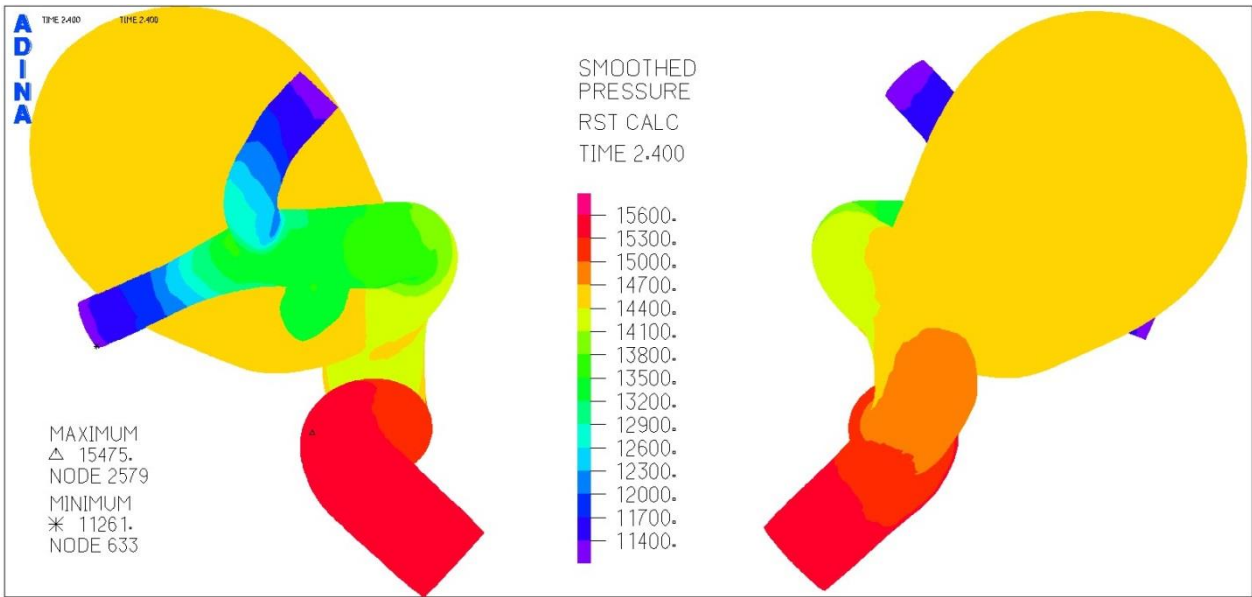


Figura 5-63. Simulación 3. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

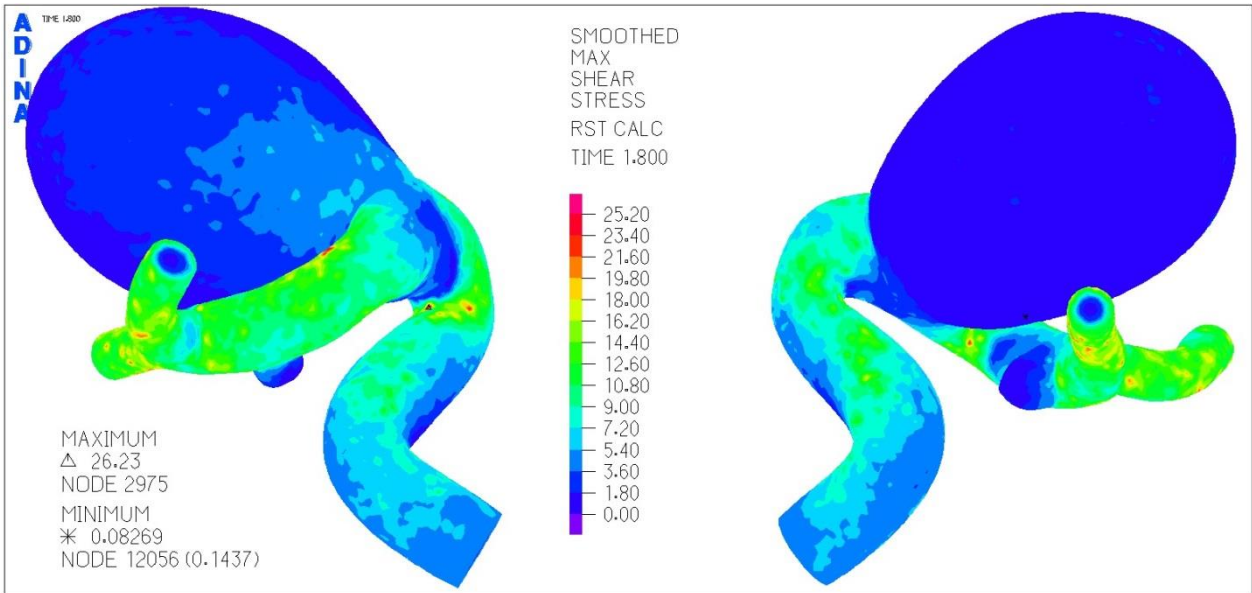


Figura 5-64. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

En la Figura 5-62 de la distribución de la presión para el tiempo 1,8 [s], se ve que esta alcanza los 19,3 [kPa] en donde su máximo se encuentra en la zona de la arteria por donde ingresa el flujo. Además, el aneurisma mayor llega a los 17,7 [kPa]. En tanto para la Figura 5-63 que enseña el mismo gráfico pero para el tiempo 2,4 [s], se muestra que la presión máxima está en el mismo lugar, pero solo alcanza los 15,4 [kPa].

En tanto para la distribución del esfuerzo de corte en el tiempo 1,8 [s] de la Figura 5-64, se desprende que el máximo valor es de 26,2 [Pa]. La zona de las arterias nuevamente concentra los esfuerzos más importantes, mientras que el aneurisma tiene valores menores a 3,6 [Pa] incluyendo el mínimo de 0,08 [Pa].

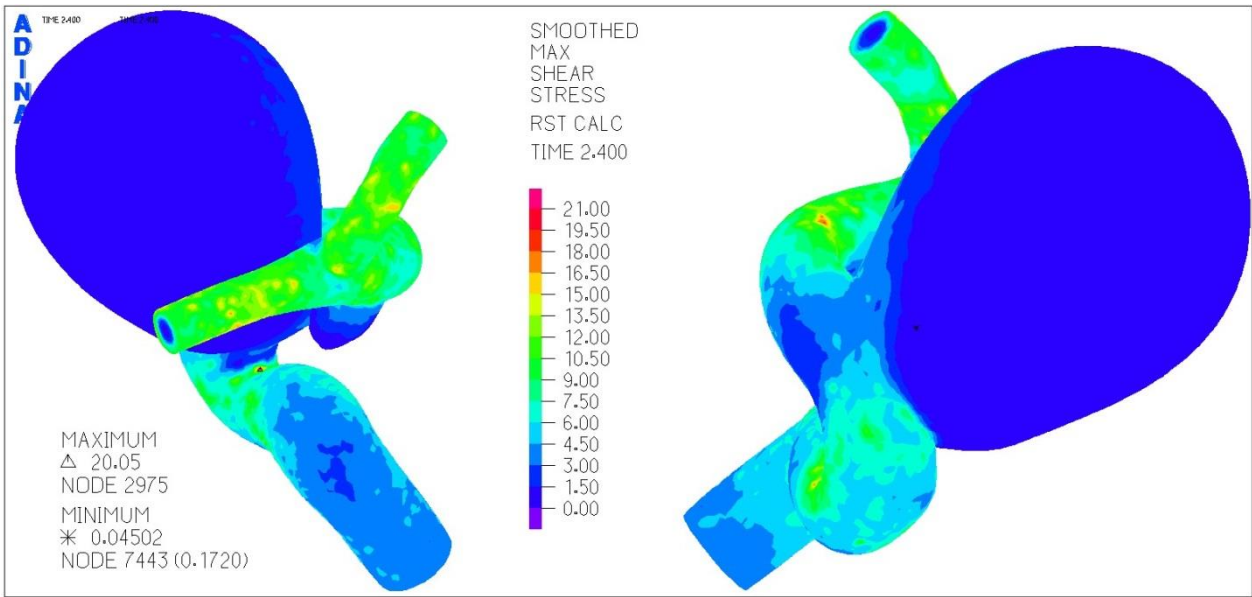


Figura 5-65. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

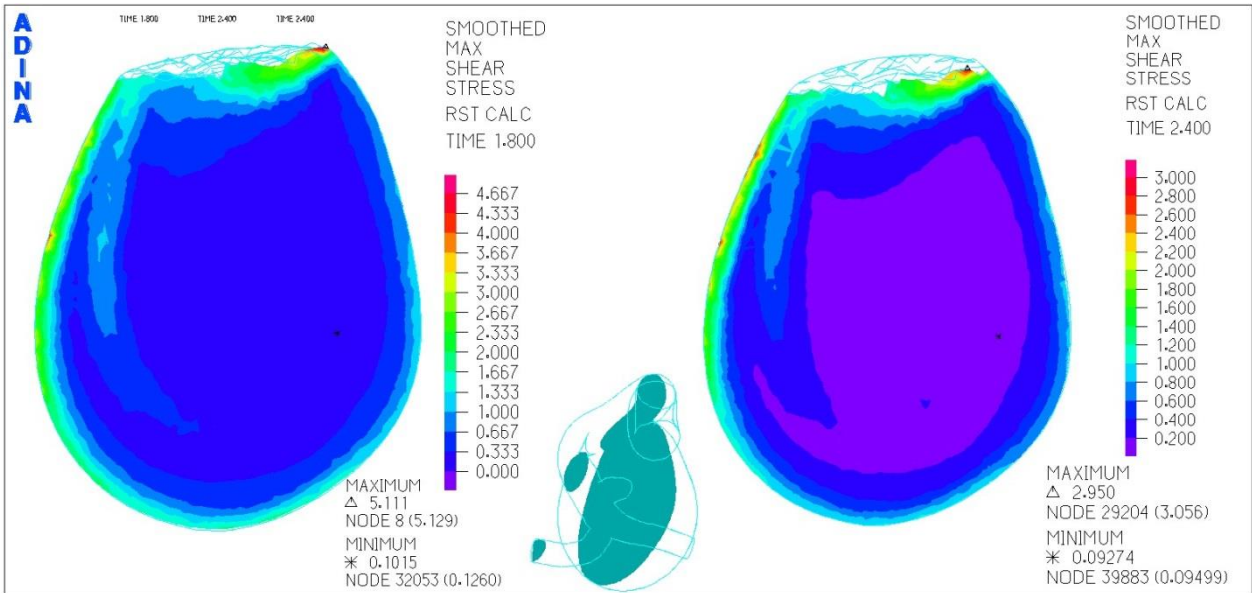


Figura 5-66. Simulación 3. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.

La distribución de esfuerzo de corte en el tiempo 2,4 [s] la enseña la Figura 5-65. En ella se ve que el máximo y el mínimo se encuentran en las mismas partes que en la distribución para el tiempo 1,8 [s], pero en este caso solo logran los valores de 20 [Pa] y de 0,04 [Pa] respectivamente.

La Figura 5-66 exhibe el esfuerzo de corte pero en este caso en el plano transversal. Ahí se ve que para los 1,8 [s] el esfuerzo iguala los 5,1 [Pa] y para los 2,4 [s] solo llega a 2,9 [Pa]. Notar que los lugares donde están los máximos y los mínimos para dichos tiempos son los mismos.

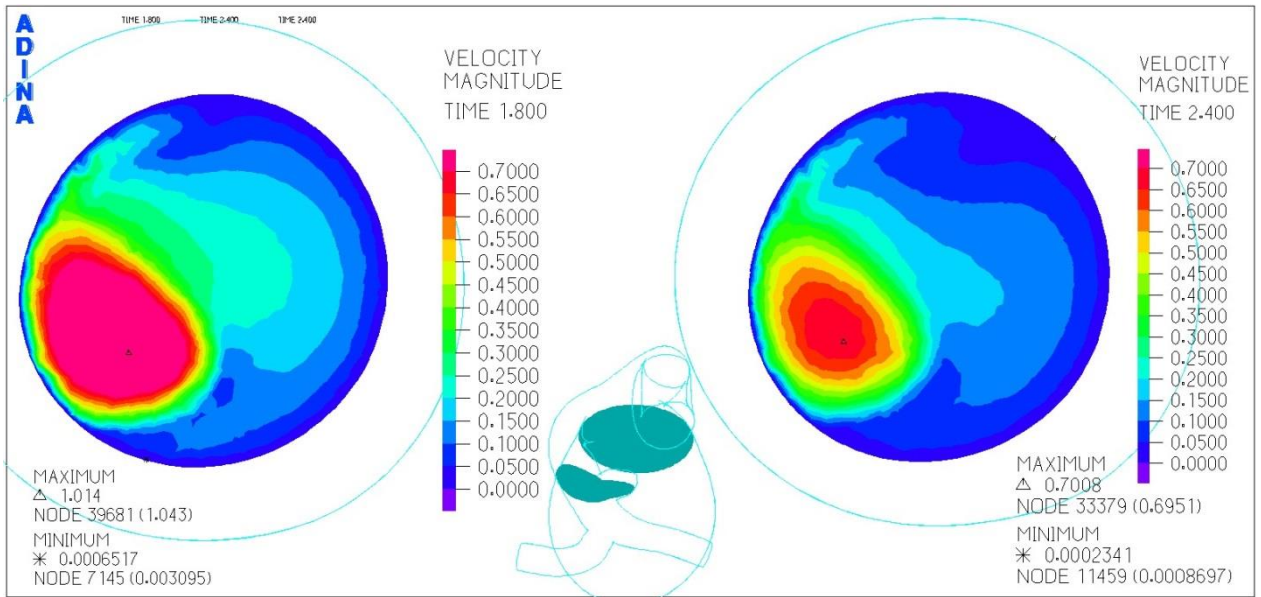


Figura 5-67. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte inferior.

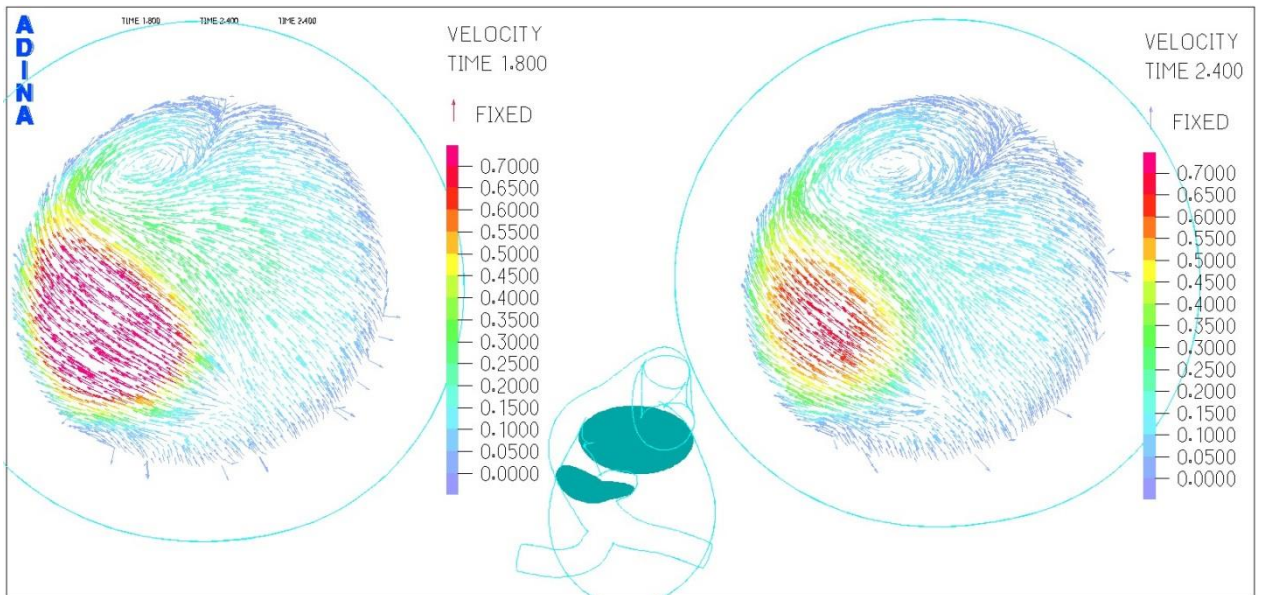


Figura 5-68. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte inferior.

La Figura 5-67 enseña la distribución de la velocidad en donde se logra alcanzar una velocidad máxima de 1 [m/s] en el tiempo 1,8 [s] y 0,7 [m/s] para los 2,4 [s]. Notar que no se advierte presencia de una recirculación en este corte.

El campo de velocidad del corte inferior lo señala la Figura 5-68. Aquí se evidencia la presencia de una vorticidad de baja velocidad en la parte superior de las imágenes de ambos tiempos.

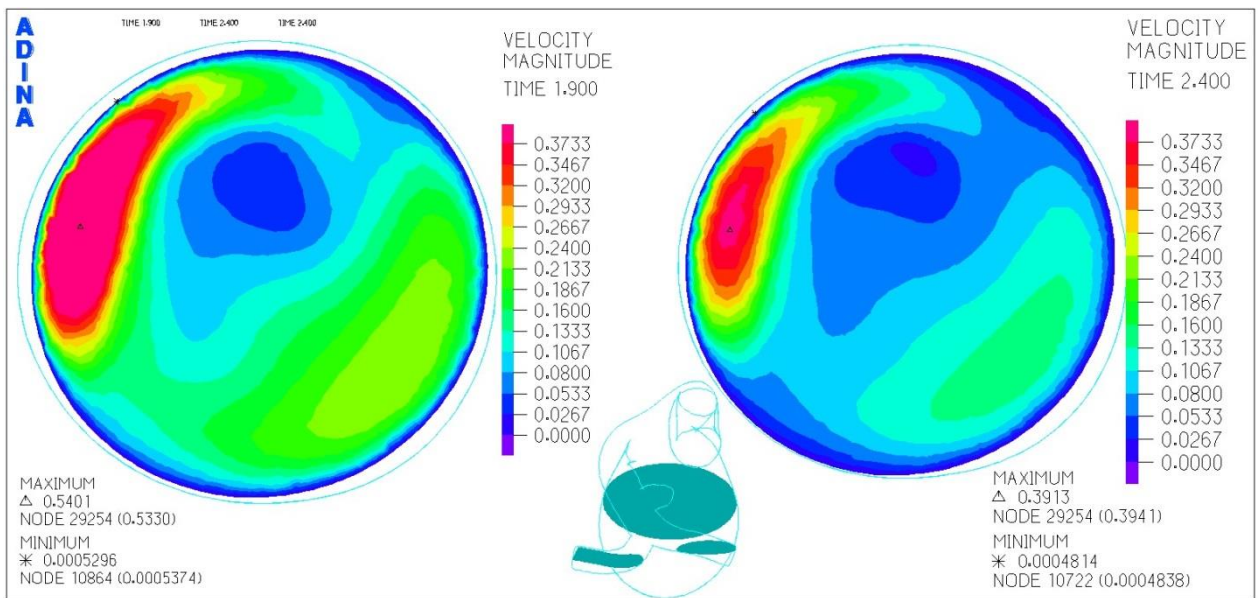


Figura 5-69. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte medio.

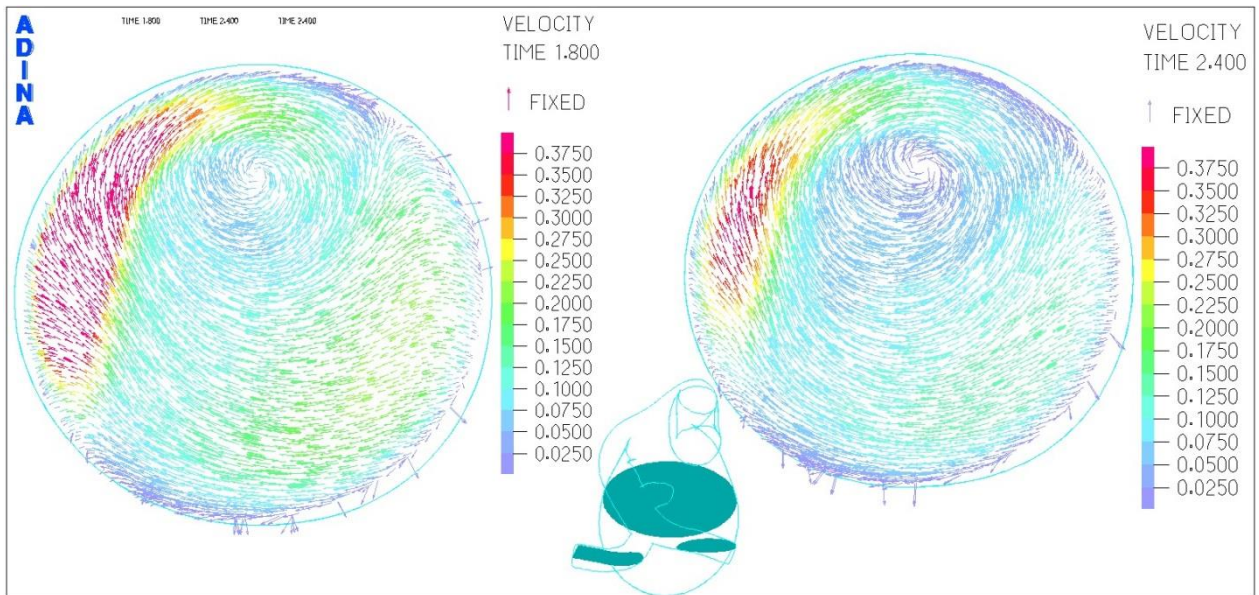


Figura 5-70. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte medio.

Como muestra la Figura 5-69 la velocidad máxima alcanzada para el tiempo 1,9 [s] es de 0,54 [m/s] mientras que para los 2,4 [s] es de 0,39 [m/s]. Notar que los máximos y mínimos están en la misma posición.

La Figura 5-70 del campo de velocidad del corte medio refleja que existe una vorticidad en el centro del aneurisma, la que alcanza velocidades de 0,1 [m/s] para el caso de 1,8 [s].

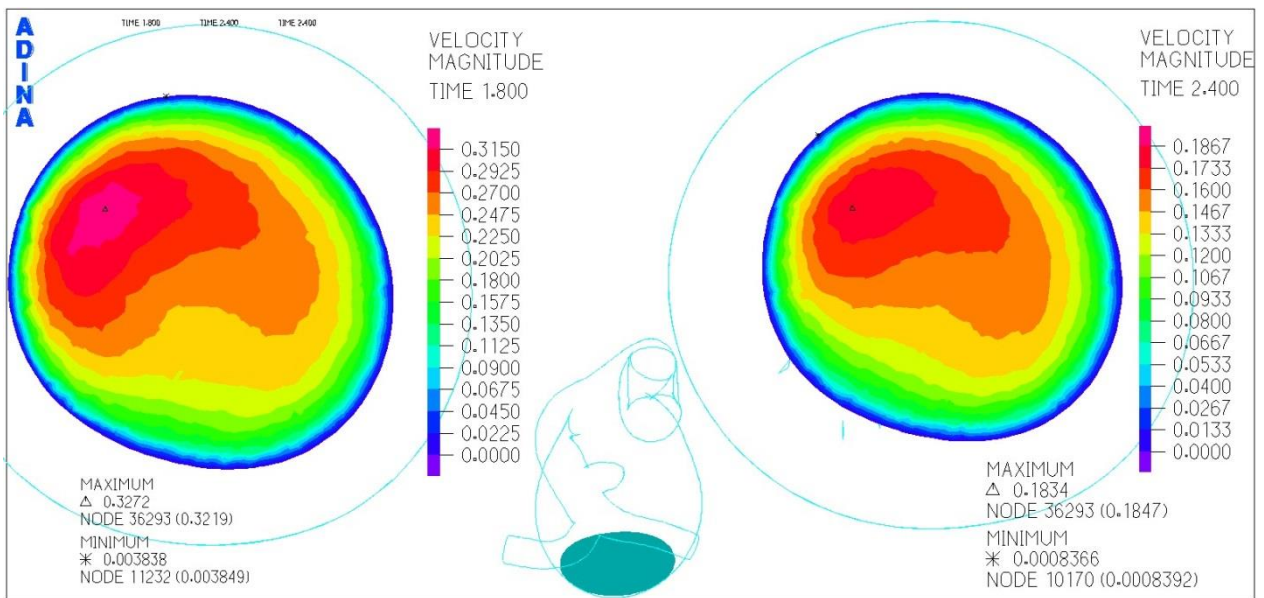


Figura 5-71. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte superior.

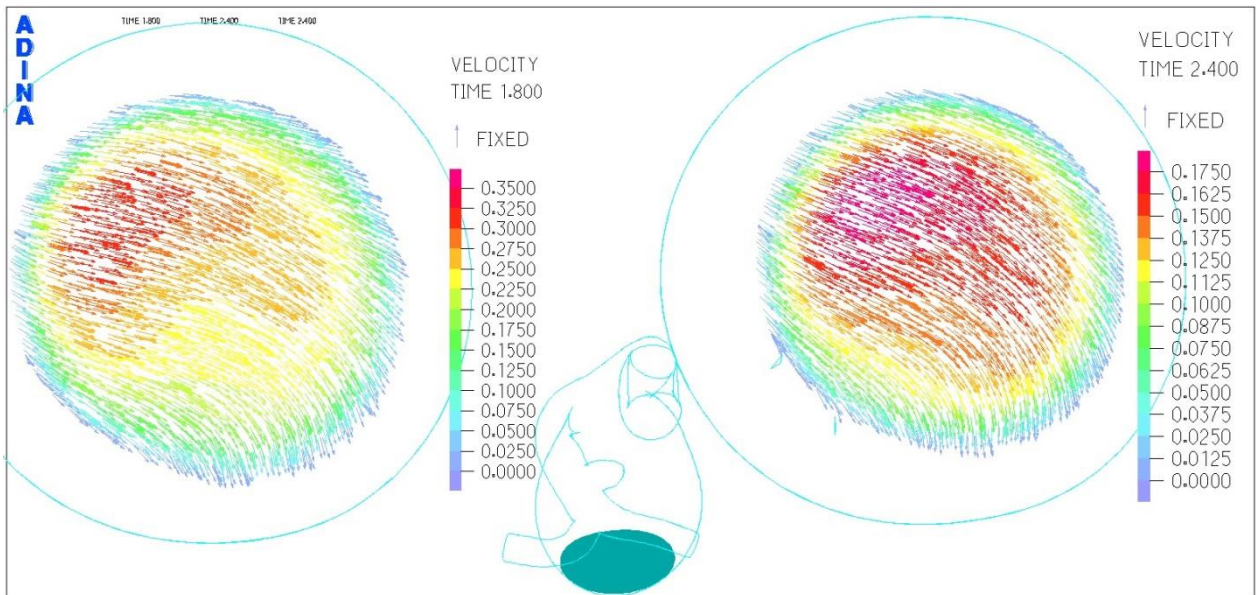


Figura 5-72. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte superior.

La distribución de la velocidad en el corte superior es la que se muestra en la Figura 5-71. Se ve que la velocidad máxima alcanzada es de 0,32 [m/s] para el tiempo 1,8 [s] y de 0,18 [m/s] para los 2,4 [s].

Los campos de velocidades para el corte superior de los tiempos 1,8 [s] y 2,4 [s] los expone la Figura 5-72. Como en casos anteriores, se ve que la dirección del flujo es uniforme y por lo tanto no hay presencia de vorticidades.

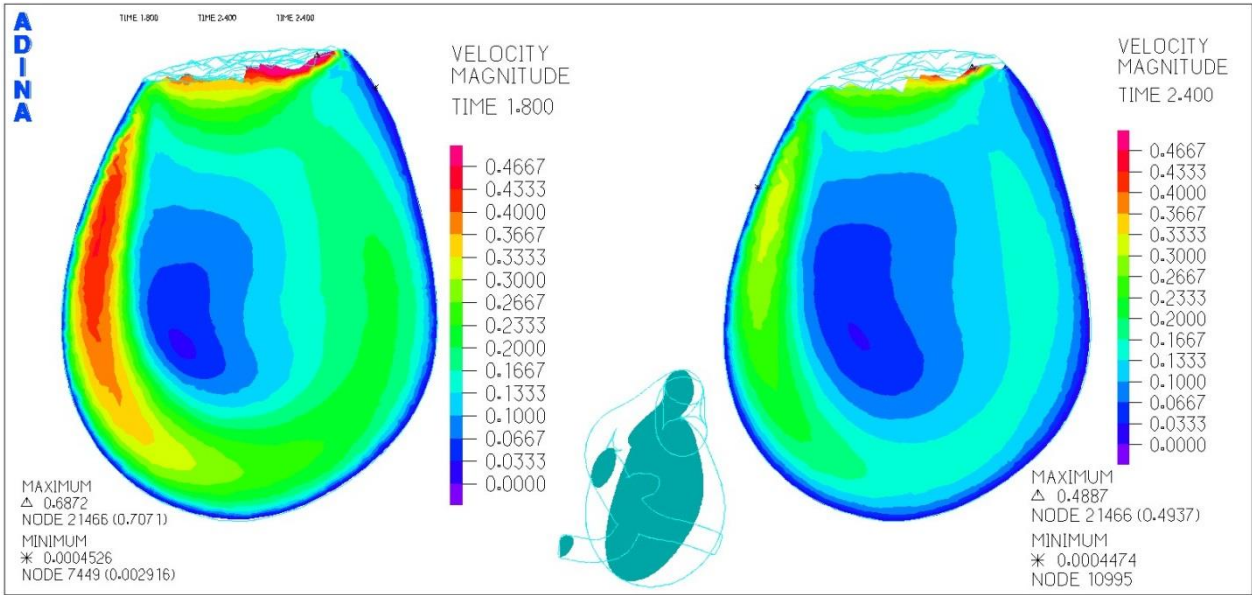


Figura 5-73. Simulación 3. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte transversal.

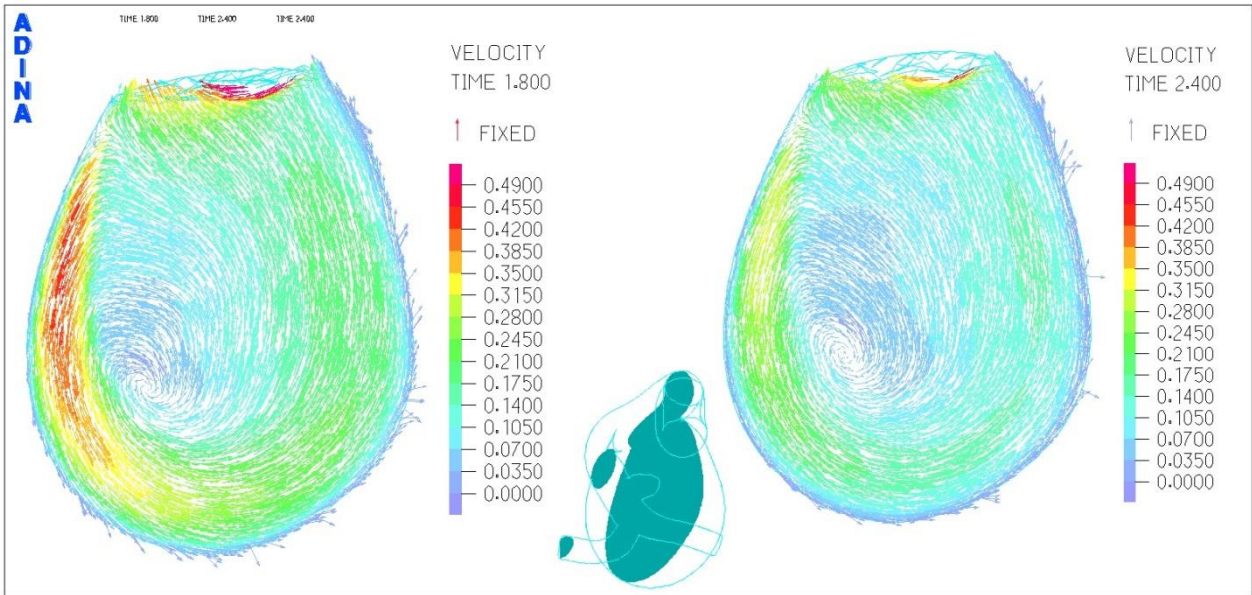


Figura 5-74. Simulación 3. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte transversal.

La Figura 5-73 expone la velocidad en el corte transversal del aneurisma. Para el tiempo 1,8 [s] la velocidad máxima es de 0,68 [m/s] y para el de 2,4 [s] es de 0,48 [m/s]. Notar que los máximos se encuentran en el mismo punto, pero los mínimos cambian de posición.

El campo de velocidades del corte transversal se ve en la Figura 5-74. Queda clara la presencia de la recirculación dentro del aneurisma, generándose un vórtice en su interior.

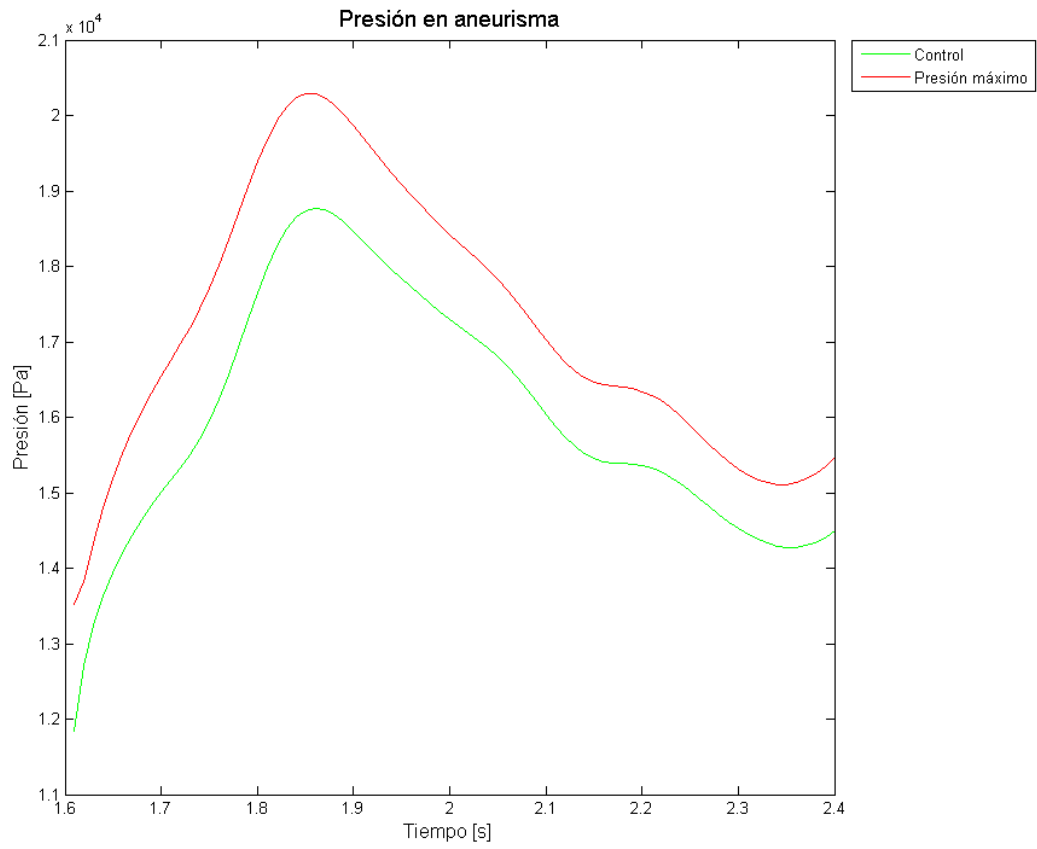


Figura 5-75. Simulación 3. Evolución temporal de la presión.

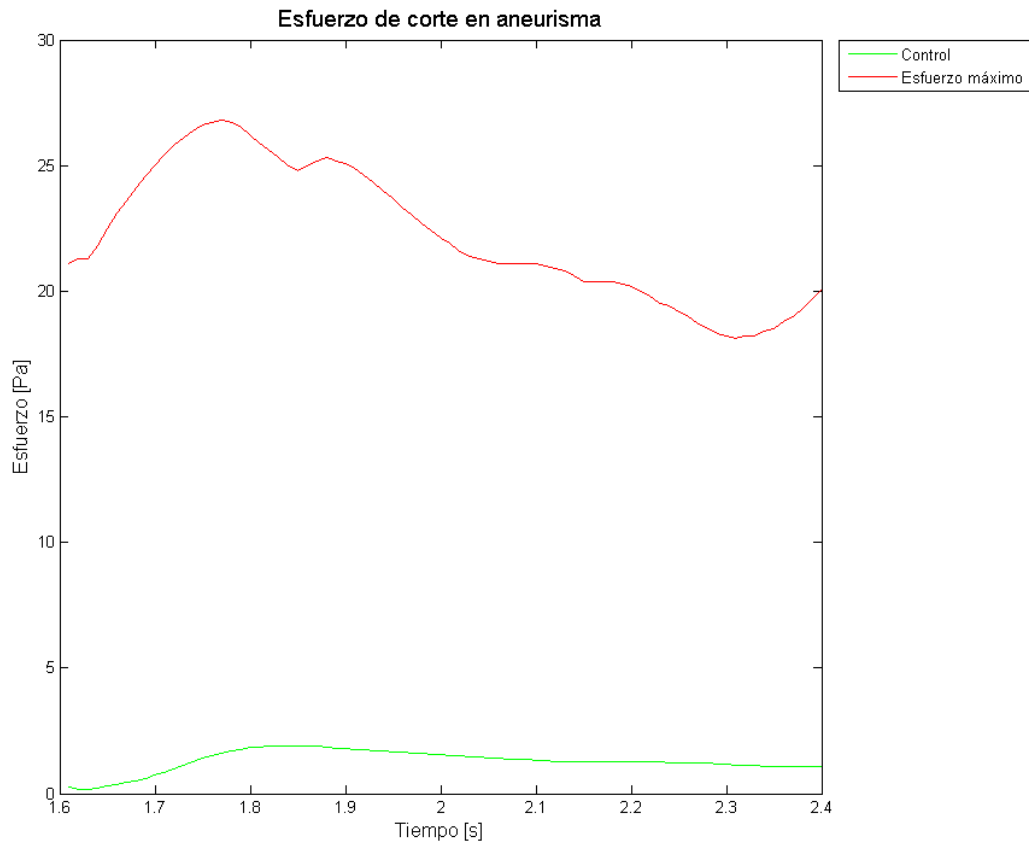


Figura 5-76. Simulación 3. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-75 de la presión se ve que el máximo va desde los 13,5 [kPa] y sobrepasa los 20 [kPa], mientras que el control solo llega hasta los 18,7 [kPa].

El esfuerzo de corte en el que exhibe la Figura 5-76, en la cual se nota como el máximo parte desde los 21 [Pa], llega hasta los 26 [Pa] y finalmente desciende por debajo de los 19 [Pa]. El punto de control apenas logra los 2 [Pa].

La velocidad de los cortes del aneurisma lo enseña la Figura 5-77. Se nota como aumenta rápidamente la velocidad en los tres cortes y estas llegan a un máximo de 1,05 [m/s], 0,6 [m/s] y 0,32 [m/s] para el corte bajo, medio y alto respectivamente. El punto de control tiene velocidad nula en casi todo el periodo de tiempo.

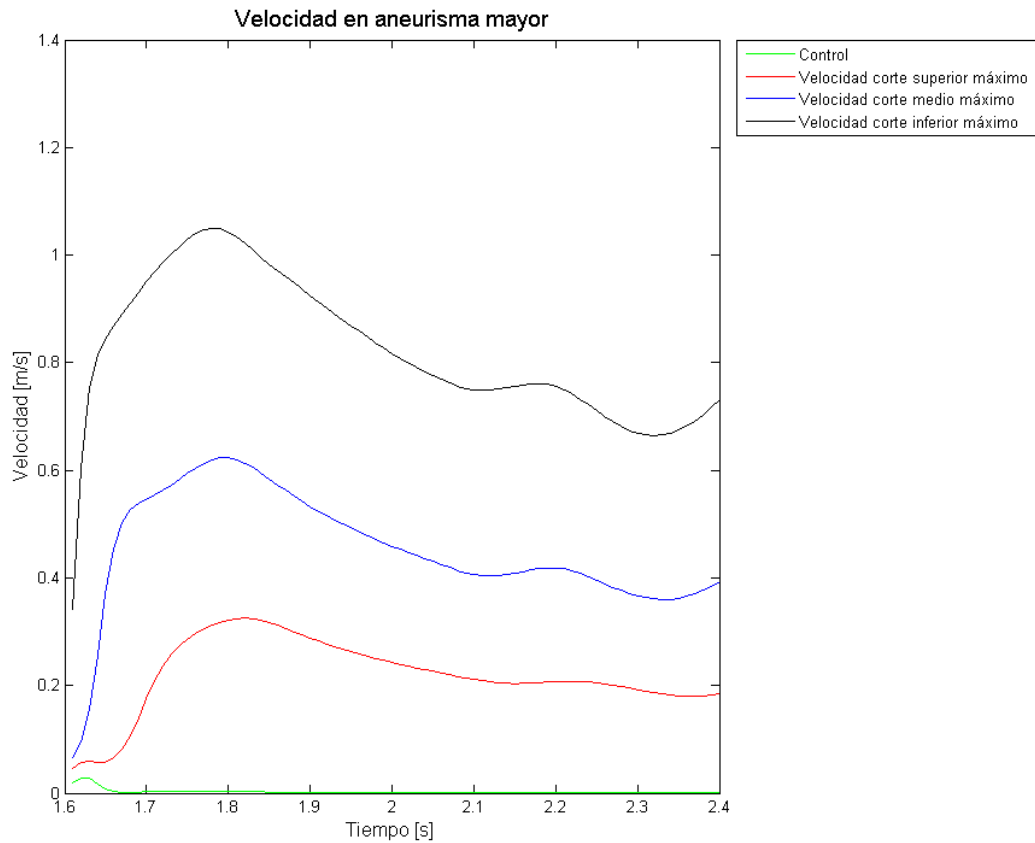


Figura 5-77. Simulación 3. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.4 VARIACIÓN DE LA CURVA DE GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL NÚMERO 2

5.4.1 SÓLIDO

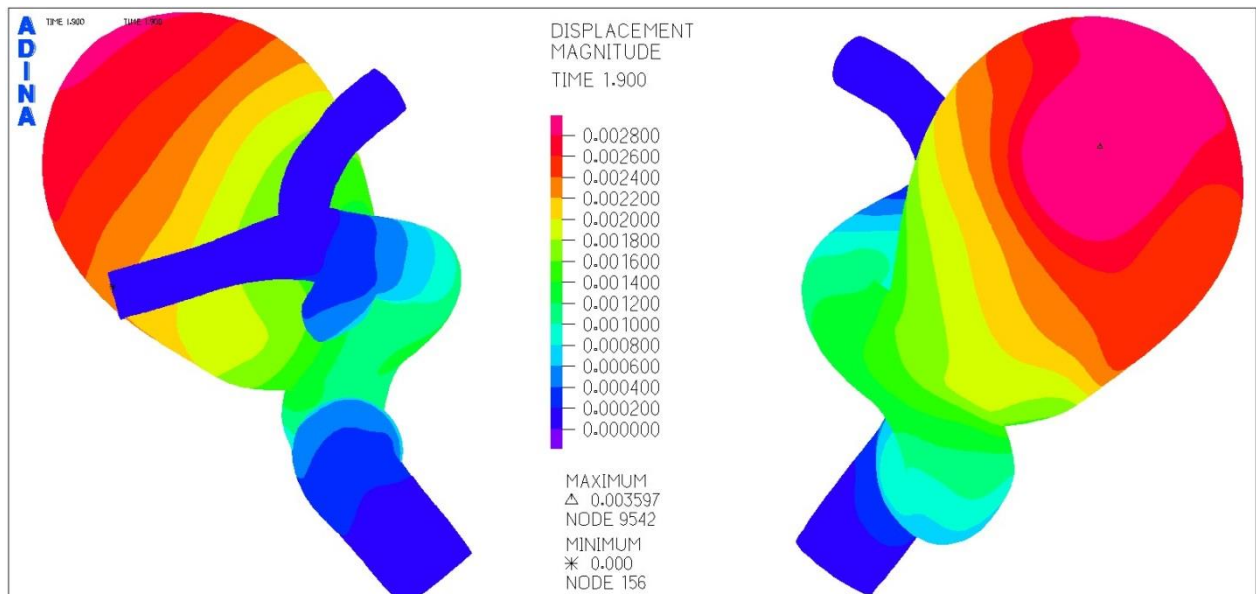


Figura 5-78. Simulación 4. Distribución del desplazamiento en aneurisma.

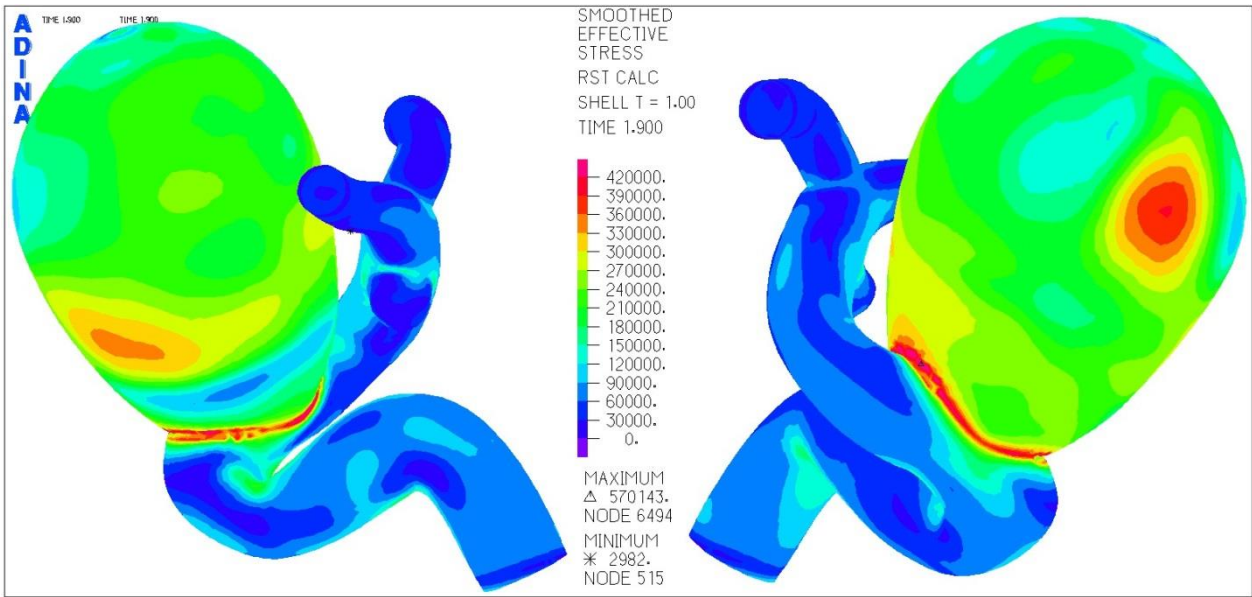


Figura 5-79. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.

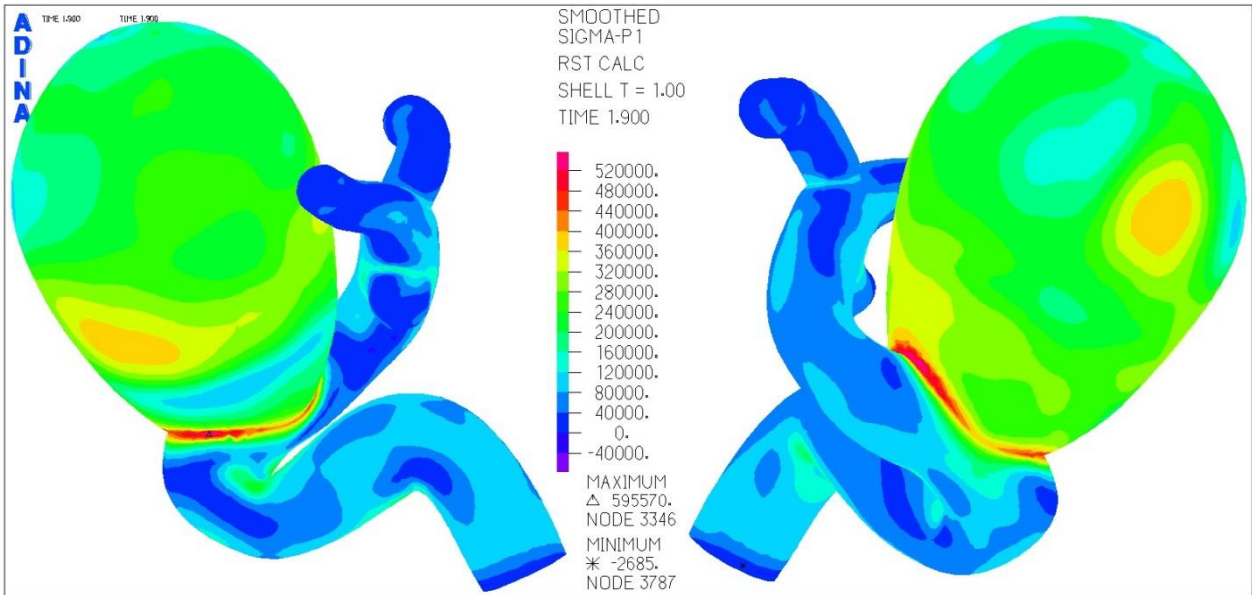


Figura 5-80. Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.

La distribución del desplazamiento para el tiempo 1,9 [s] la expone la Figura 5-78. En ella se ve que este alcanza los 3,6 [mm] y se ubica, al igual que en los casos anteriores, en la parte superior del domo. Los mínimos nuevamente se ubican en los extremos de las arterias.

En la Figura 5-79 se aprecia el esfuerzo de Von Misses. Notar la alta concentración en torno al cuello del aneurisma. Además, se ven dos zonas importantes de esfuerzos, la primera es la misma en donde se encuentra el máximo desplazamiento y la segunda cerca del ecuador del domo como lo muestra la imagen de la izquierda, alcanzando los 390 [kPa] y los 345 [kPa] respectivamente.

La Figura 5-80 muestra el primer esfuerzo principal que llega a un máximo de 595 [kPa] en el cuello del aneurisma, pero en el lado opuesto a donde se alcanza el máximo del esfuerzo de Von Misses.

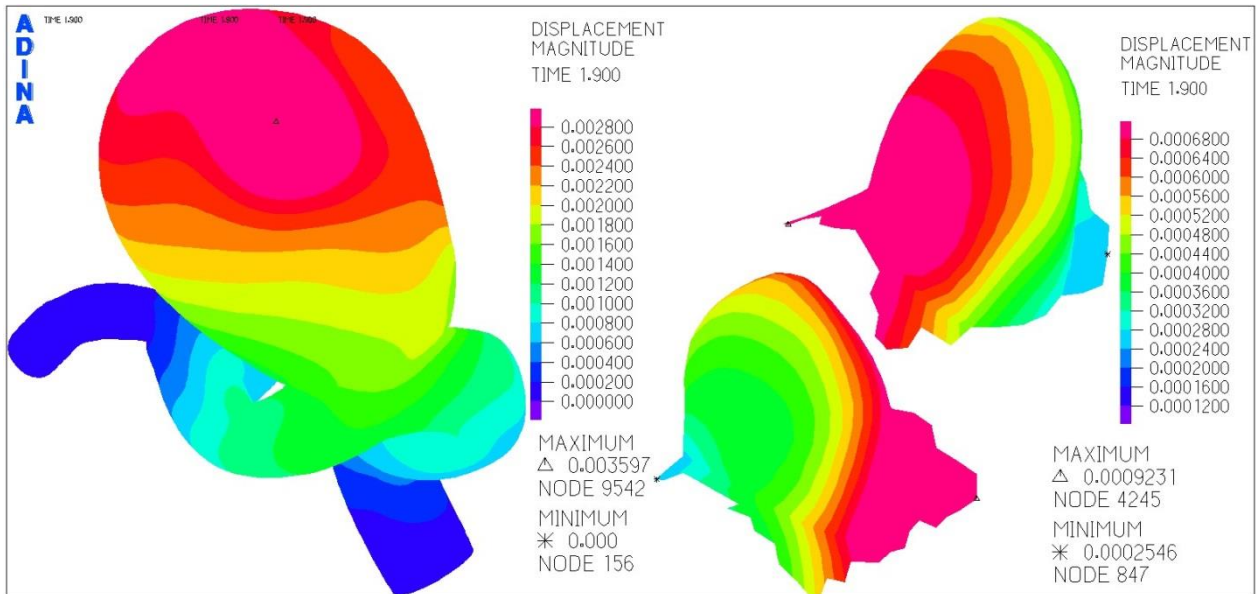


Figura 5-81. Simulación 4. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.

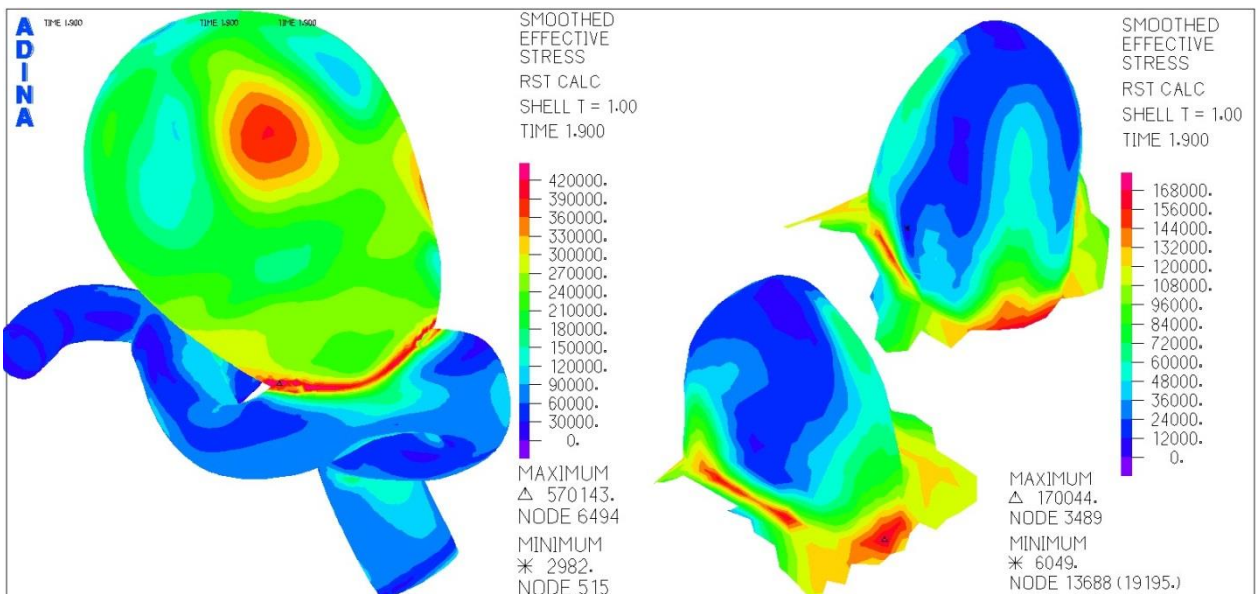


Figura 5-82. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.

El desplazamiento en el aneurisma menor expuesto en la Figura 5-81 evidencia un máximo de 0,9 [mm] en la zona más cercana al aneurisma mayor.

En la Figura 5-82 se ve el esfuerzo de Von Misses del aneurisma pequeño, el cual al igual que el mayor, se concentra en el cuello, llegando a un máximo de 170 [kPa]. Notar además que existen concentraciones de esfuerzos en el domo de 96 [kPa] en las zonas donde hay deformaciones importantes de 0,65 [mm].

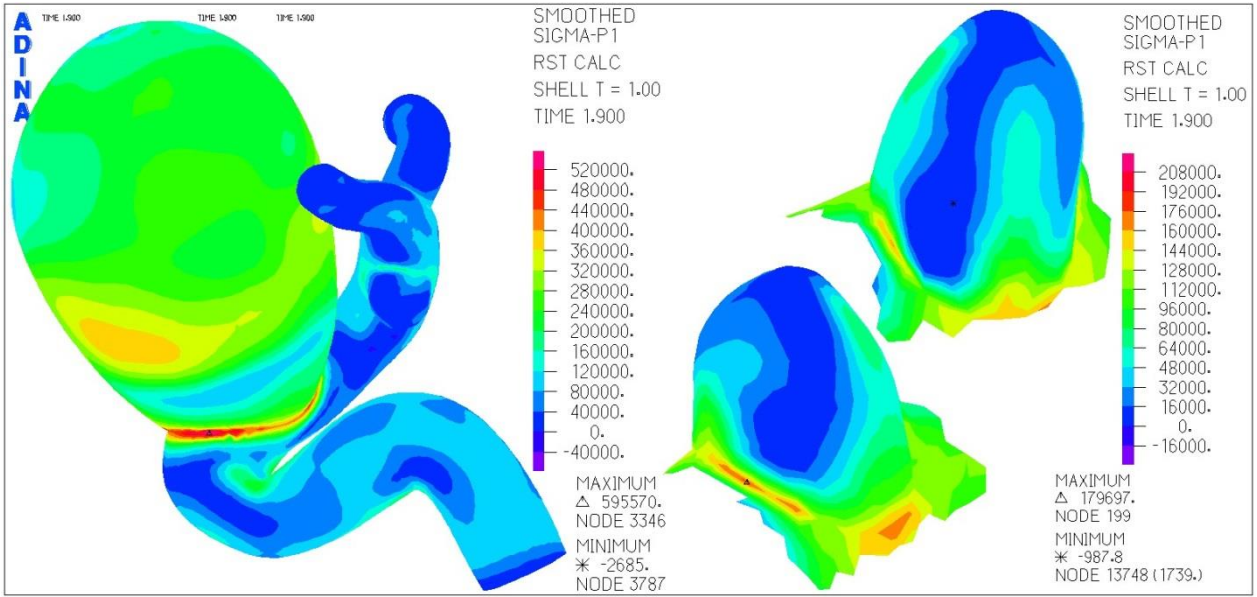


Figura 5-83. Simulación 4. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.

La Figura 5-83 muestra el primer esfuerzo principal en el aneurisma menor, el cual llega a un máximo de 179 [kPa] en la zona del cuello.

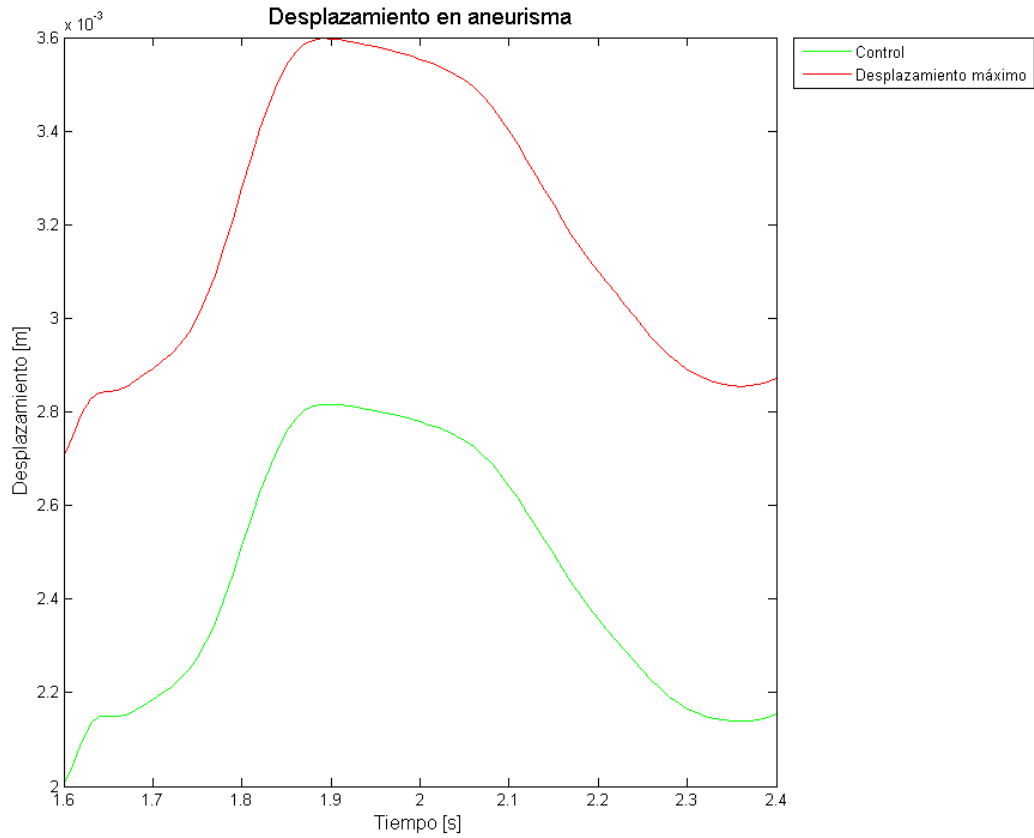


Figura 5-84. Simulación 4. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

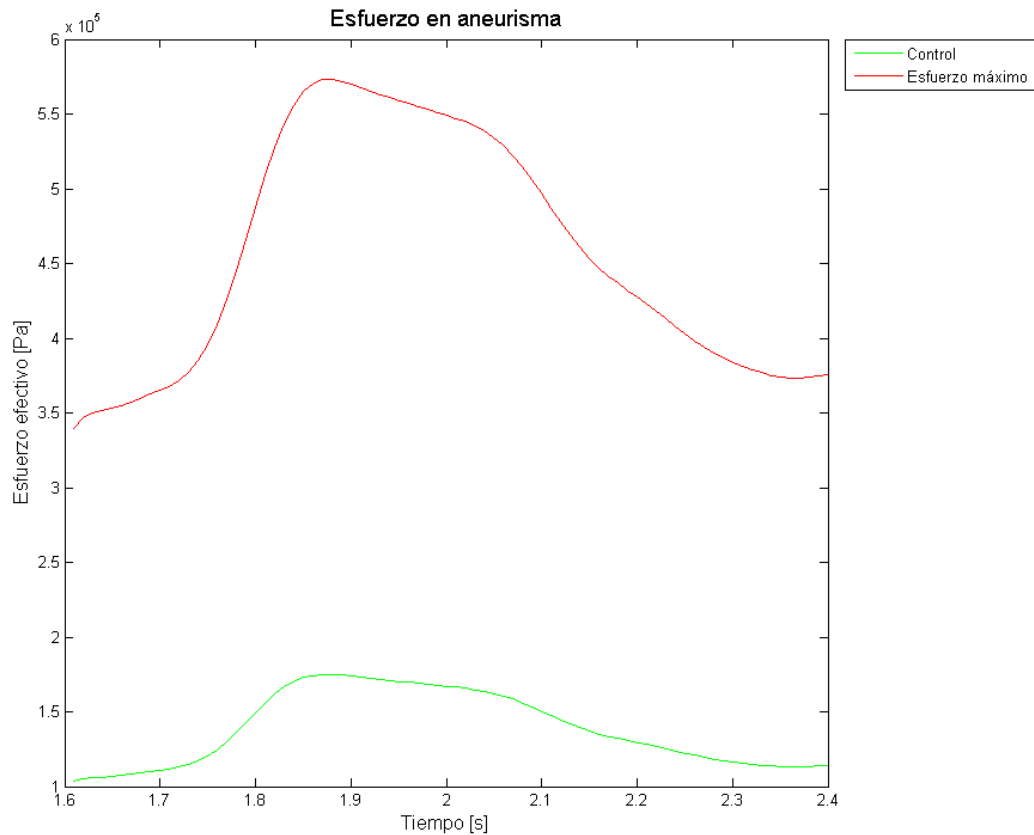


Figura 5-85. Simulación 4. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

La Figura 5-84 muestra que el desplazamiento crece ampliamente en los primeros instantes de simulación, y que posterior a los 1,9 [s] llega su máximo de 3,6 [mm], mientras que el punto de control solo llega a los 1,7 [mm].

El esfuerzo de Von Mises oscila entre los 350 [kPa] y los 570 [kPa] para el punto donde se encuentra el máximo y entre 120 [kPa] y 175 [kPa] para el punto de control según la Figura 5-85.

Como expone la Figura 5-86, el primer esfuerzo principal va entre los 380 [kPa] y los 600 [kPa] para el máximo y el punto de control entre los 120 [kPa] y los 175 [kPa].

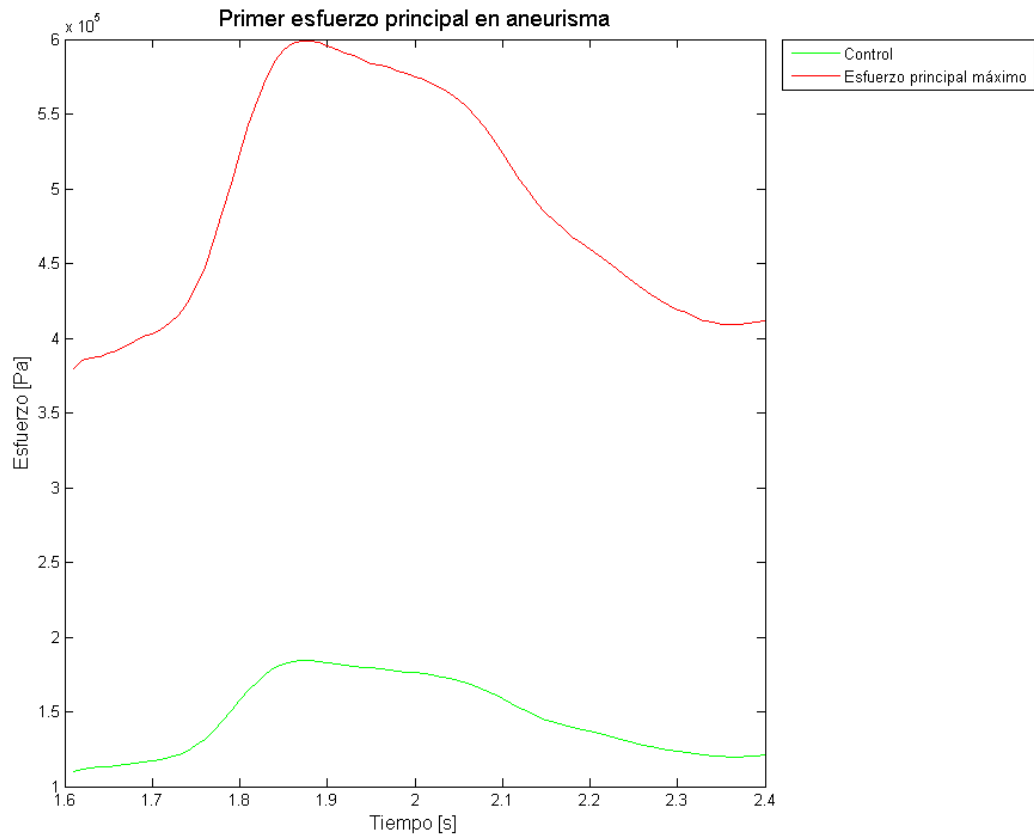


Figura 5-86. Simulación 4. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.4.2 FLUIDO

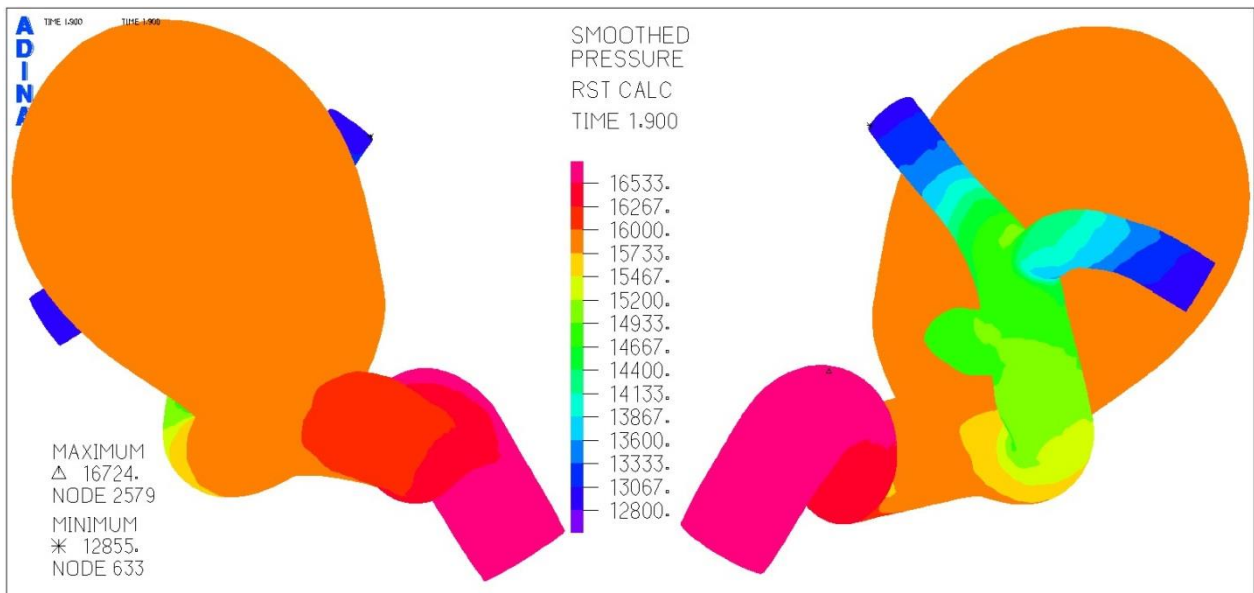


Figura 5-87. Simulación 4. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

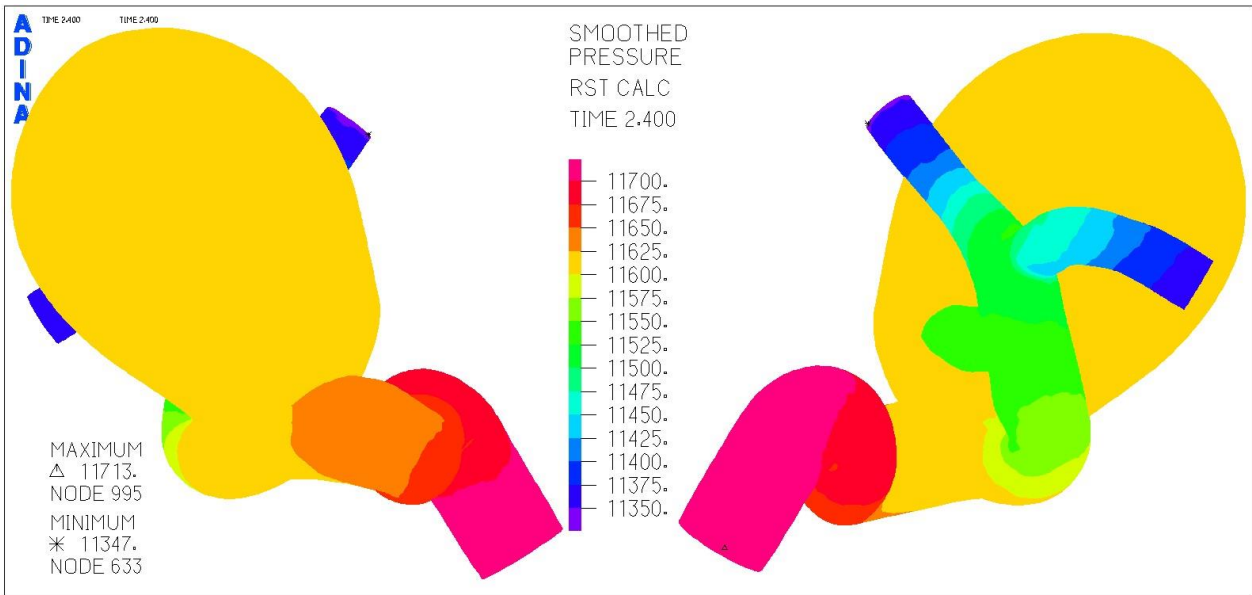


Figura 5-88. Simulación 4. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

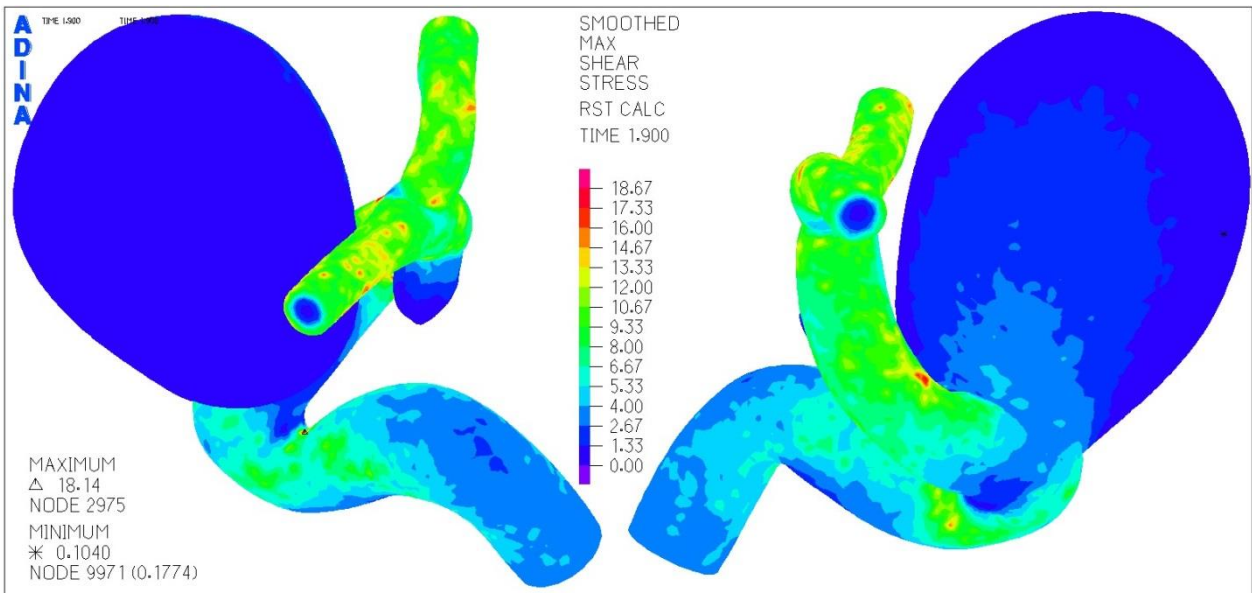


Figura 5-89. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

La Figura 5-87 y la Figura 5-88 muestran la distribución de la presión para los tiempos 1,9 [s] y 2,4 [s] respectivamente. La primera deja ver que el la presión máxima se eleva hasta los 16,7 [kPa] y la segunda hasta los 11,7[kPa] y en ambas se encuentra en la zona de la arteria donde entra el flujo sanguíneo.

En la Figura 5-89 se ve el esfuerzo de corte para el tiempo 1,9 [s]. Se desprende que estos esfuerzos se localizan en las arterias, en donde se llega a valores de 18,1 [Pa], mientras que en el aneurisma solo logran valores cercanos a los 6 [Pa].

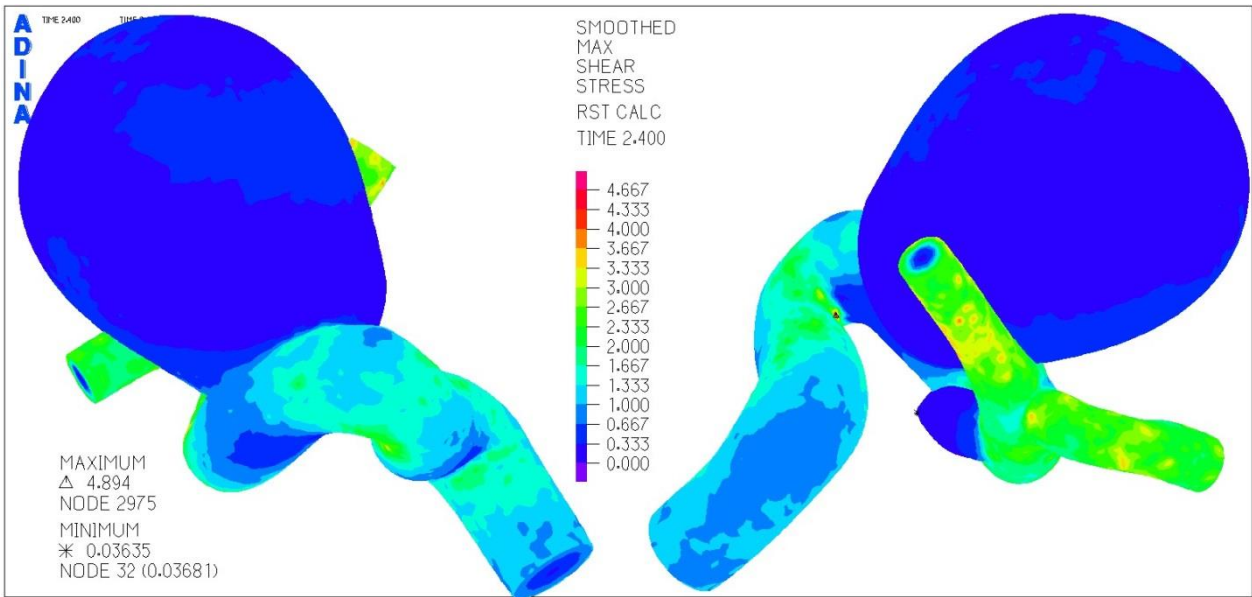


Figura 5-90. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

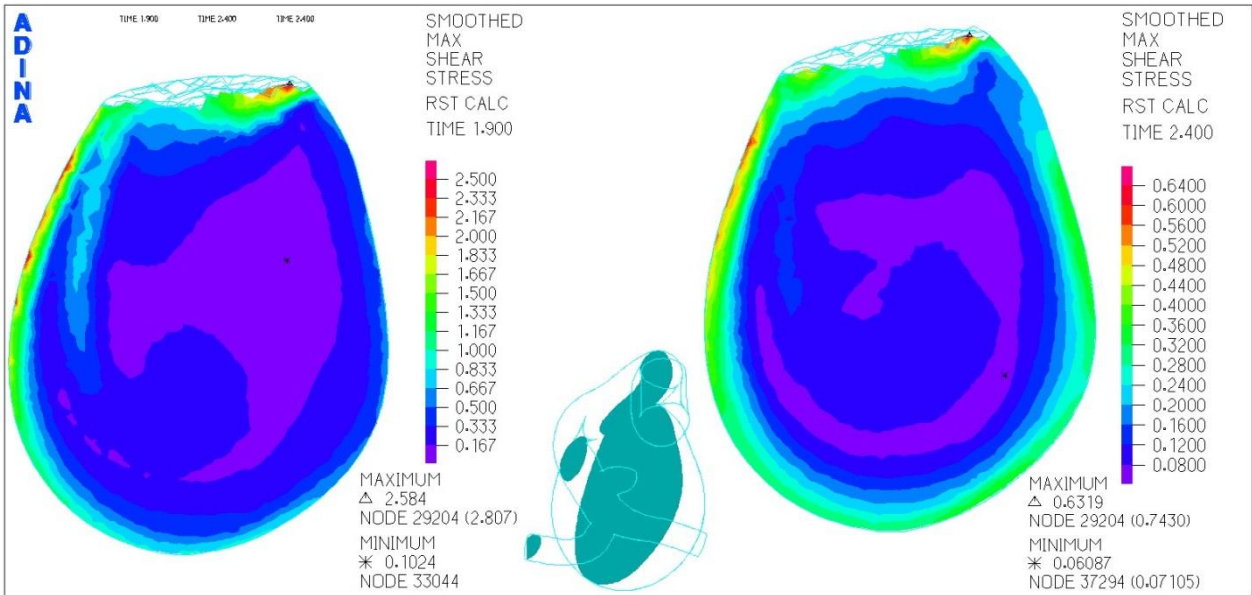


Figura 5-91. Simulación 4. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.

La Figura 5-90 enseña la distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s]. En esta se logra ver que el máximo se encuentra en la arteria y alcanza los 4,9 [Pa], mientras que el mínimo se ubica en la punta del domo del aneurisma menor.

En la Figura 5-91 también se expone el esfuerzo de corte, pero esta vez en el plano transversal del aneurisma. Se desprende que para el tiempo 1,9 [s] el máximo es de 2,5 [Pa] y que para el tiempo 2,4 [s] este apenas llega a los 0,6 [Pa], ambos ubicados en la zona superior de la imagen.

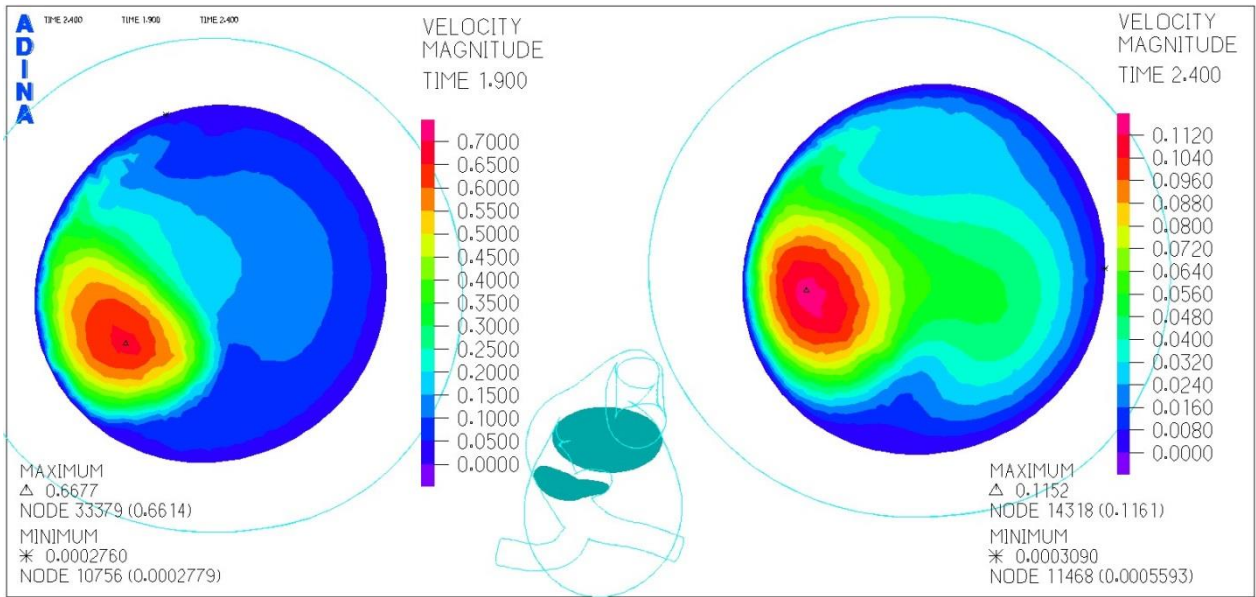


Figura 5-92. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano bajo del aneurisma.

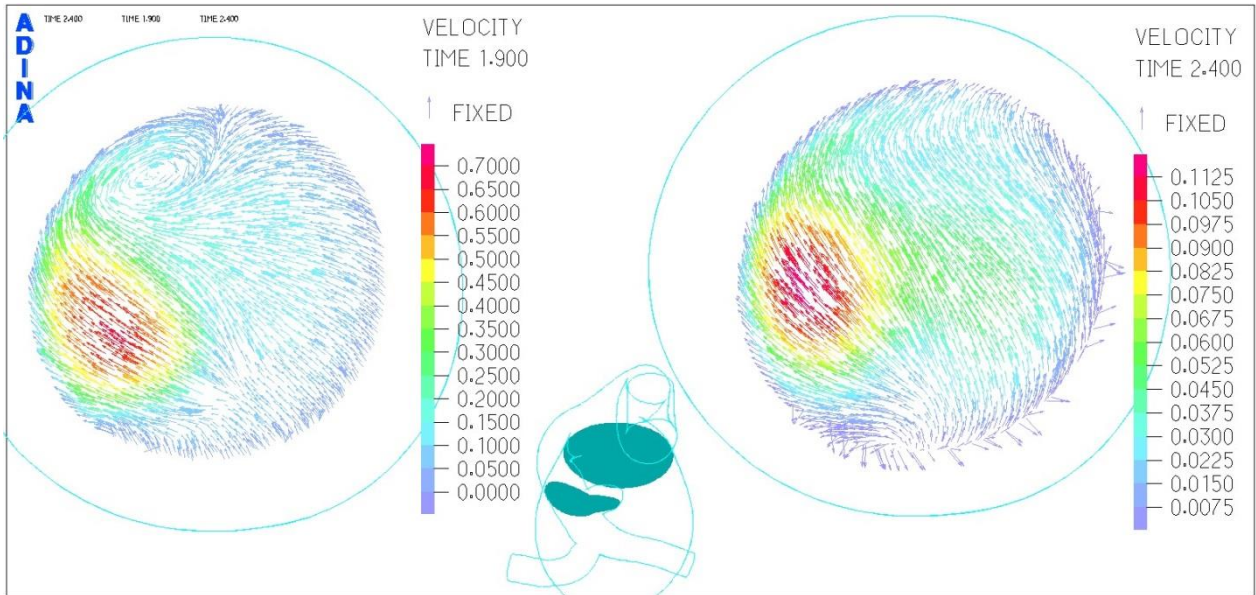


Figura 5-93. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano bajo del aneurisma.

La velocidad del corte bajo del aneurisma se ve en la Figura 5-92. La máxima velocidad alcanzada es de 0,66 [m/s] para los 1,9 [s] y de 0,11 [m/s] para los 2,4 [s].

El campo de velocidad de la Figura 5-93 evidencia un vórtice de baja velocidad generado en la zona cercana al ingreso del flujo al aneurisma (zona roja) para el tiempo de 1,9 [s], el cual desaparece en la imagen que se enseña de los 2,4 [s].

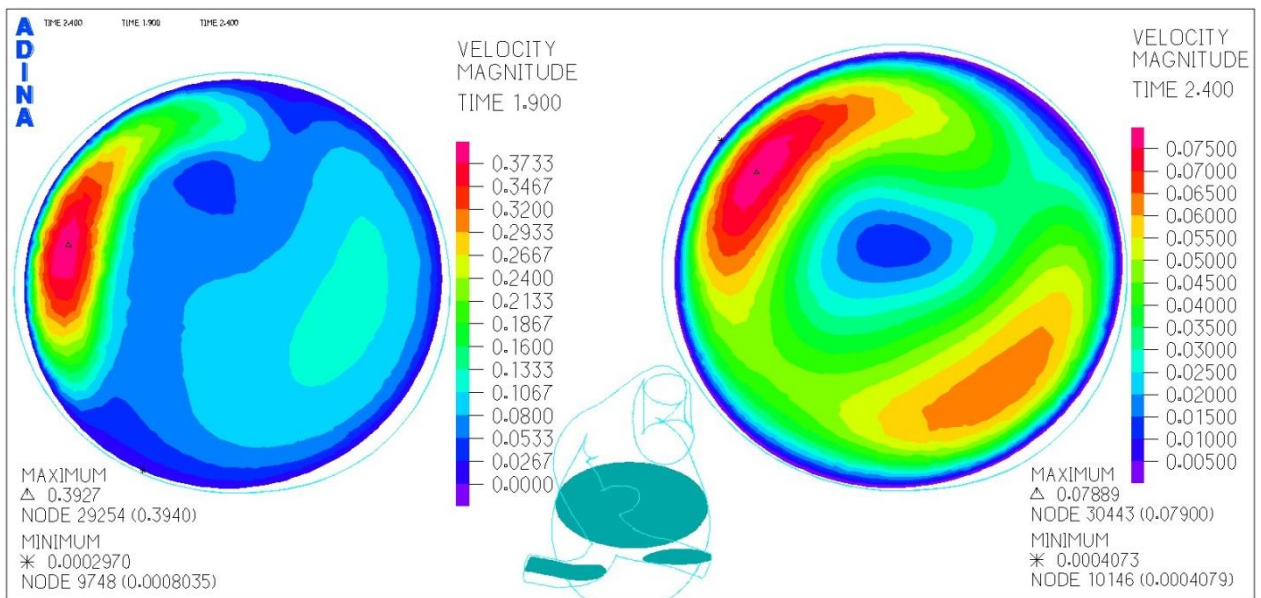


Figura 5-94. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano medio del aneurisma.

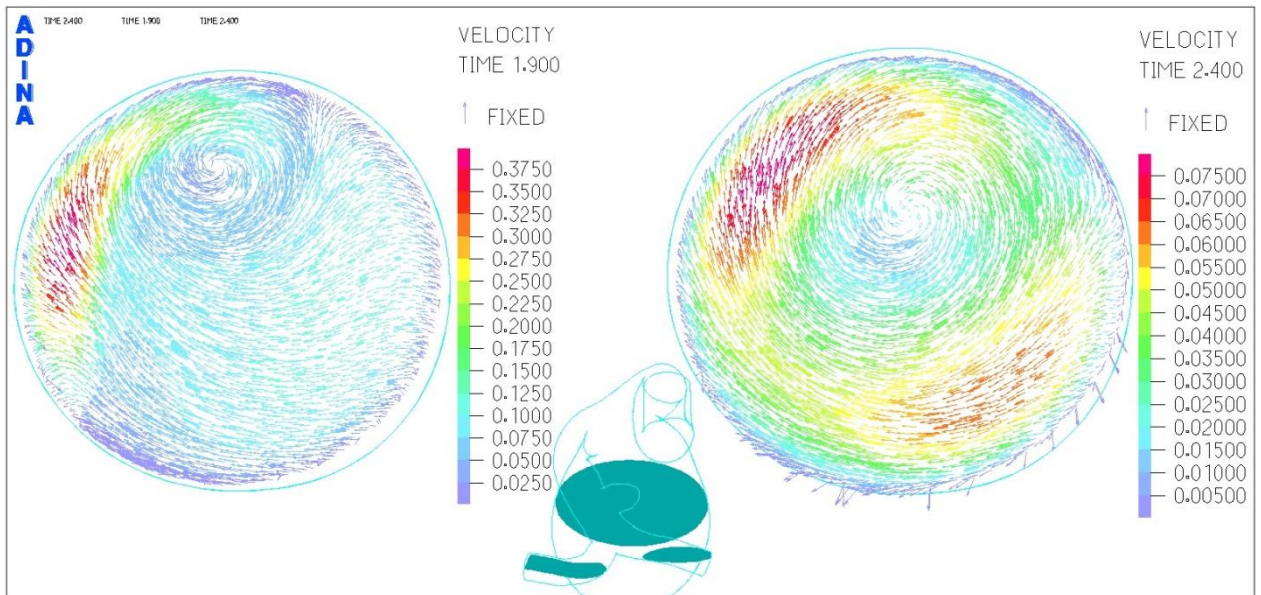


Figura 5-95. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano medio del aneurisma.

La Figura 5-94 muestra la velocidad del corte en el plano medio, en donde se ve que la velocidad máxima llega a los 0,39 [m/s] en los 1,9 [s] y solo a los 0,08 [m/s] a los 2,4 [s].

Para el campo de velocidad del corte medio de la Figura 5-95, se ve nuevamente la recirculación y el vórtice generado en su interior.

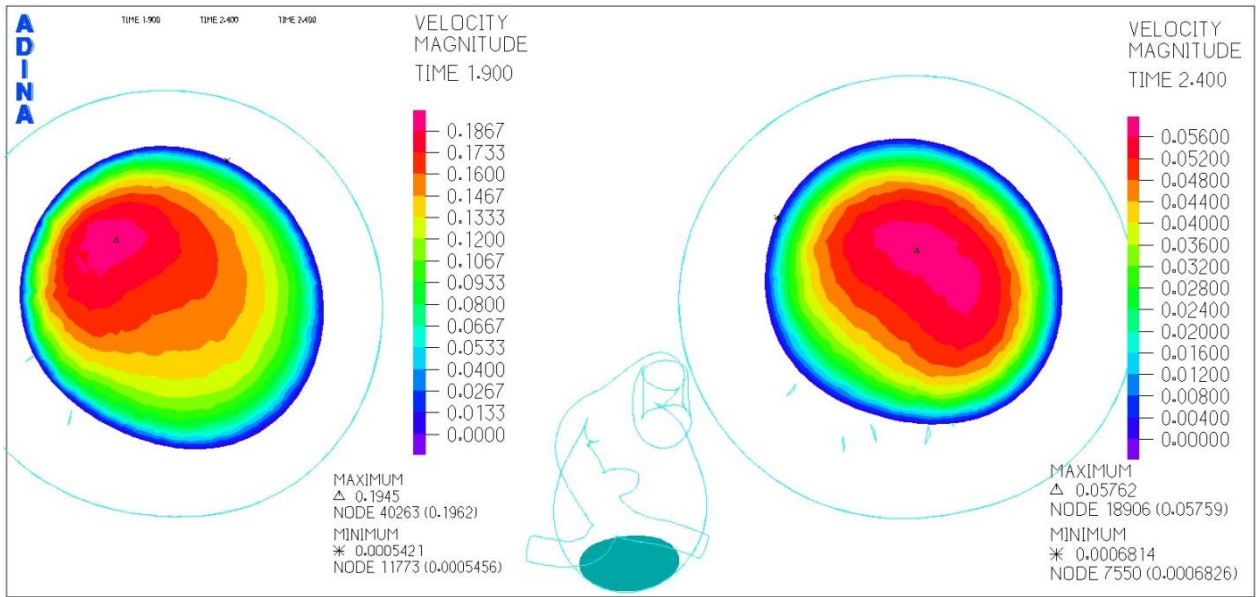


Figura 5-96. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano alto del aneurisma.

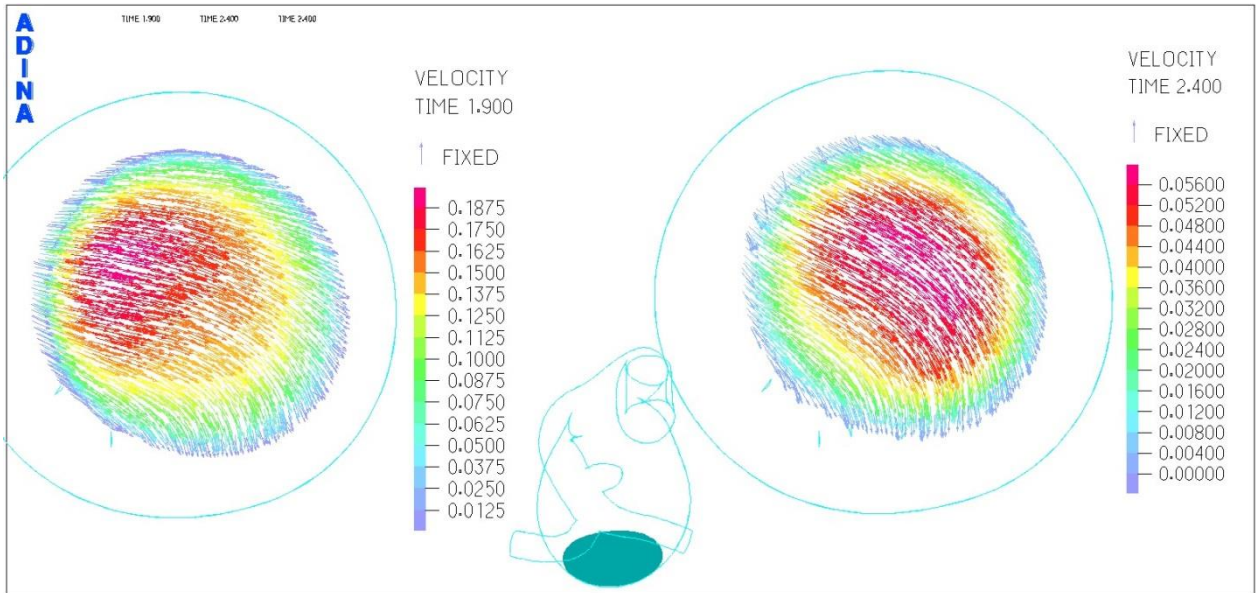


Figura 5-97. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano alto del aneurisma.

La distribución de velocidad en el plano alto del aneurisma se ve en la Figura 5-96. En ella la velocidad máxima para los 1,9 [s] iguala los 0,19 [m/s] y en los 2,4 [s] solo logra los 0,05 [m/s]. Además notar que el máximo se desplaza más al centro en la imagen del tiempo de 2,4 [s] en comparación a la de los 1,9 [s].

El campo de velocidades del plano alto lo expone la Figura 5-97. Nuevamente las flechas del campo tienen todas una dirección similar, ya que el flujo se está devolviendo hacia la parte inferior del aneurisma (entrada del flujo).

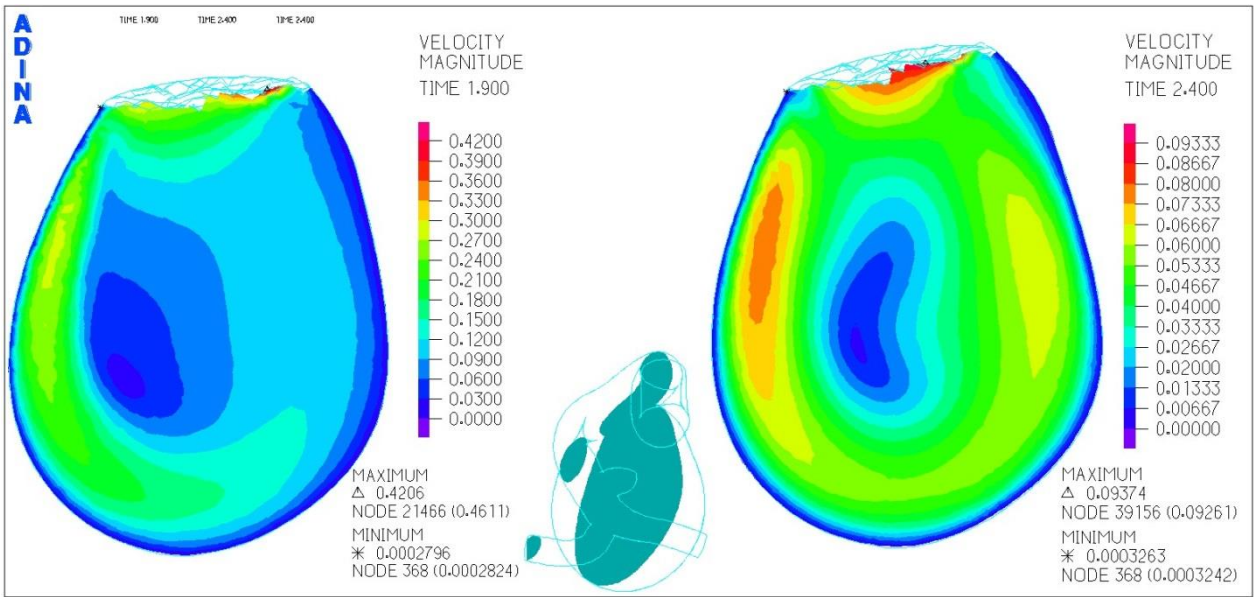


Figura 5-98. Simulación 4. Distribución de la velocidad en el plano transversal del aneurisma.

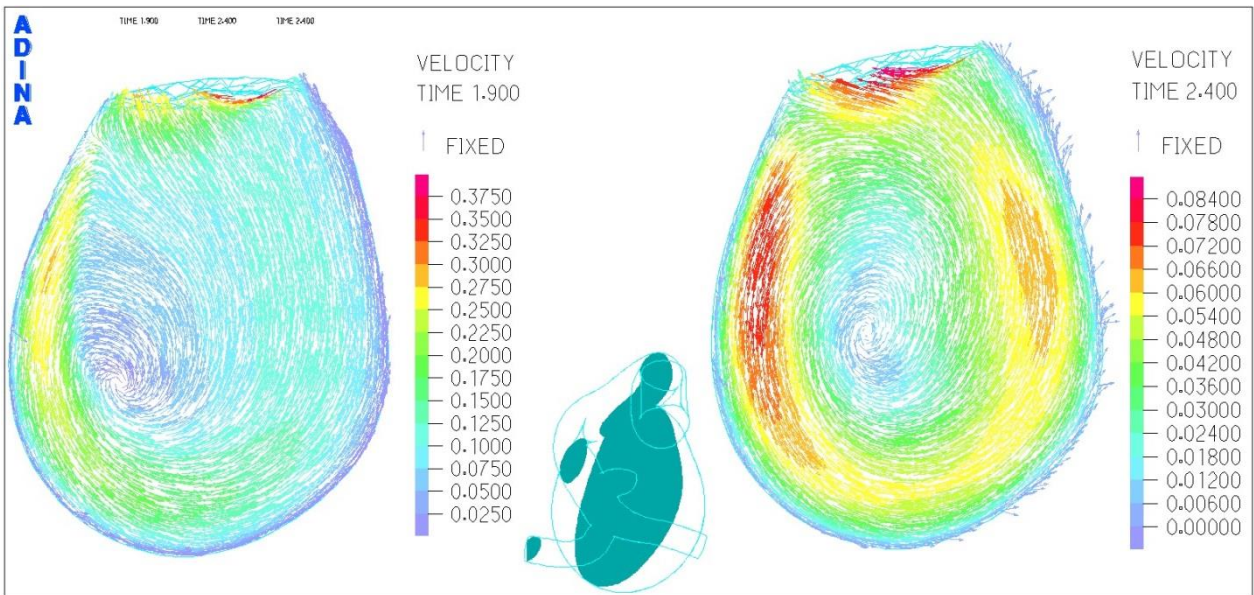


Figura 5-99. Simulación 4. Campo de velocidad en el plano transversal del aneurisma.

La distribución de velocidad del plano transversal de la Figura 5-98 expone que se logra una velocidad máxima de 0,42 [m/s] en el tiempo 1,9 [s] y de 0,09 [m/s] en el tiempo 2,4 [s]. Notar que estos valores se producen en la parte superior de las imágenes respectivamente.

Nuevamente según el campo de velocidad de la Figura 5-99 se ve la recirculación del flujo en el aneurisma. No dejarse llevar por los colores, ya que los gráficos tienen diferentes escalas y el máximo de velocidad se alcanza en los 1,9 [s], no en los 2,4 [s].

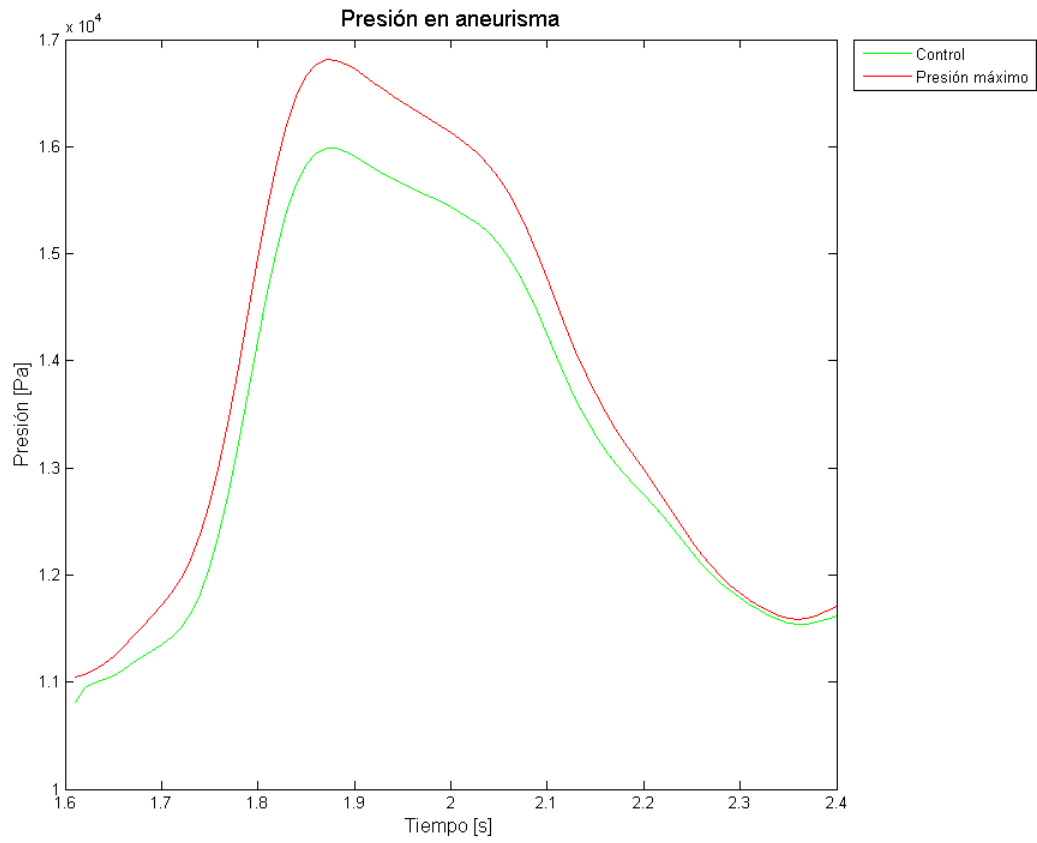


Figura 5-100. Simulación 4. Evolución temporal de la presión.

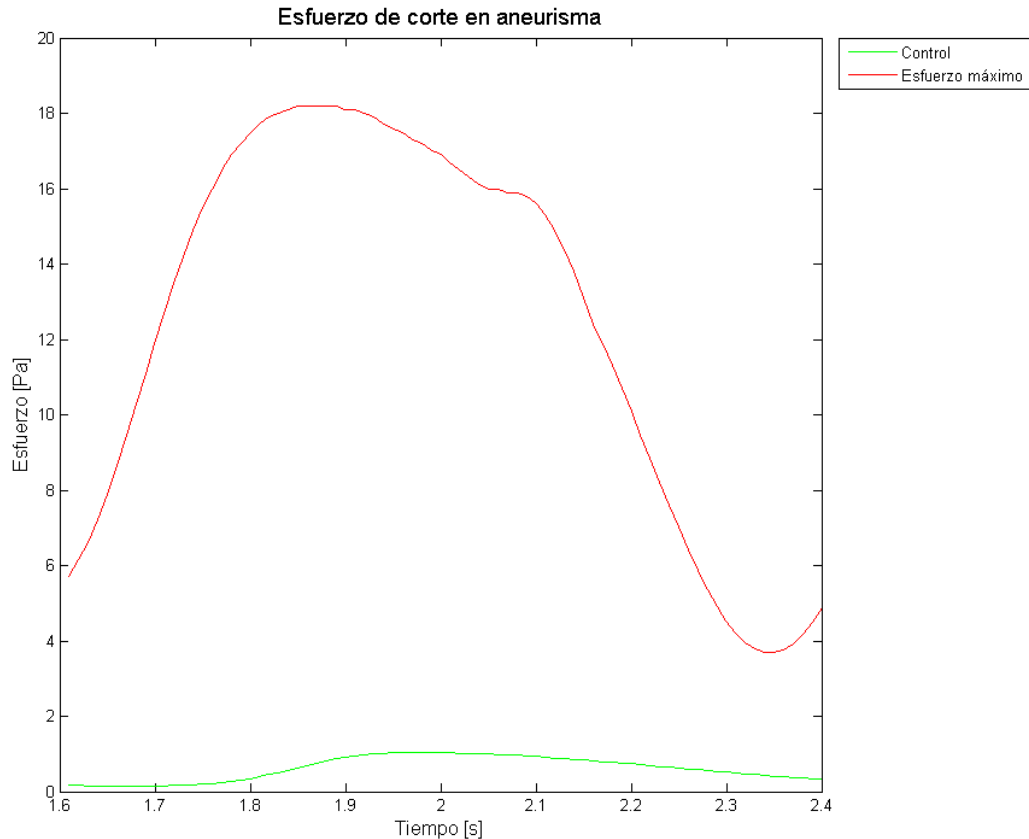


Figura 5-101. Simulación 4. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-100 se expone la variación temporal de la presión para el punto máximo y el de control. El primero tiene una oscilación entre los 11 [kPa] y los 16,9 [kPa], mientras que el segundo entre los 10,9 [kPa] y los 15,9 [kPa].

El esfuerzo de corte temporal lo muestra la Figura 5-101, en ella se aprecia que este oscila entre 6 [Pa] y 18 [Pa], siendo el control muy chico con respecto al máximo.

En la Figura 5-102 se ven las velocidades en los diferentes cortes dentro del aneurisma. En esta se ve que los máximos alcanzan los 0,66 [m/s]; 0,4 [m/s] y los 0,19 [m/s] para los planos bajo, medio y alto respectivamente. Además se aprecia el rápido aumento de la velocidad en los planos bajo y medio, mientras que en el plano alto es más paulatino este crecimiento.

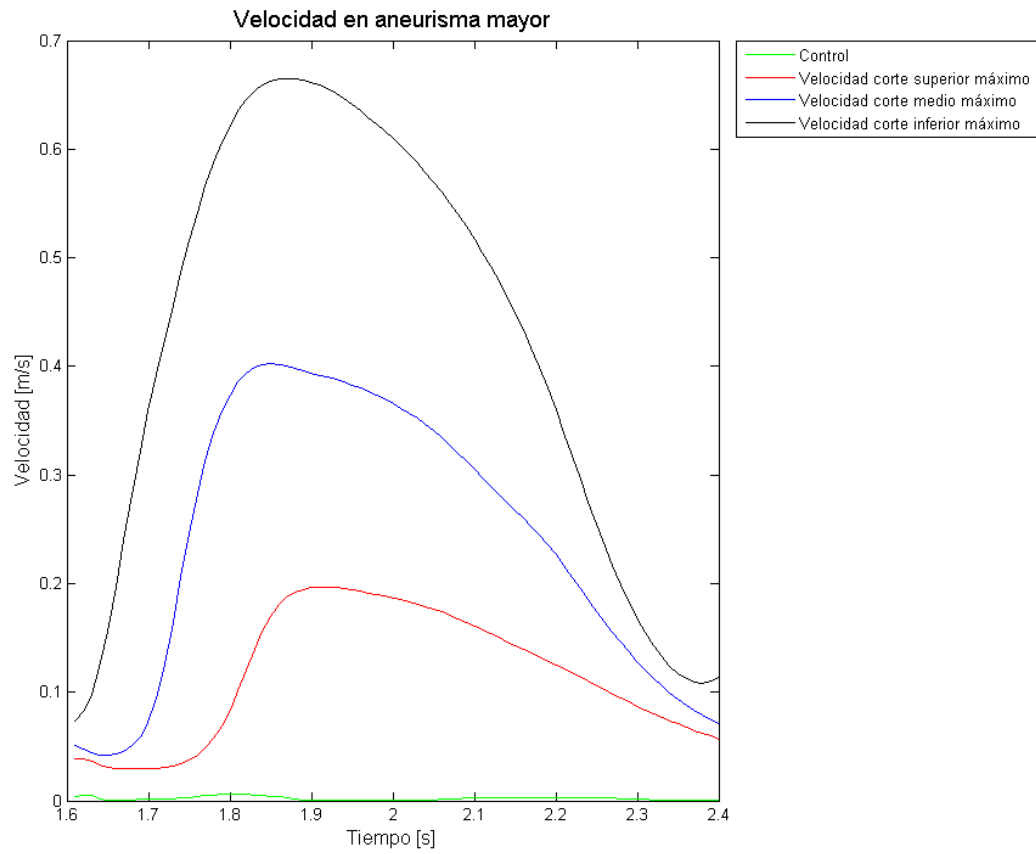


Figura 5-102. Simulación 4. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.5 VARIACIÓN DE LA CURVA DE GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL NÚMERO 3

5.5.1 SÓLIDO

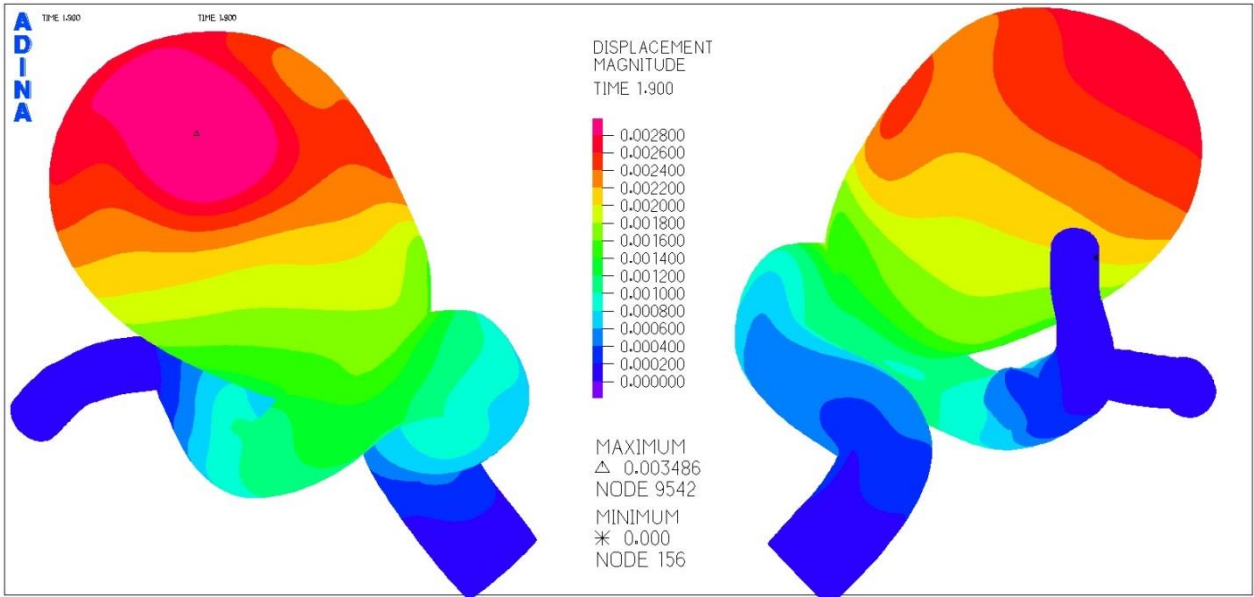


Figura 5-103. Simulación 5. Desplazamiento en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

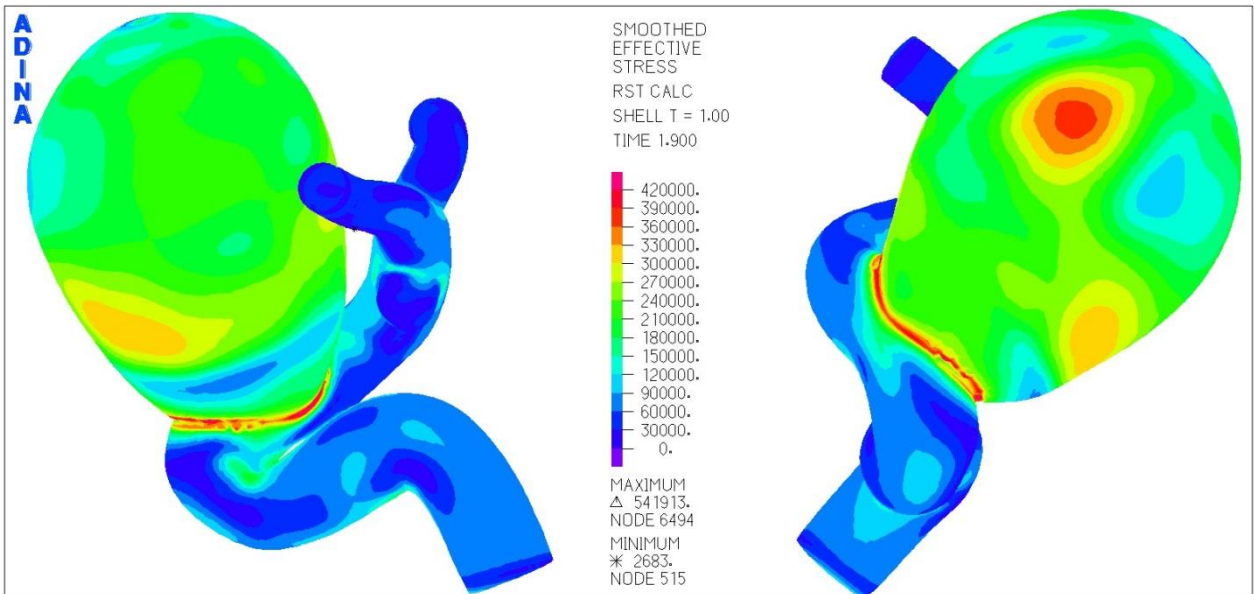


Figura 5-104. Simulación 5. Esfuerzo de Von Misses en la pared del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

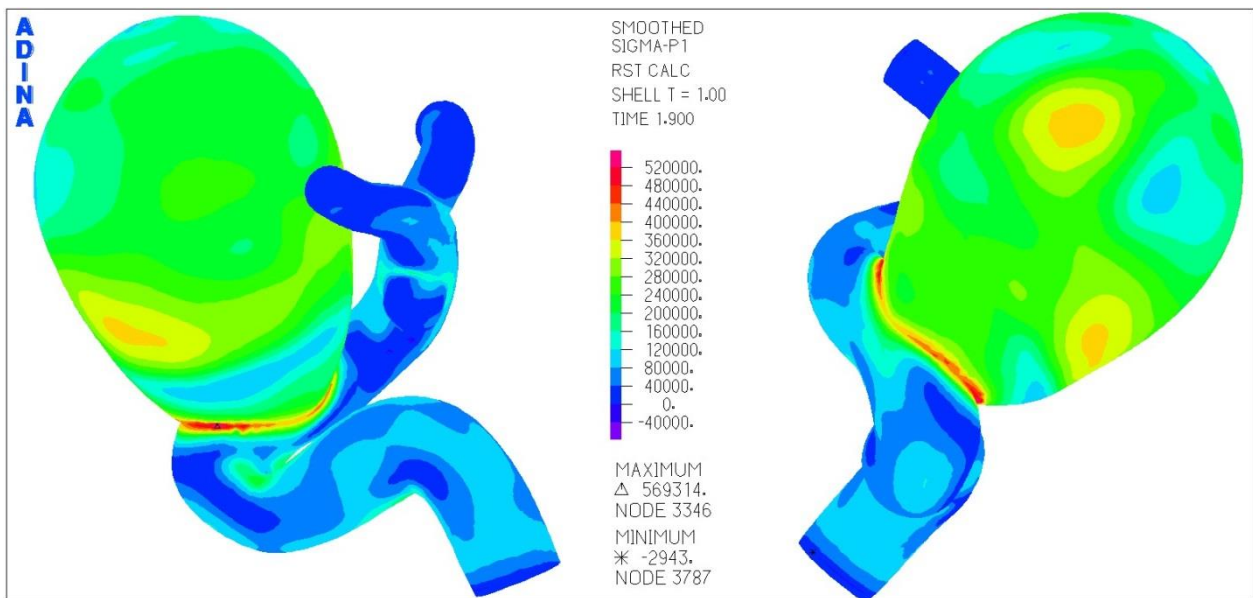


Figura 5-105. Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal del aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

En la Figura 5-103 se ve la distribución del desplazamiento. Se aprecia que el máximo desplazamiento se alcanza cerca de la zona superior del domo del aneurisma y este llega a 3,4 [mm]. Notar que la distribución del desplazamiento se concentra entorno al aneurisma más grande y que en las arterias este es bastante menor.

La distribución del esfuerzo de Von Misses se expone en la Figura 5-104, la cual enseña que el esfuerzo máximo alcanzado es de 541 [kPa] en torno al cuello del aneurisma. En la zona de mayor desplazamiento también se concentran esfuerzos importantes, llegando aproximadamente a los 390 [kPa]. Es claro también que las arterias no concentran esfuerzos relevantes.

La Figura 5-105 muestra que el primer esfuerzo principal se concentra en torno al cuello del aneurisma, llegando a un máximo de 569 [kPa]. Nuevamente en las arterias y en el aneurisma menor se aprecia una menor concentración de esfuerzo.

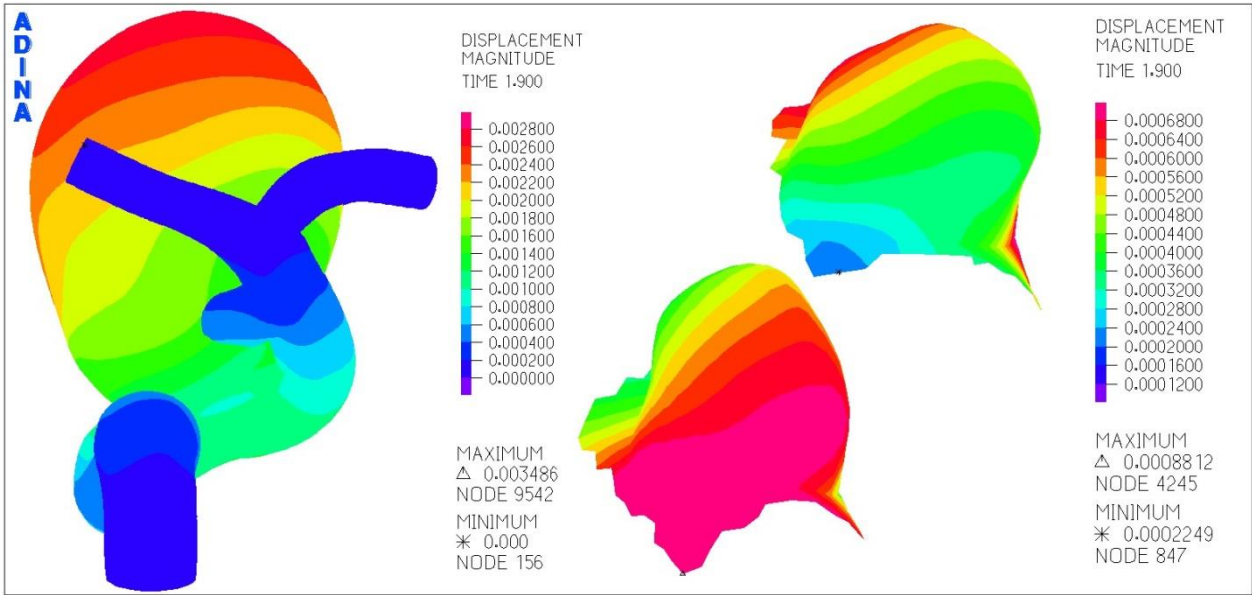


Figura 5-106. Simulación 5. Distribución del desplazamiento para el aneurisma menor en el tiempo 1,9 [s].

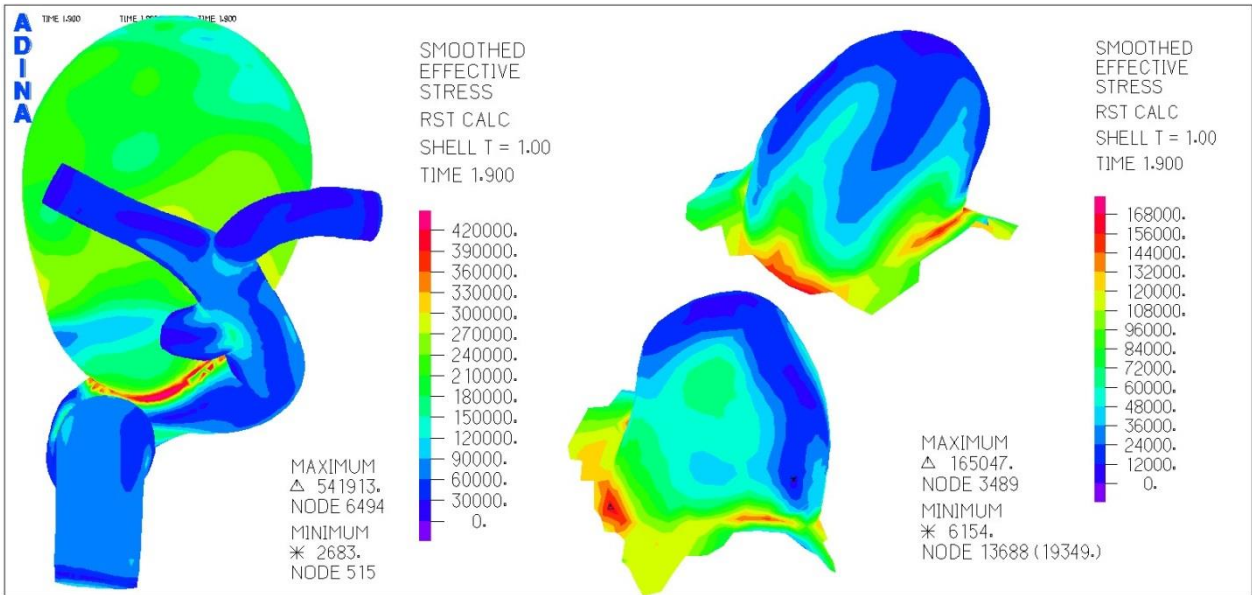


Figura 5-107. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].

En la Figura 5-106 se ve que el aneurisma menor tiene un menor desplazamiento que el aneurisma mayor, de hecho, su máximo es de 0,88 [mm] y se ubica cerca del cuello de este. Se aprecia que las zonas que se encuentran más cerca al aneurisma mayor sufren un mayor desplazamiento que las más alejadas.

La Figura 5-107 y la Figura 5-108 enseñan que el esfuerzo de Von Mises y el primer esfuerzo principal se concentran alrededor del cuello del aneurisma menor, alcanzando 165 [kPa] y 174 [kPa] respectivamente.

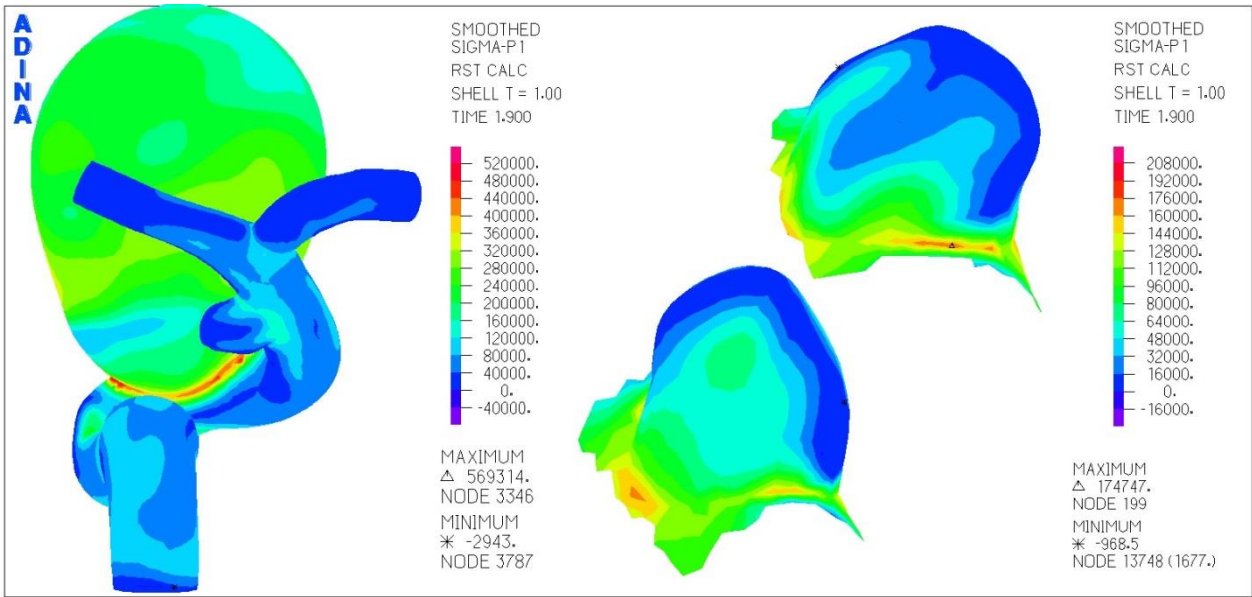


Figura 5-108. Simulación 5. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor para el tiempo 1,9 [s].

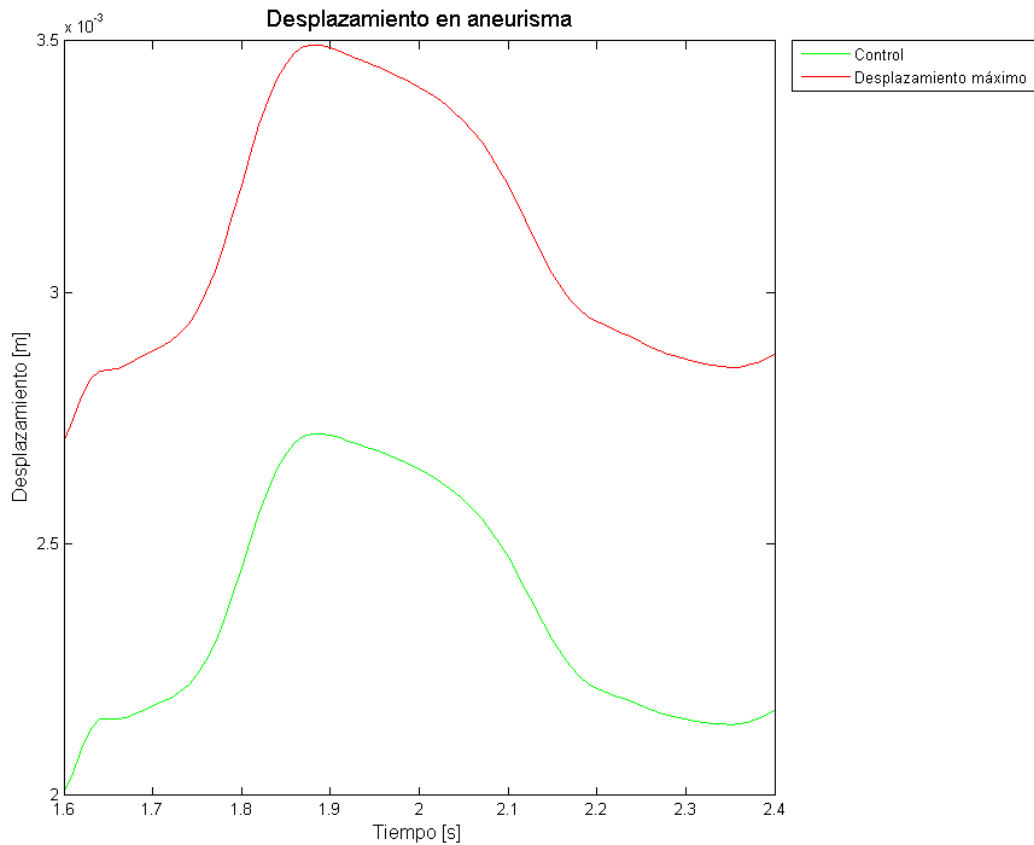


Figura 5-109. Simulación 5. Evolución temporal del desplazamiento.

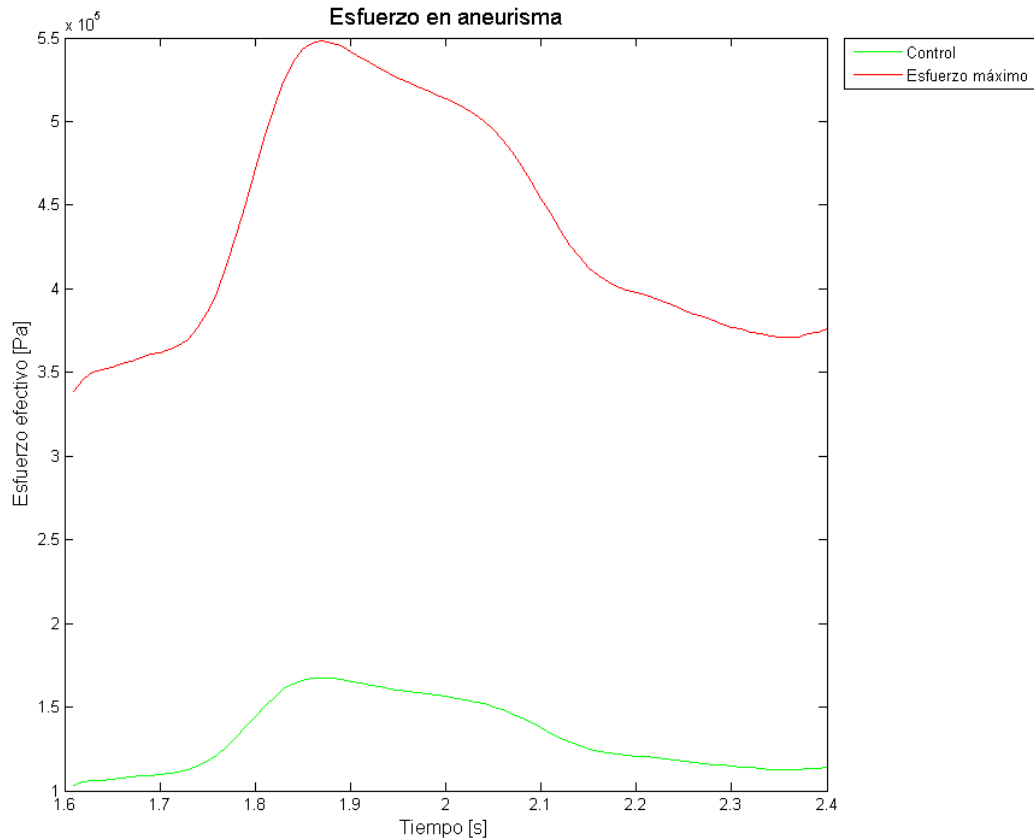


Figura 5-110. Simulación 5. Evolución temporal del esfuerzo de Von Mises.

Se muestra como progresa el desplazamiento en el nodo donde se encuentra el máximo en la Figura 5-109. Notar que en un comienzo este tiene un aumento pronunciado llegando a los 3,5 [mm]. En el caso del punto de control, este tiene un comportamiento similar, oscilando entre los 2 [mm] y los 2,7 [mm].

El esfuerzo de Von Mises y su evolución temporal se ven en la Figura 5-110. Aquí se ve que el máximo oscila entre los 340 [kPa] y los 550 [kPa], en tanto el control lo hace en un rango de 100 [kPa] y 160 [kPa].

El primer esfuerzo principal máximo oscila entre los 380 [kPa] y los 575 [kPa] según la Figura 5-111, mientras que el punto de control lo hace entre los 110 [kPa] y los 175 [kPa].

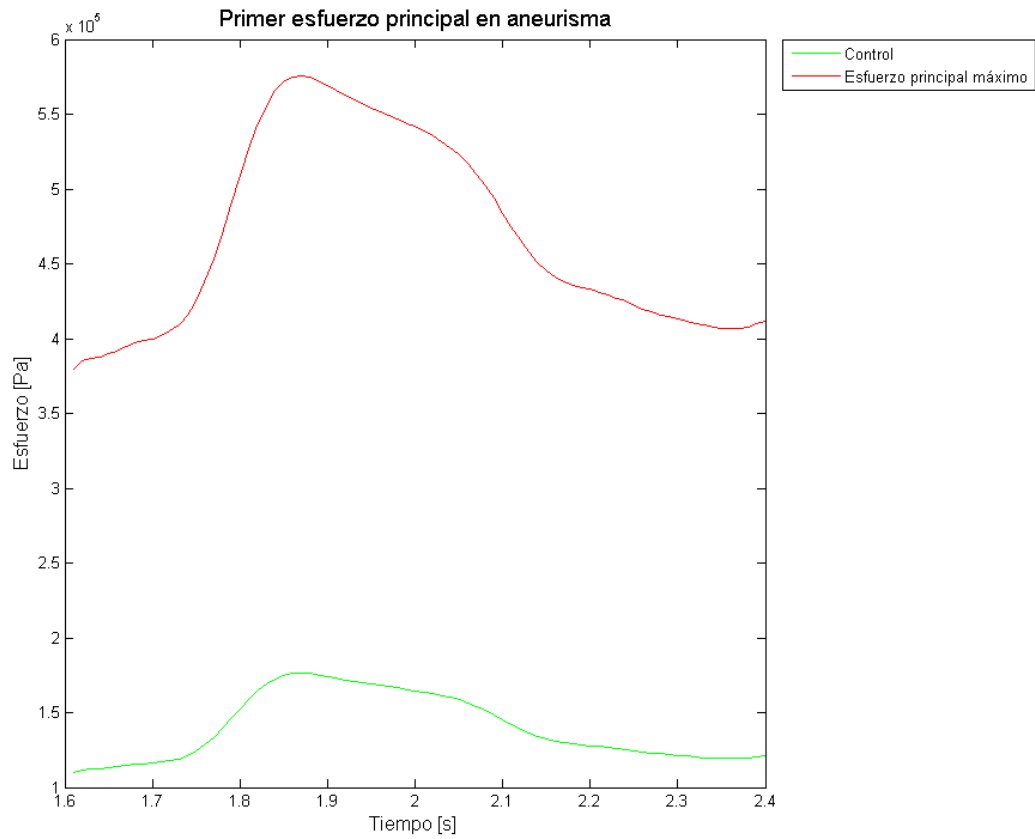


Figura 5-111. Simulación 5. Evolución temporal del primer esfuerzo principal.

5.5.2 FLUIDO

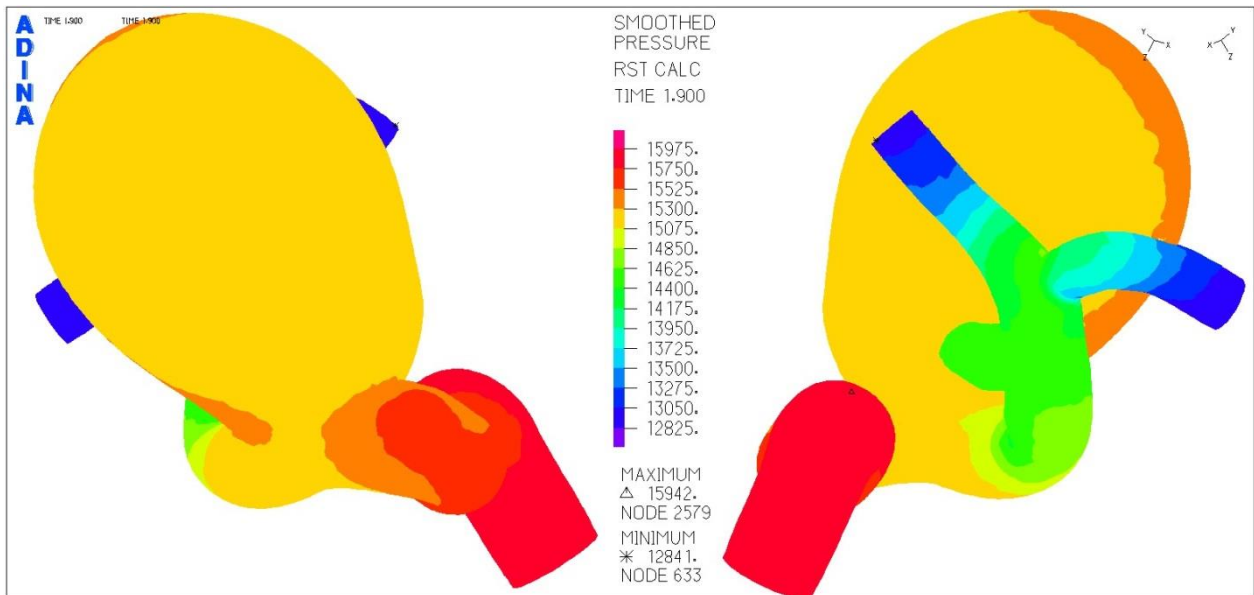


Figura 5-112. Simulación 5. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

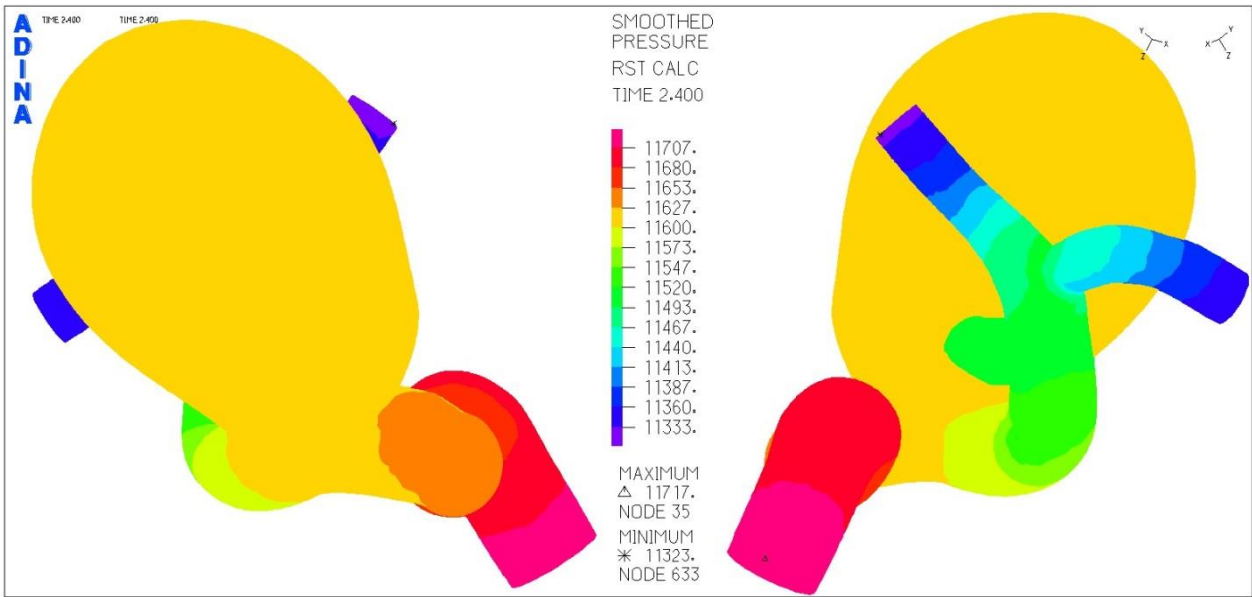


Figura 5-113. Simulación 5. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

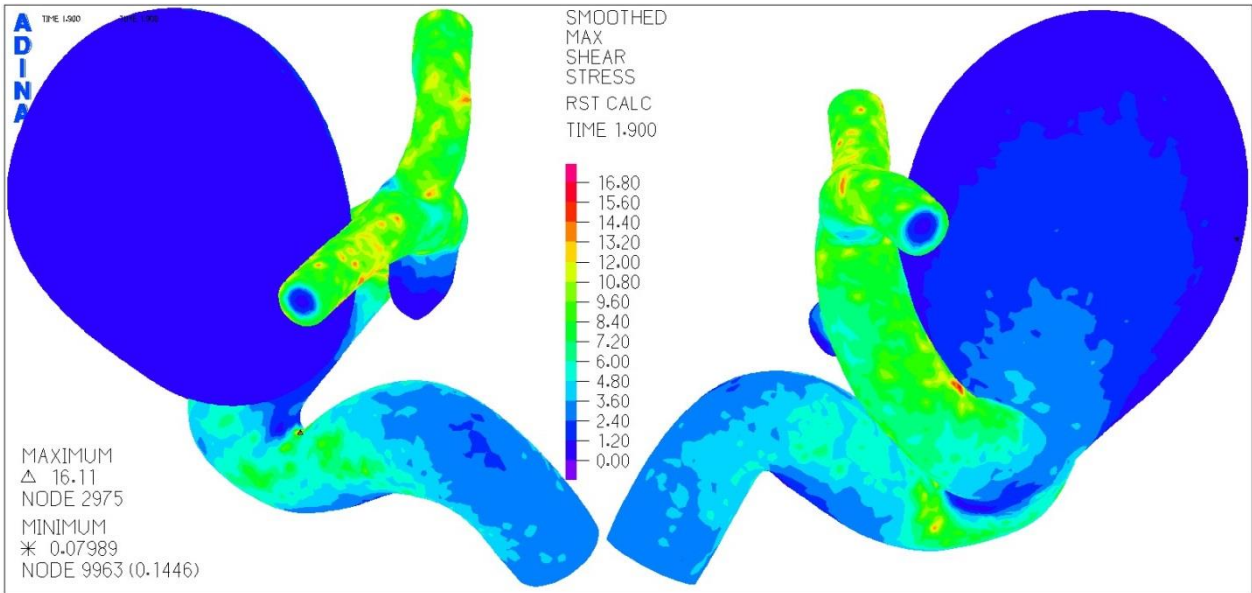


Figura 5-114. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de corte en aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

En la Figura 5-112 se muestra la presión para el tiempo 1,9 [s]. Se ve que el máximo llega a los 15,9 [kPa] en la zona de la arteria, mientras que en el aneurisma este ronda los 15,3 [kPa].

Para el tiempo de simulación de 2,4 [s], la presión según la Figura 5-113 llega a los 11,7 [kPa], mientras que el aneurisma ronda los 11,6 [kPa].

En la Figura 5-114 se ve que el esfuerzo de corte para el tiempo 1,9 [s] se concentra en las arterias, logrando un máximo de 16,1[Pa]. Se observa también que en el aneurisma mayor no existen concentraciones importantes, incluso se observa que el mínimo está en esa zona.

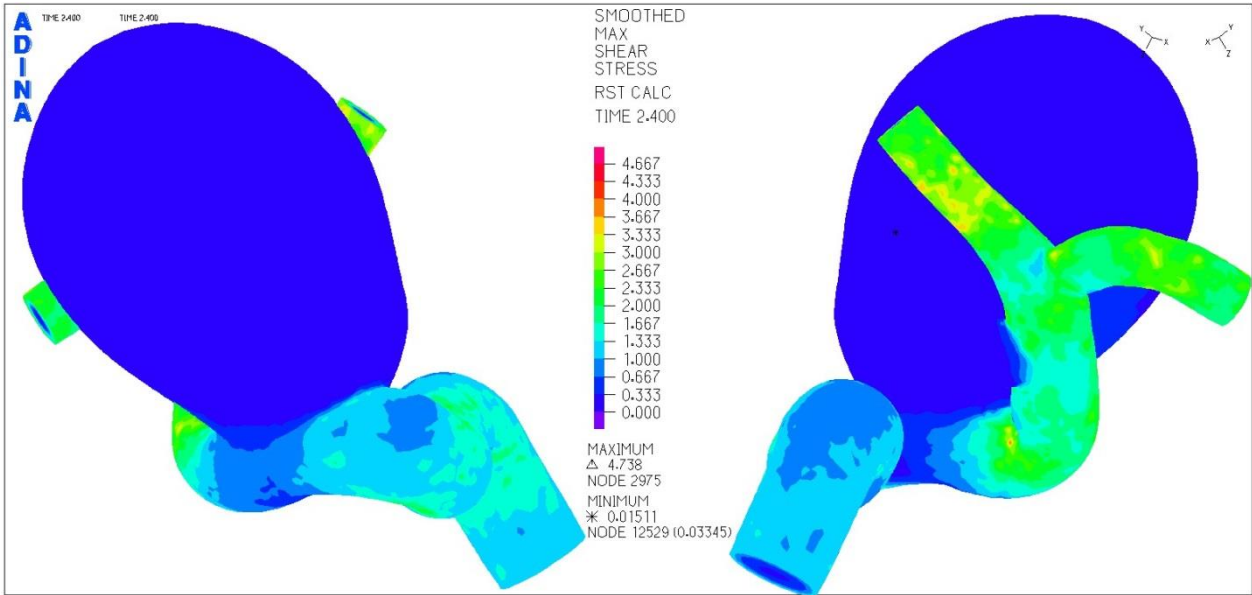


Figura 5-115. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s].

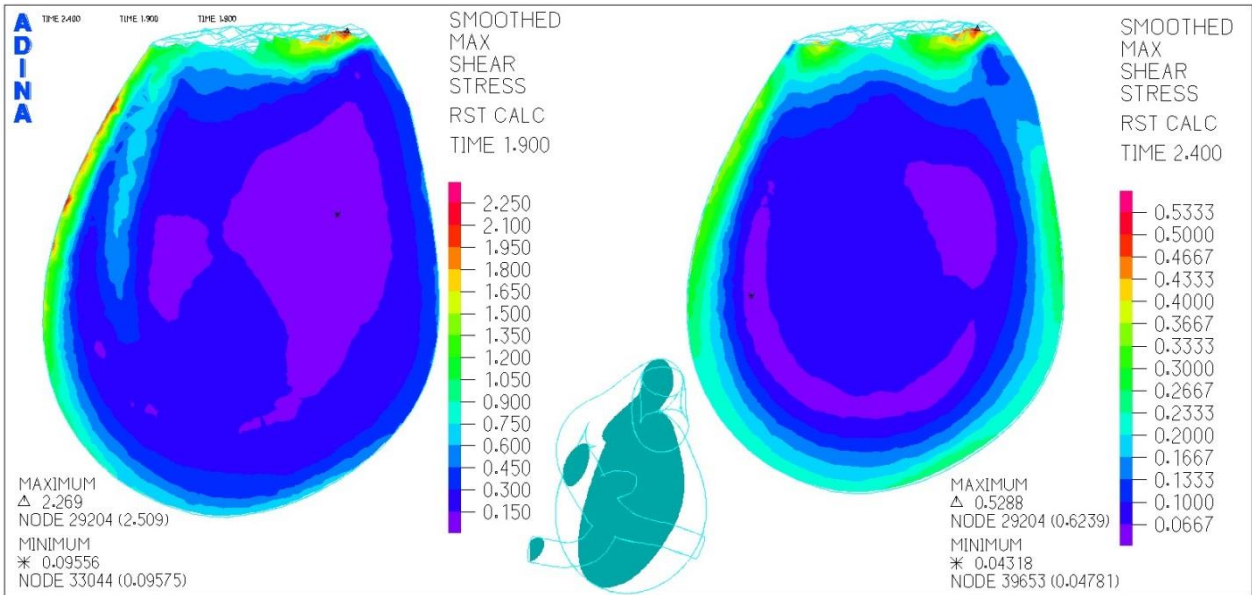


Figura 5-116. Simulación 5. Distribución del esfuerzo de corte en el plano transversal para el tiempo 1,9 [s].

La distribución del esfuerzo de corte para el tiempo de 2,4 [s] es la que señala la Figura 5-115. El máximo es de 4,7 [Pa] y el aneurisma nuevamente tiene bajas concentraciones de esfuerzos.

La Figura 5-116 refleja el esfuerzo de corte en el plano transversal del aneurisma. Se aprecia que el máximo para el tiempo de 1,9 [s] es de 2,3 [Pa] y para el tiempo de 2,4 [s] es de 0,5 [Pa]. El mínimo se está en la zona central, un poco desplazado a la derecha en el caso de los 1,9 [s] y a la izquierda en el de los 2,4 [s].

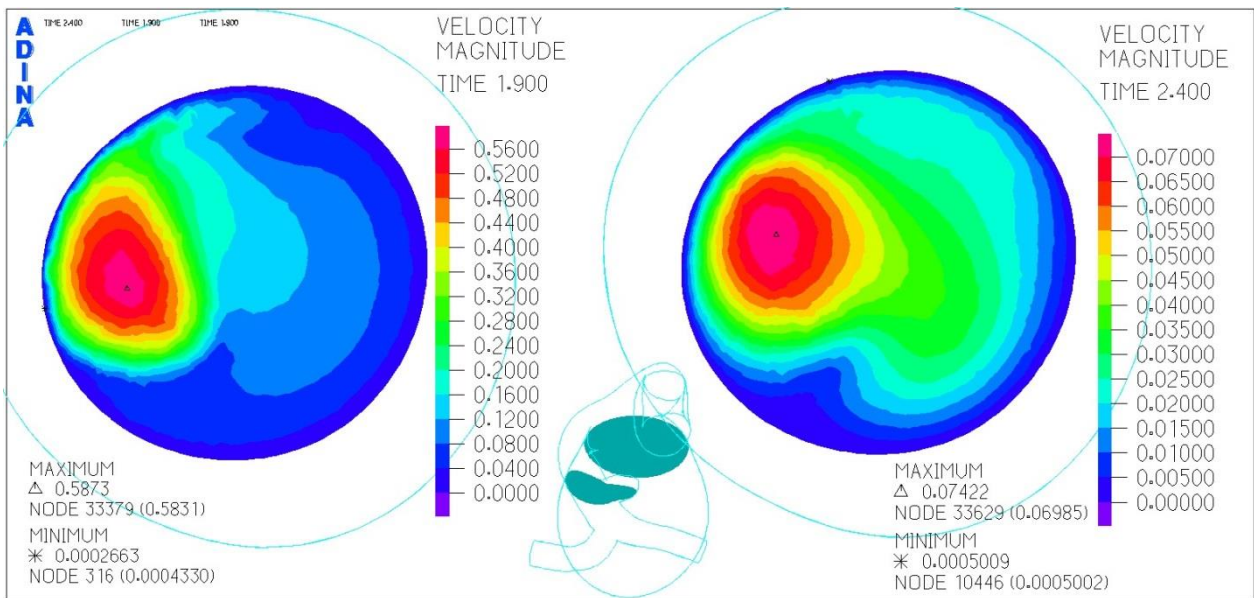


Figura 5-117. Simulación 5. Distribución de la velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.

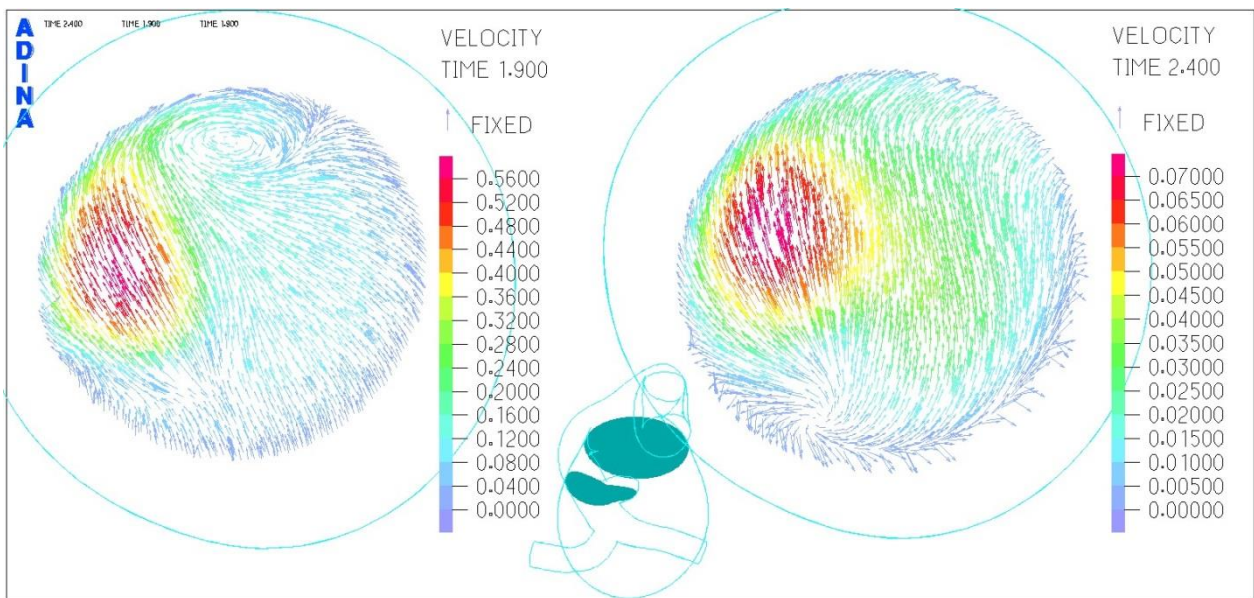


Figura 5-118. Simulación 5. Campo de velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.

La distribución de la velocidad en la zona inferior del aneurisma la muestra la Figura 5-117. Se ve que el máximo es de 0,58 [m/s] para los 1,9 [s] y apenas de 0,07 [m/s] para los 2,4 [s].

En la Figura 5-118 se ve el campo de velocidades para el corte inferior, es clara la presencia de la recirculación del flujo en las zonas con colores rojizos.

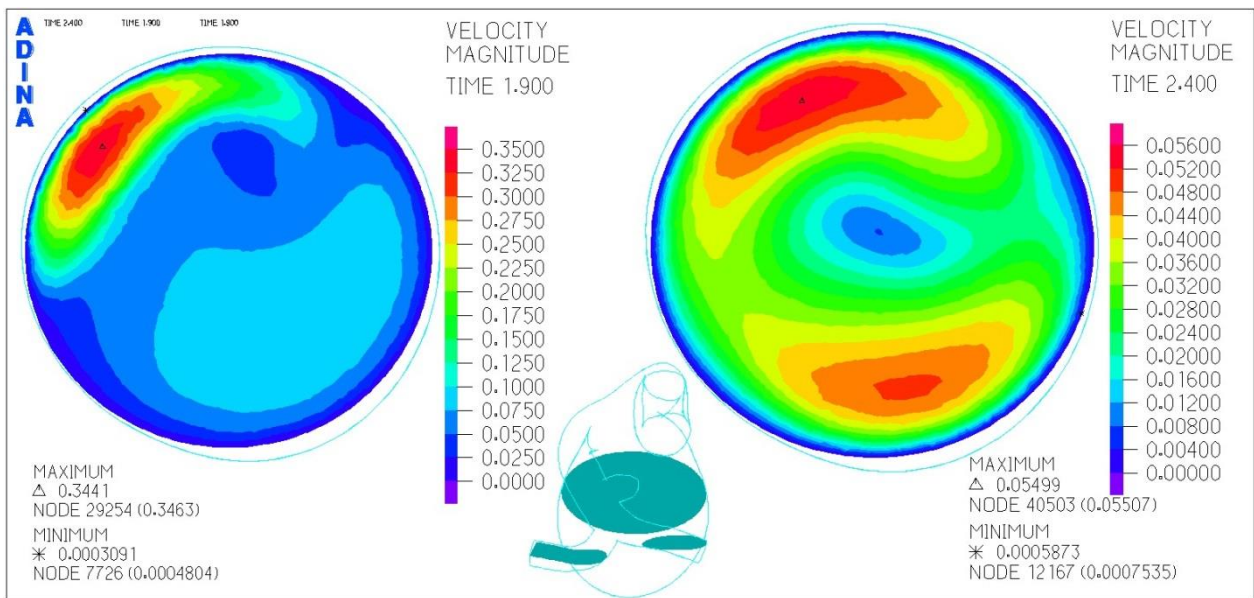


Figura 5-119. Simulación 5. Distribución de la velocidad para el corte en el plano medio.

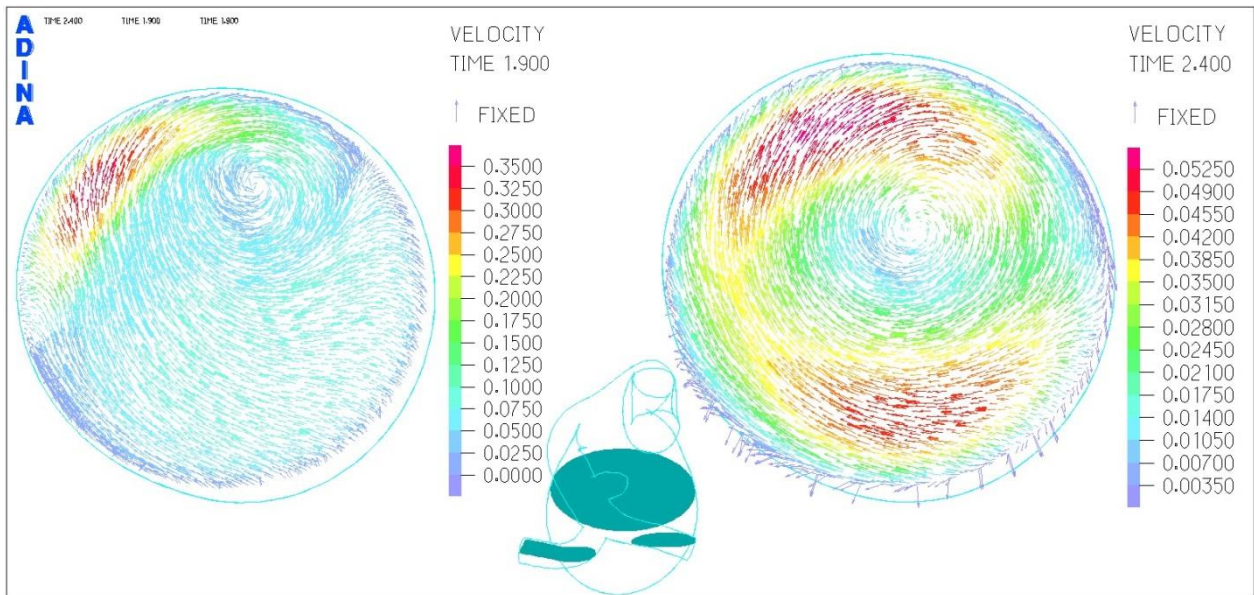


Figura 5-120. Simulación 5. Campo de velocidad para el corte en el plano medio.

En la Figura 5-119 se nota que el máximo de la velocidad iguala los 0,34 [m/s] para el tiempo 1,9 [s] y los 0,05 [m/s] para los 2,4 [s]. Ver además que el lugar donde se encuentra el mínimo se desplaza ampliamente hacia el sector derecho del dibujo en el tiempo 2,4 [s].

La Figura 5-120 evidencia en el campo de velocidad la existencia de la recirculación del flujo, en especial en el centro del aneurisma se genera un vórtice de baja velocidad rodeado por sectores que alcanzan los 0,05 [m/s] para el caso de los 2,4 [s].

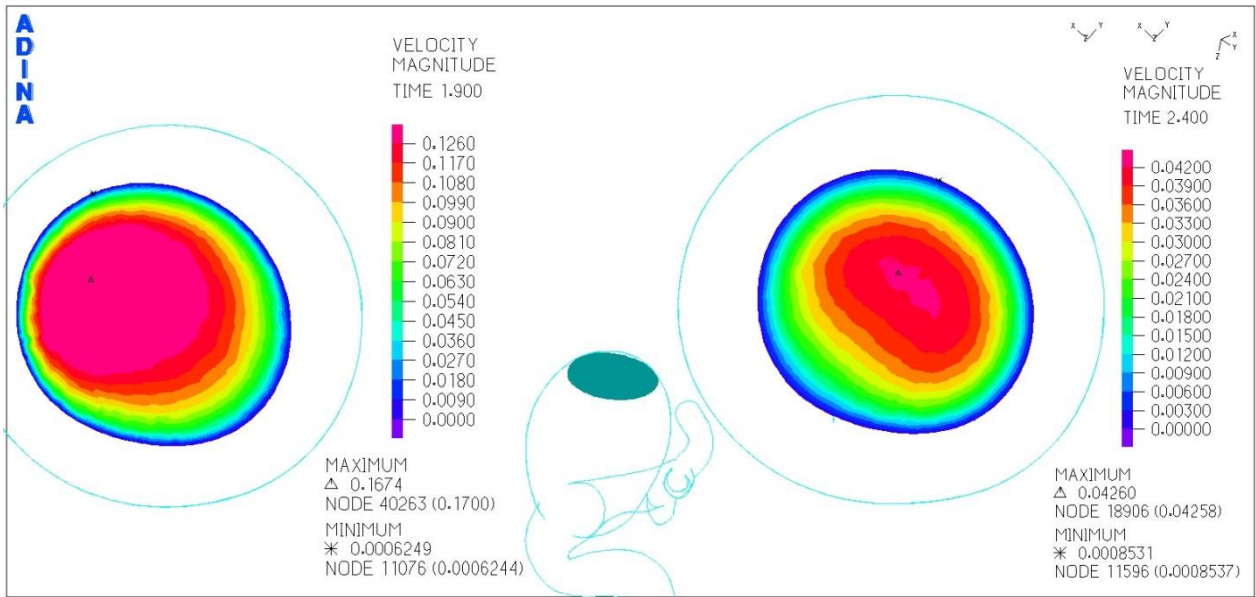


Figura 5-121. Simulación 5. Distribución de la velocidad en el corte superior del aneurisma.

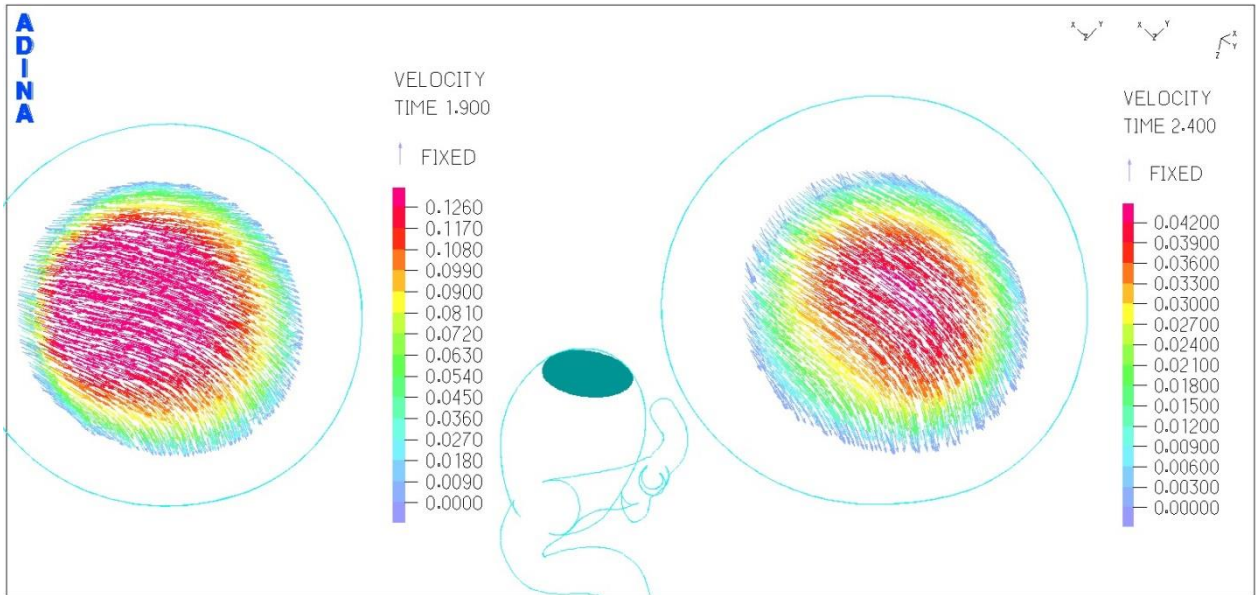


Figura 5-122. Simulación 5. Campo de velocidad para el corte superior del aneurisma.

La distribución de la velocidad se muestra en la Figura 5-121. En ella la velocidad máxima lograda por el flujo es de 0,16 [m/s] para el tiempo 1,9 [s] y de 0,04 [m/s] para los 2,4 [s].

El campo de velocidad de la Figura 5-122 enseña que el fluido tiene una dirección común hacia la derecha del dibujo, lo cual explica que el flujo se está devolviendo hacia la parte inferior del aneurisma en un mismo sentido, generando la recirculación.

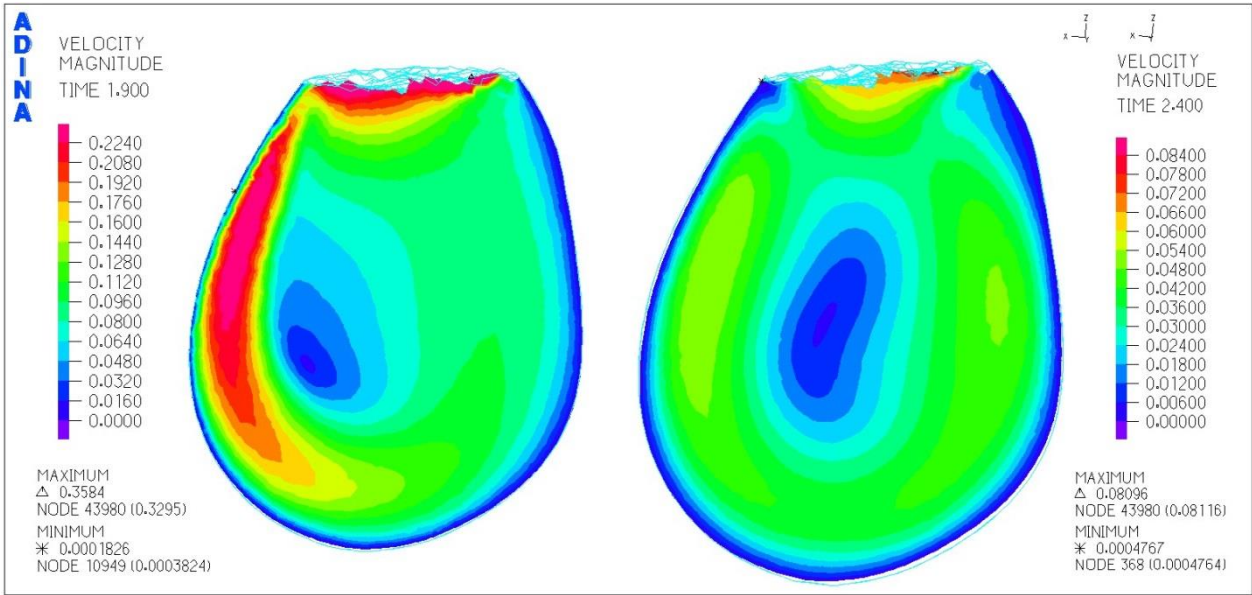


Figura 5-123. Simulación 5. Distribución de la velocidad en el corte transversal del aneurisma.

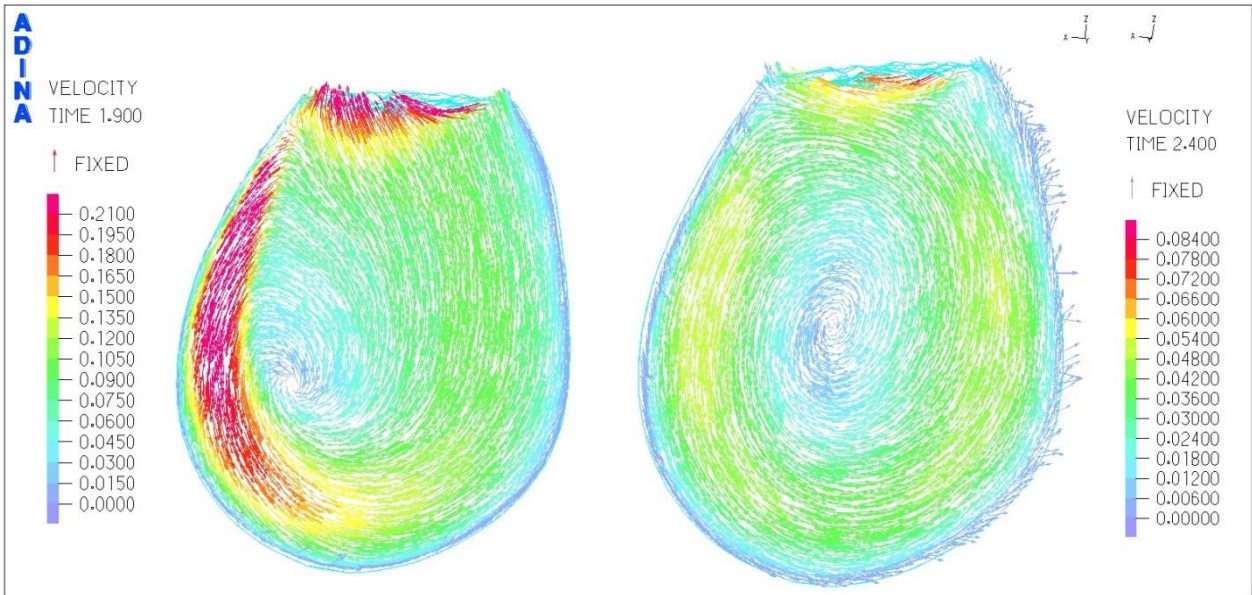


Figura 5-124. Simulación 5. Campo de velocidad en el corte transversal del aneurisma.

La Figura 5-123 expone la velocidad del flujo en el corte transversal. Se ve que para el tiempo de 1,9 [s] se logra una máxima de 0,35 [m/s] y para los 2,4 [s] se llega a los 0,08 [m/s]. Notar que estos máximos se producen en la parte superior del aneurisma, mientras que los mínimos se registran en las paredes, aunque en diferentes posiciones.

El campo de velocidades de la Figura 5-124 refleja totalmente la recirculación que se genera dentro del aneurisma y el vórtice en su centro, lo cual explica las bajas velocidades en el interior.

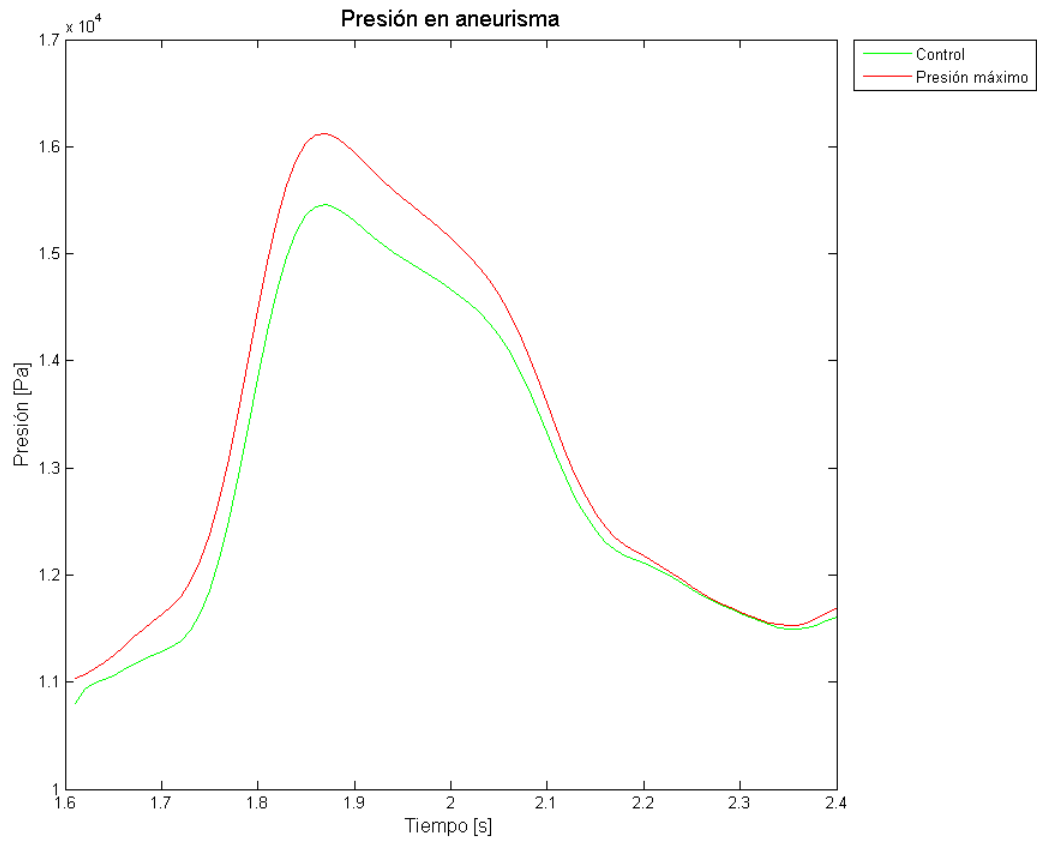


Figura 5-125. Simulación 5. Evolución temporal de la presión.

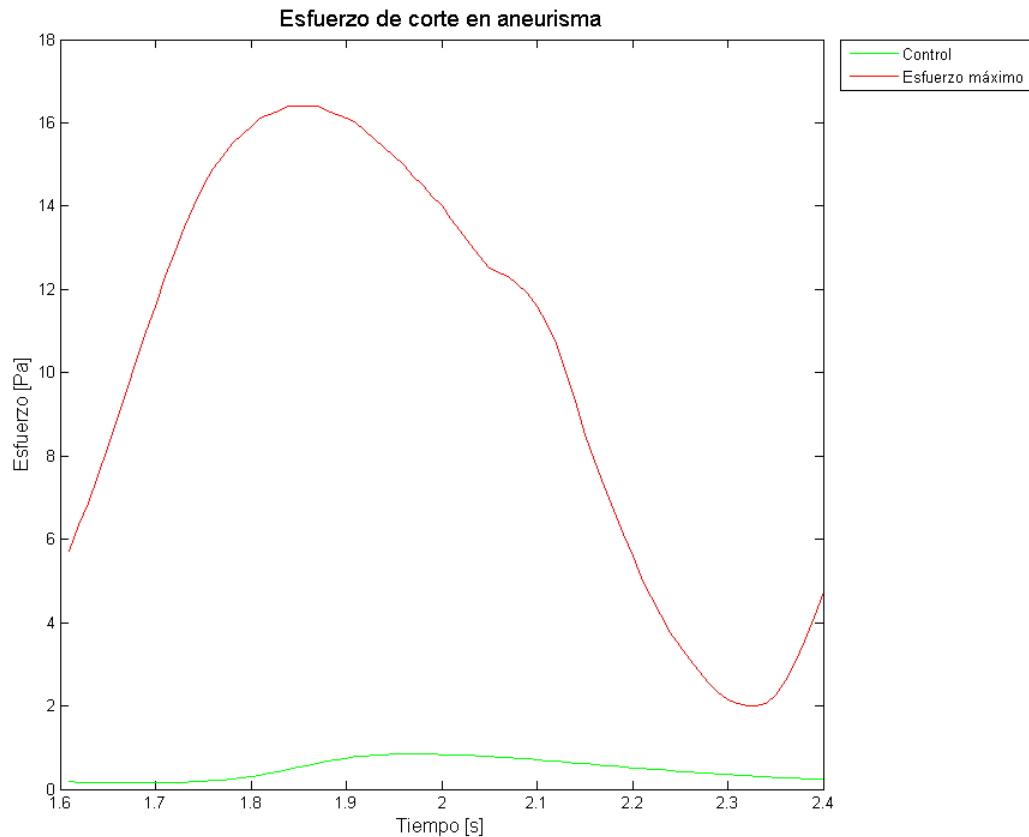


Figura 5-126. Simulación 5. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

La Figura 5-125 enseña como varía la presión en el tiempo, se ve que para el máximo esta tiene una oscilación entre los 11 [kPa] y los 16 [kPa]. La misma forma tiene la presión en el punto de control, pero esta va entre los valores de 10,9 [kPa] y 15,2 [kPa].

El esfuerzo de corte en el tiempo es lo que expone la Figura 5-126. Se aprecia que el máximo fluctúa entre los 2 [Pa] y los 16 [Pa]. Mientras que el punto de control tiene un esfuerzo de corte cercano a cero.

En la Figura 5-127 se exhiben las velocidades para los cortes inferior, medio y superior del aneurisma. Se ve que el plano inferior tiene un rápido aumento de velocidad hasta llegar a los 0,59 [m/s], el plano medio tiene el mismo comportamiento, pero alcanza los 0,35 [m/s], y por su parte el plano superior tiene una velocidad constante en las primeras décimas de segundos y después crece hasta los 0,16 [m/s].

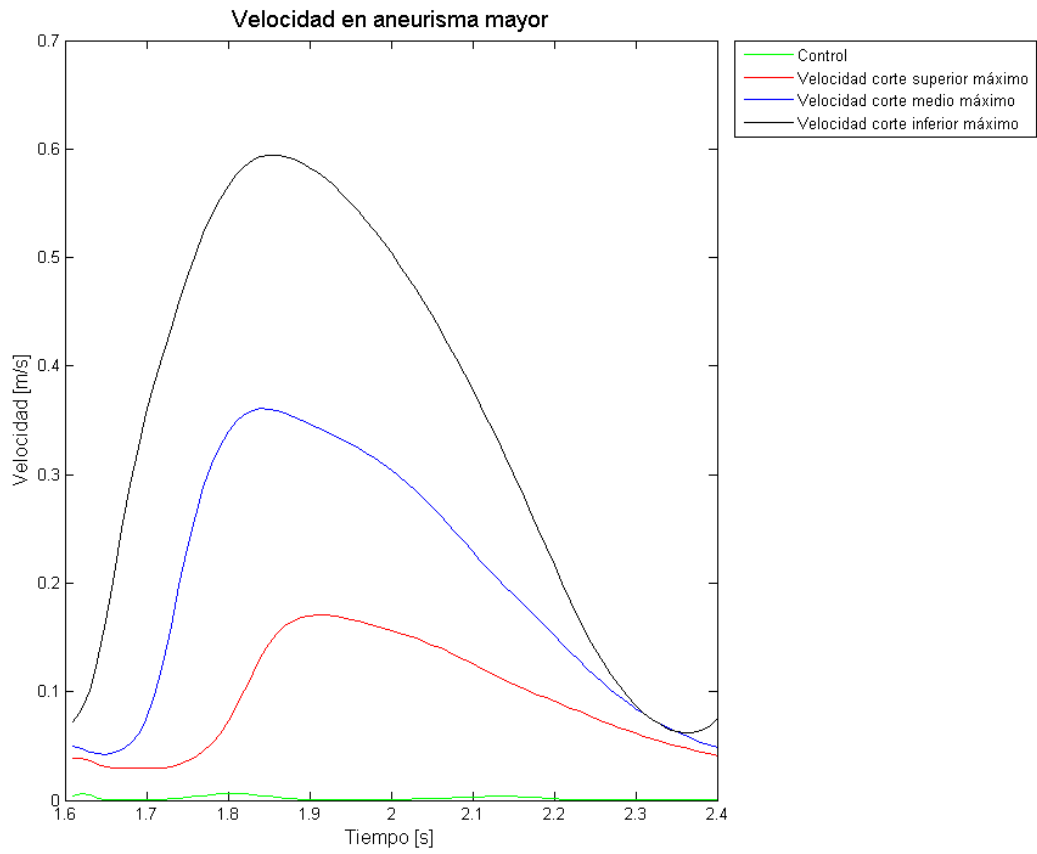


Figura 5-127. Simulación 5. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.6 VARIACIÓN EN LA PRESIÓN DE SALIDA

5.6.1 GRADIENTE DE PRESIÓN CON HIPERTENSIÓN EN ESTADO 1

5.6.1.1 Sólido

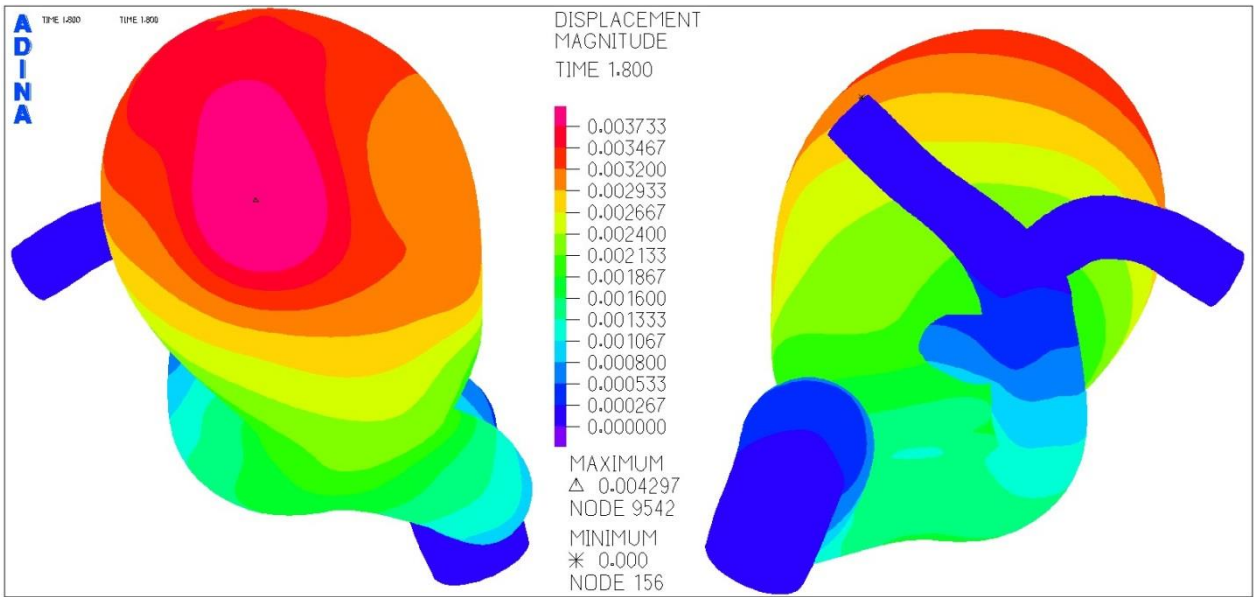


Figura 5-128. Simulación 6. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.

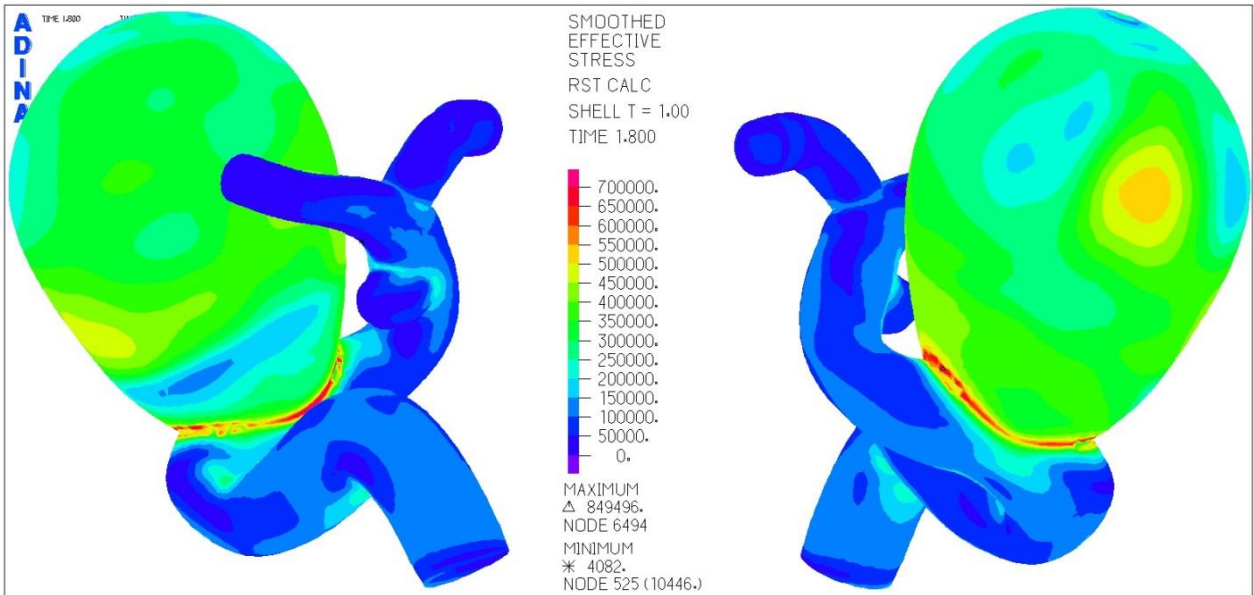


Figura 5-129. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma.

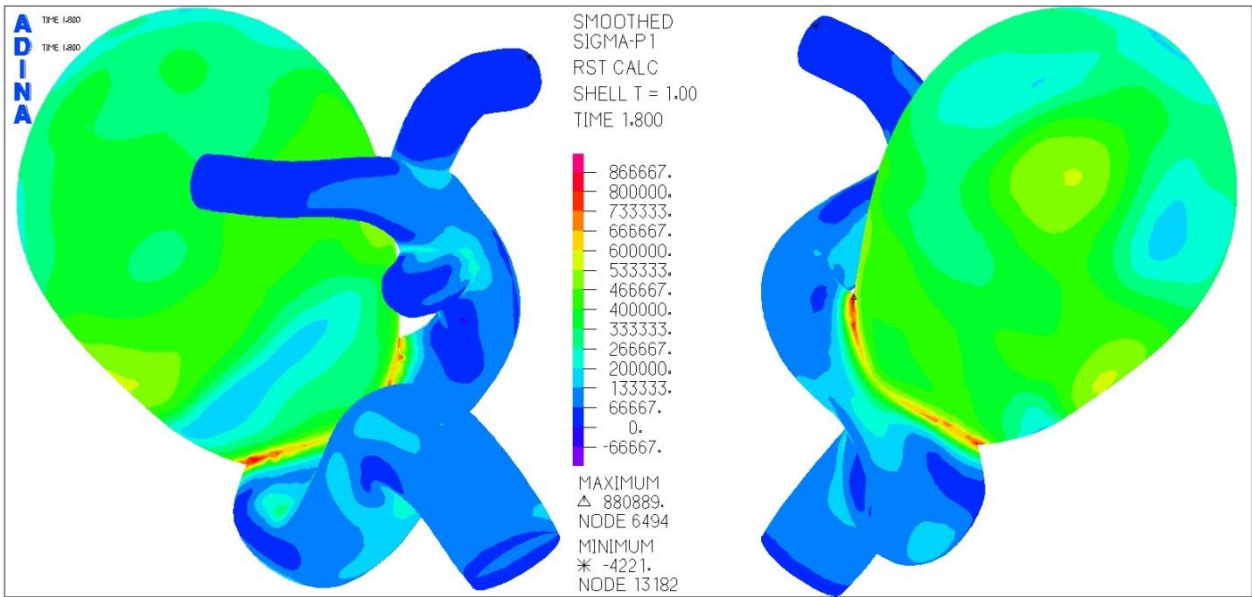


Figura 5-130. Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma.

El desplazamiento en la Figura 5-128 exhibe que el desplazamiento máximo se genera en la zona superior del aneurisma, alcanzando los 3,7 [mm]. Nuevamente los desplazamientos mínimos se encuentran en las zonas de las arterias.

La Figura 5-129 expone que el esfuerzo de Von Mises se concentra en el cuello del aneurisma y llega a un máximo de 849 [kPa] para el tiempo de 1,8 [s]. De nuevo se aprecia que también hay una concentración de esfuerzos relevantes en la zona de desplazamiento máximo, superando los 500 [kPa].

La Figura 5-130 muestra que el primer esfuerzo principal llega a los 880 [kPa] en la misma zona donde el esfuerzo de Von Mises en máximo.

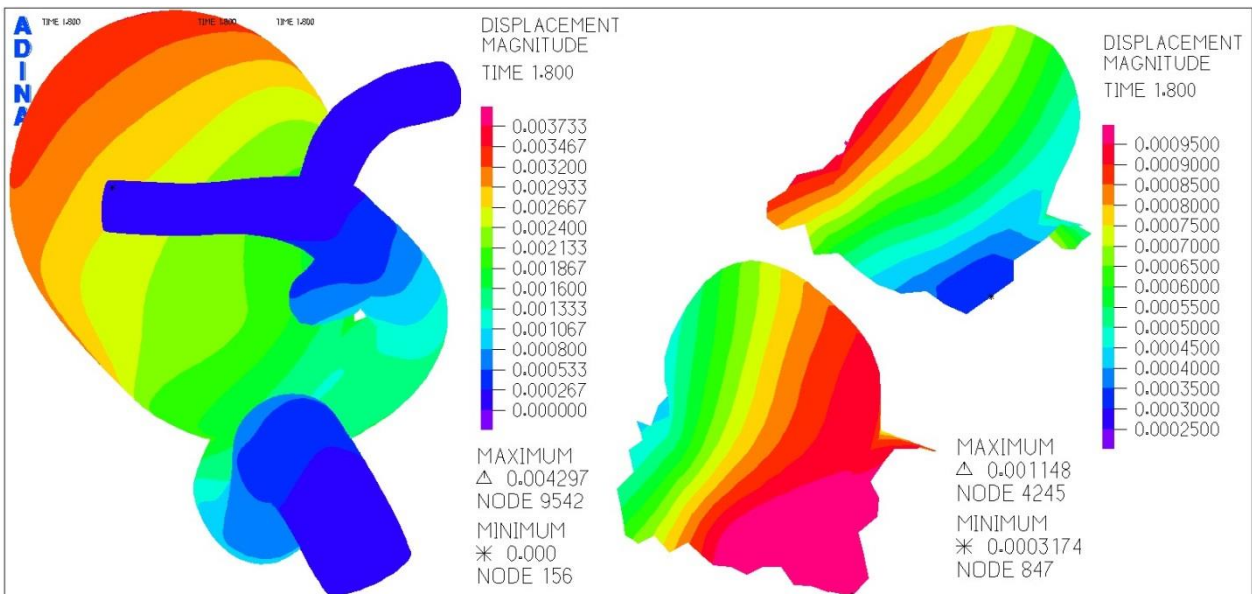


Figura 5-131. Simulación 6. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.

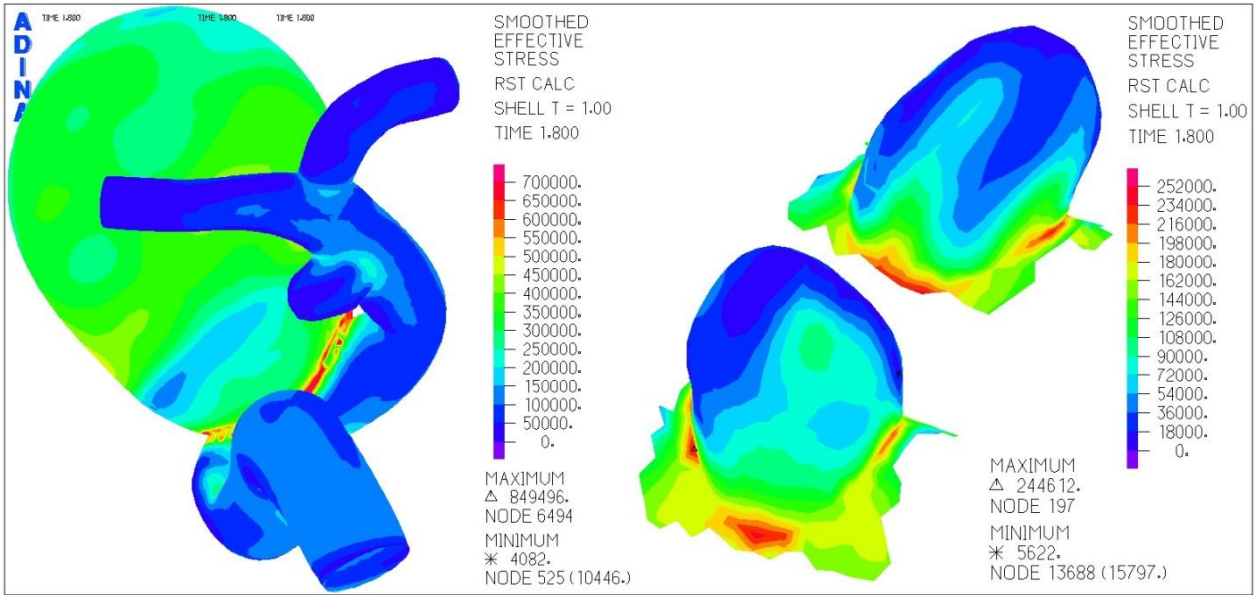


Figura 5-132. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.

La Figura 5-131 muestra que el desplazamiento en el aneurisma menor nuevamente se encuentra determinado por el desplazamiento del mayor, por lo que el máximo punto en el aneurisma menor es de 1,1 [mm].

El esfuerzo de Von Misses del aneurisma menor de la Figura 5-132 se concentra otra vez en el cuello, alcanzando los 244 [kPa] para los 1,8 [s].

La distribución del primer esfuerzo principal del aneurisma menor de la Figura 5-133 refleja que también en el cuello es el lugar donde se concentra el esfuerzo, llegando a los 257 [kPa] para los 1,8 [s].

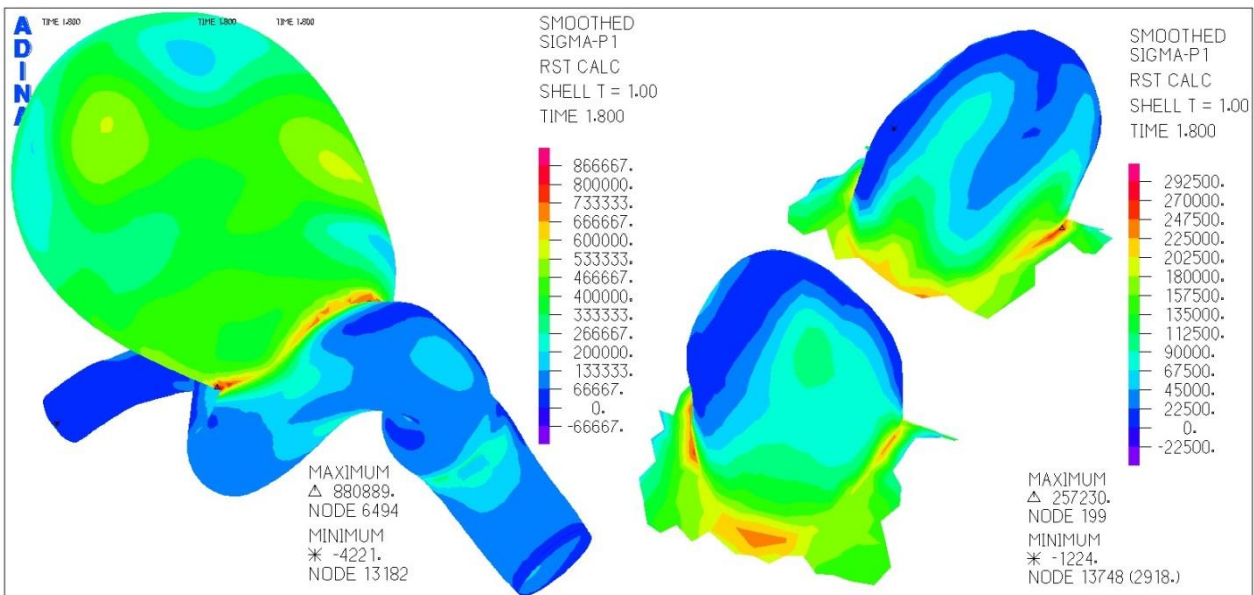


Figura 5-133. Simulación 6. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.

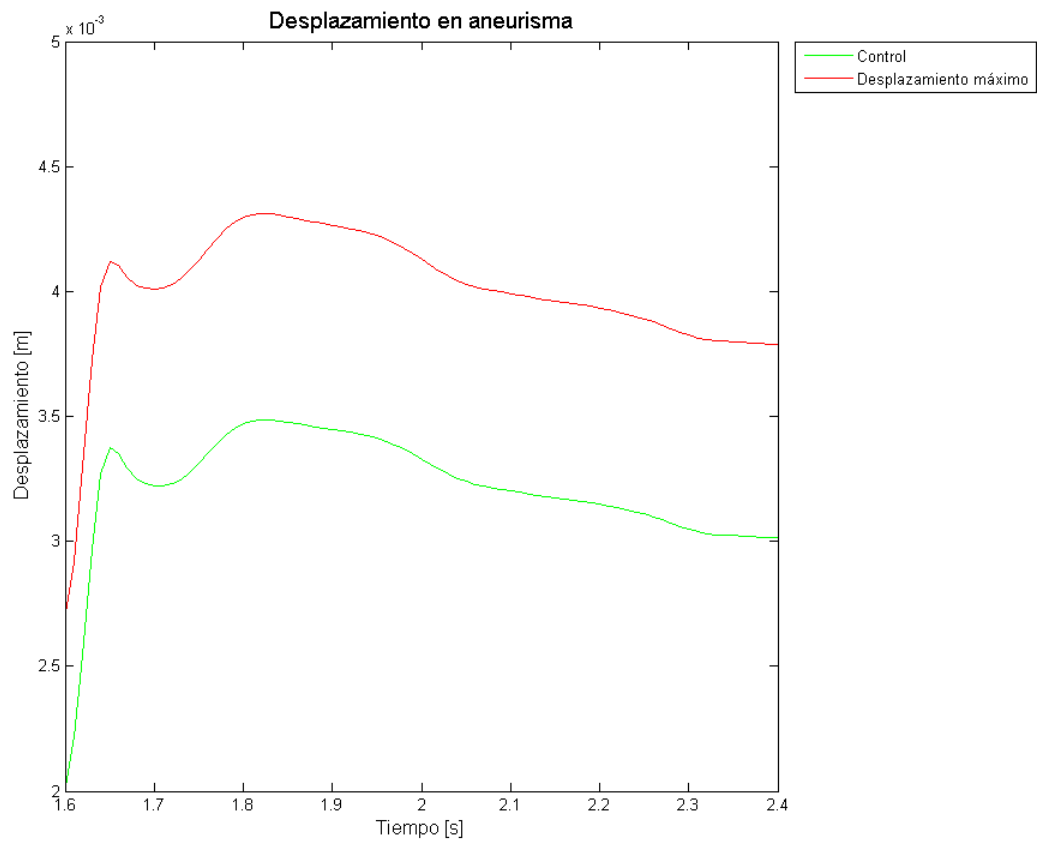


Figura 5-134. Simulación 6. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

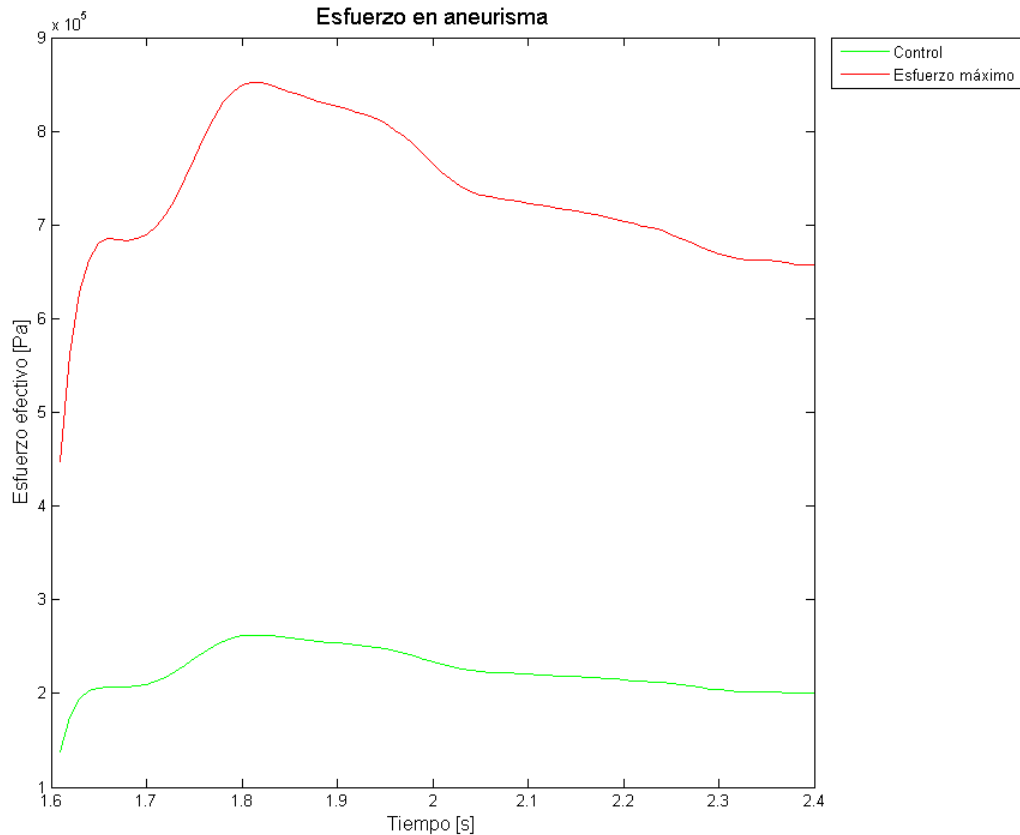


Figura 5-135. Simulación 6. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

Como se aprecia en la Figura 5-134 el desplazamiento máximo en el aneurisma va en el rango de los 3,7 [mm] a los 4,3 [mm] y el punto de control lo hace entre los 3 [mm] y los 3,4 [mm], esto sin contar la zona inicial de fuerte crecimiento en ambos casos.

La Figura 5-135 refleja el comportamiento del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma. Se ve que en un principio el máximo tiene un gran crecimiento y que posterior al 1,65 [s] este va desde aproximadamente los 690 [kPa] a los 850 [kPa], mientras que el punto de control lo hace desde los 135 [kPa] hasta los 250 [kPa].

Para el primer esfuerzo principal de la Figura 5-136, se nota un comportamiento similar al del esfuerzo de Von Mises, solo que el punto máximo va desde los 700 [kPa] hasta los 890 [kPa] sin contar el primer tramo.

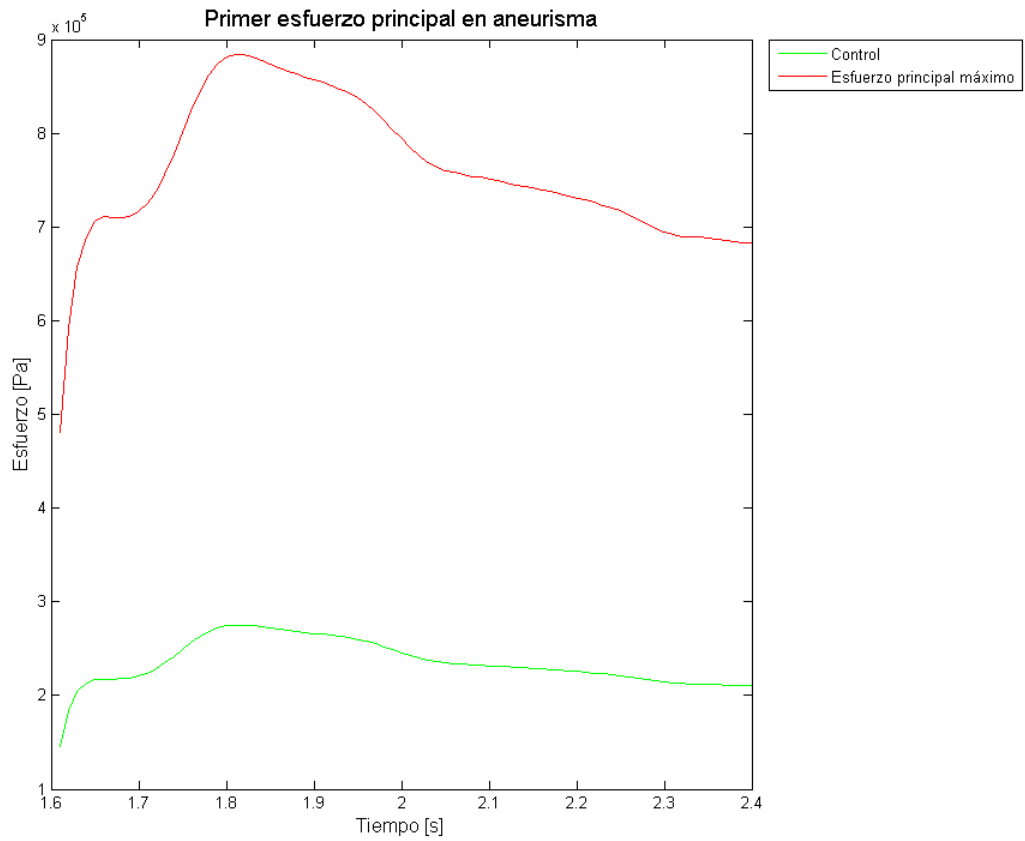


Figura 5-136. Simulación 6. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.6.1.2 Fluido

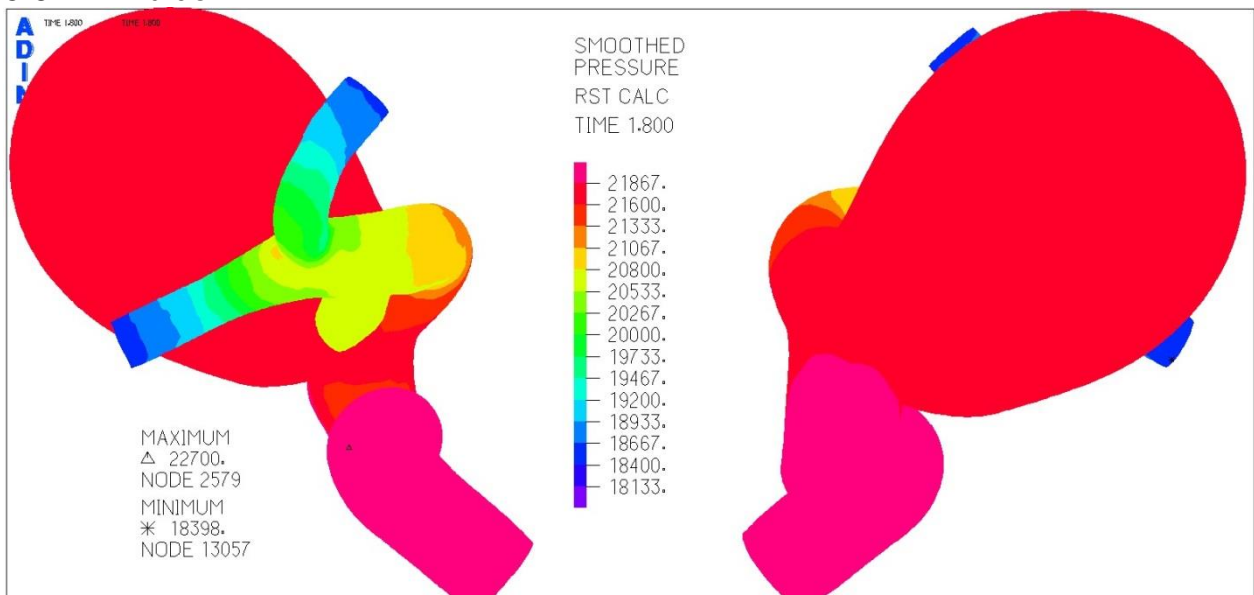


Figura 5-137. Simulación 6. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

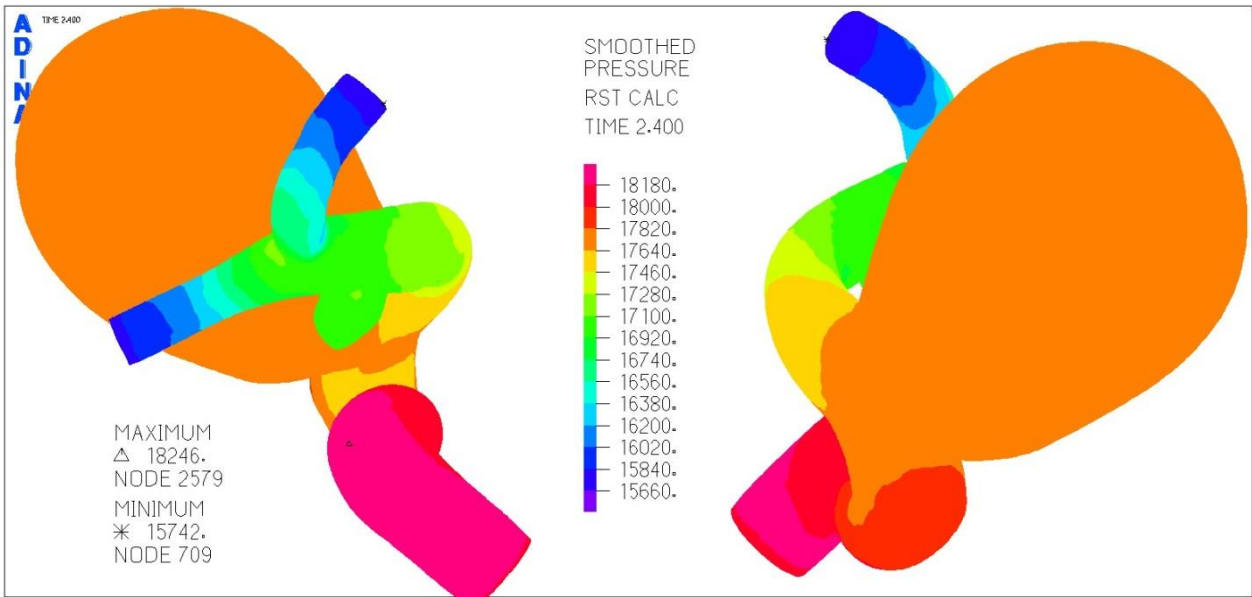


Figura 5-138. Simulación 6. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

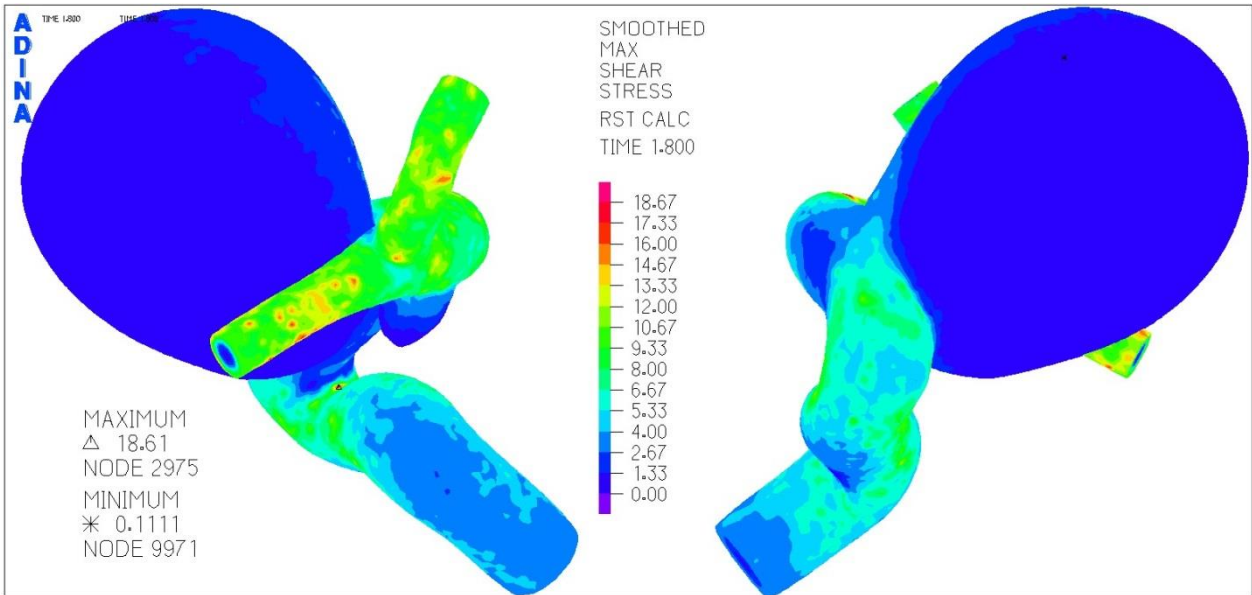


Figura 5-139. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

En la Figura 5-137 de la distribución de la presión para el tiempo 1,8 [s], se ve que esta alcanza los 22,7 [kPa] en donde su máximo se encuentra en la zona de la arteria por donde ingresa el flujo. Se ve que el aneurisma mayor alcanza los 21,5 [kPa]. Para la Figura 5-138 que enseña el mismo gráfico pero para el tiempo 2,4 [s], se muestra que la presión máxima está en el mismo lugar, pero solo alcanza los 18,2 [kPa].

Para la distribución del esfuerzo de corte en el tiempo 1,8 [s] de la Figura 5-139, se desprende que el máximo valor es de 18,6 [Pa]. La zona de las arterias nuevamente concentra los esfuerzos más importantes, mientras que el aneurisma tiene valores menores a 4 [Pa] incluyendo el mínimo de 0,1 [Pa].

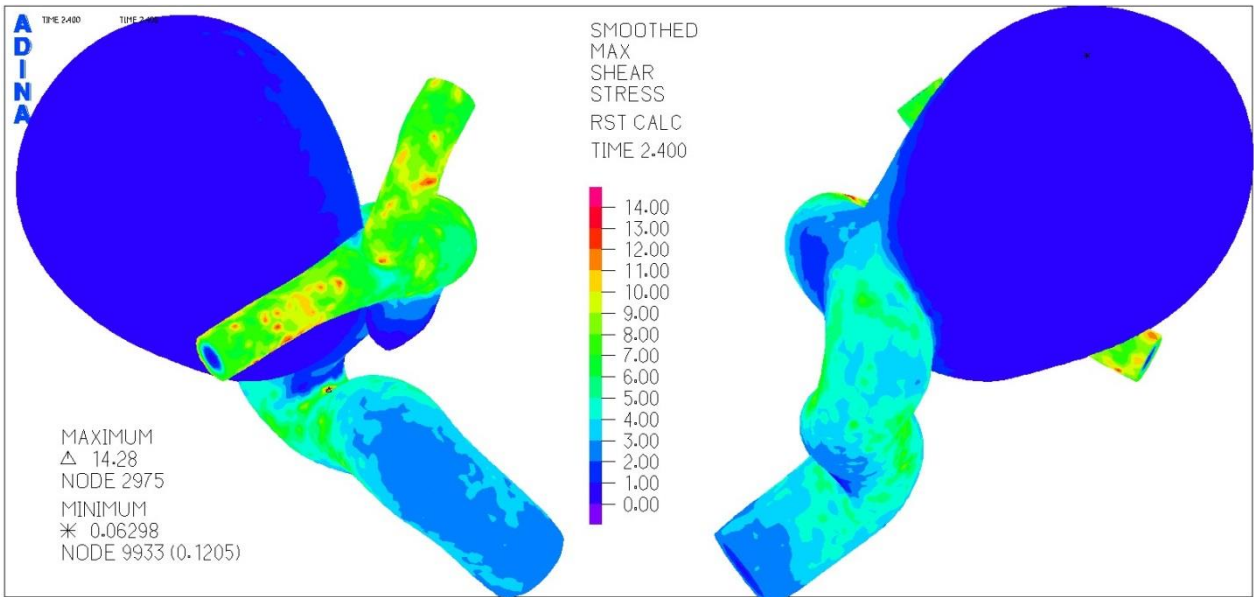


Figura 5-140. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

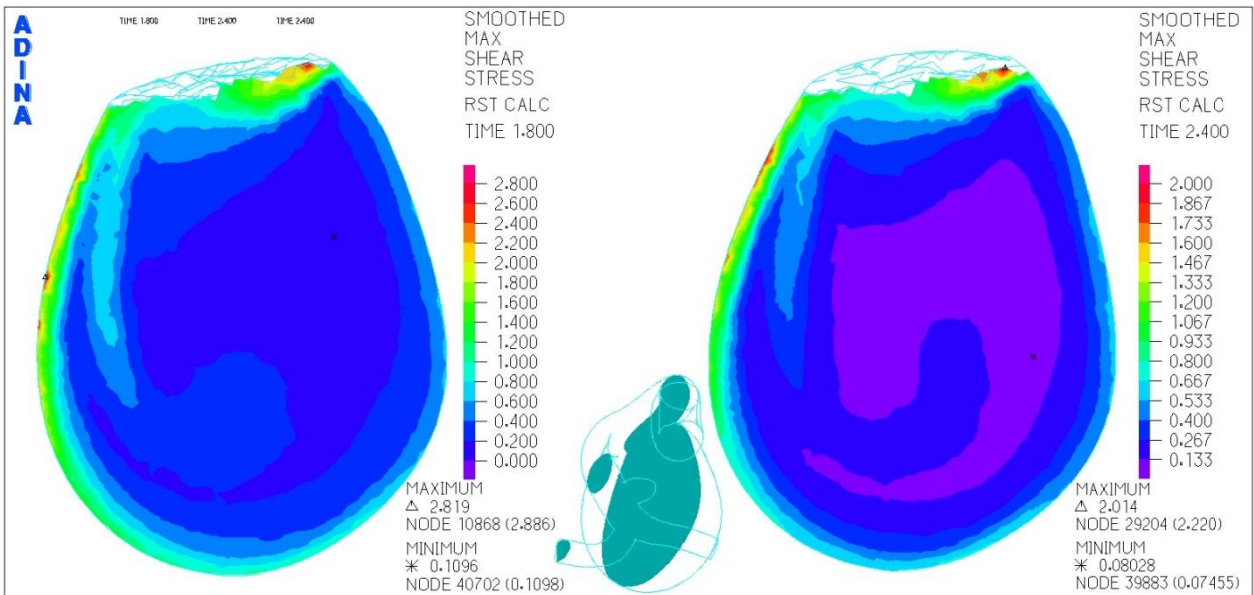


Figura 5-141. Simulación 6. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.

La distribución de esfuerzo de corte en el tiempo 2,4 [s] la enseña la Figura 5-140. En ella se ve que el máximo y el mínimo se encuentran en las mismas partes que en la distribución para el tiempo 1,8 [s], pero en este caso solo logran los valores de 14,2 [Pa] y de 0,06 [Pa] respectivamente.

La Figura 5-141 exhibe el esfuerzo de corte pero en este caso en el plano transversal. Ahí se ve que para los 1,8 [s] el esfuerzo iguala los 2,8 [Pa] y para los 2,4 [s] solo llega a 2 [Pa]. Notar que los lugares donde están los máximos cambian.

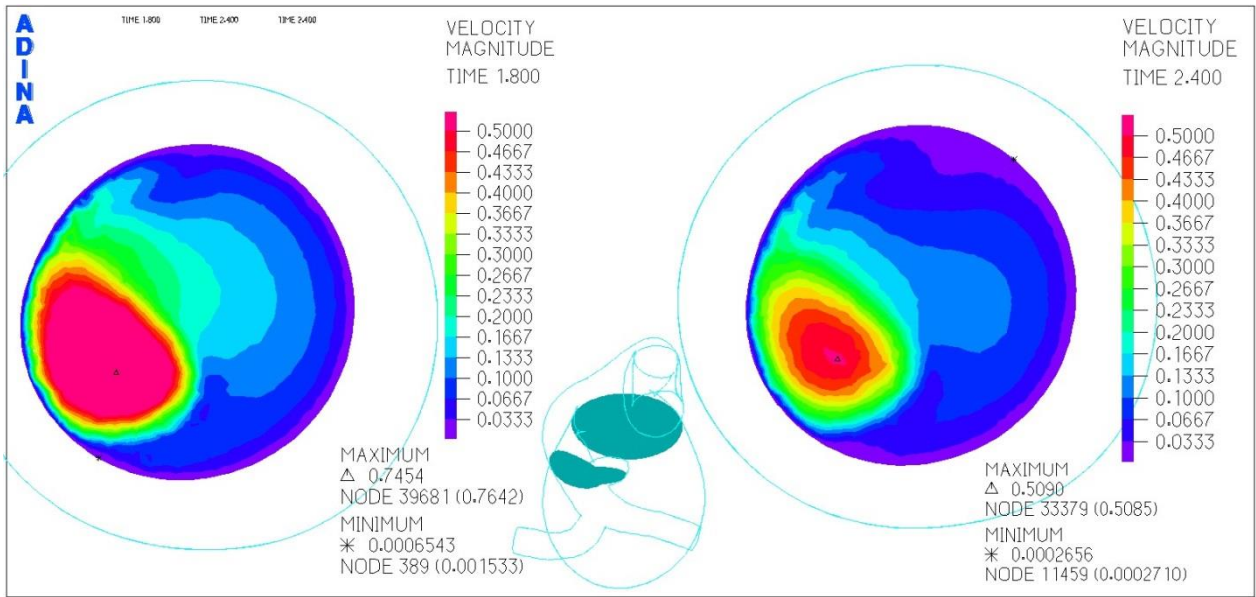


Figura 5-142. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte inferior.

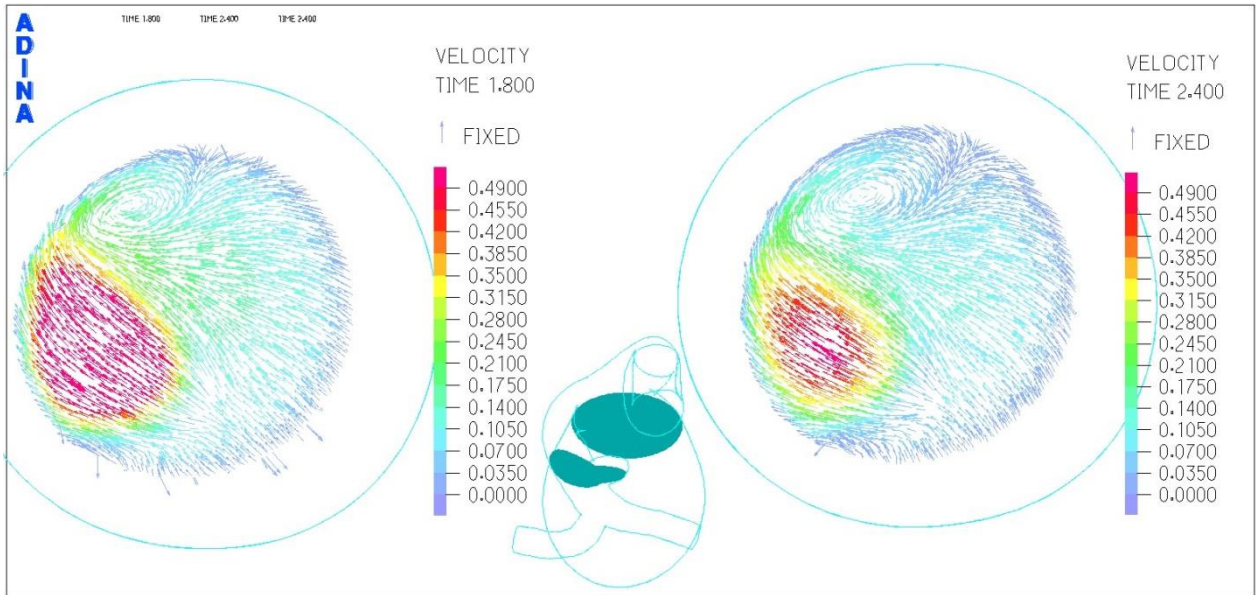


Figura 5-143. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte inferior.

La Figura 5-142 enseña la distribución de la velocidad en donde se logra alcanzar una velocidad máxima de 0,74 [m/s] en el tiempo 1,8 [s] y 0,5 [m/s] para los 2,4 [s]. Notar que no se advierte presencia de una recirculación en este corte.

El campo de velocidad del corte inferior lo señala la Figura 5-143. Aquí se evidencia la presencia de una vorticidad de baja velocidad en la parte superior de las imágenes de ambos tiempos.

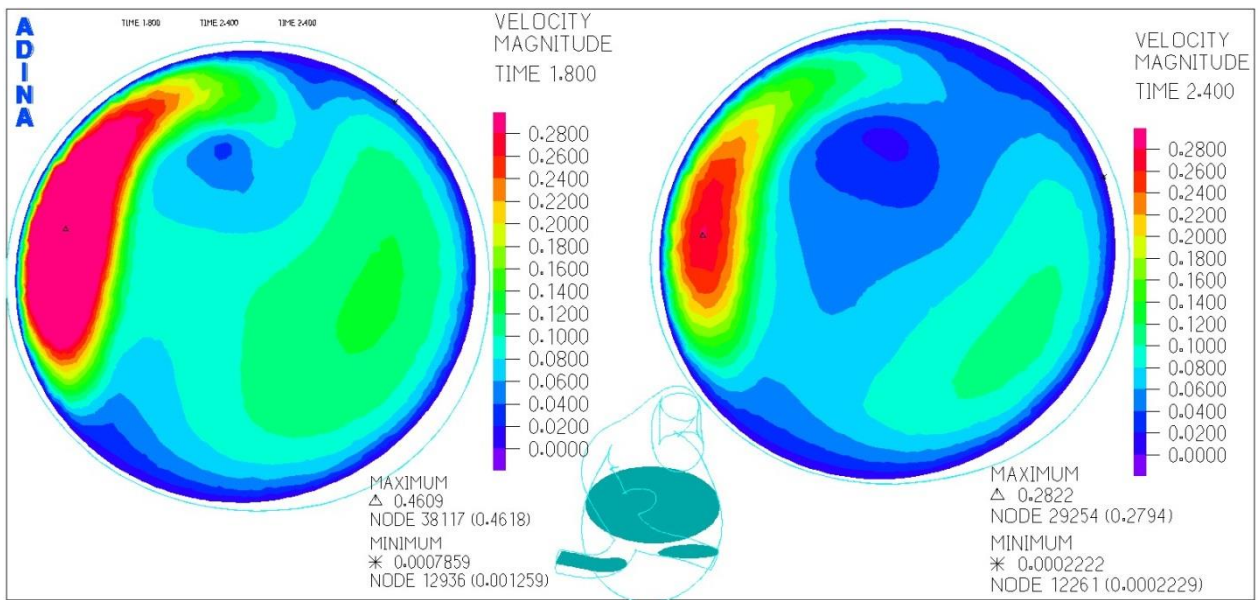


Figura 5-144. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte medio.

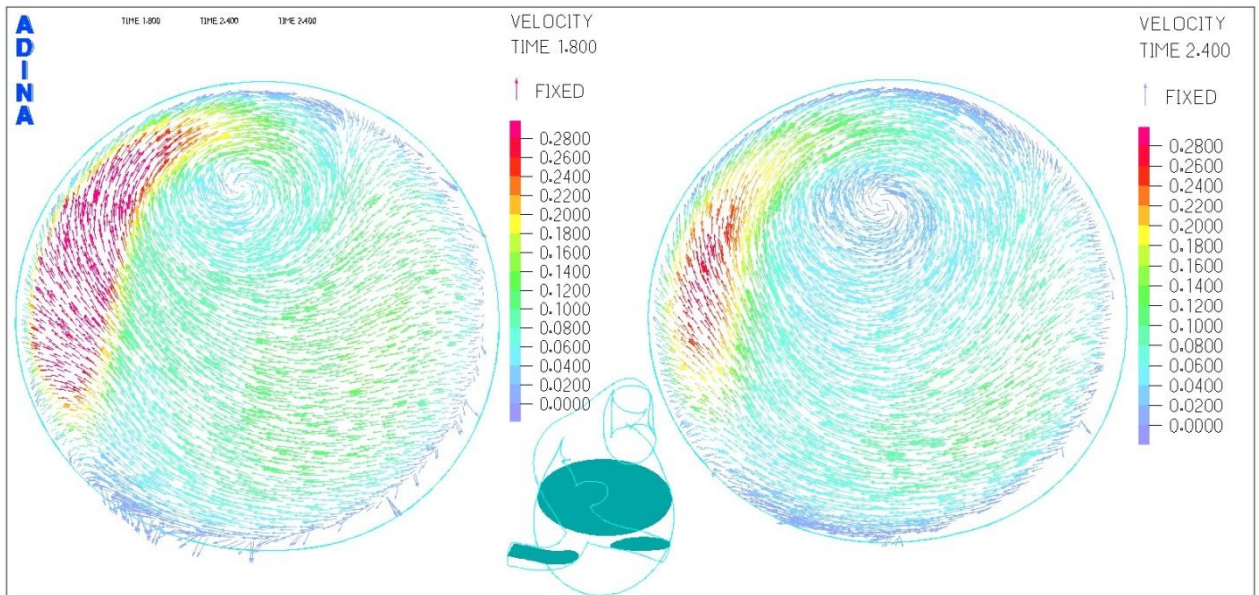


Figura 5-145. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte medio.

Como muestra la Figura 5-144 la velocidad máxima alcanzada para el tiempo 1,8 [s] es de 0,46 [m/s] mientras que para los 2,4 [s] es de 0,28 [m/s]. Notar que los máximos y mínimos están en la misma posición.

La Figura 5-145 del campo de velocidad del corte medio refleja que existe una vorticidad en el centro del aneurisma, la que alcanza velocidades de 0,06 [m/s] para el caso de 1,8 [s].

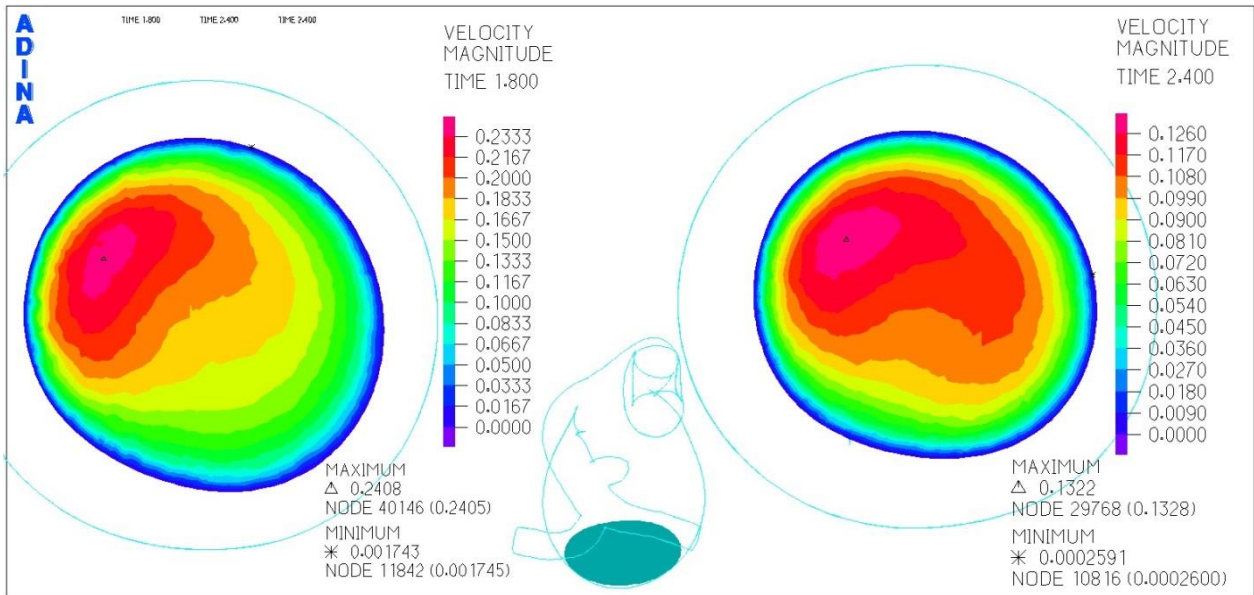


Figura 5-146. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte superior.

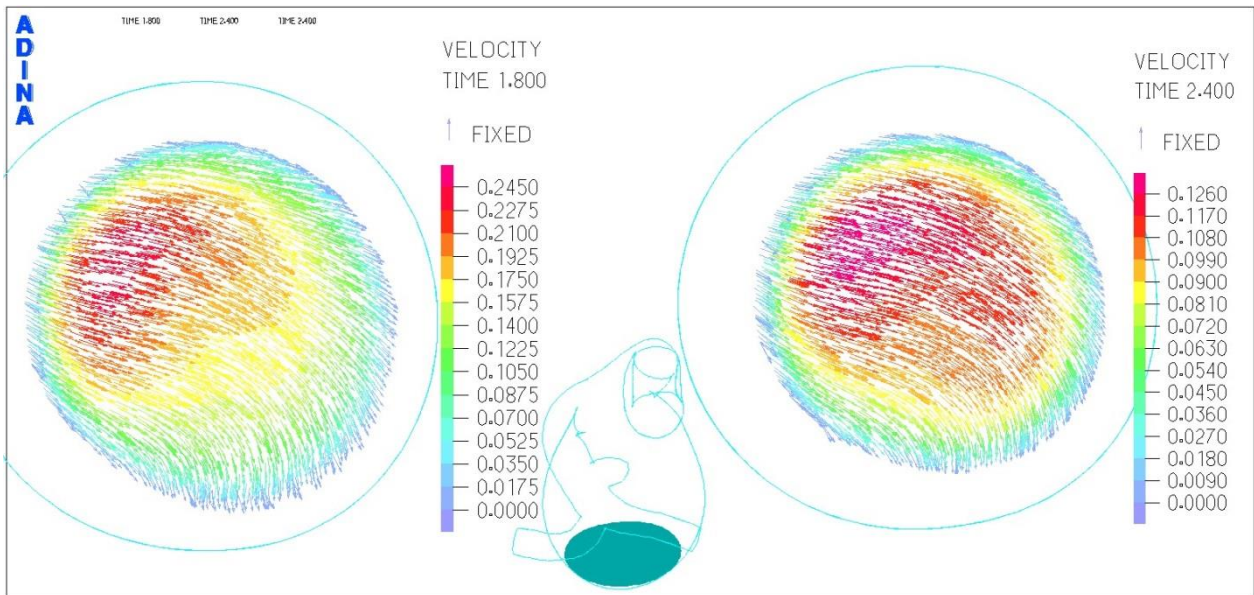


Figura 5-147. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte superior.

La distribución de la velocidad en el corte superior es la que se muestra en la Figura 5-146. Se ve que la velocidad máxima alcanzada es de 0.24 [m/s] para el tiempo 1,8 [s] y de 0,13 [m/s] para los 2,4 [s].

Los campos de velocidades para el corte superior de los tiempos 1,8 [s] y 2,4 [s] los expone la Figura 5-147. Como en casos anteriores, se ve que la dirección del flujo es uniforme y por lo tanto no hay presencia de vorticidades.

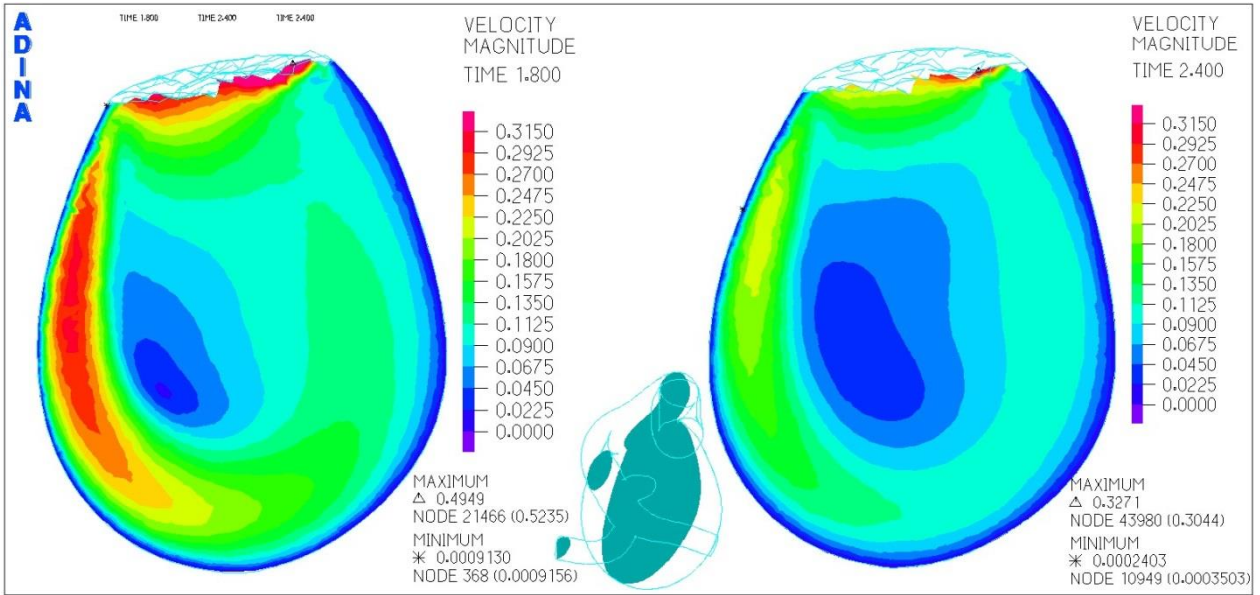


Figura 5-148. Simulación 6. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte transversal.

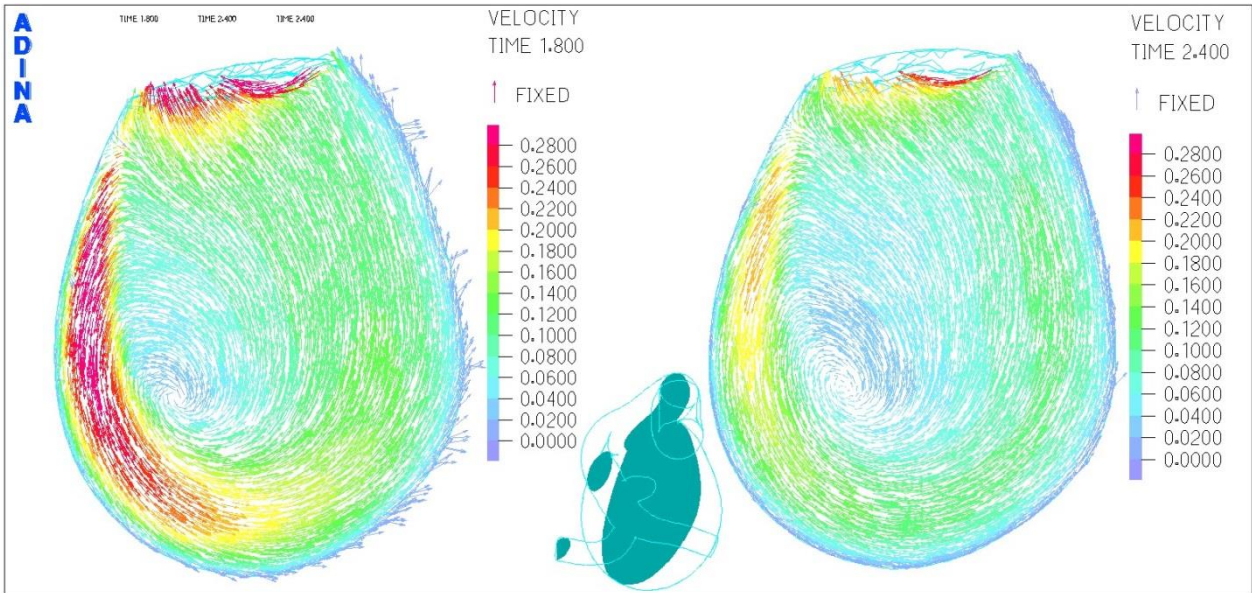


Figura 5-149. Simulación 6. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte transversal.

La Figura 5-148 expone la velocidad en el corte transversal del aneurisma. Para el tiempo 1,8 [s] la velocidad máxima es de 0,49 [m/s] y para el de 2,4 [s] es de 0,32 [m/s]. Notar que los máximos se encuentran en el mismo punto, pero los mínimos cambian de posición.

El campo de velocidades del corte transversal se ve en la Figura 5-149. Queda clara la presencia de la recirculación dentro del aneurisma, generándose un vórtice en su interior.

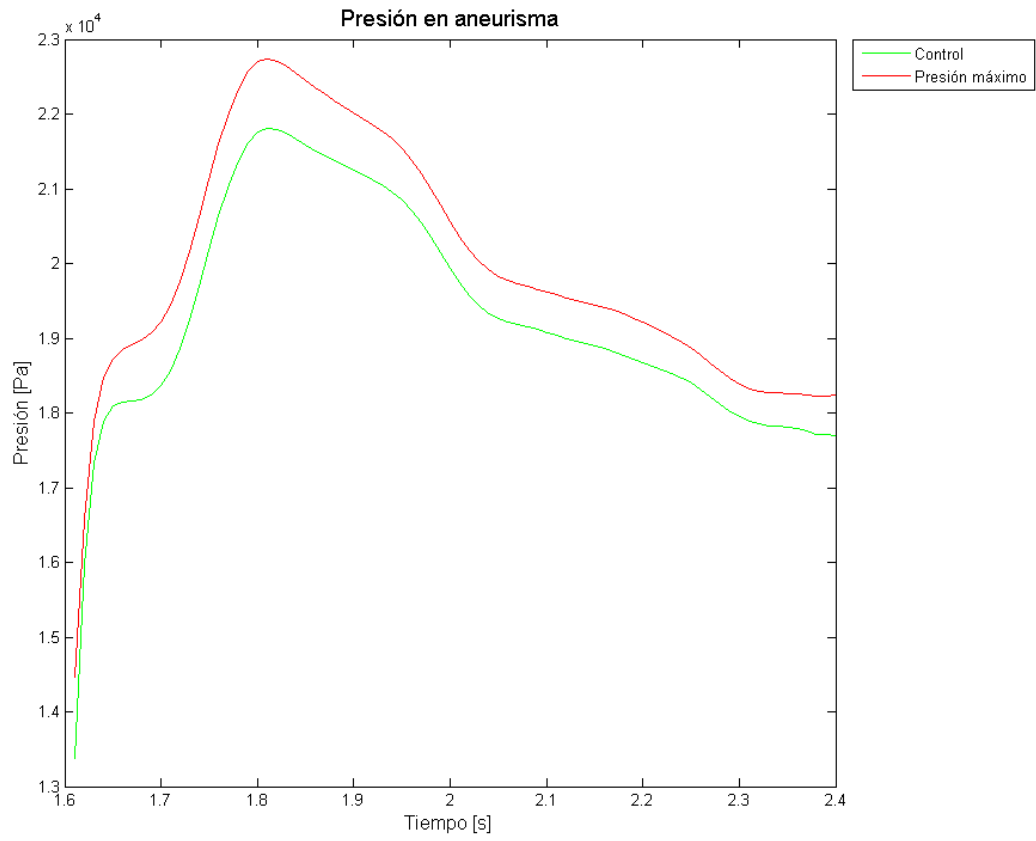


Figura 5-150. Simulación 6. Evolución temporal de la presión.

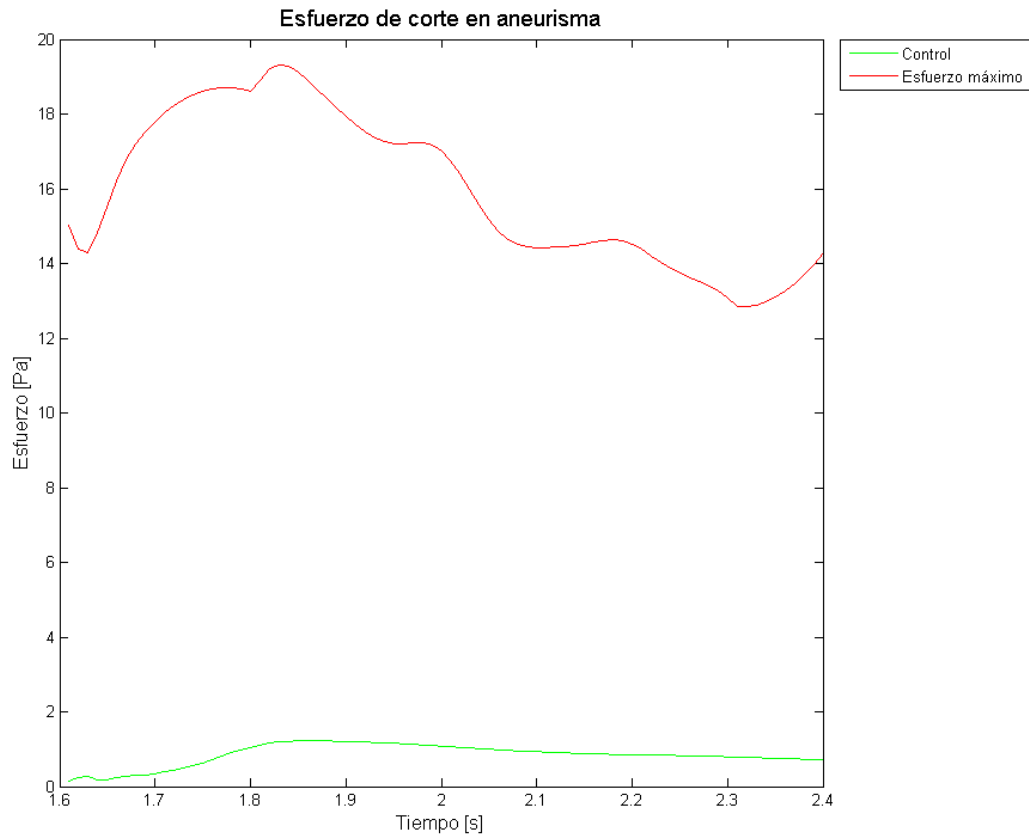


Figura 5-151. Simulación 6. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-150 de la presión se ve que el máximo va desde los 19 [kPa] y sobrepasa los 22,8 [kPa] (sin contar el tramo inicial de explosivo crecimiento), mientras que el control solo llega hasta los 21,8 [kPa].

El esfuerzo de corte en el que exhibe la Figura 5-151, en la cual se nota como el máximo parte desde los 15 [Pa], llega hasta los 19 [Pa] y finalmente desciende por debajo de los 13 [Pa]. El punto de control apenas logra 1 [Pa].

La velocidad de los cortes del aneurisma lo enseña la Figura 5-152. Se nota como aumenta rápidamente la velocidad en los tres cortes y estas llegan a un máximo de 0,76 [m/s], 0,46 [m/s] y 0,24 [m/s] para el corte bajo, medio y alto respectivamente. El punto de control tiene velocidad nula en casi todo el periodo de tiempo.

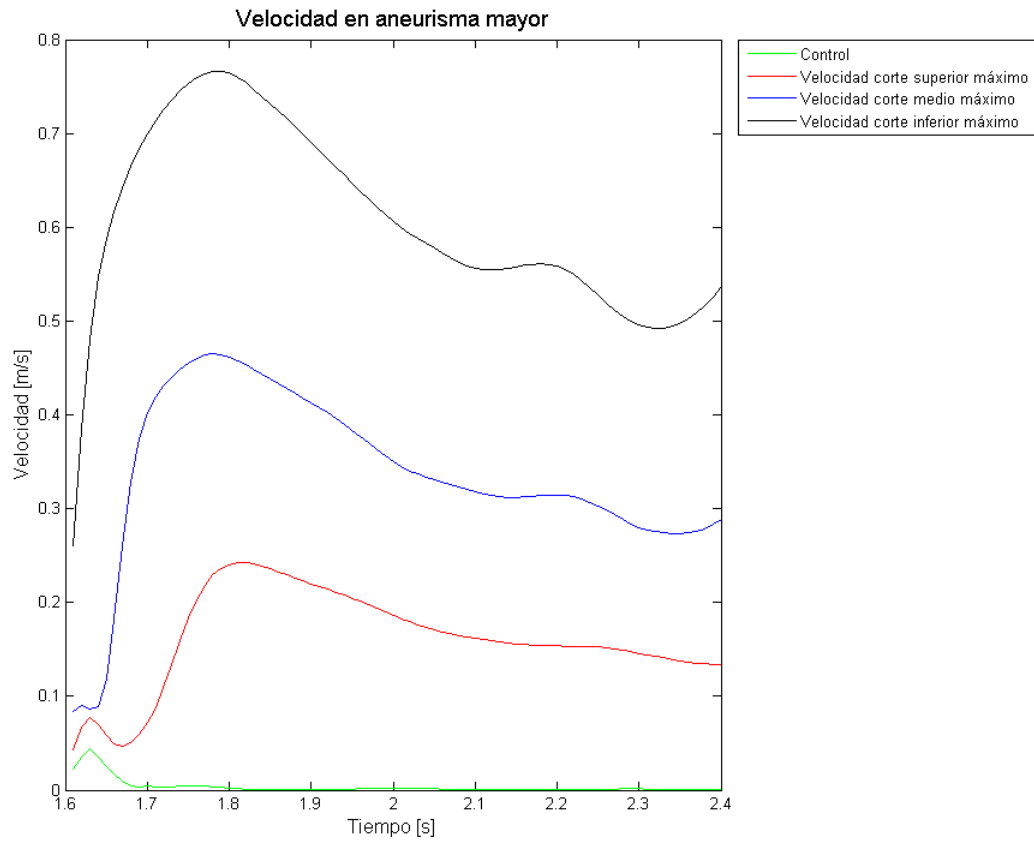


Figura 5-152. Simulación 6. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.6.2 GRADIENTE DE PRESIÓN CON HIPERTENSIÓN EN ESTADO 2

5.6.2.1 Sólido

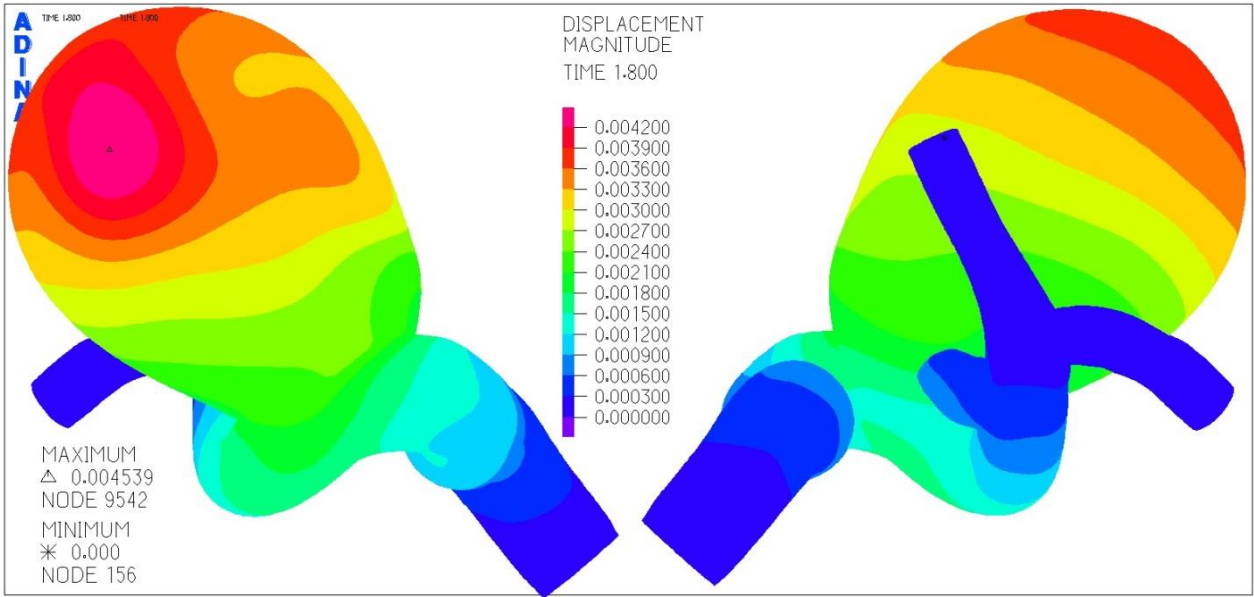


Figura 5-153. Simulación 7. Distribución del desplazamiento en aneurisma.

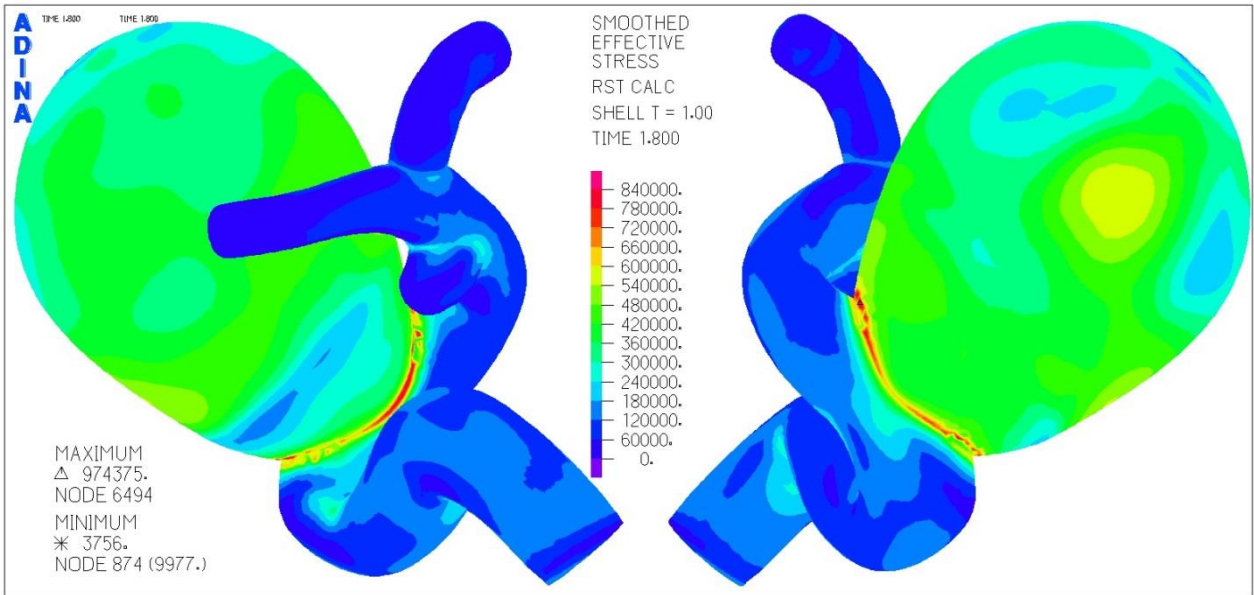


Figura 5-154. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de Von Mises en aneurisma.

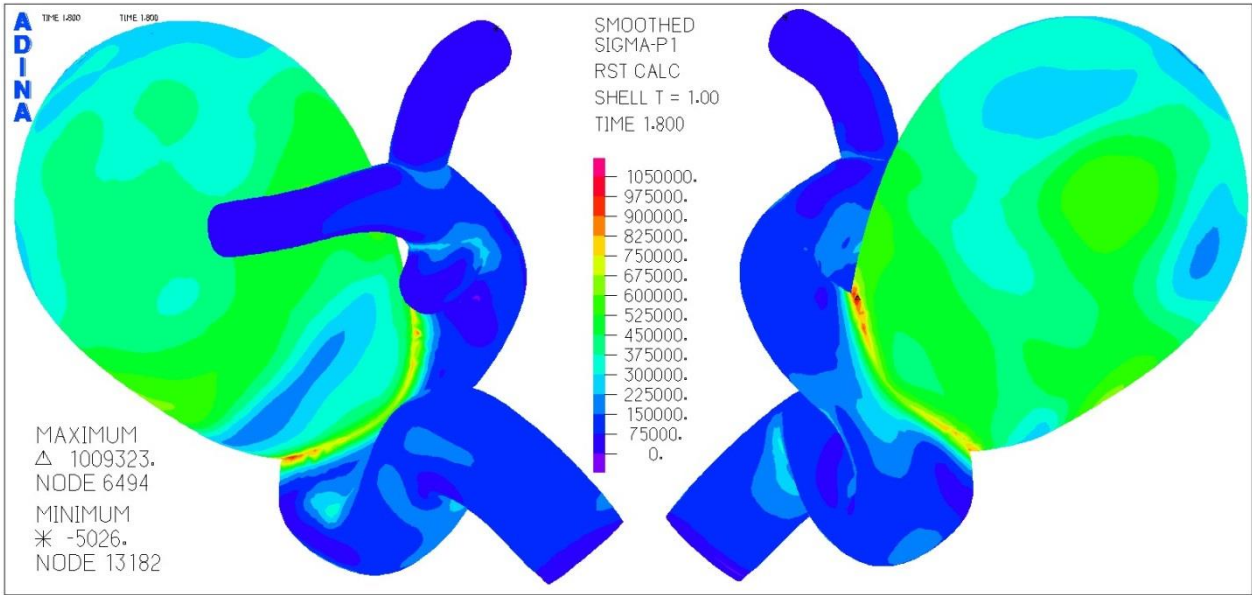


Figura 5-155. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.

La distribución del desplazamiento para el tiempo 1,8 [s] la expone la Figura 5-153. En ella se ve que este alcanza los 4,5 [mm] y se ubica, al igual que en los casos anteriores, en la parte superior del domo. Los mínimos nuevamente se ubican en los extremos de las arterias.

En la Figura 5-154 se aprecia el esfuerzo de Von Mises. Notar la alta concentración en torno al cuello del aneurisma, es allí donde se encuentra el máximo el que llega a 974 [kPa].

La Figura 5-155 muestra el primer esfuerzo principal que llega a un máximo de 1.009 [kPa] en el cuello del aneurisma, en el mismo lado donde se alcanza el máximo del esfuerzo de Von Mises.

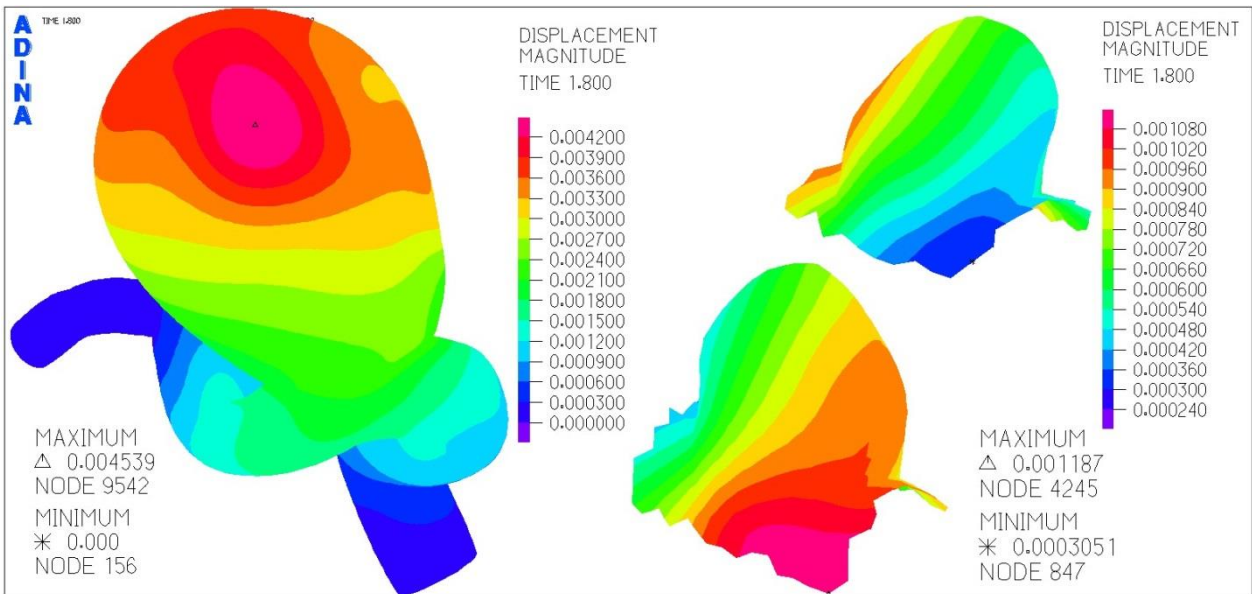


Figura 5-156. Simulación 7. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.

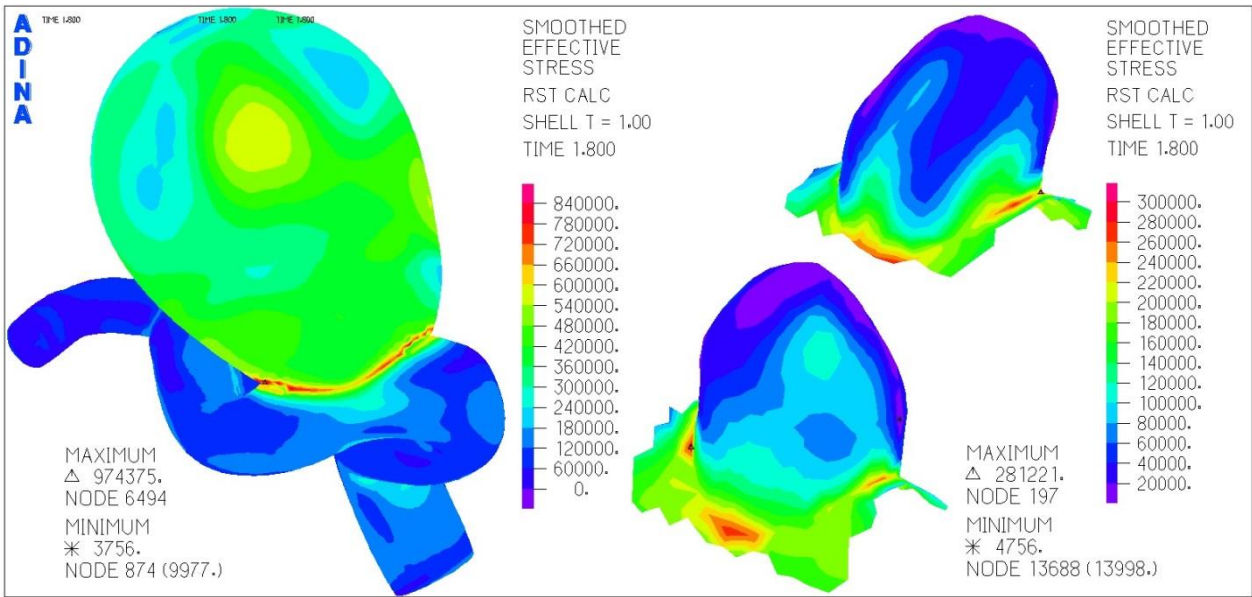


Figura 5-157. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de Von Mises en aneurisma menor.

El desplazamiento en el aneurisma menor expuesto en la Figura 5-156 evidencia un máximo de 1,1 [mm] en la zona más cercana al aneurisma mayor.

En la Figura 5-157 se ve el esfuerzo de Von Mises del aneurisma pequeño, el cual al igual que el mayor, se concentra en el cuello, llegando a un máximo de 281 [kPa]. Notar además que existen concentraciones de esfuerzos en el domo de 100 [kPa] en las zonas donde hay deformaciones importantes de 0,9 [mm].

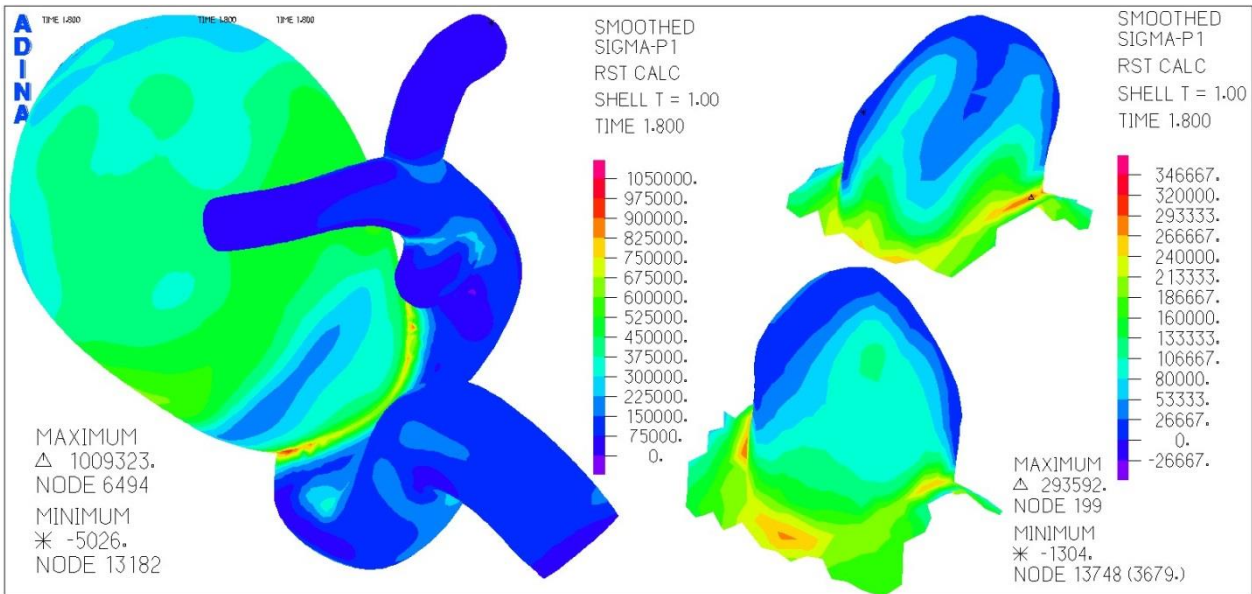


Figura 5-158. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.

La Figura 5-158 muestra el primer esfuerzo principal en el aneurisma menor, el cual llega a un máximo de 293 [kPa] en la zona del cuello.

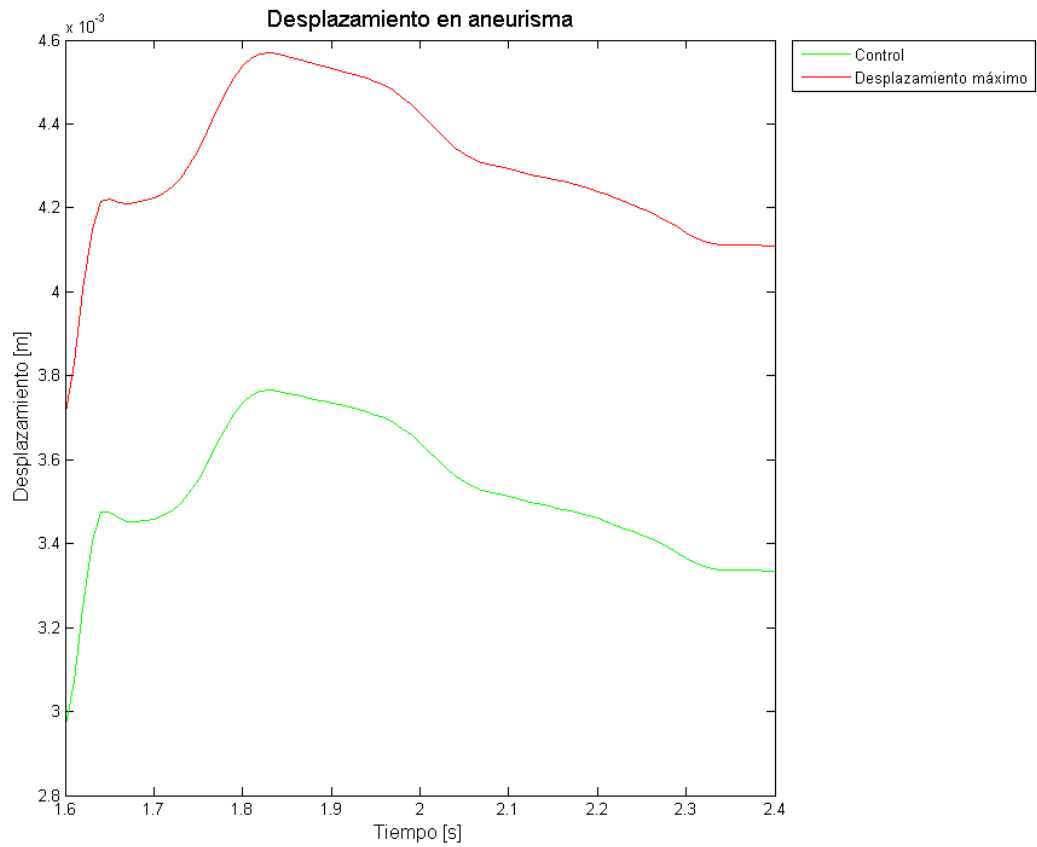


Figura 5-159. Simulación 7. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

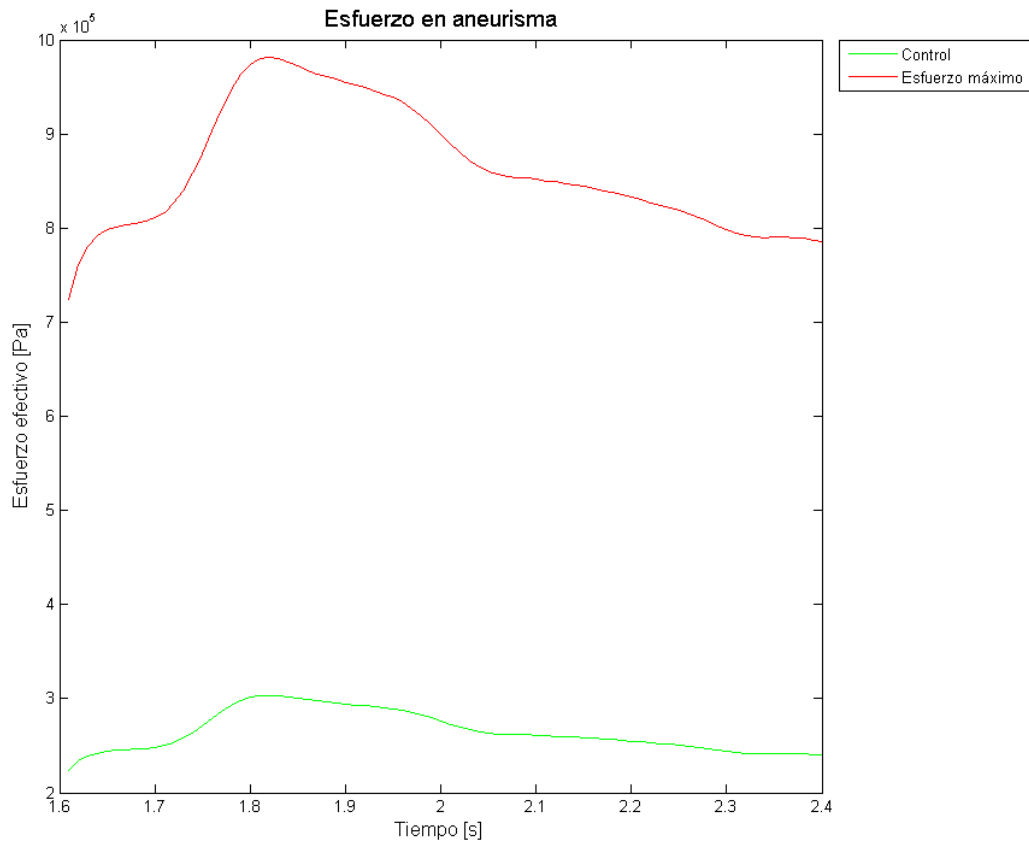


Figura 5-160. Simulación 7. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

La Figura 5-159 muestra que el desplazamiento crece fuertemente en los primeros instantes de simulación, y que posterior a los 1,65 [s] este estabiliza su comportamiento oscilando entre los 4,2 [mm] y los 4,58 [mm] para el punto máximo y entre los 3,47 [mm] y los 3,75 [mm] para el punto de control.

El esfuerzo de Von Mises oscila entre los 720 [kPa] y los 980 [kPa] para el punto donde se encuentra el máximo y entre 220 [kPa] y 300 [kPa] para el punto de control según la Figura 5-160.

Como expone la Figura 5-161, el primer esfuerzo principal va entre los 750 [kPa] y los 1.100 [kPa] para el máximo y el punto de control entre los 230 [kPa] y los 310 [kPa].

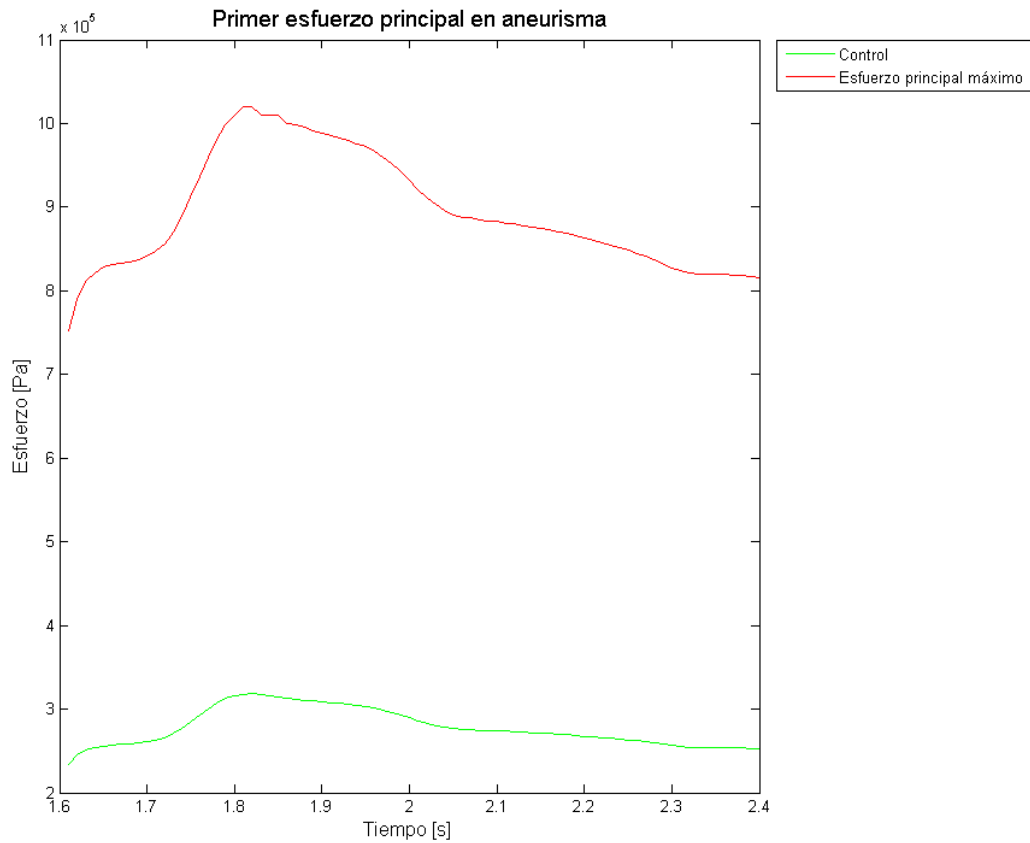


Figura 5-161. Simulación 7. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.6.2.2 Fluido

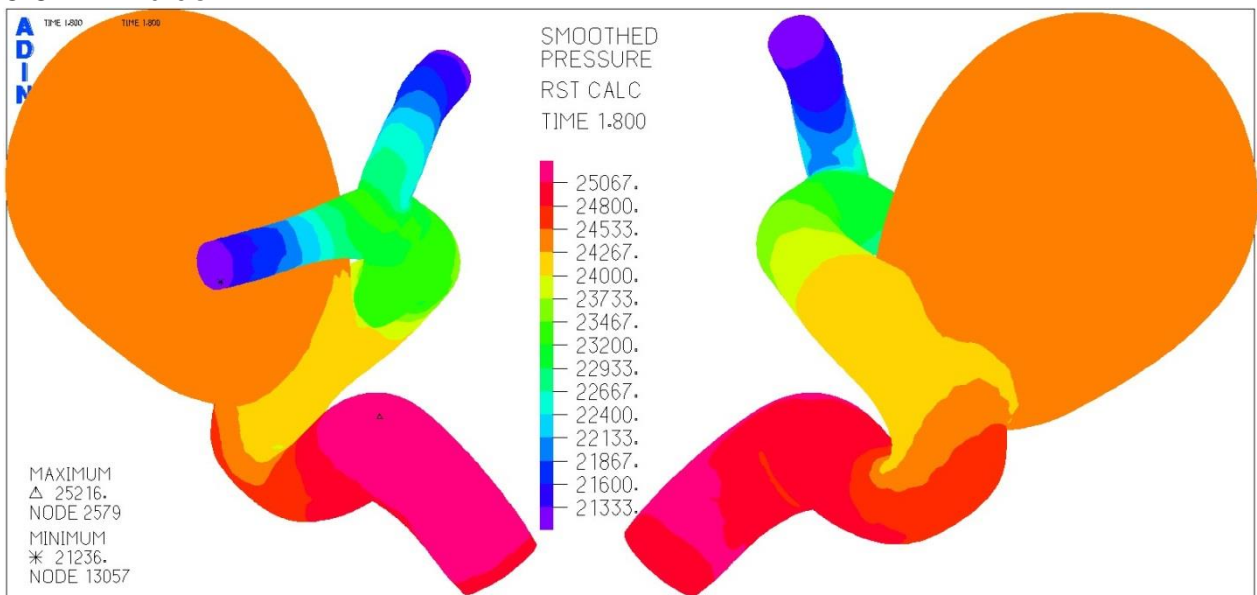


Figura 5-162. Simulación 7. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

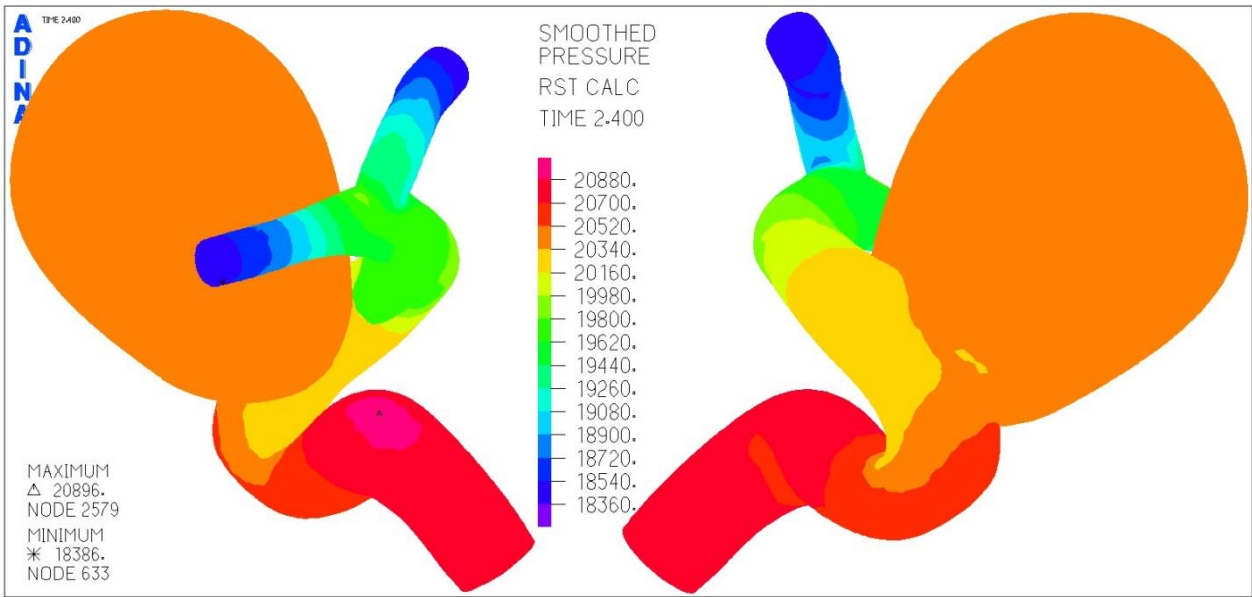


Figura 5-163. Simulación 7. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

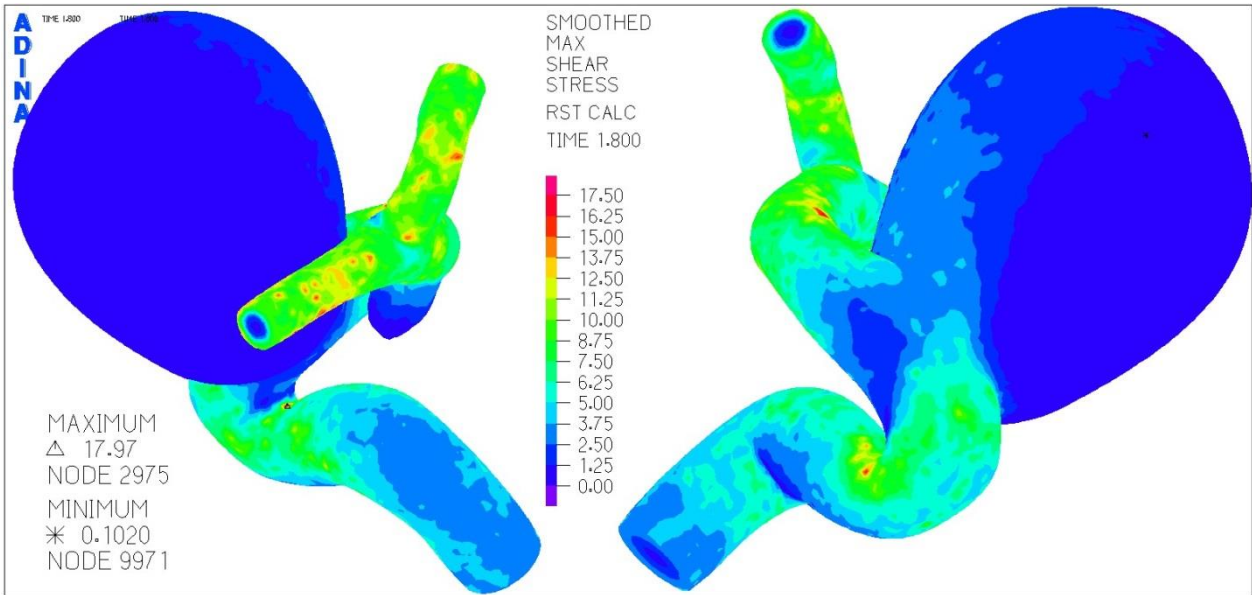


Figura 5-164. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

La Figura 5-162 y la Figura 5-163 muestran la distribución de la presión para los tiempos 1,8 [s] y 2,4 [s] respectivamente. La primera deja ver que el la presión máxima se eleva hasta los 25,2 [kPa] y la segunda hasta los 20,8 [kPa] y en ambas se encuentra en la zona de la arteria donde entra el flujo sanguíneo.

En la Figura 5-164 se ve el esfuerzo de corte para el tiempo 1,8 [s]. Se desprende que estos esfuerzos se localizan en las arterias, en donde se llega a valores de 17,9 [Pa], mientras que en el aneurisma solo logran valores cercanos a los 5 [Pa].

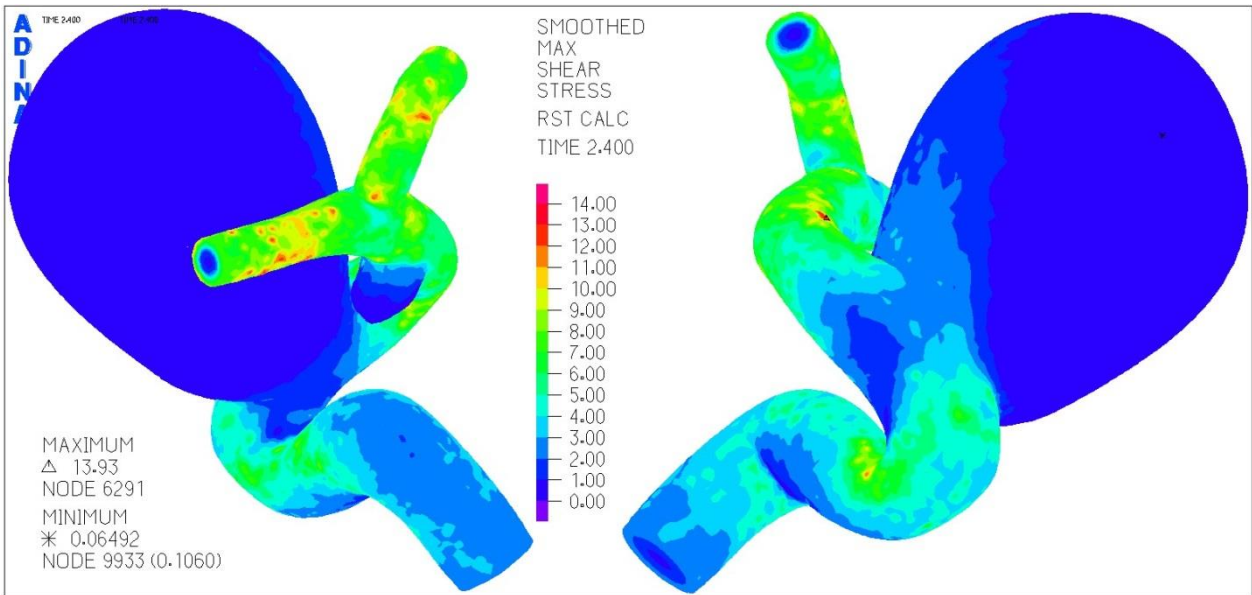


Figura 5-165. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

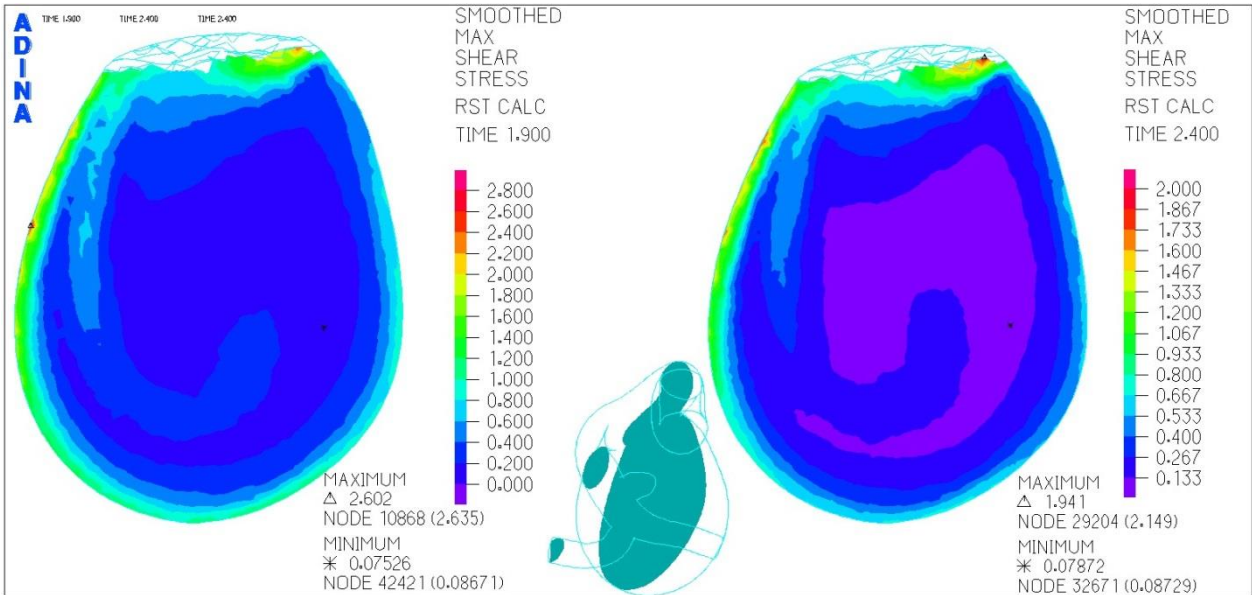


Figura 5-166. Simulación 7. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.

La Figura 5-165 enseña la distribución del esfuerzo de corte para le tiempo 2,4 [s]. En esta se logra ver que el máximo se encuentra en la arteria y alcanza los 13,9 [Pa], mientras que el mínimo se ubica en la punta del domo del aneurisma mayor.

En la Figura 5-166 también se expone el esfuerzo de corte, pero esta vez en el plano transversal del aneurisma. Se desprende que para el tiempo 1,9 [s] el máximo es de 2,6 [Pa] y que para el tiempo 2,4 [s] este llega a los 1,9 [Pa].

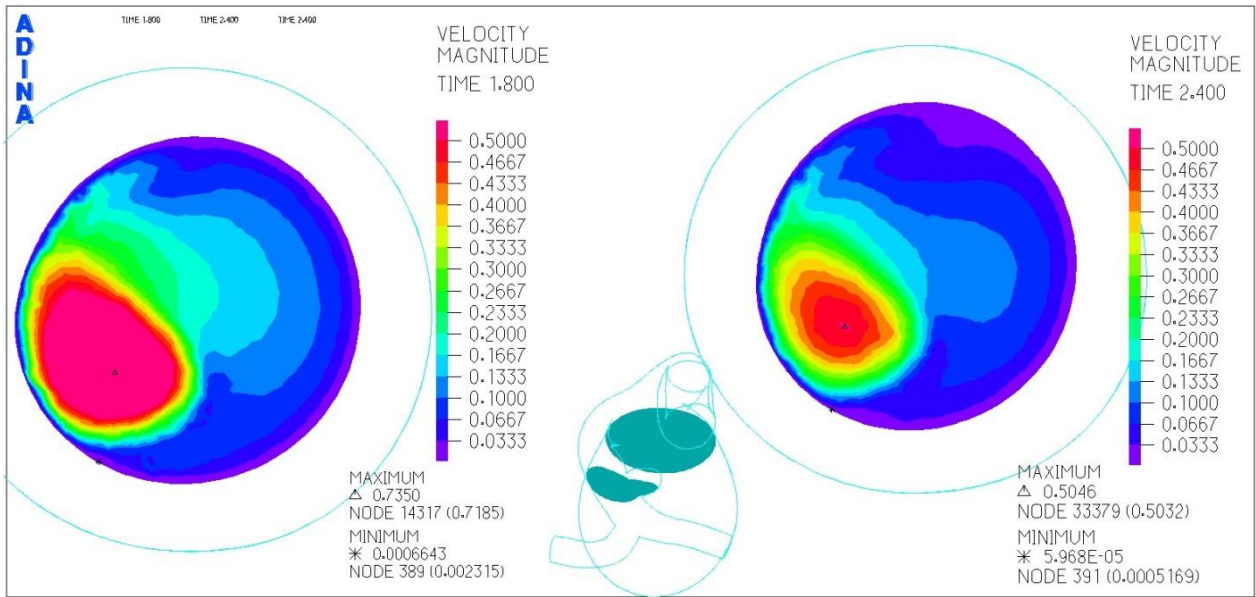


Figura 5-167. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano bajo del aneurisma.

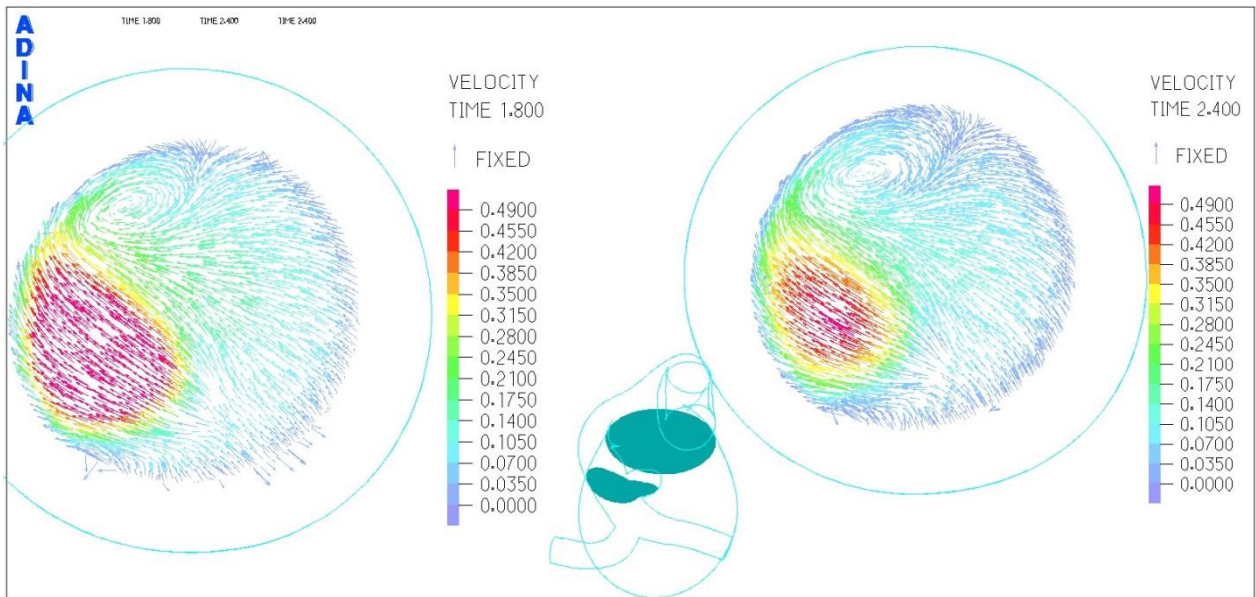


Figura 5-168. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano bajo del aneurisma.

La velocidad del corte bajo del aneurisma se ve en la Figura 5-167. La máxima velocidad alcanzada es de 0,73 [m/s] para los 1,8 [s] y de 0,5 [m/s] para los 2,4 [s].

El campo de velocidad de la Figura 5-168 evidencia un vórtice de baja velocidad generado en la zona cercana al ingreso del flujo al aneurisma (zona roja).

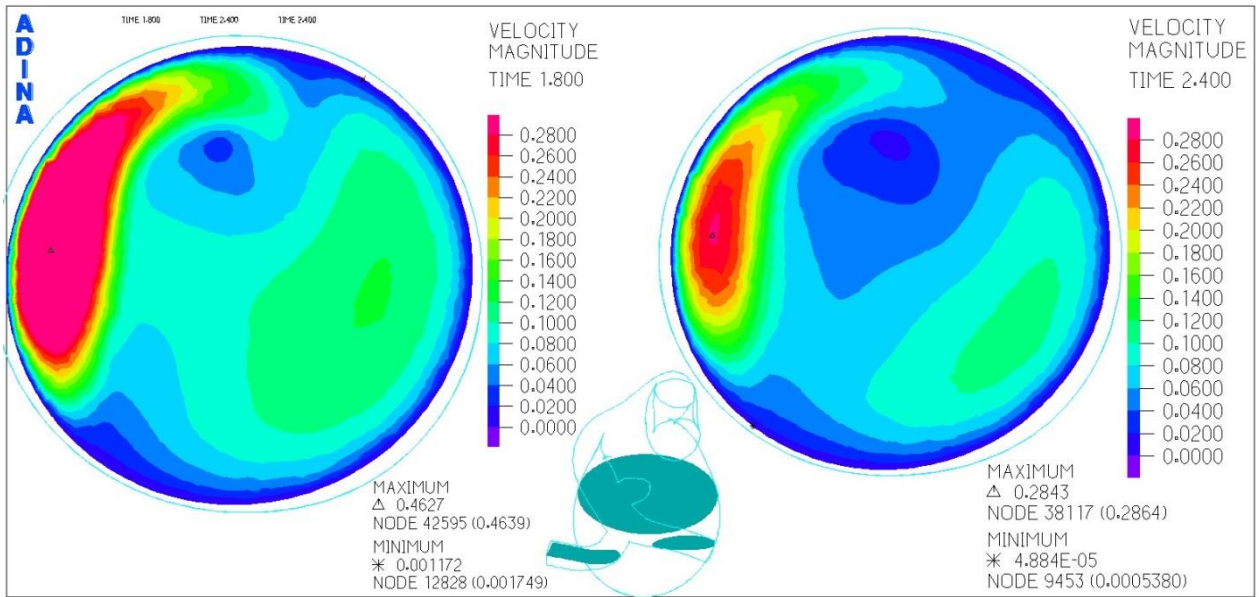


Figura 5-169. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano medio del aneurisma.

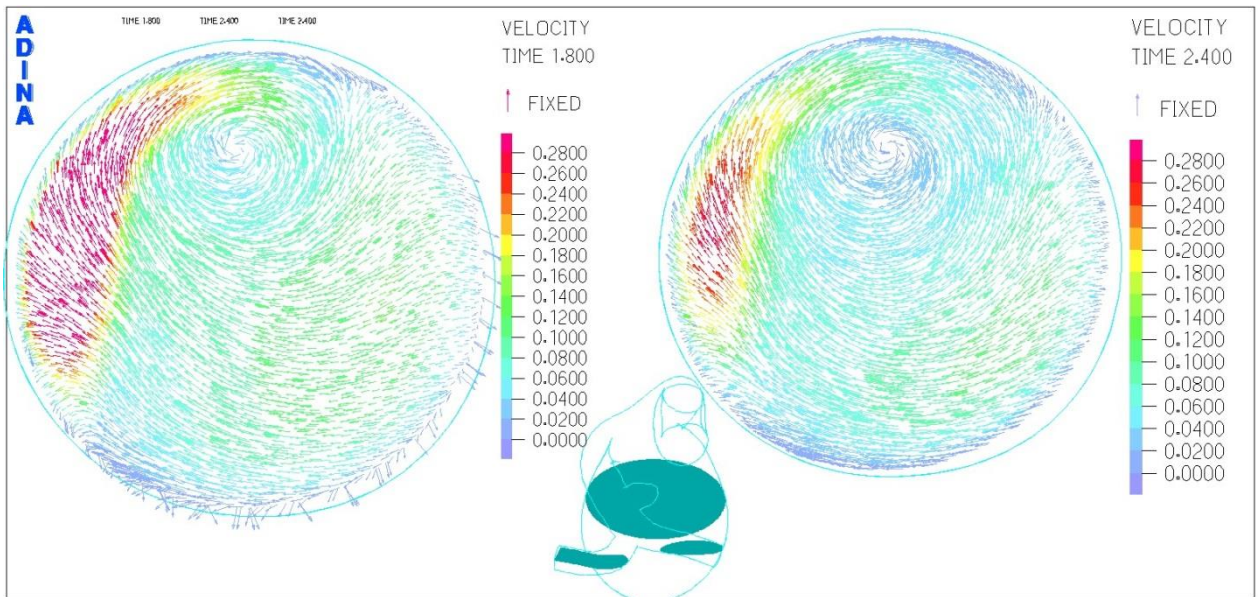


Figura 5-170. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano medio del aneurisma.

La Figura 5-169 muestra la velocidad del corte en el plano medio, en donde se ve que la velocidad máxima llega a los 0,46 [m/s] en los 1,8 [s] y solo a los 0,28 [m/s] a los 2,4 [s].

Para el campo de velocidad del corte medio de la Figura 5-170, se ve nuevamente la recirculación y el vórtice generado en su interior.

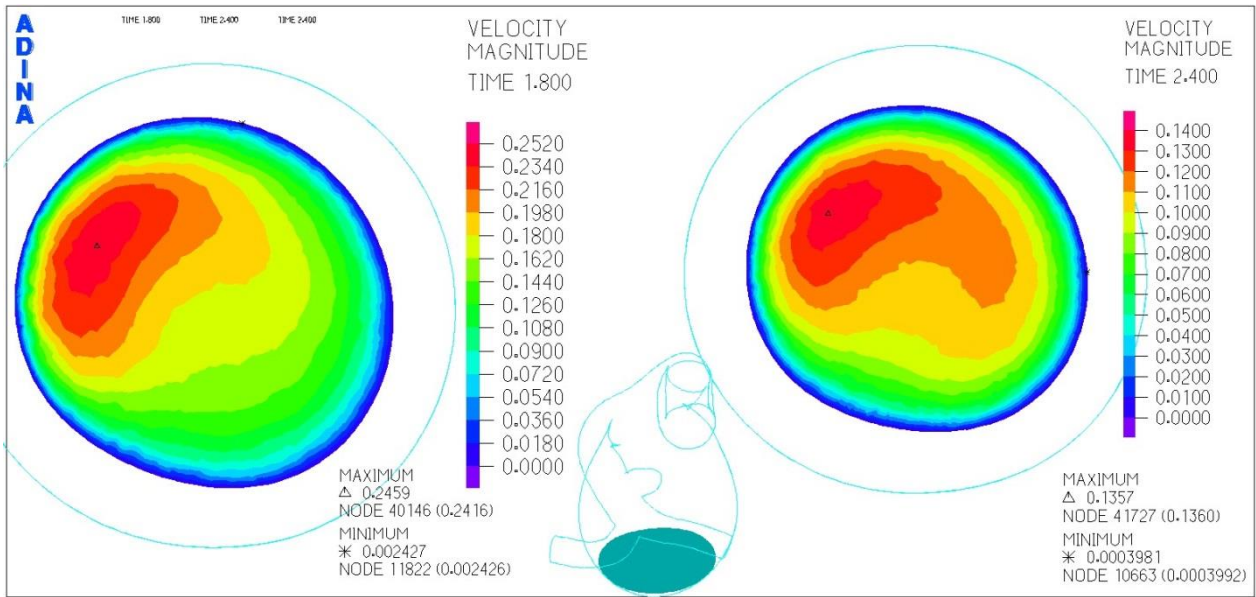


Figura 5-171. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano alto del aneurisma.

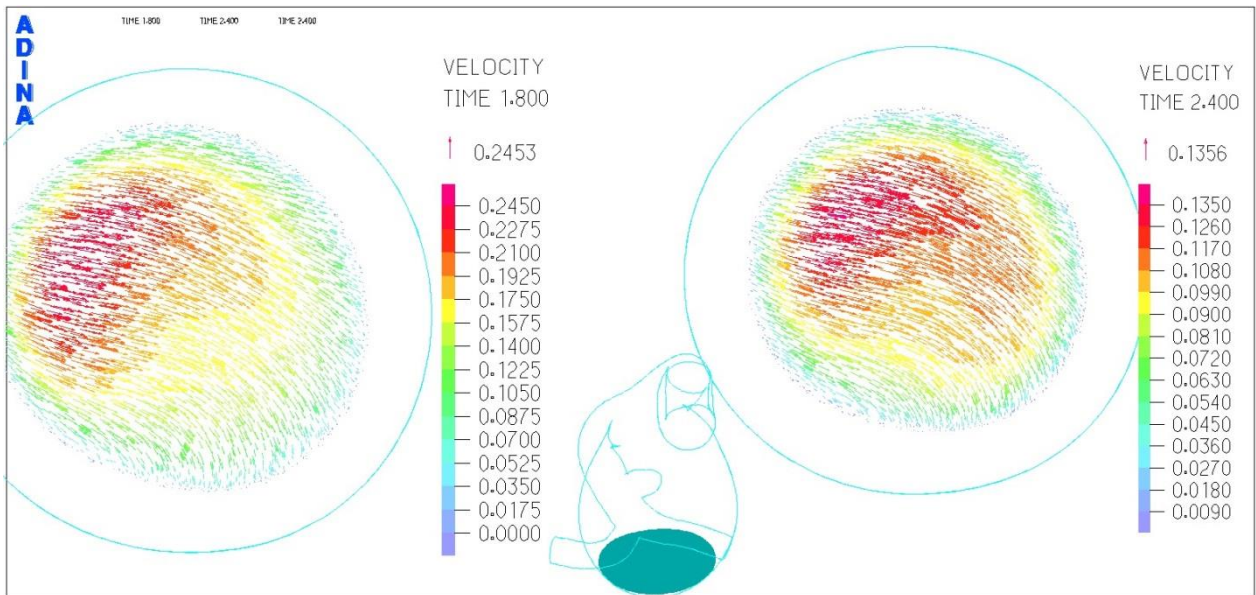


Figura 5-172. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano alto del aneurisma.

La distribución de velocidad en el plano alto del aneurisma se ve en la Figura 5-171. En ella la velocidad máxima para los 1,8 [s] iguala los 0,25 [m/s] y en los 2,4 [s] logra los 0,13 [m/s].

El campo de velocidades del plano alto lo expone la Figura 5-172. Nuevamente las flechas del campo tienen todas una dirección similar, ya que el flujo se está devolviendo hacia la parte inferior del aneurisma (entrada del flujo).

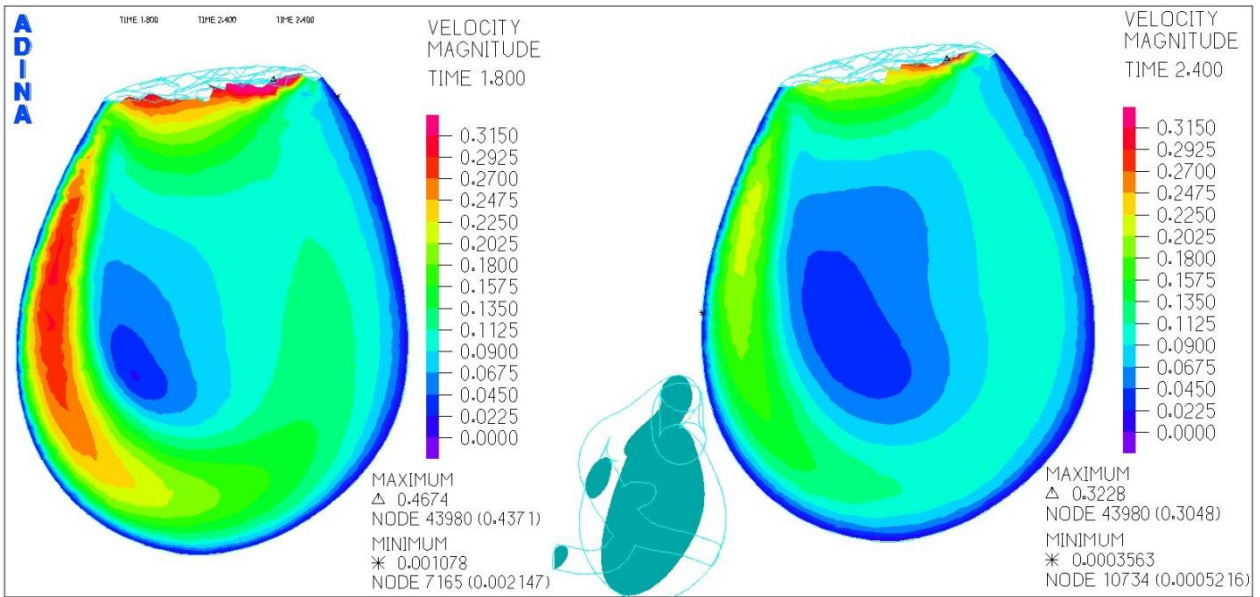


Figura 5-173. Simulación 7. Distribución de la velocidad en el plano transversal del aneurisma.

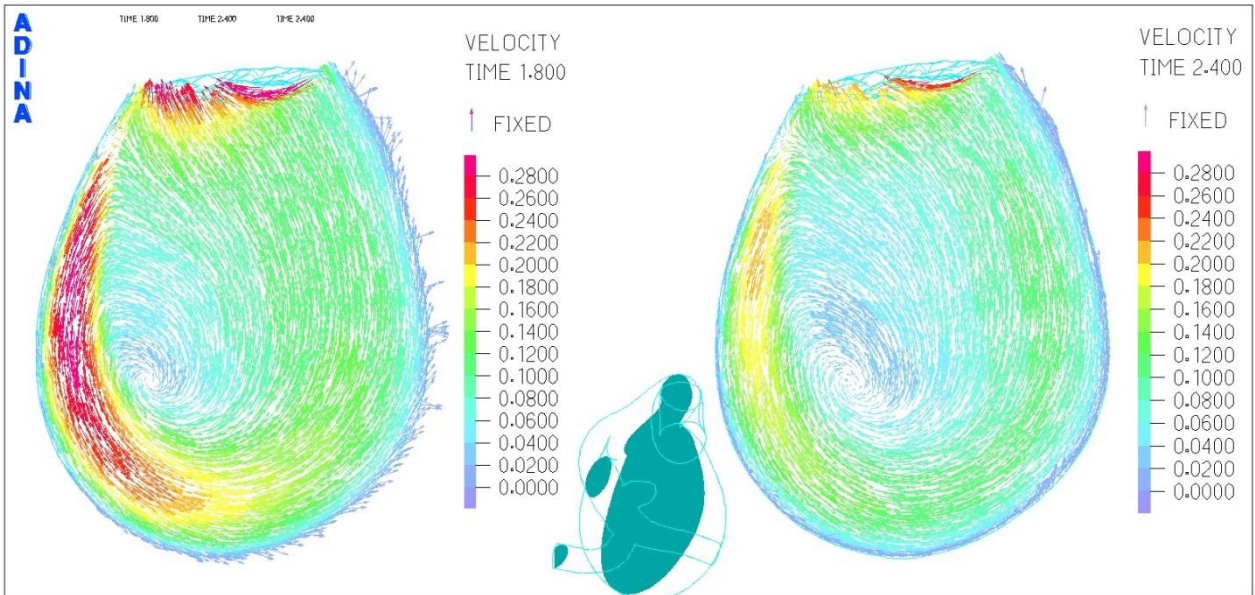


Figura 5-174. Simulación 7. Campo de velocidad en el plano transversal del aneurisma.

La distribución de velocidad del plano transversal de la Figura 5-173 expone que se logra una velocidad máxima de 0,46 [m/s] en el tiempo 1,8 [s] y de 0,32 [m/s] en el tiempo 2,4 [s]. Notar que estos valores se producen en la parte superior de las imágenes respectivamente.

Nuevamente según el campo de velocidad de la Figura 5-174 se ve la recirculación del flujo en el aneurisma.

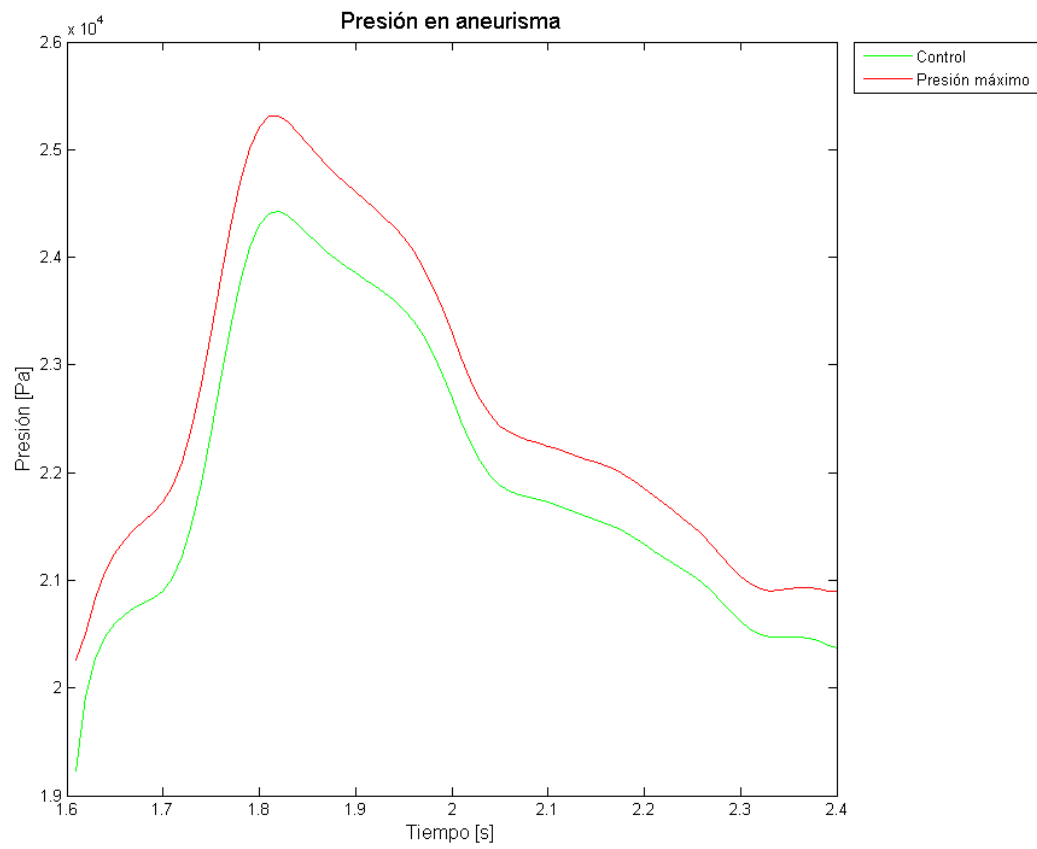


Figura 5-175. Simulación 7. Evolución temporal de la presión.

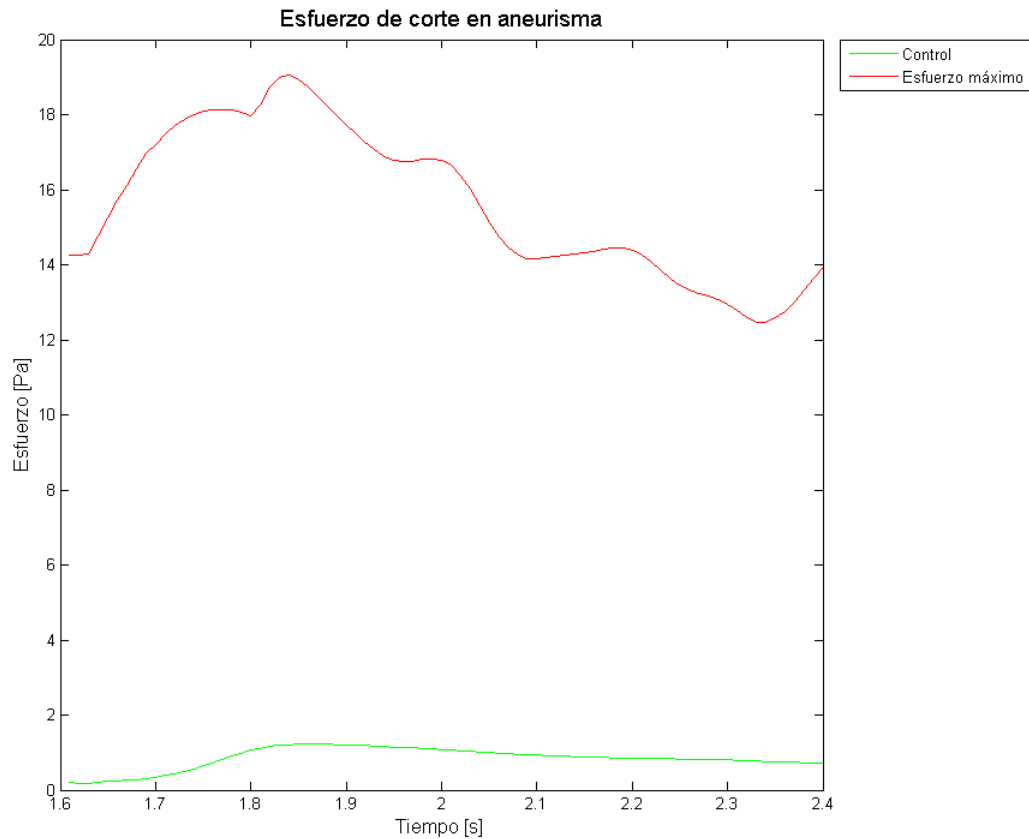


Figura 5-176. Simulación 7. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-175 se expone la variación temporal de la presión para el punto máximo y el de control. El primero tiene una oscilación entre los 20,2 [kPa] y los 25,2 [kPa], mientras que el segundo entre los 19,3 [kPa] y los 24,3 [kPa].

El esfuerzo de corte temporal lo muestra la Figura 5-176, en ella se aprecia que este oscila entre 13 [Pa] y 19 [Pa] para el punto máximo, mientras el control solo llega a 1 [Pa].

En la Figura 5-177 se ven las velocidades en los diferentes cortes dentro del aneurisma. En esta se ve que los máximos alcanzan los 0,73 [m/s]; 0,46 [m/s] y los 0,25 [m/s] para los planos bajo, medio y alto respectivamente.

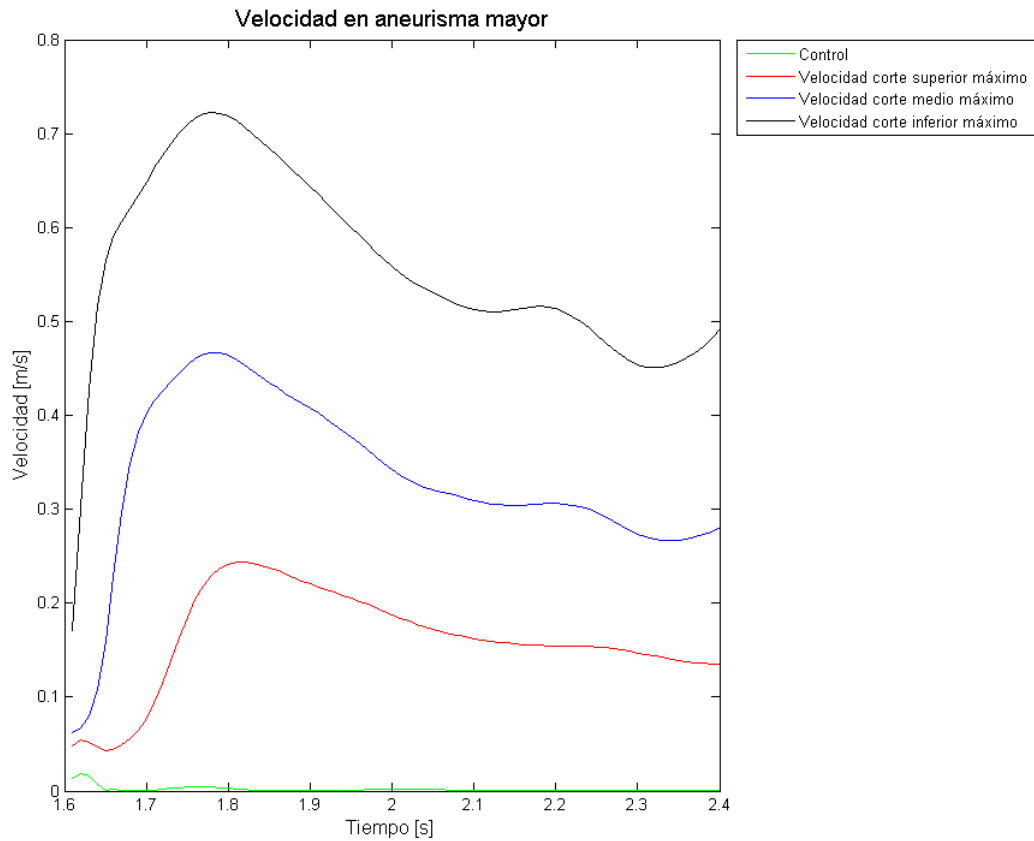


Figura 5-177. Simulación 7. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.6.3 GRADIENTE DE PRESIÓN CON HIPERTENSIÓN EN ESTADO 3

5.6.3.1 Sólido

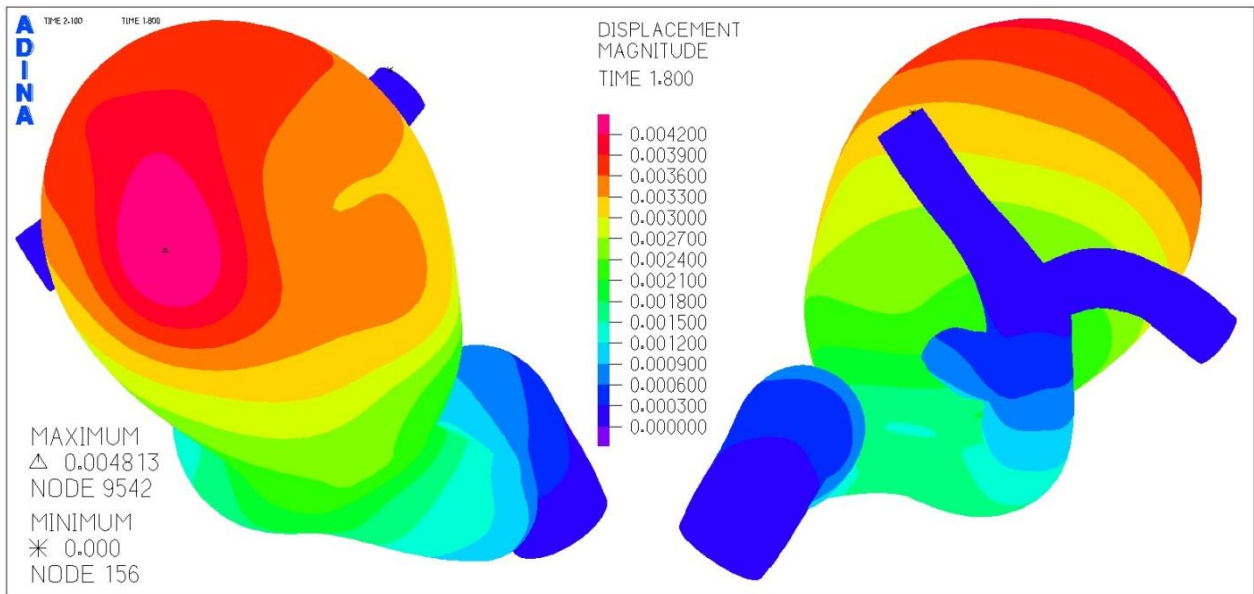


Figura 5-178. Simulación 8. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.

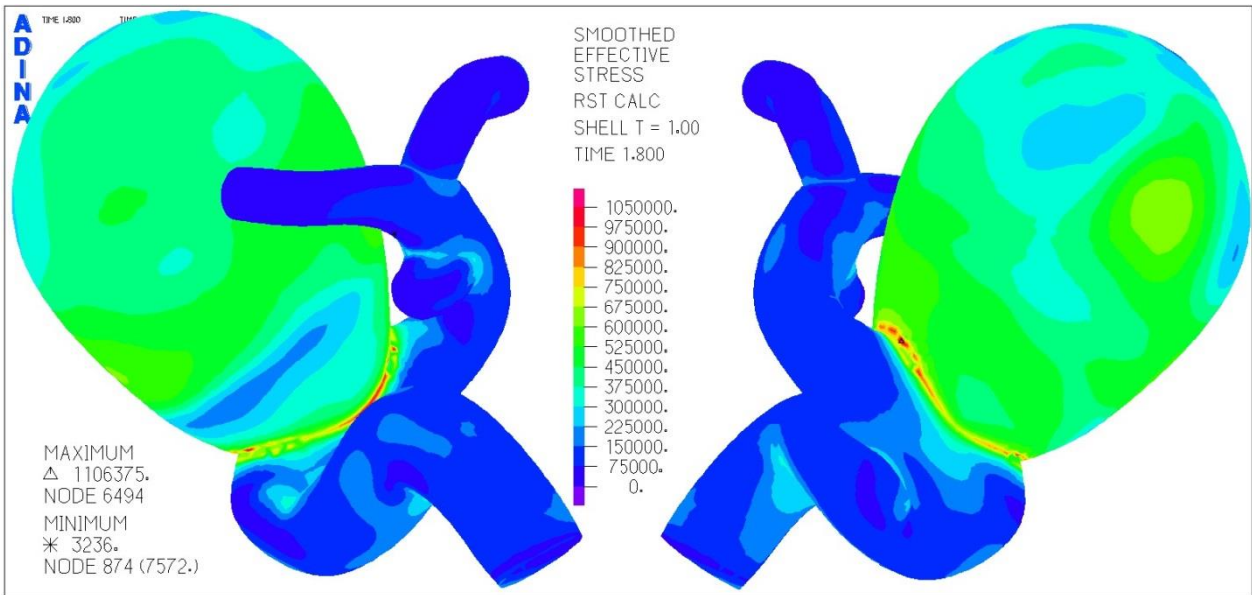


Figura 5-179. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de Von Mises en aneurisma.

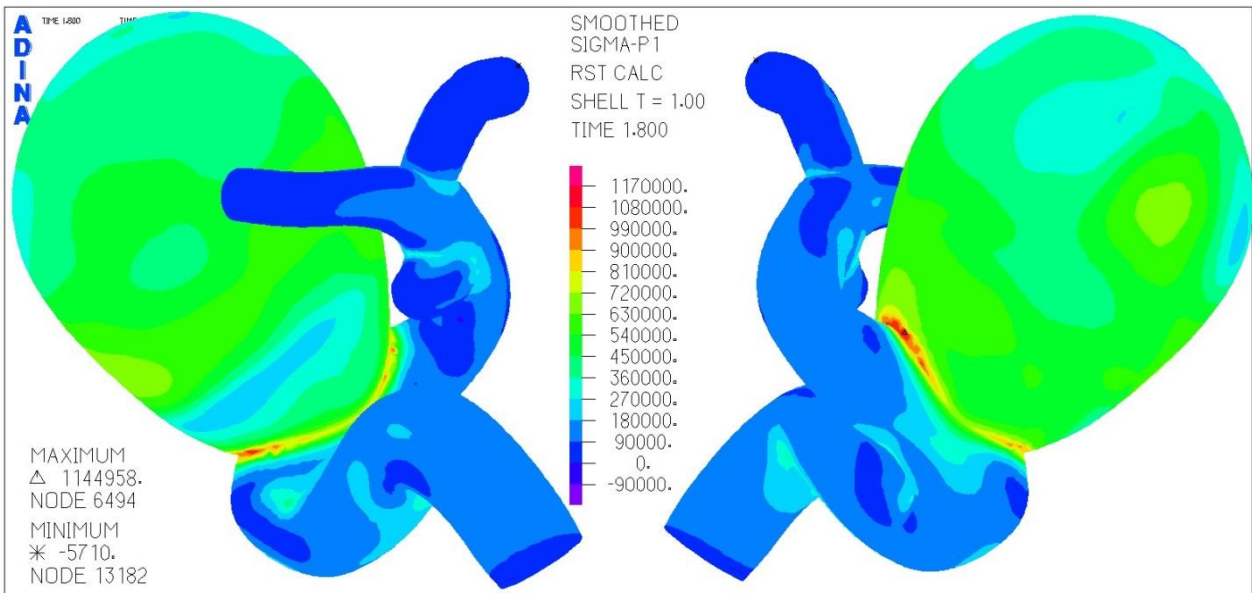


Figura 5-180. Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.

En la Figura 5-178 se muestra la distribución del desplazamiento en el aneurisma. Se aprecia que el desplazamiento máximo se ubica en la zona superior del domo del aneurisma mayor y que este alcanza los 4,8 [mm] para los 1,8 [s].

La distribución del esfuerzo de Von Mises es la que enseña la Figura 5-179. En esta se distingue que el cuello del aneurisma es el que más concentra los esfuerzos, alcanzando un máximo de 1.106 [kPa]. Se ve que en la zona de máximo desplazamiento no existe una concentración relativamente alta de esfuerzos.

La Figura 5-180 expone como se distribuye el primer esfuerzo principal, el cual también se concentra en torno al cuello del aneurisma mayor. Su máximo llega a los 1.144 [kPa] y se encuentra en la misma zona del cuello que el máximo del esfuerzo de Von Mises.

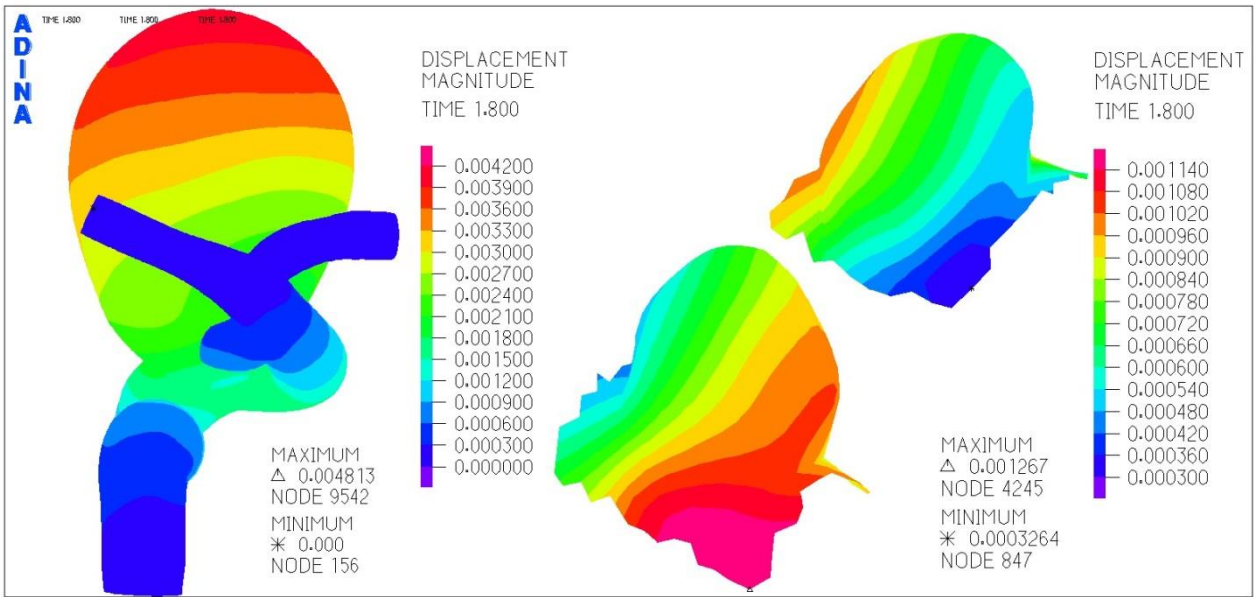


Figura 5-181. Simulación 8. Distribución del desplazamiento en el aneurisma menor.

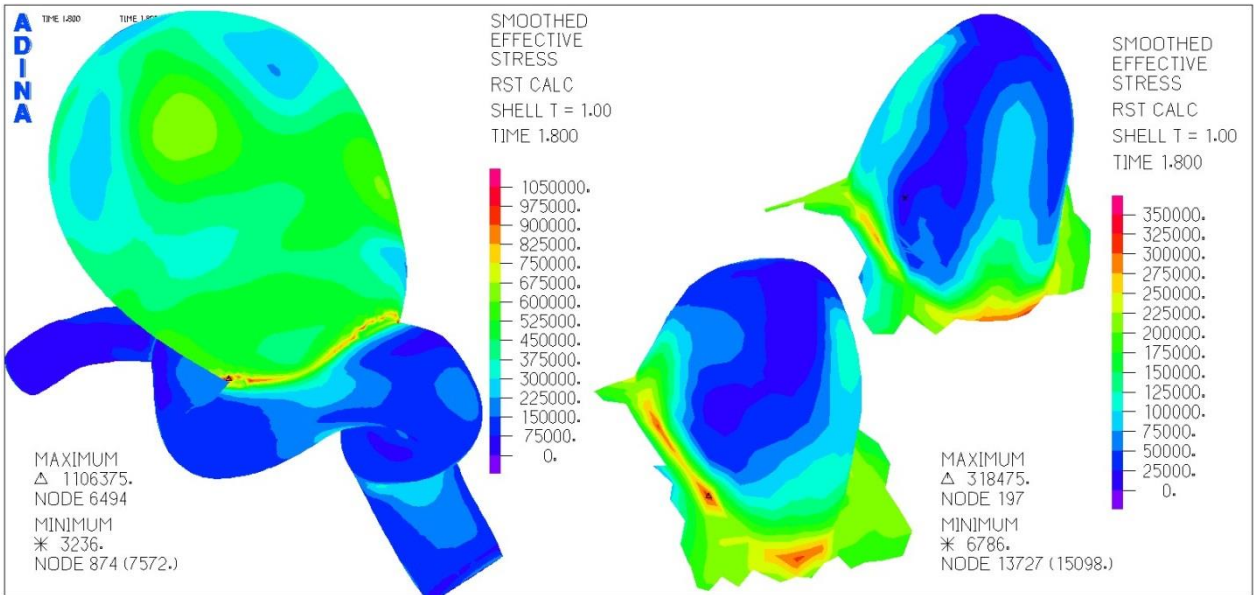


Figura 5-182. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma menor.

En la Figura 5-181 se exhibe el desplazamiento en el aneurisma menor. Es clara la influencia que tiene sobre este el mayor ya que las zonas con más desplazamiento son las que se encuentran más próximas a este, llegando a los 1,1 [mm].

El esfuerzo de Von Mises se ve en la Figura 5-182. En este caso la concentración de esfuerzos también se encuentra en torno al cuello del aneurisma e iguala los 318 [kPa].

En tanto la Figura 5-183 manifiesta que el primer esfuerzo principal en el aneurisma menor llega a los 332 [kPa], nuevamente en la zona baja de este.

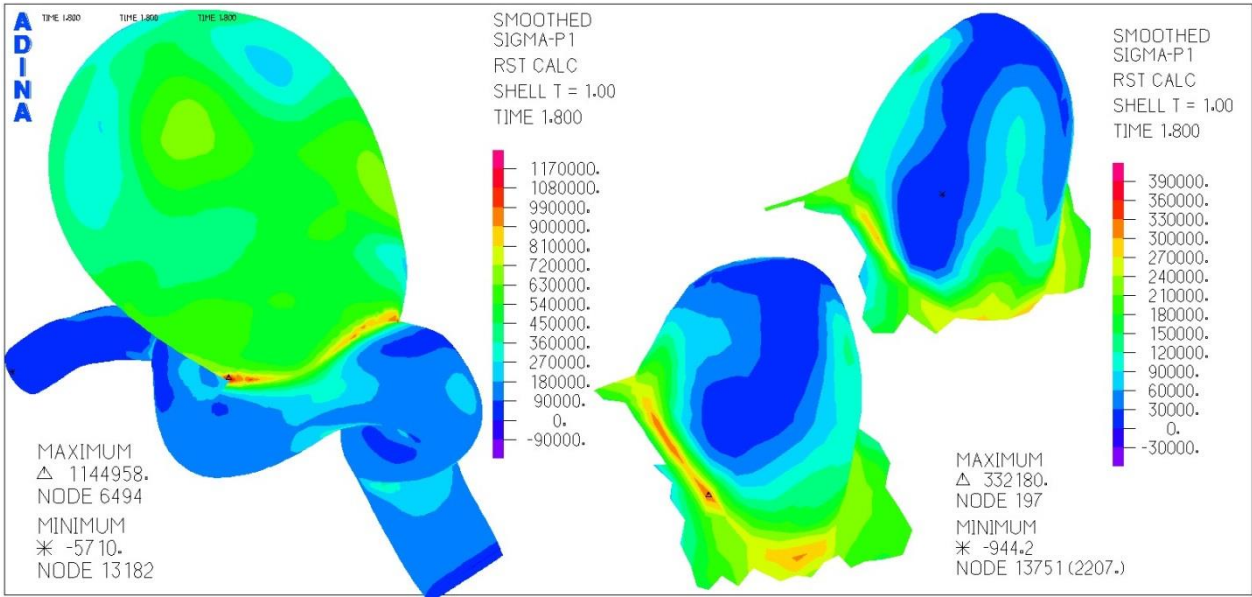


Figura 5-183. Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma menor.

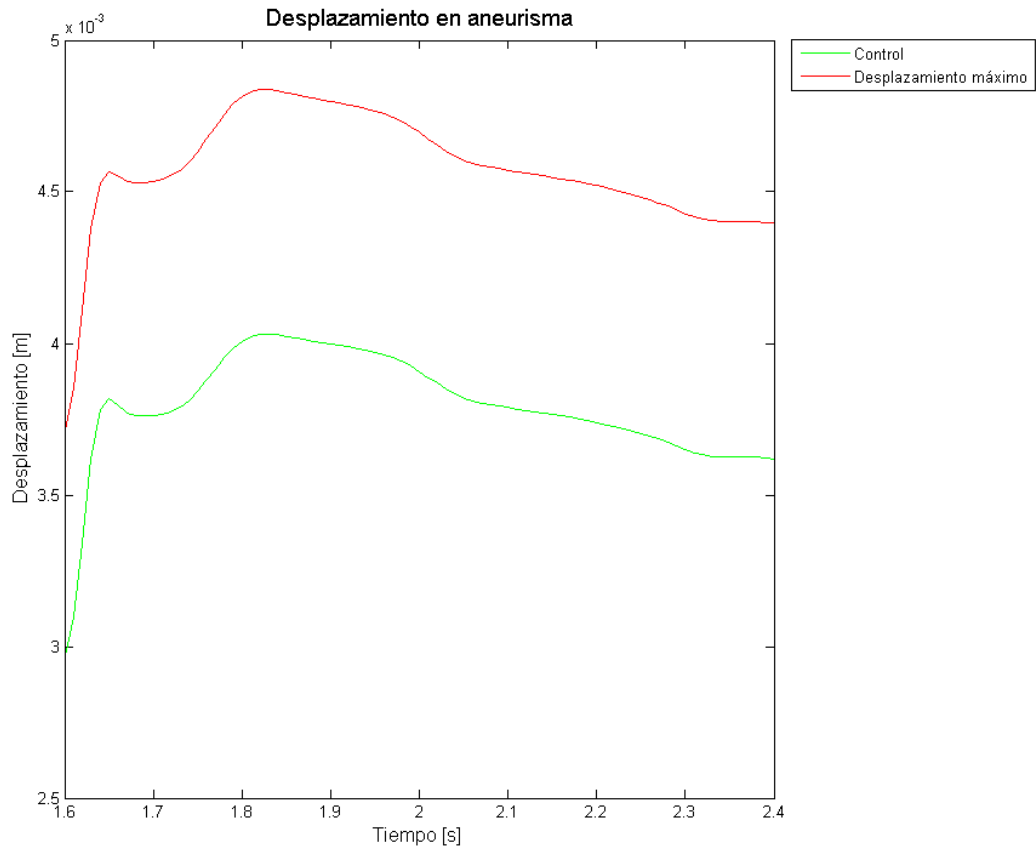


Figura 5-184. Simulación 8. Evolución temporal del desplazamiento.

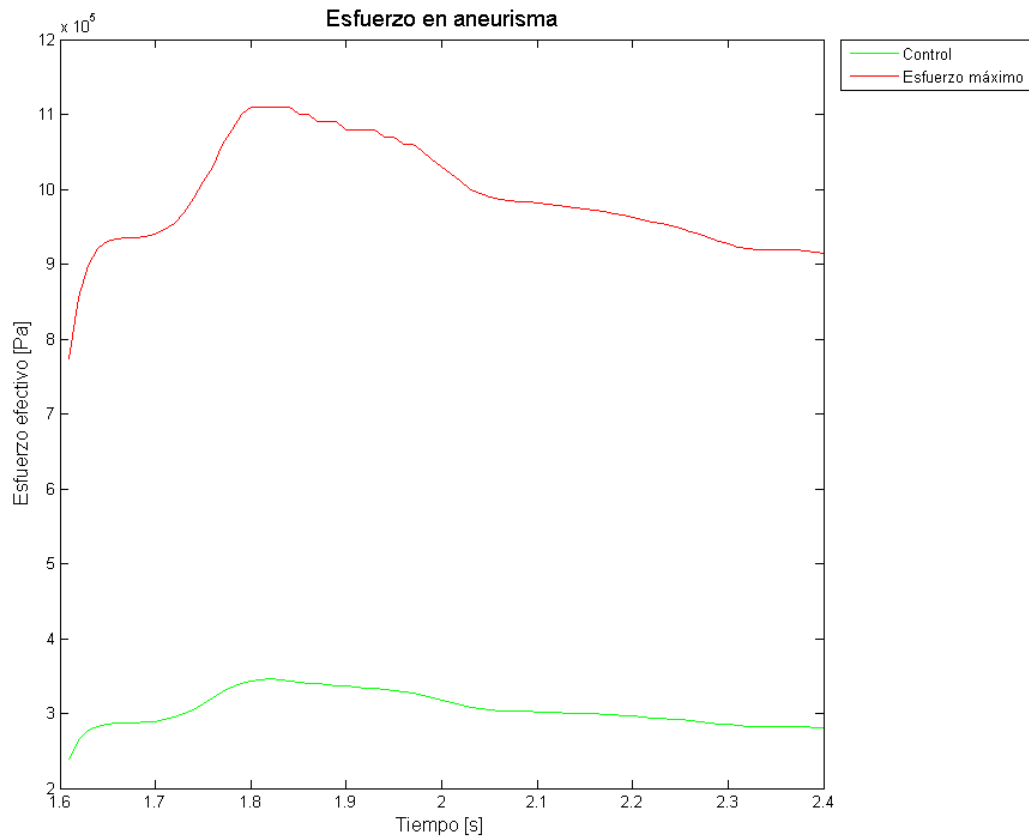


Figura 5-185. Simulación 8. Evolución temporal del esfuerzo de Von Misses.

Se muestra como progresa el desplazamiento en el nodo donde se encuentra el máximo en la Figura 5-184. Notar que en un comienzo este tiene un aumento explosivo llegando a los 4,5 [mm] y posteriormente este alcanza los 4,75 [mm]. En el caso del punto de control, este tiene un comportamiento similar, oscilando entre los 3,7 [mm] y los 4 [mm].

El esfuerzo de Von Misses y su evolución temporal se ven en la Figura 5-185. Aquí se ve que el máximo oscila entre los 920 [kPa] y los 1.100 [kPa] (sin tomar en cuenta el pronunciado aumento inicial), en tanto el control lo hace en un rango de 240 [kPa] y 350 [kPa].

El primer esfuerzo principal máximo oscila entre los 960 [kPa] y los 1.150 [kPa] según la Figura 5-186 (tampoco considera el pronunciado aumento inicial), mientras que el punto de control lo hace entre los 250 [kPa] y los 360 [kPa].

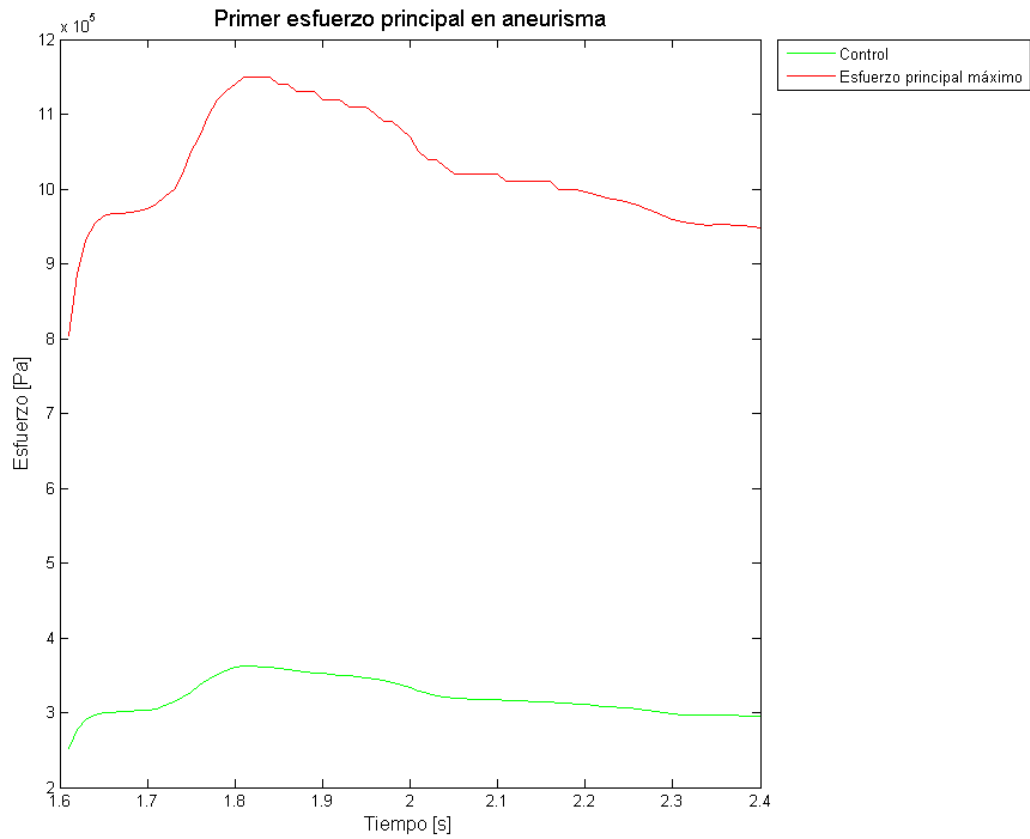


Figura 5-186. Simulación 8. Evolución temporal del primer esfuerzo principal.

5.6.3.2 Fluido

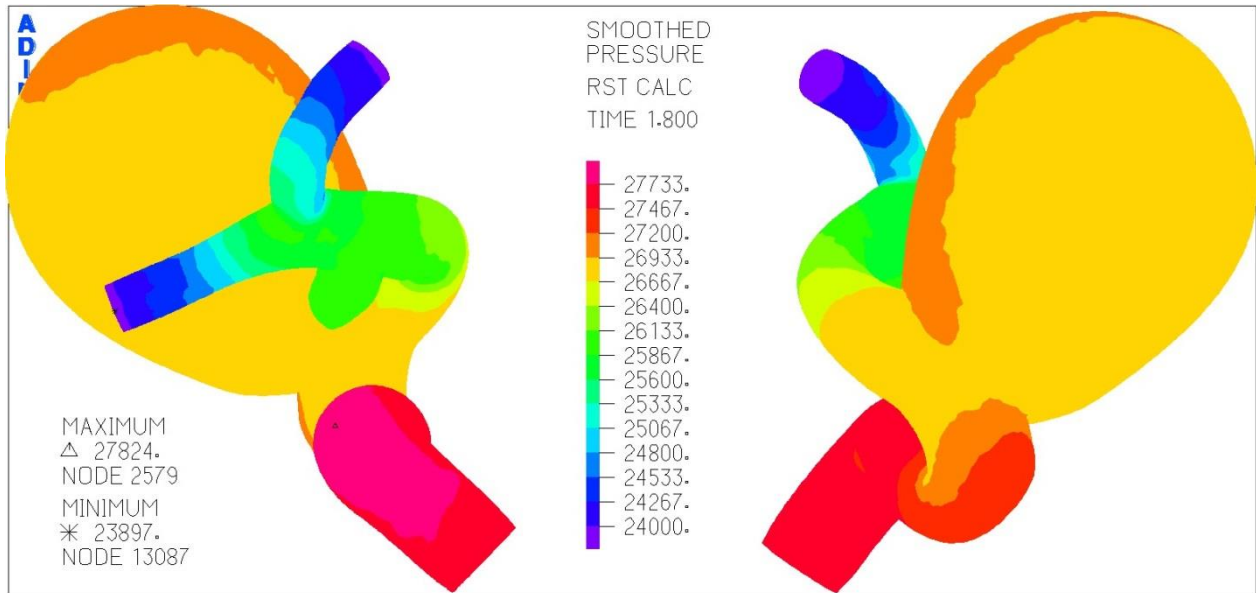


Figura 5-187. Simulación 8. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

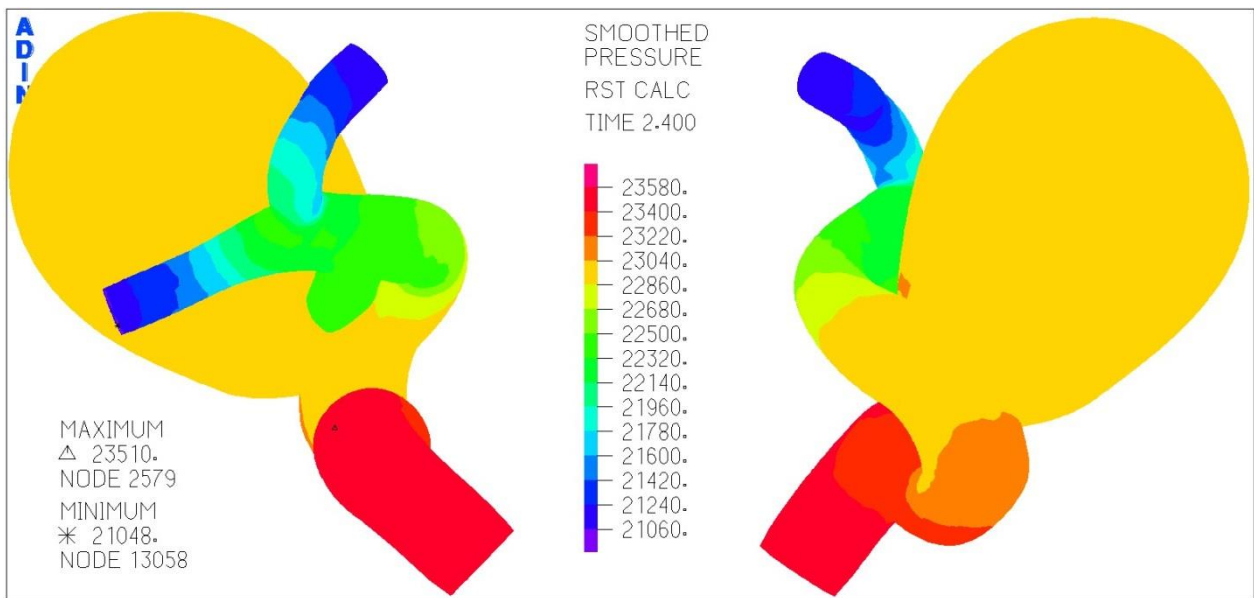


Figura 5-188. Simulación 8. Distribución de la presión en aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

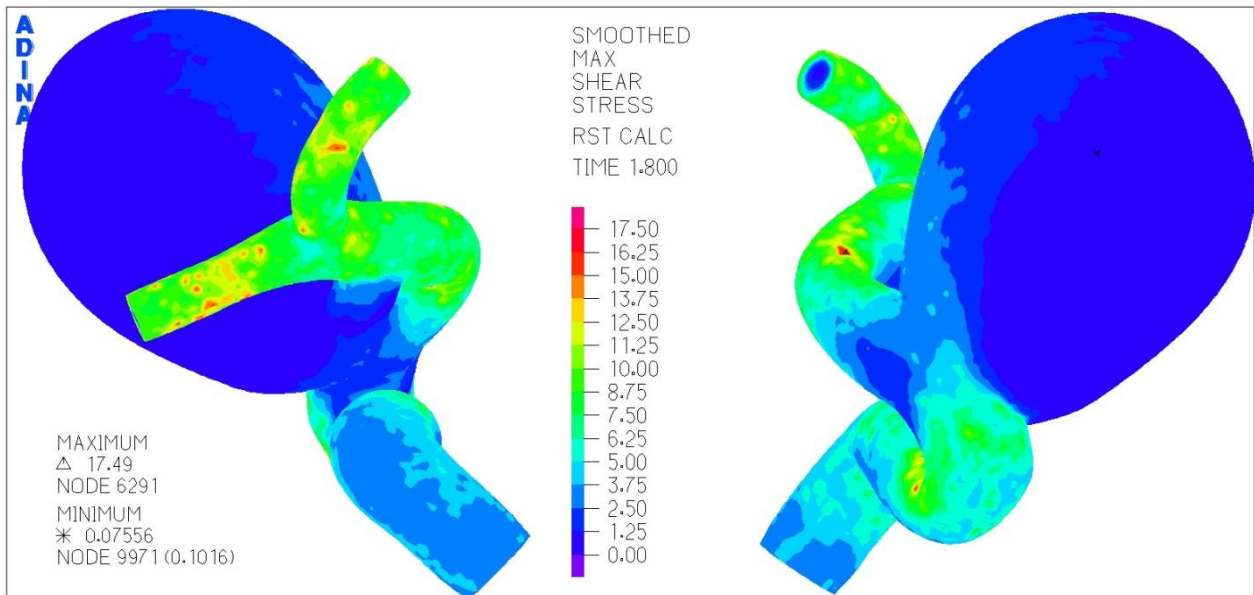


Figura 5-189. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de corte en aneurisma para el tiempo 1,8 [s].

En la Figura 5-187 se muestra la presión para el tiempo 1,8 [s]. Se ve que el máximo llega a los 27,8 [kPa] en la zona de la arteria, mientras que en el aneurisma este ronda los 26,7 [kPa].

Para el tiempo de simulación de 2,4 [s], la presión según la Figura 5-188 llega a los 23,5 [kPa], mientras que el aneurisma ronda los 23 [kPa].

En la Figura 5-189 se ve que el esfuerzo de corte para el tiempo 1,8 [s] se concentra en las arterias, logrando un máximo de 17,5 [Pa]. Se observa también que en el aneurisma mayor no existen concentraciones importantes, y que el mínimo está en dicha zona.

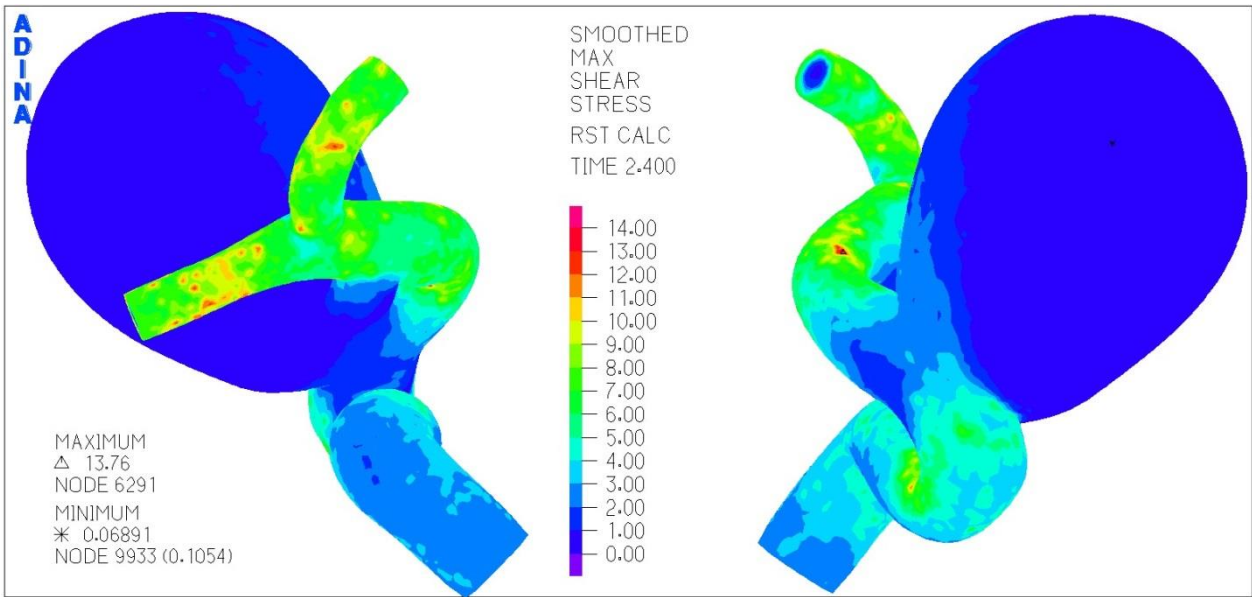


Figura 5-190. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s].

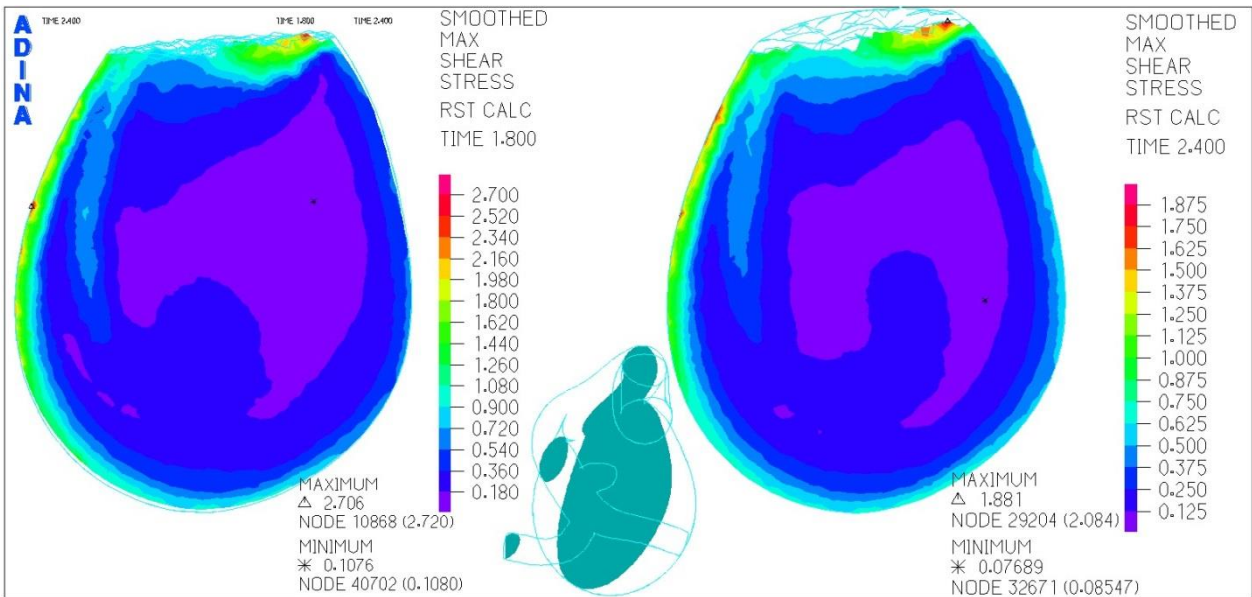


Figura 5-191. Simulación 8. Distribución del esfuerzo de corte en el plano transversal.

La distribución del esfuerzo de corte para el tiempo de 2,4 [s] es la que señala la Figura 5-190. El máximo es de 13,7 [Pa] y nuevamente es en la zona de la arteria por donde sale el flujo, además el aneurisma grande tiene bajas concentraciones de esfuerzos.

La Figura 5-191 refleja el esfuerzo de corte en el plano transversal del aneurisma. Se aprecia que el máximo para el tiempo de 1,8 [s] es de 2,7 [Pa] y para el tiempo de 2,4 [s] es de 1,8 [Pa]. El mínimo está en la zona central, un poco desplazado a la derecha en ambos casos.

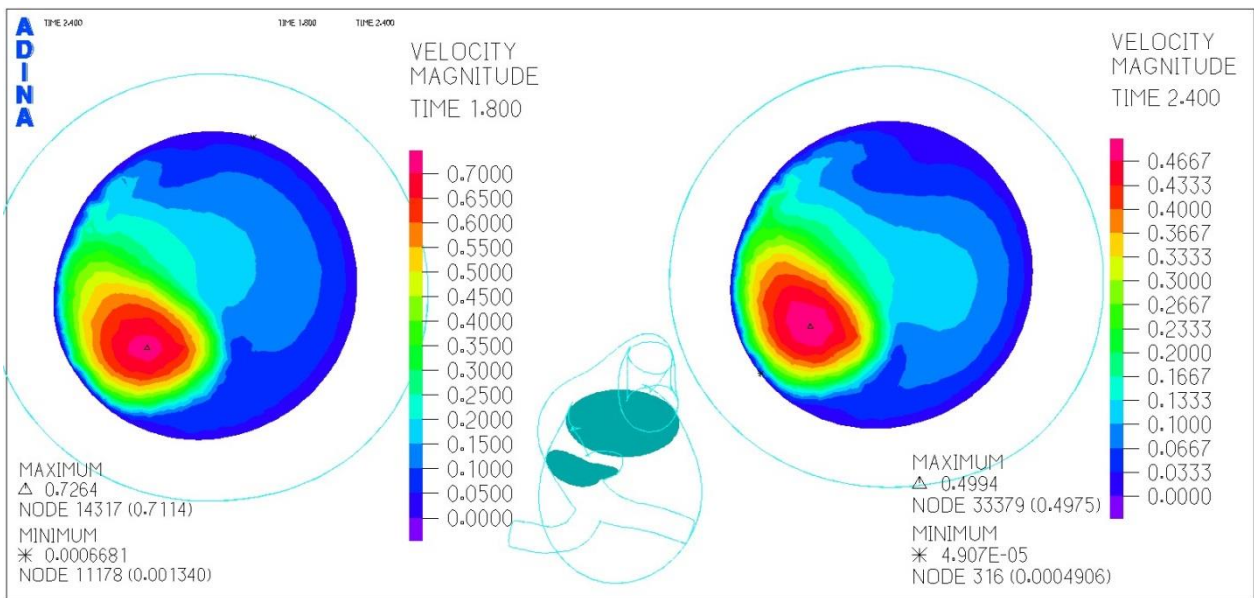


Figura 5-192. Simulación 8. Distribución de la velocidad en corte de la zona baja del aneurisma.

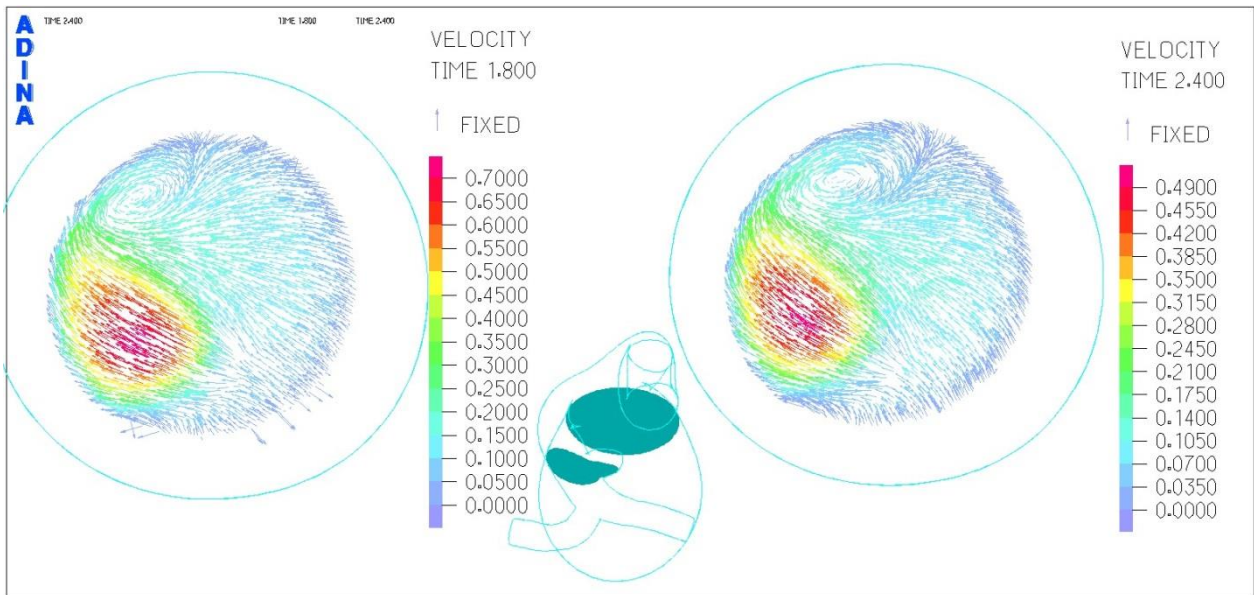


Figura 5-193. Simulación 8. Campo de velocidades en corte de la zona baja del aneurisma.

La distribución de la velocidad en la zona inferior del aneurisma la muestra la Figura 5-192. Se ve que el máximo es de 0,72 [m/s] para los 1,8 [s] y de 0,5 [m/s] para los 2,4 [s].

En la Figura 5-193 se ve el campo de velocidades para el corte inferior, es clara la presencia de la recirculación del flujo en las zonas con colores rojizos.

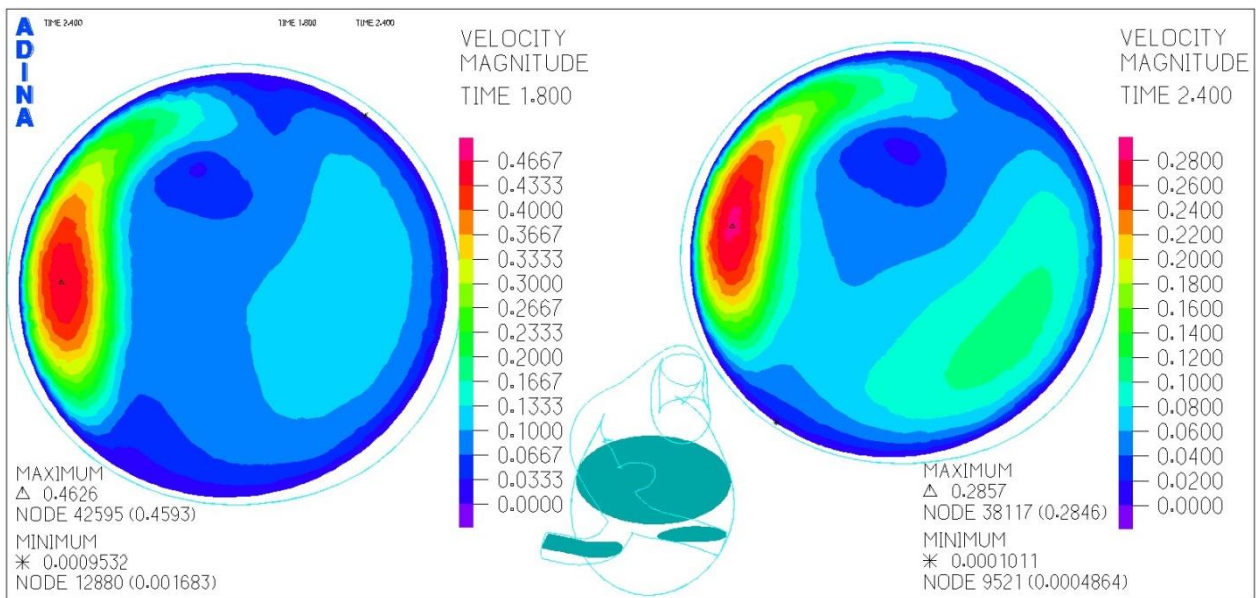


Figura 5-194 Simulación 8. Distribución de la velocidad para el corte en el plano medio.

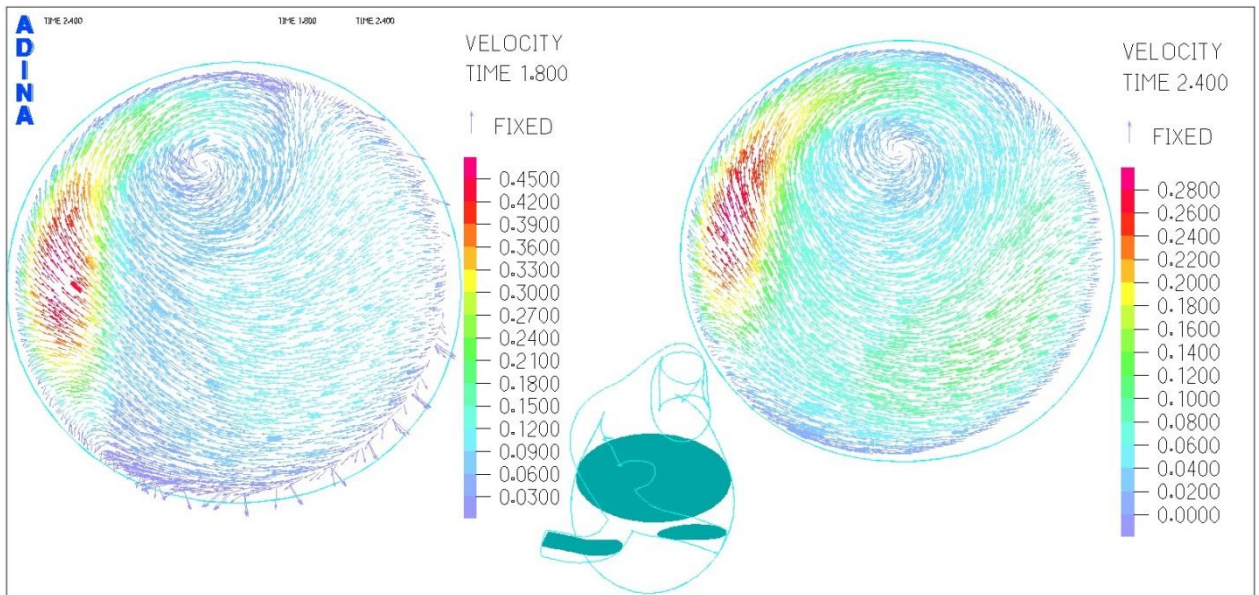


Figura 5-195. Simulación 8. Campo de velocidad para el corte en el plano medio.

En la Figura 5-194 se nota que el máximo de la velocidad iguala los 0,46 [m/s] para el tiempo 1,8 [s] y los 0,28 [m/s] para los 2,4 [s]. Ver además que el lugar donde se encuentra el mínimo se desplaza hacia el sector inferior izquierdo del dibujo en el tiempo 2,4 [s].

La Figura 5-195 evidencia en el campo de velocidad la existencia de la recirculación del flujo, en especial en el centro del aneurisma que se genera un vórtice de baja velocidad rodeado por sectores que alcanzan los 0,08 [m/s] para el caso de los 2,4 [s].

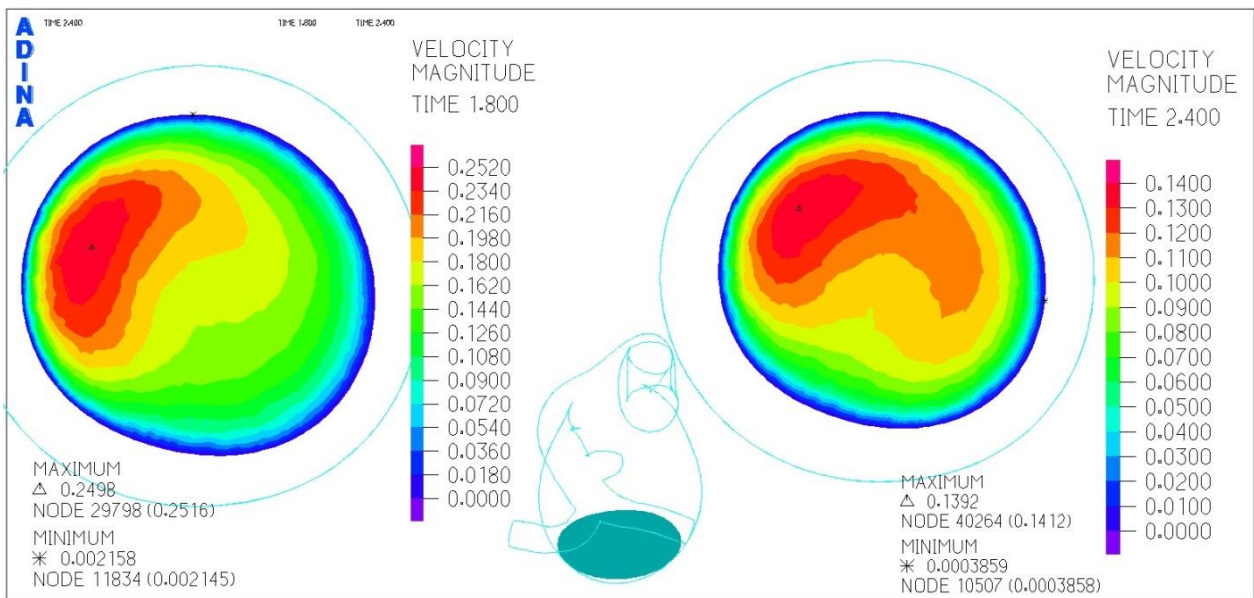


Figura 5-196. Simulación 8. Distribución de la velocidad en el corte superior del aneurisma.

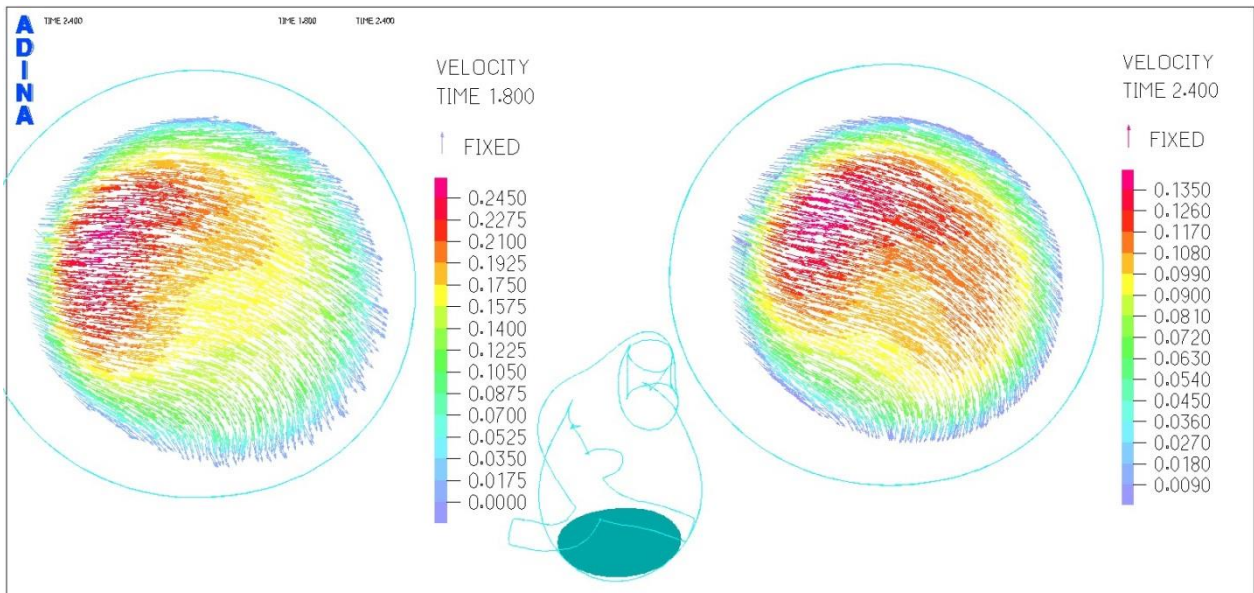


Figura 5-197. Simulación 8. Campo de velocidad para el corte superior del aneurisma.

La distribución de la velocidad se muestra en la Figura 5-196. En ella la velocidad máxima lograda por el flujo es de 0,25 [m/s] para el tiempo 1,8 [s] y de 0,14 [m/s] para los 2,4 [s].

El campo de velocidad de la Figura 5-197 enseña que el fluido tiene una dirección común hacia la derecha del dibujo, lo cual explica que el flujo se está devolviendo hacia la parte inferior del aneurisma en un mismo sentido, generando la recirculación.

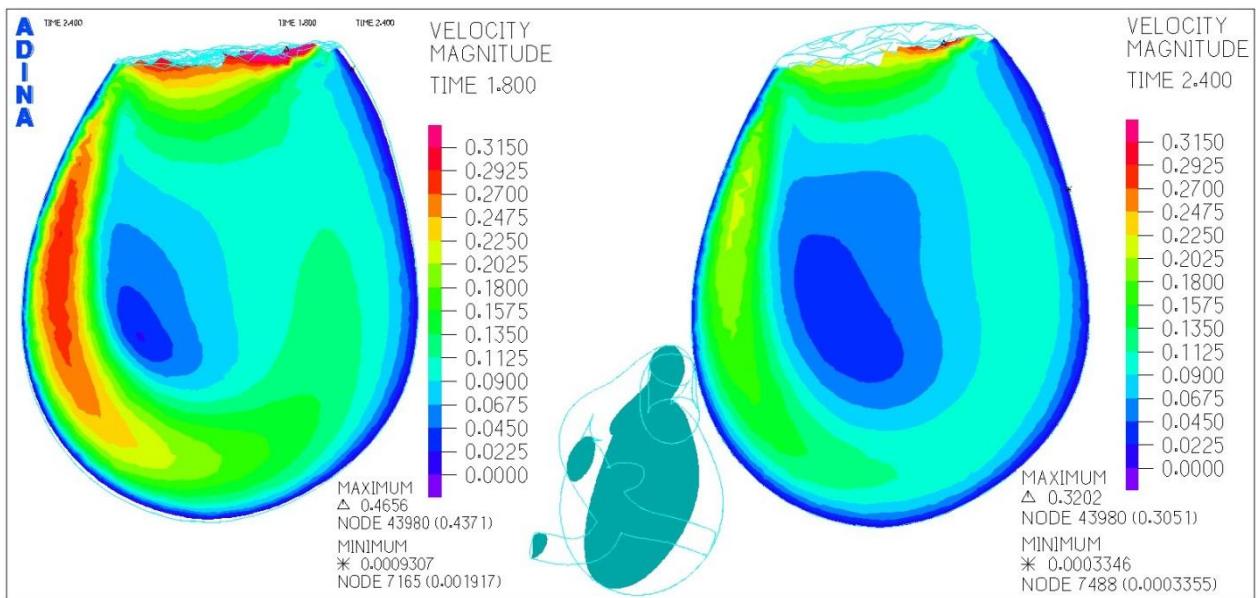


Figura 5-198 Simulación 8. Distribución de la velocidad en el corte transversal del aneurisma.

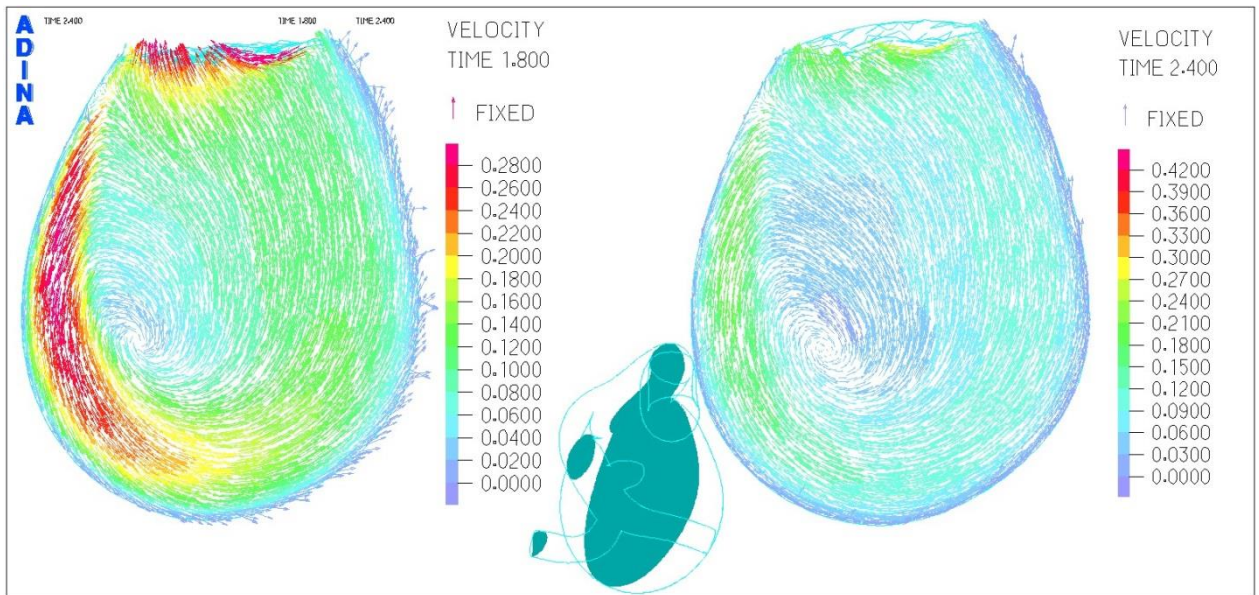


Figura 5-199. Simulación 8. Campo de velocidad en el corte transversal del aneurisma.

La Figura 5-198 expone la velocidad del flujo en el corte transversal. Se ve que para el tiempo de 1,8 [s] se logra una máxima de 0,46 [m/s] y para los 2,4 [s] se llega a los 0,32 [m/s]. Notar que estos máximos se producen en la parte superior del aneurisma, mientras que los mínimos se registran en las paredes, aunque en diferentes posiciones.

El campo de velocidades de la Figura 5-199 refleja totalmente la recirculación que se genera dentro del aneurisma y el vórtice en su centro, lo cual explica las bajas velocidades en el interior.

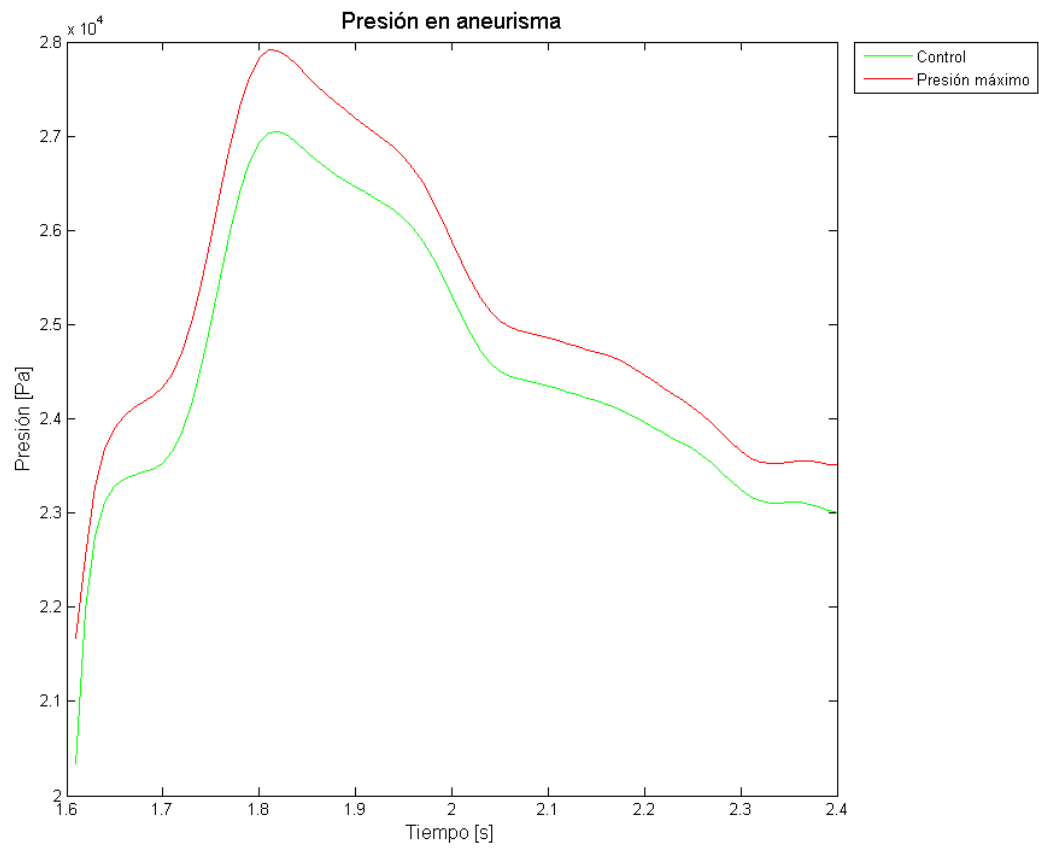


Figura 5-200. Simulación 8. Evolución temporal de la presión.

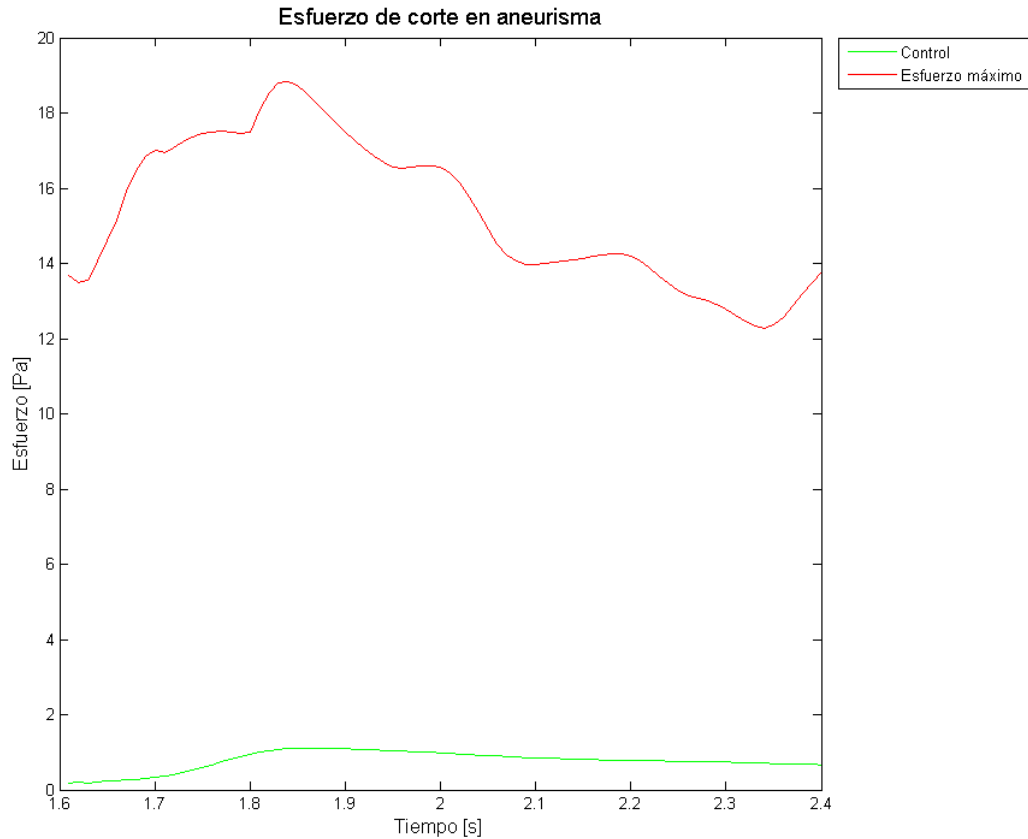


Figura 5-201. Simulación 8. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

La Figura 5-200 enseña como varia la presión en el tiempo, se ve que para el máximo esta tiene una oscilación entre los 21,7 [kPa] y los 27,9 [kPa]. La misma forma tiene la presión en el punto de control, pero esta va entre los valores de 20,4 [kPa] y 27 [kPa].

El esfuerzo de corte en el tiempo es lo que expone la Figura 5-201. Se aprecia que el máximo fluctúa entre los 12,2 [Pa] y los 19 [Pa]. Mientras que el punto de control tiene un esfuerzo de corte cercano a la unidad.

En la Figura 5-202 se exhiben las velocidades para los cortes inferior, medio y superior del aneurisma. Se ve que el plano inferior tiene un rápido aumento de velocidad hasta llegar a los 0,72 [m/s], el plano medio tiene el mismo comportamiento, pero alcanza los 0,46 [m/s], y por su parte el plano superior tiene una velocidad constante en las primeras décimas de segundos y después crece hasta los 0,25 [m/s].

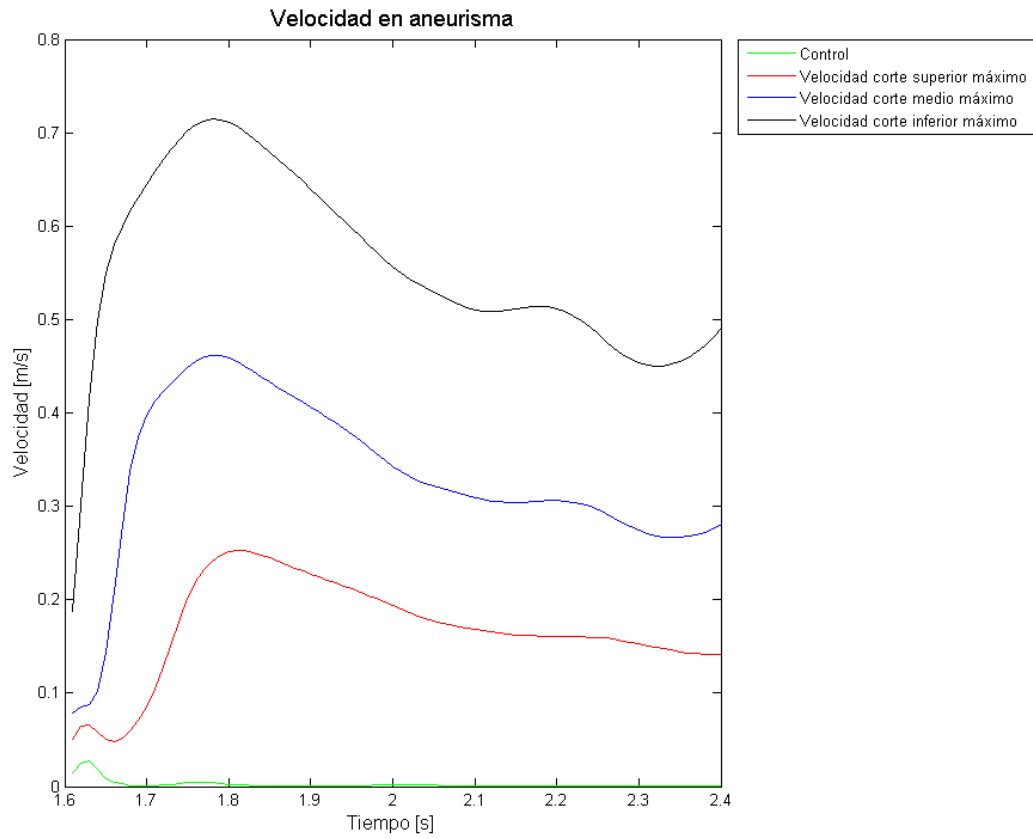


Figura 5-202. Simulación 8. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.7 TIPOS DE MATERIALES

5.7.1 ELÁSTICO

5.7.1.1 Sólido

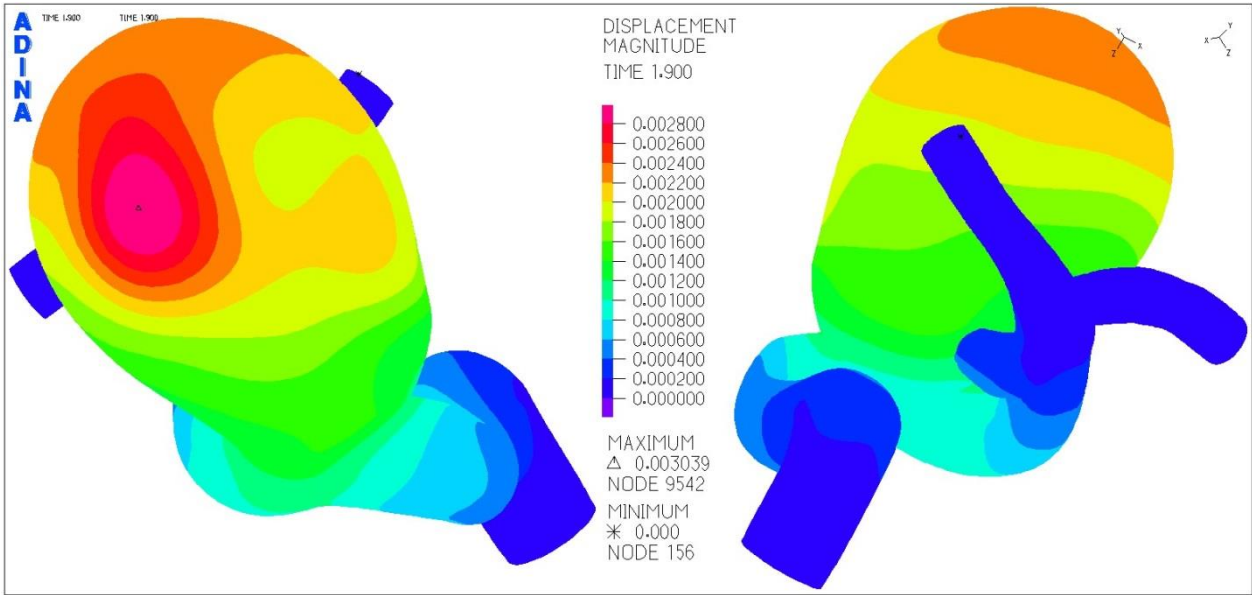


Figura 5-203. Simulación 9. Distribución del desplazamiento en el aneurisma.

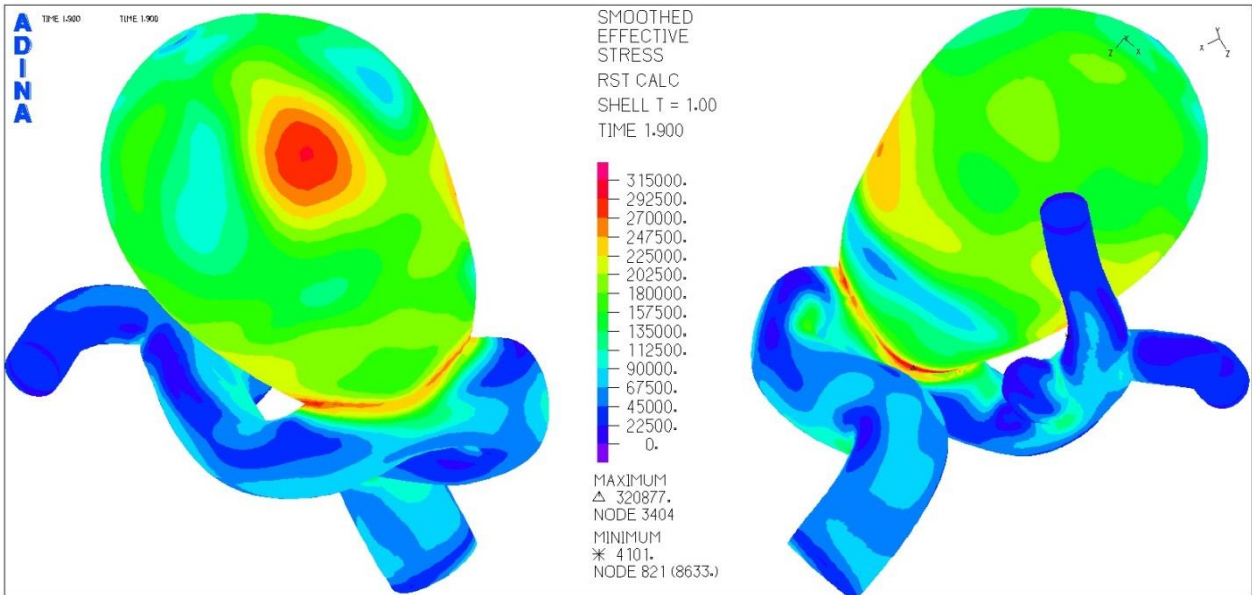


Figura 5-204. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma.

El desplazamiento en la Figura 5-203 exhibe que el desplazamiento máximo se genera en la zona superior del aneurisma, alcanzando los 3 [mm]. Nuevamente los desplazamientos mínimos se encuentran en las zonas de las arterias.

La Figura 5-204 expone que el esfuerzo de Von Mises se concentra en el cuello del aneurisma y llega a un máximo de 320 [kPa] para el tiempo de 1,9 [s]. De nuevo se aprecia que también ha una concentración de esfuerzos relevantes en la zona de desplazamiento máximo, llegando a los 300 [kPa].

La Figura 5-205 muestra que el primer esfuerzo principal llega a los 378 [kPa] en una zona diferente a donde el esfuerzo de Von Mises en máximo.

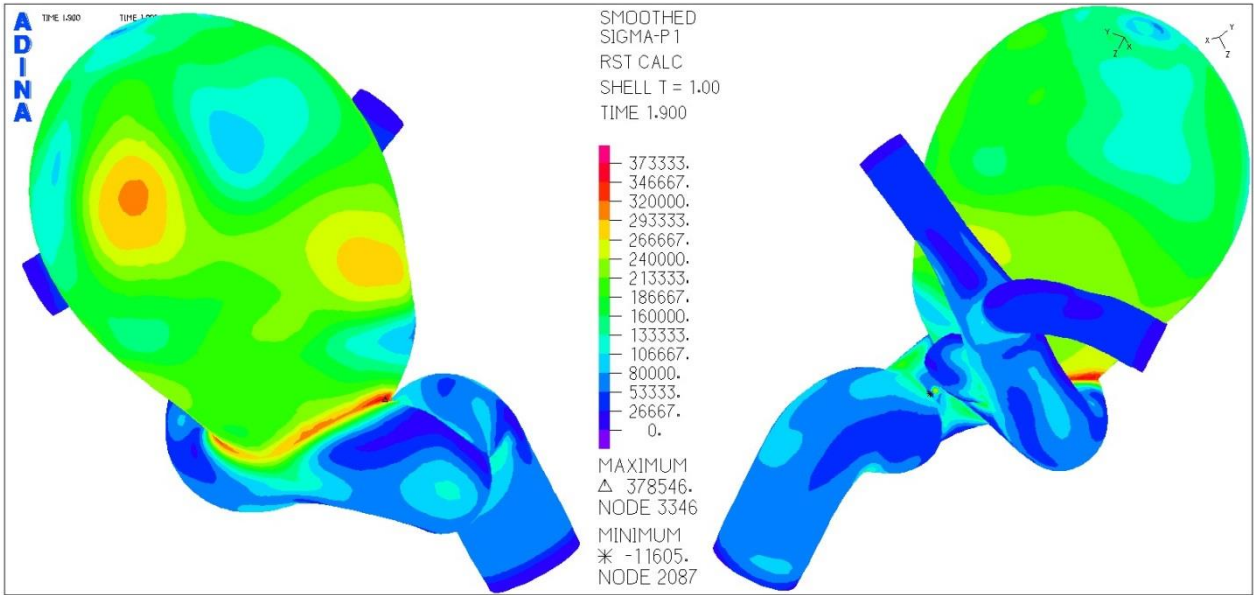


Figura 5-205. Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en el aneurisma.

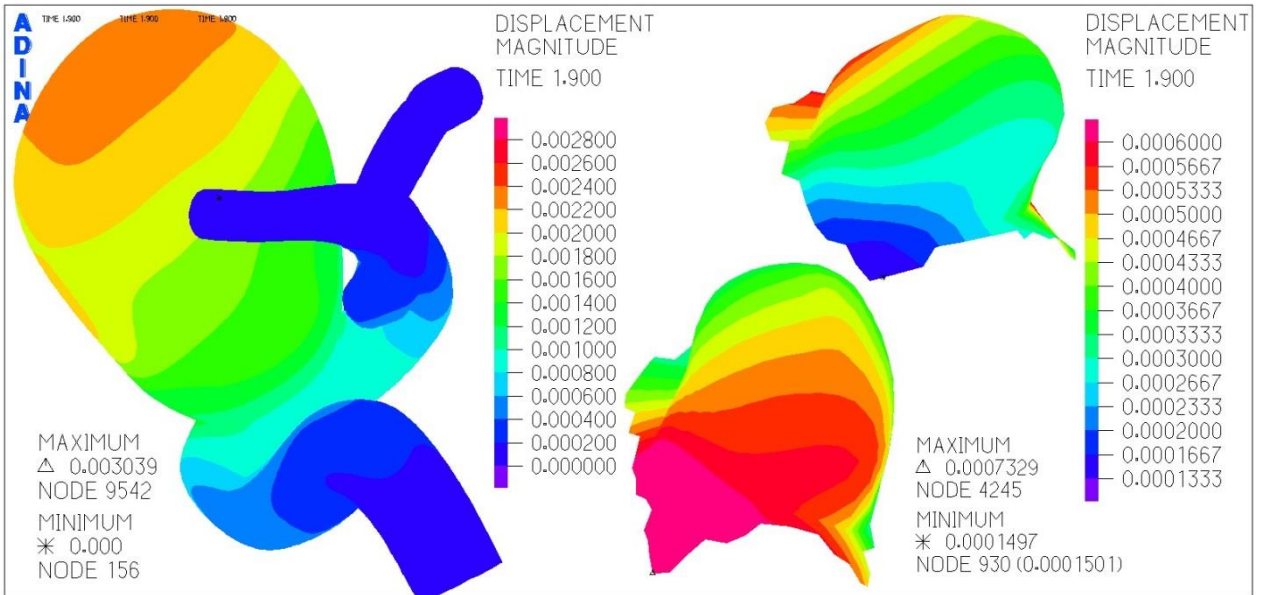


Figura 5-206. Simulación 9. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.

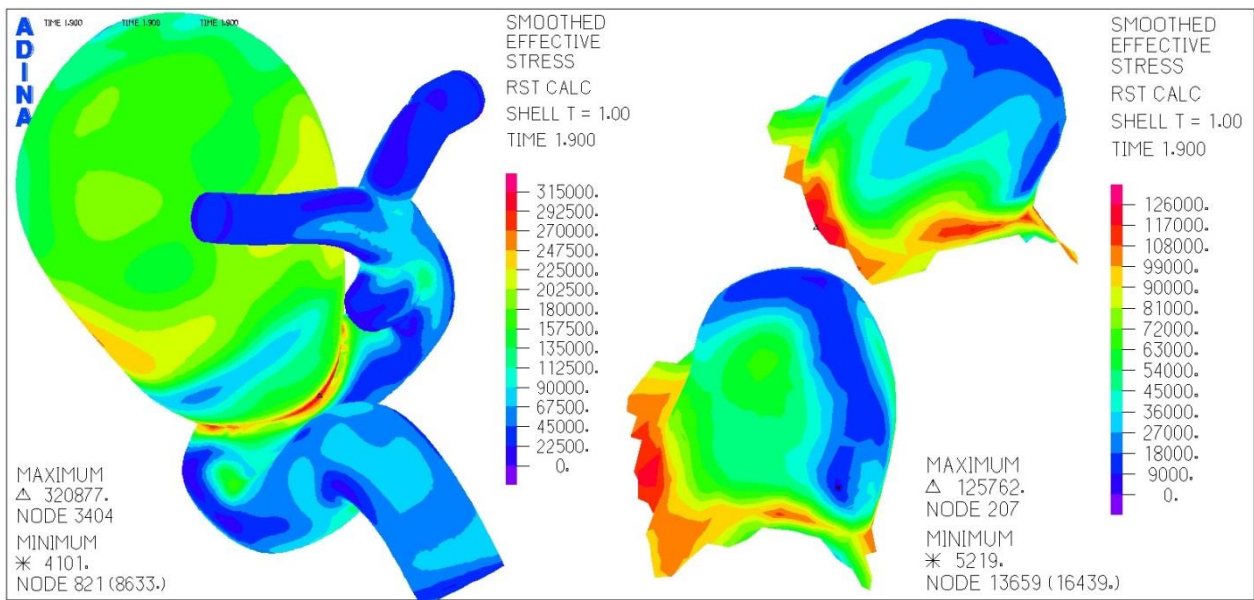


Figura 5-207. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.

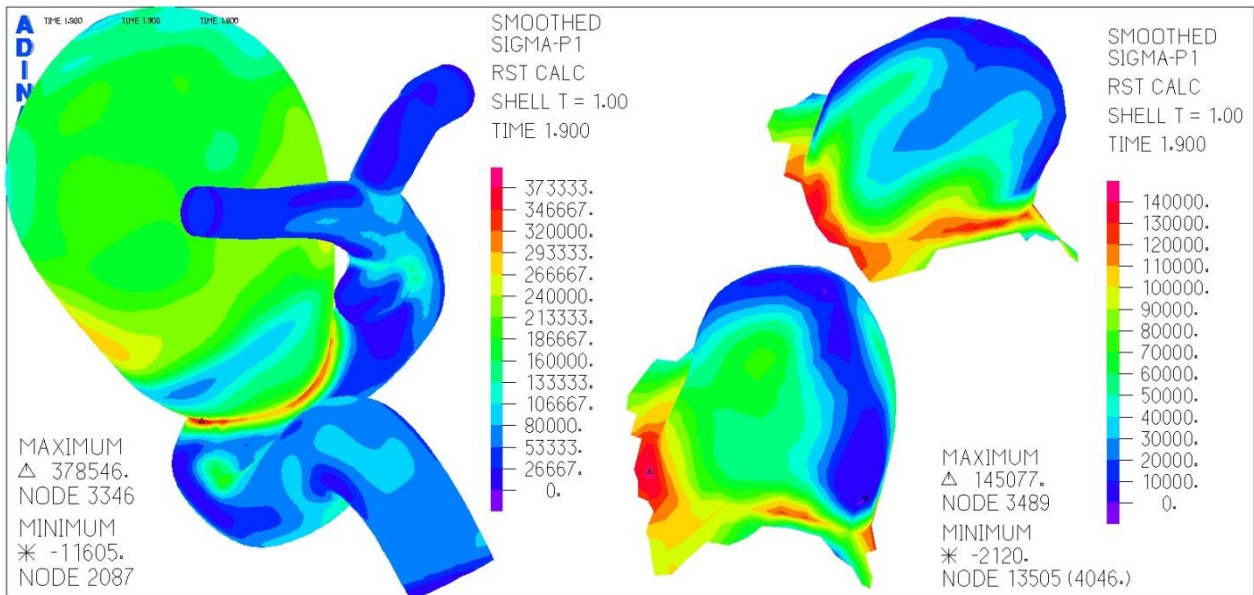


Figura 5-208. Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.

La Figura 5-206 muestra que el desplazamiento en el aneurisma menor nuevamente se encuentra determinado por el desplazamiento del mayor, por lo que el máximo punto en el aneurisma menor es de 0,7 [mm].

El esfuerzo de Von Misses del aneurisma menor de la Figura 5-207 se concentra otra vez en el cuello, alcanzando los 125 [kPa] para los 1,9 [s].

La distribución del primer esfuerzo principal de la Figura 5-208 refleja que también en el cuello es el lugar donde se concentra el esfuerzo, llegando a los 145 [kPa] para los 1,9 [s].

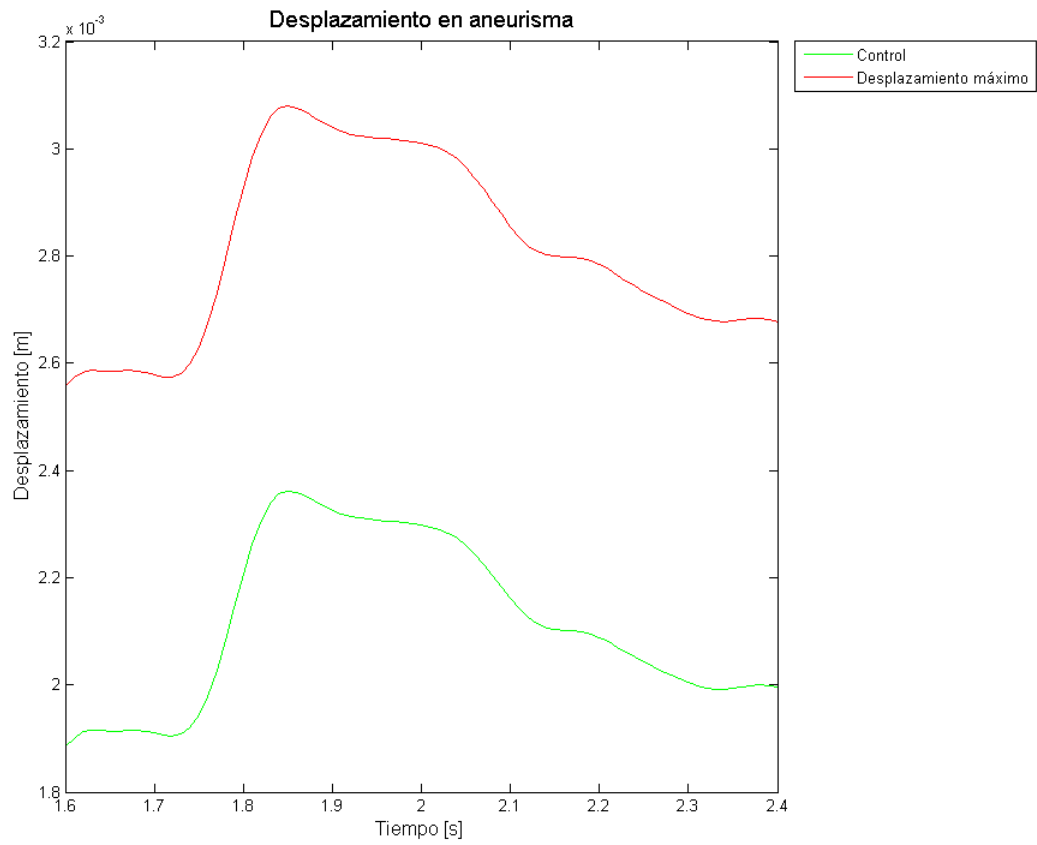


Figura 5-209. Simulación 9. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

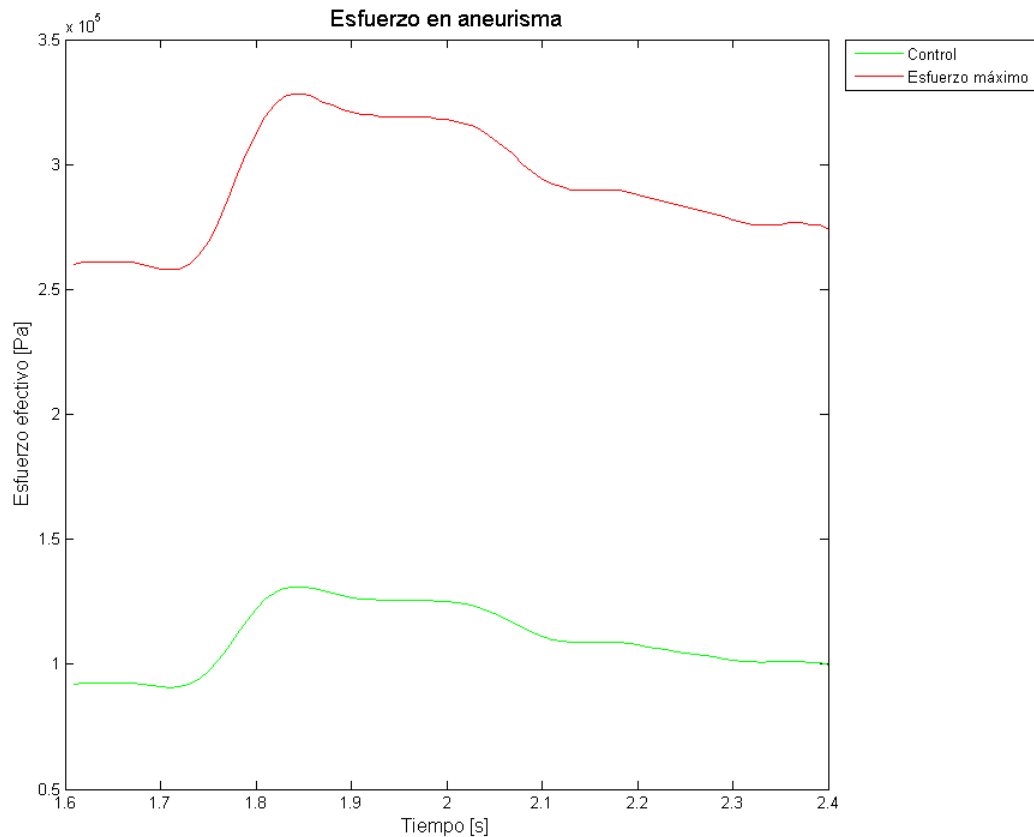


Figura 5-210. Simulación 9. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

Como se aprecia en la Figura 5-209 el desplazamiento máximo en el aneurisma va en el rango de los 2,58 [mm] a los 3,1 [mm] y el punto de control lo hace entre los 1,9 [mm] y los 2,35 [mm], esto sin contar la zona de gran crecimiento en ambos casos.

La Figura 5-210 refleja el comportamiento del esfuerzo de Von Mises en el aneurisma. Se ve que el máximo va desde aproximadamente los 255 [kPa] a los 335 [kPa], mientras que el punto de control lo hace desde los 90 [kPa] hasta los 125 [kPa].

Para el primer esfuerzo principal de la Figura 5-211, se nota un comportamiento similar al del esfuerzo de Von Mises, solo que el punto máximo va desde los 290 [kPa] hasta los 390 [kPa].

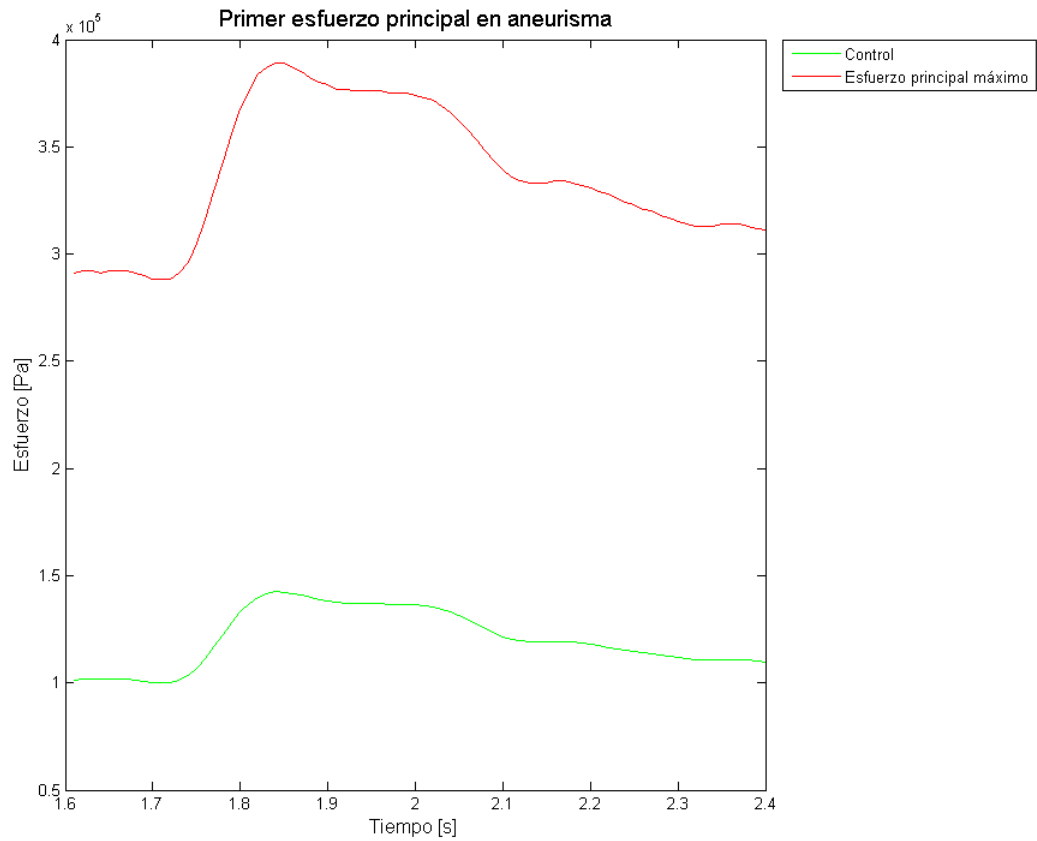


Figura 5-211. Simulación 9. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.7.1.2 Fluido

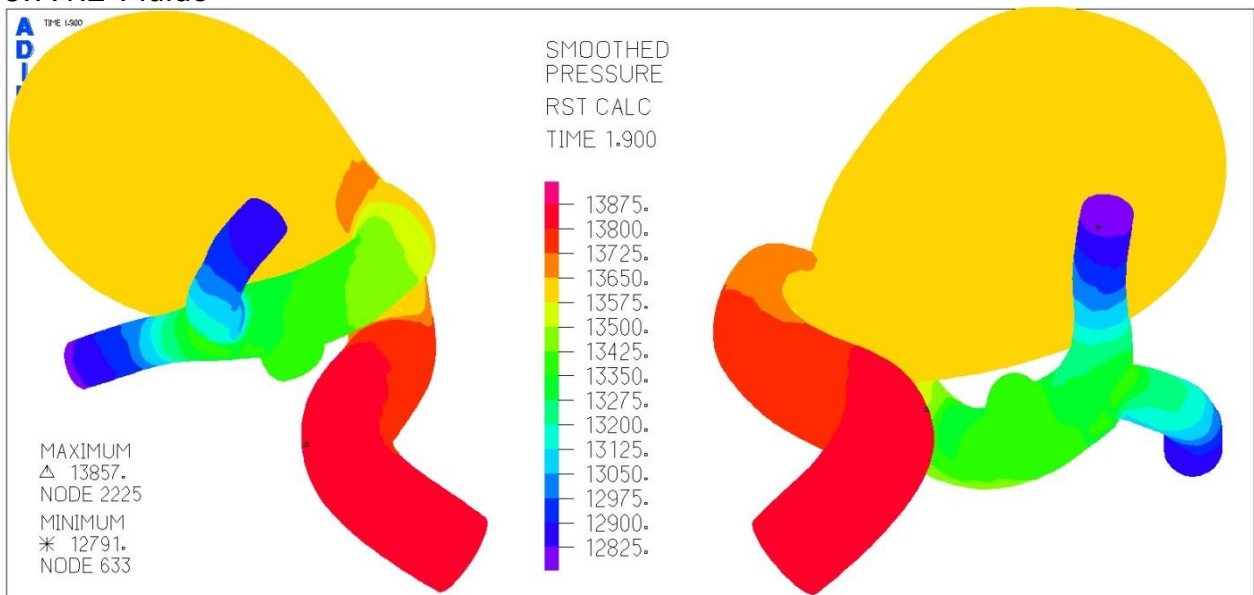


Figura 5-212. Simulación 9. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

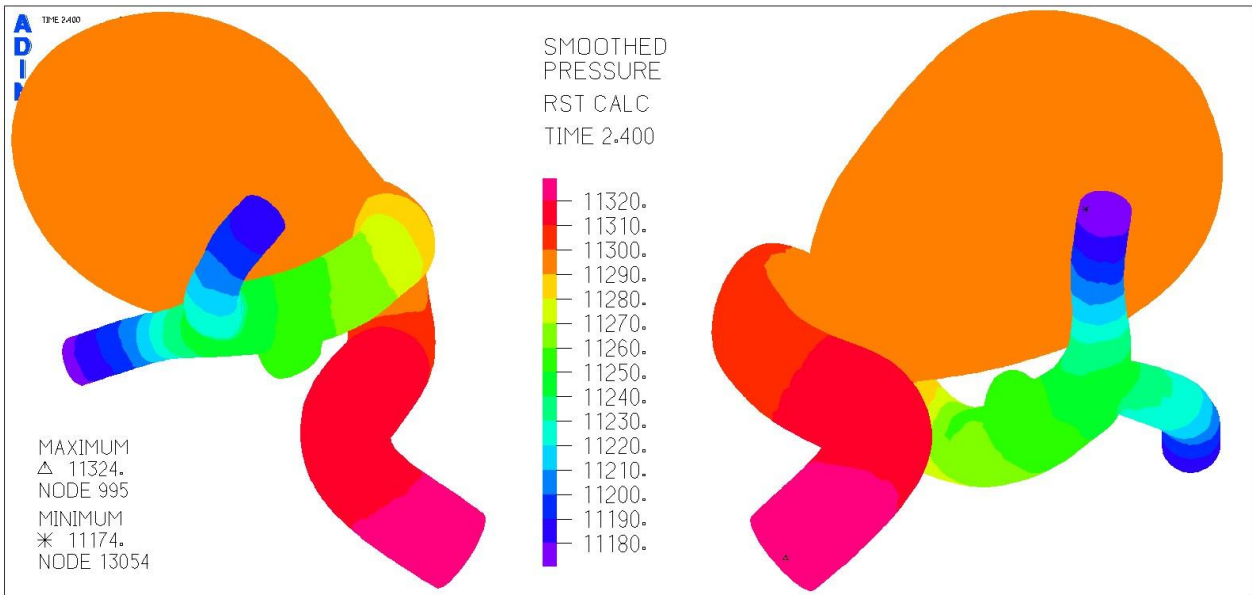


Figura 5-213. Simulación 9. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

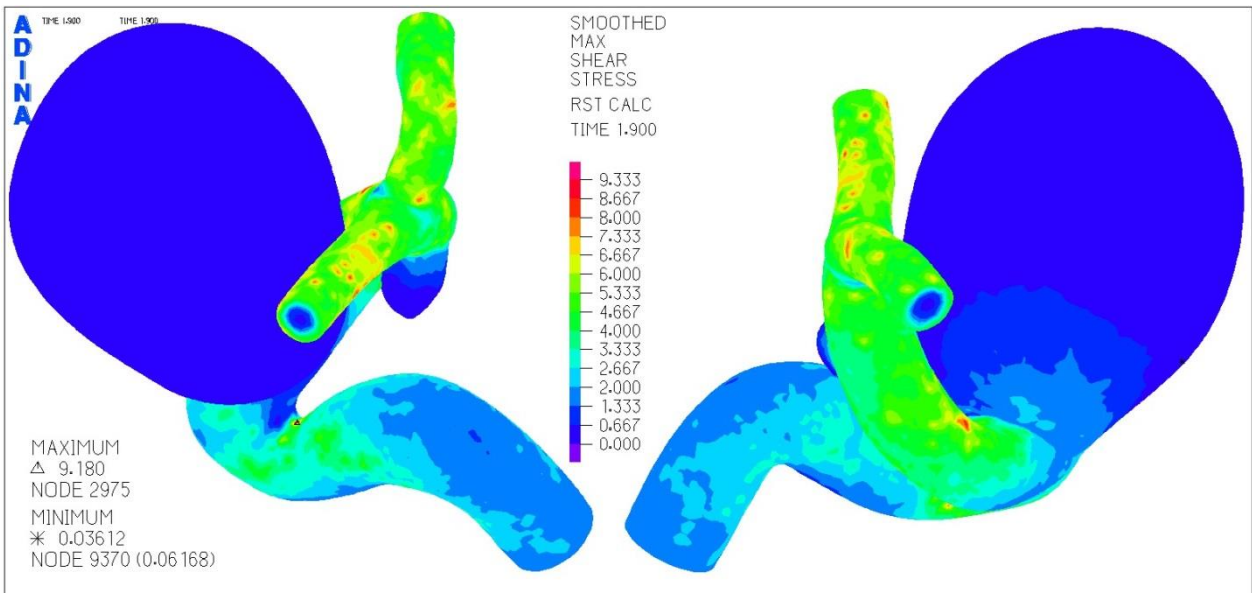


Figura 5-214. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

En la Figura 5-212 de la distribución de la presión para el tiempo 1,9 [s], se ve que esta alcanza los 13,8 [kPa] en donde su máximo se encuentra en la zona de la arteria por donde ingresa el flujo. Además, el aneurisma mayor llega a los 13,6 [kPa]. En tanto para la Figura 5-213 que enseña el mismo gráfico pero para el tiempo 2,4 [s], se muestra que la presión máxima está en el mismo lugar, alcanzando los 11,3 [kPa].

En tanto para la distribución del esfuerzo de corte en el tiempo 1,9 [s] de la Figura 5-214, se desprende que el máximo valor es de 9,1 [Pa]. La zona de las arterias nuevamente concentra los esfuerzos más importantes, mientras que el aneurisma tiene valores menores a 2,6 [Pa] incluyendo el mínimo de 0,03 [Pa].

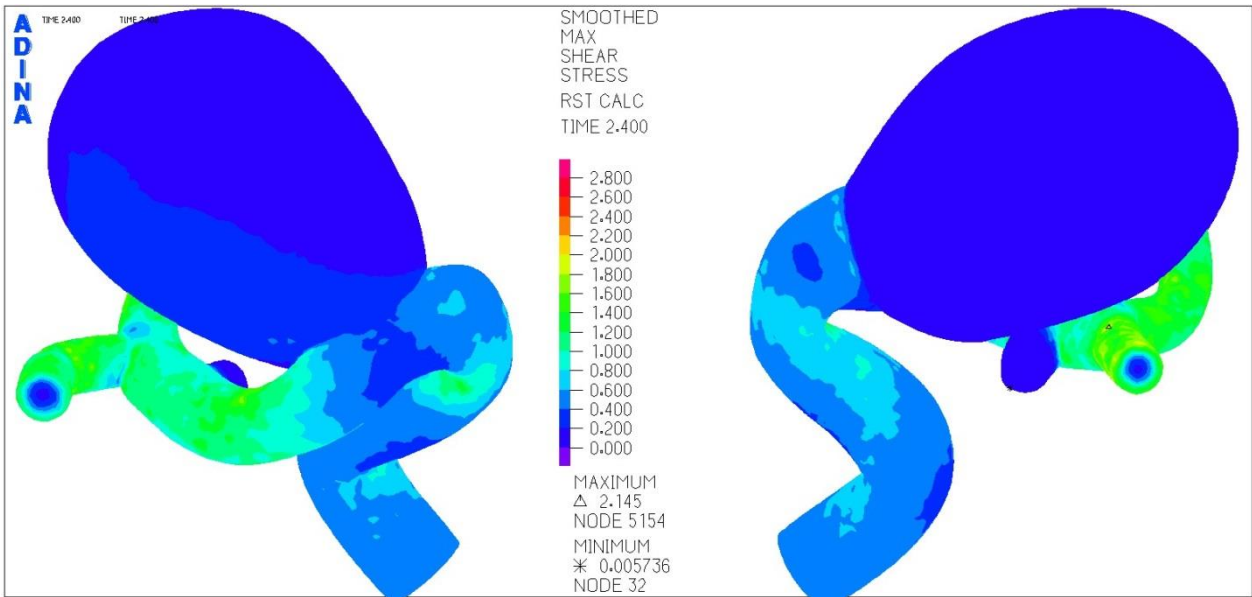


Figura 5-215. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

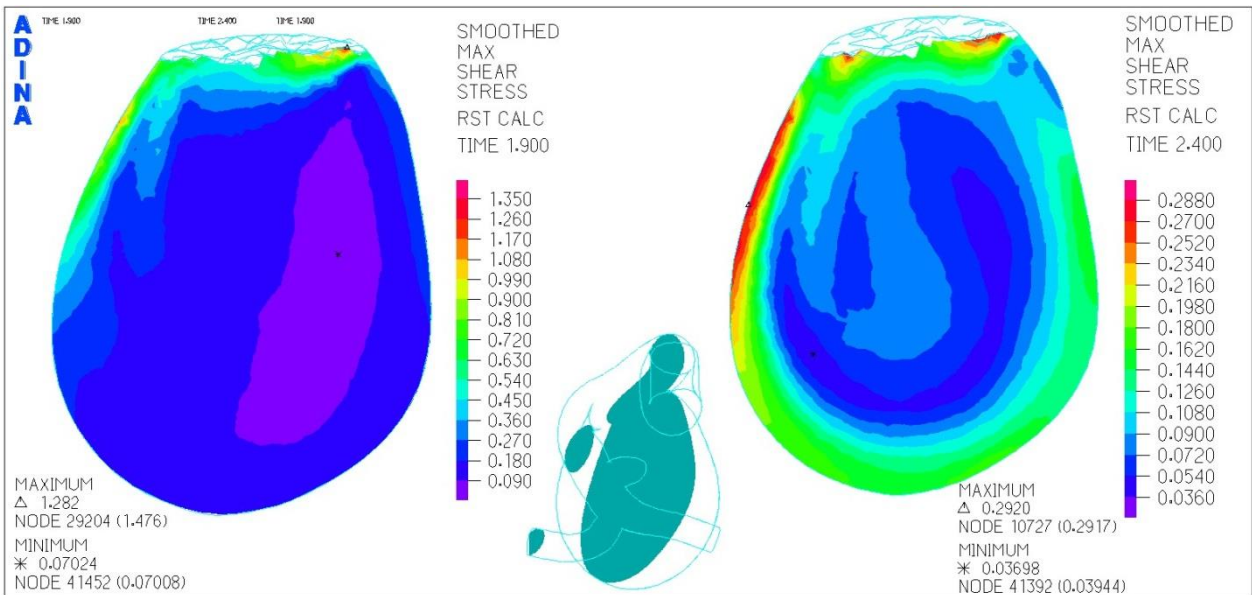


Figura 5-216. Simulación 9. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.

La distribución de esfuerzo de corte en el tiempo 2,4 [s] la enseña la Figura 5-215. En ella se ve que el máximo llega a los valores de 2,1 [Pa] y el mínimo al de 0,005 [Pa], siendo prácticamente nulo.

La Figura 5-216 exhibe el esfuerzo de corte pero en este caso en el plano transversal. Ahí se ve que para los 1,9 [s] el esfuerzo iguala los 1,2 [Pa] y para los 2,4 [s] solo llega a 0,29 [Pa]. Notar que los lugares donde están los máximos y los mínimos para dichos tiempos son completamente diferentes.

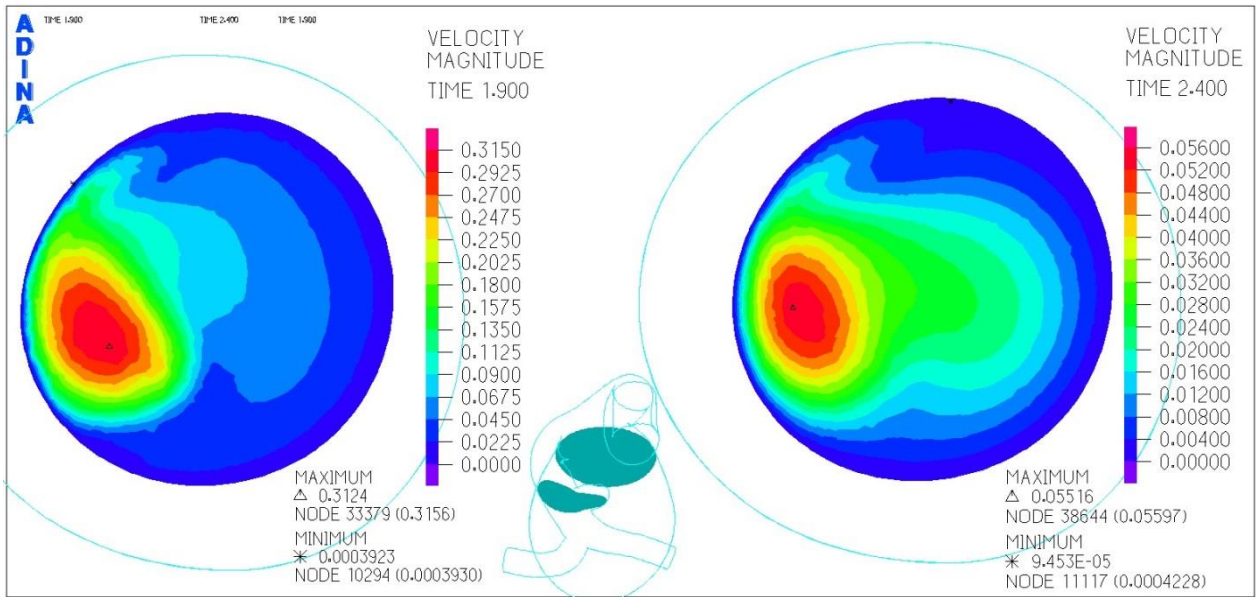


Figura 5-217 Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte inferior.

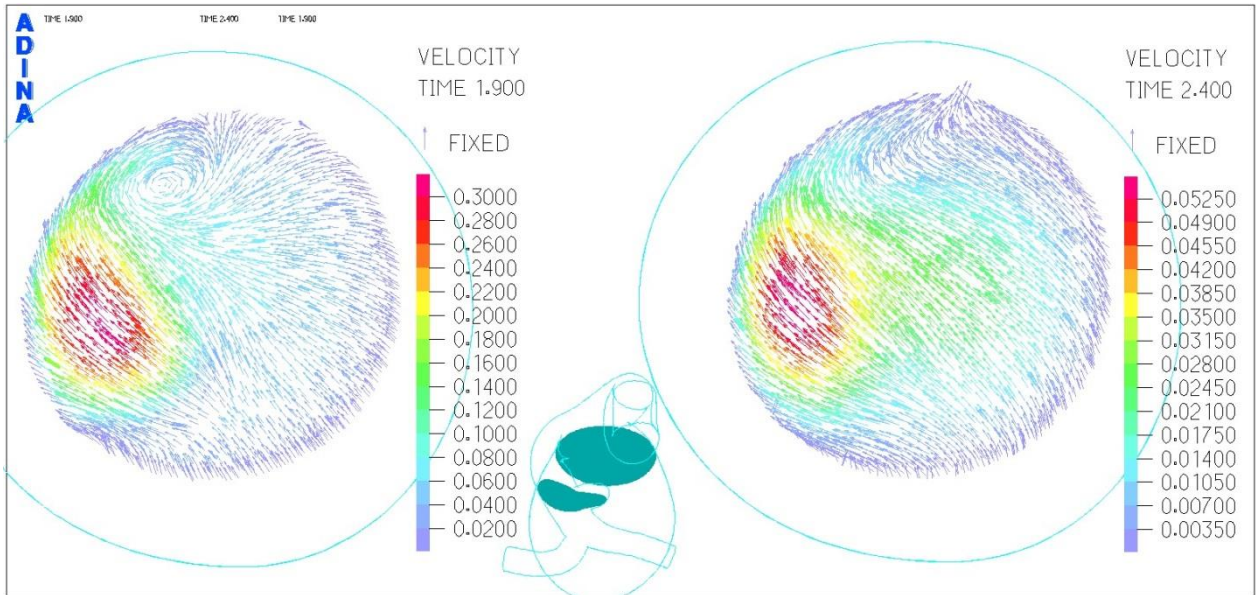


Figura 5-218. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte inferior.

La Figura 5-217 enseña la distribución de la velocidad en donde se logra alcanzar una velocidad máxima de 0,31 [m/s] en el tiempo 1,9 [s] y 0,05 [m/s] para los 2,4 [s]. Notar que no se advierte presencia de una recirculación en este corte.

El campo de velocidad del corte inferior lo señala la Figura 5-218. Aquí se evidencia la presencia de una vorticidad de baja velocidad en la parte superior de la imagen del tiempo 1,9 [s], no así en la de 2,4 [s].

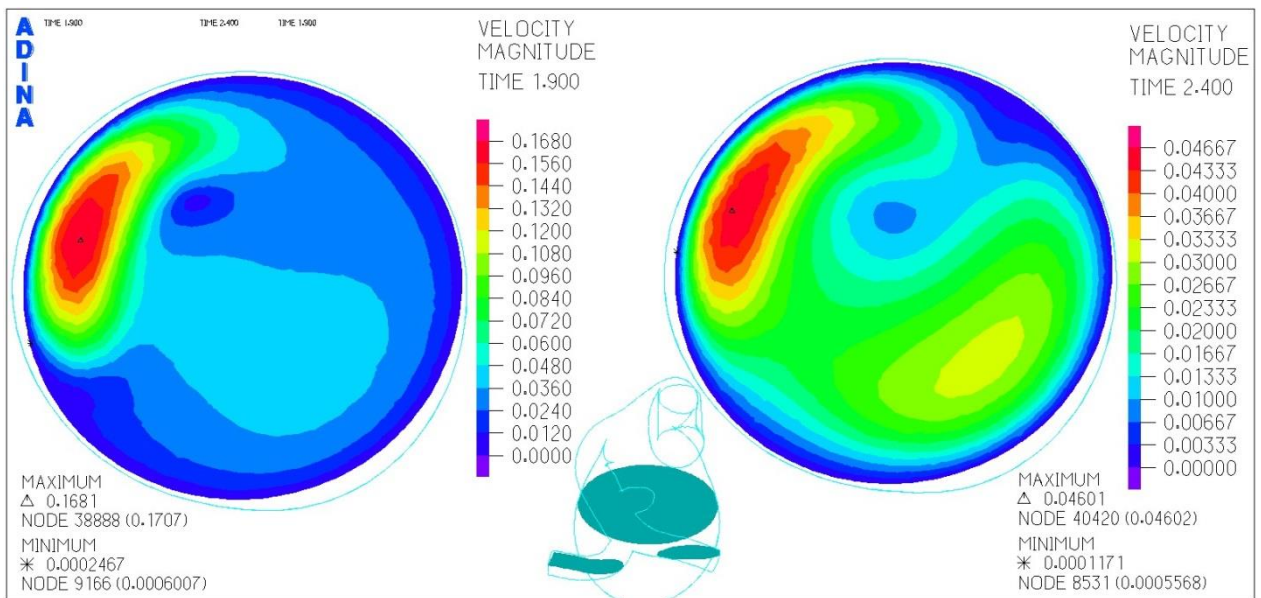


Figura 5-219. Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte medio.

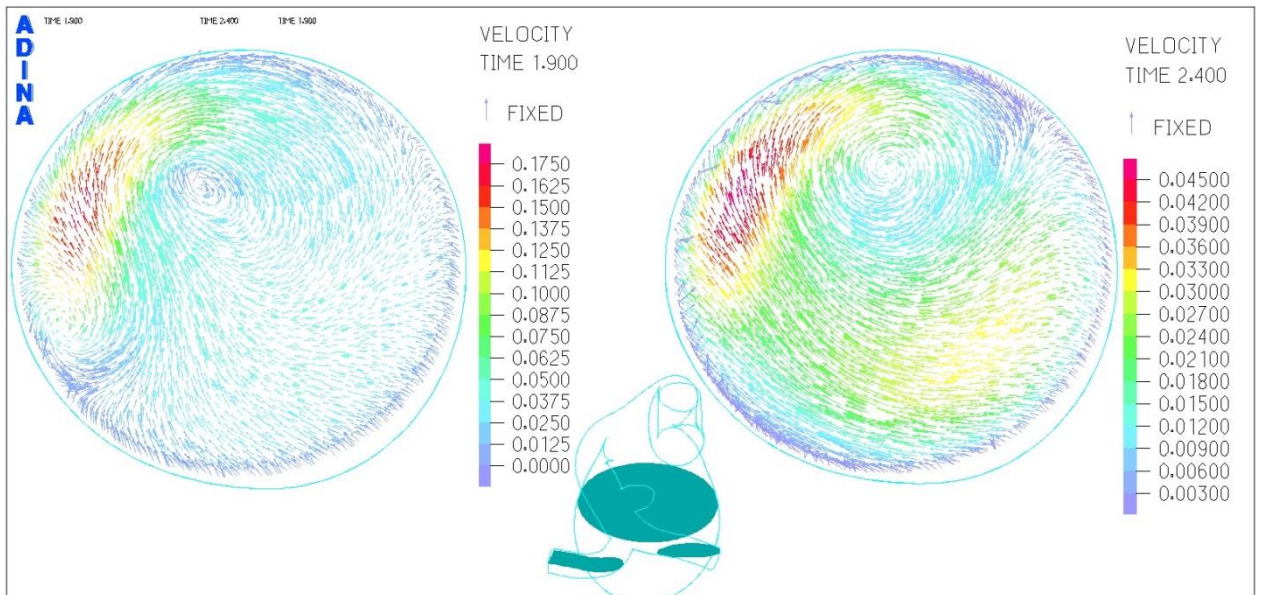


Figura 5-220. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte medio.

Como muestra la Figura 5-219 la velocidad máxima alcanzada para el tiempo 1,9 [s] es de 0,16 [m/s] mientras que para los 2,4 [s] es de 0,04 [m/s]. Notar que los máximos y mínimos están en posiciones muy similares.

La Figura 5-220 del campo de velocidad del corte medio refleja que existe una vorticidad en el centro del aneurisma, la que alcanza velocidades de 0,03 [m/s] para el caso de 1,9 [s].

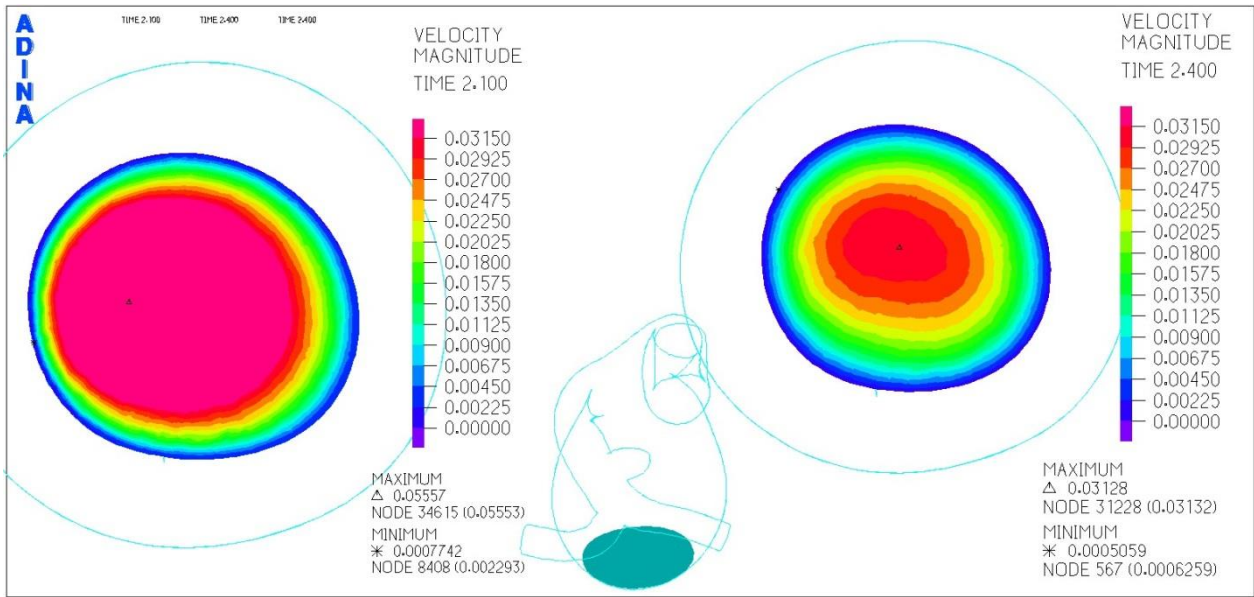


Figura 5-221. Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte superior.

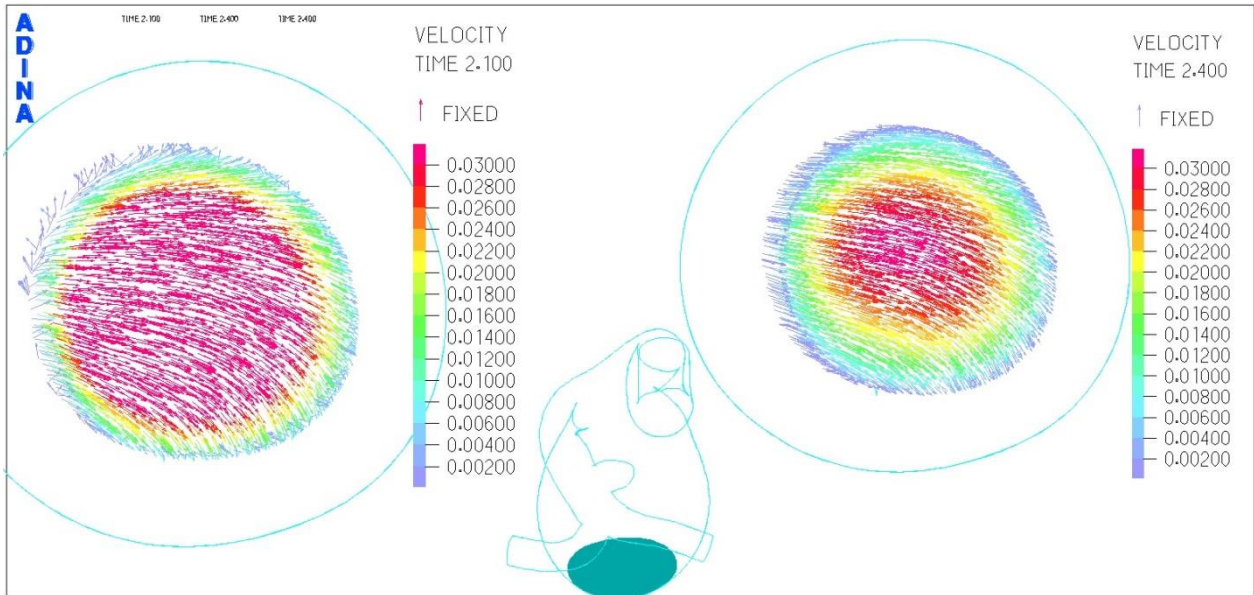


Figura 5-222. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte superior.

La distribución de la velocidad en el corte superior es la que se muestra en la Figura 5-221. Se ve que la velocidad máxima alcanzada es de 0.05 [m/s] para el tiempo 2,1 [s] y de 0,03 [m/s] para los 2,4 [s], por lo que esta prácticamente no varía.

Los campos de velocidades para el corte superior de los tiempos 2,1 [s] y 2,4 [s] los expone la Figura 5-222. Como en casos anteriores, se ve que la dirección del flujo es uniforme y por lo tanto no hay presencia de vorticidades.

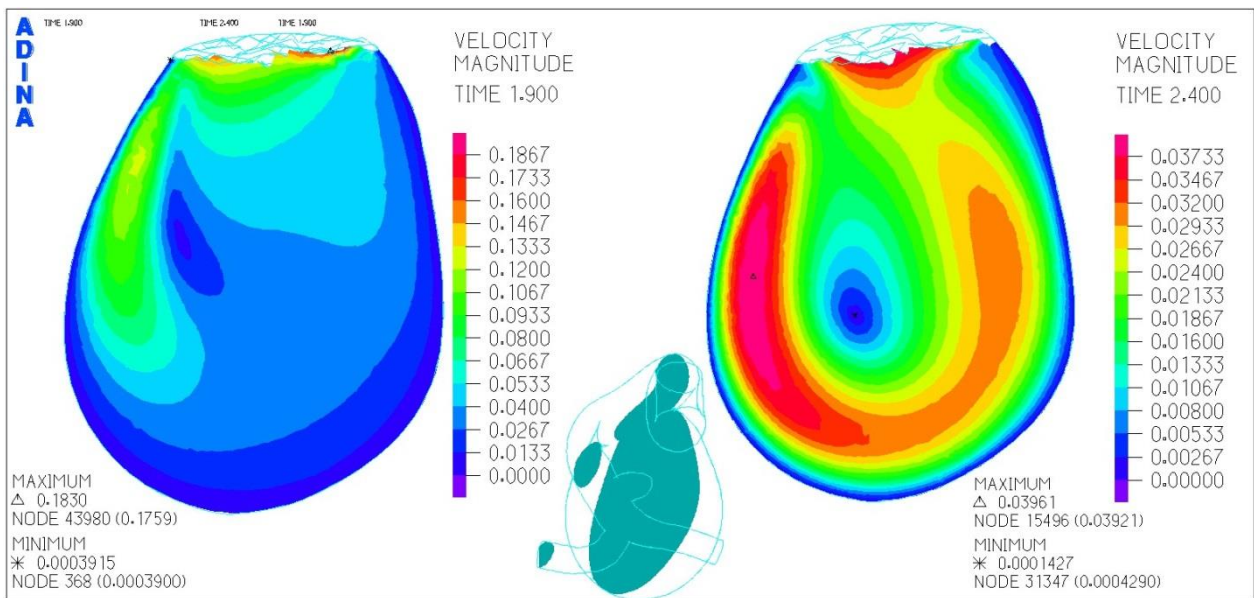


Figura 5-223 Simulación 9. Distribución de la velocidad en el aneurisma para el corte transversal.

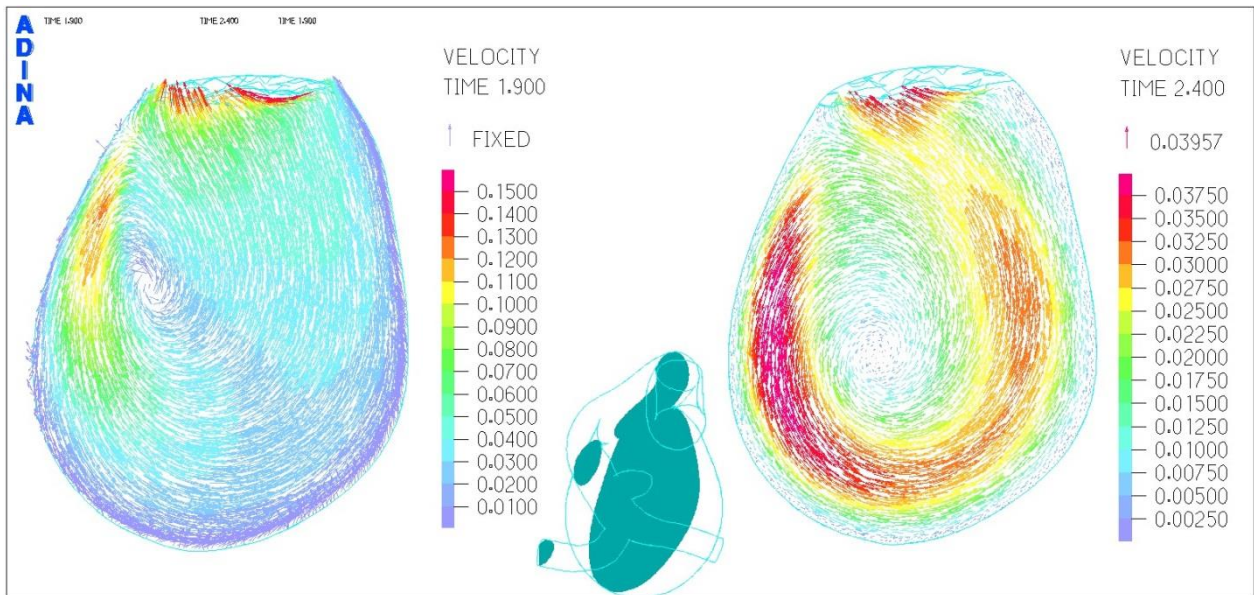


Figura 5-224. Simulación 9. Campo de velocidad en el aneurisma para el corte transversal.

La Figura 5-223 expone la velocidad en el corte transversal del aneurisma. Para el tiempo 1,9 [s] la velocidad máxima es de 0,18 [m/s] y para el de 2,4 [s] es de 0,04 [m/s]. Notar que tanto los máximos como los mínimos cambian de posición en los tiempos analizados..

El campo de velocidades del corte transversal se ve en la Figura 5-224. Queda clara la presencia de la recirculación dentro del aneurisma, generándose un vórtice en su interior.

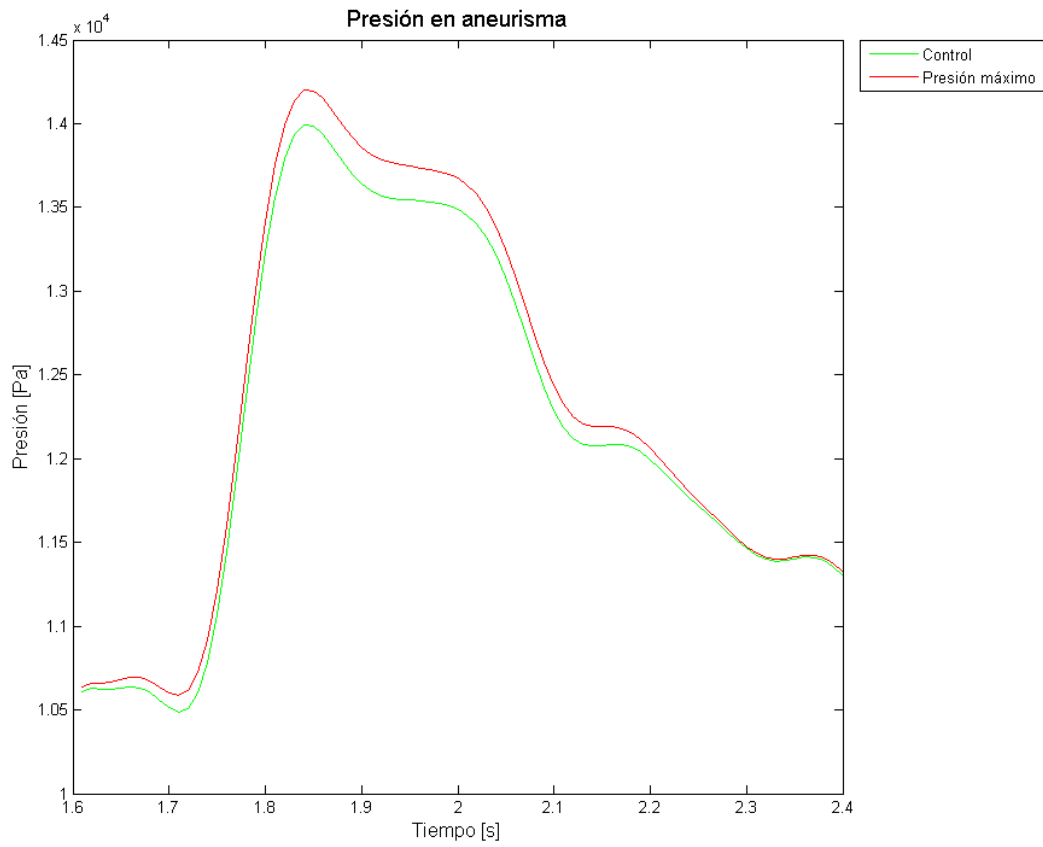


Figura 5-225. Simulación 9. Evolución temporal de la presión.

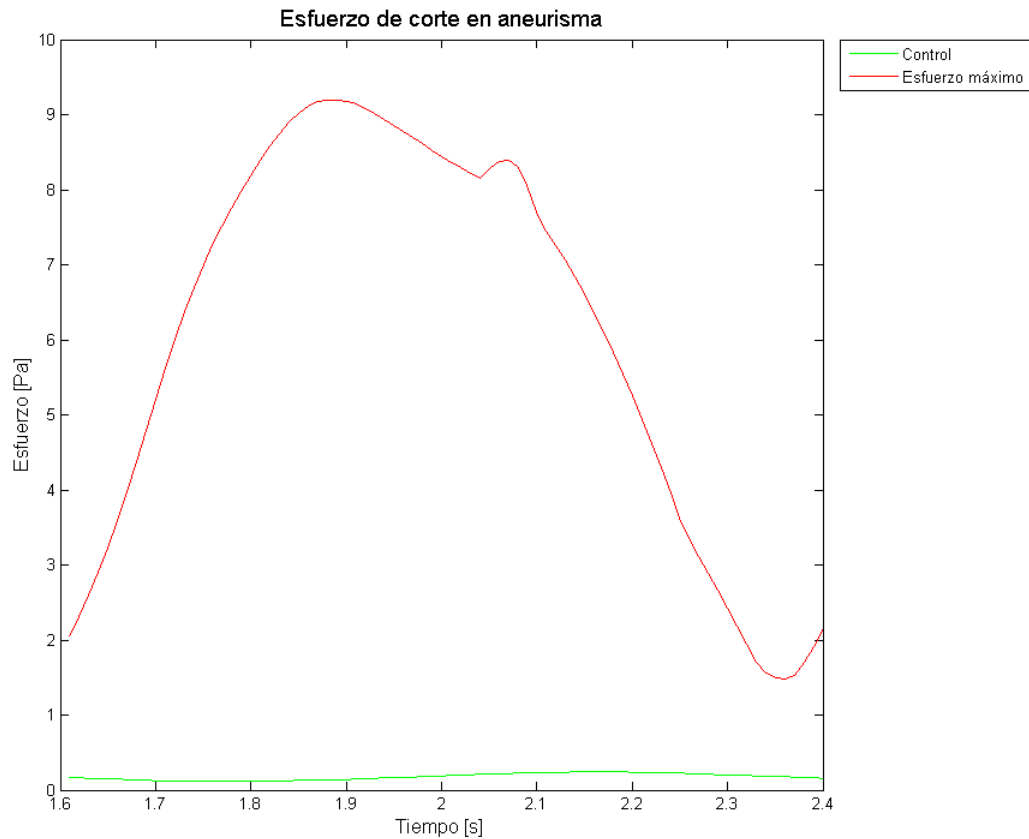


Figura 5-226. Simulación 9. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-225 de la presión se ve que el máximo va desde los 10,6 [kPa] y sobrepasa los 14,3 [kPa], mientras que el control llega hasta los 14 [kPa].

El esfuerzo de corte en el que exhibe la Figura 5-226, en la cual se nota como el máximo parte desde los 2 [Pa], llega hasta los 9 [Pa]. El punto de control ni siquiera llega a 1 [Pa].

La velocidad de los cortes del aneurisma lo enseña la Figura 5-227. Se nota como aumenta rápidamente la velocidad en los cortes inferior y medio donde llegan a un máximo de 0,32 [m/s] y 0,17 [m/s], mientras que para el corte bajo apenas logra los 0,05 [m/s] a los 2,1 [s]. El punto de control tiene velocidad nula en casi todo el periodo de tiempo.

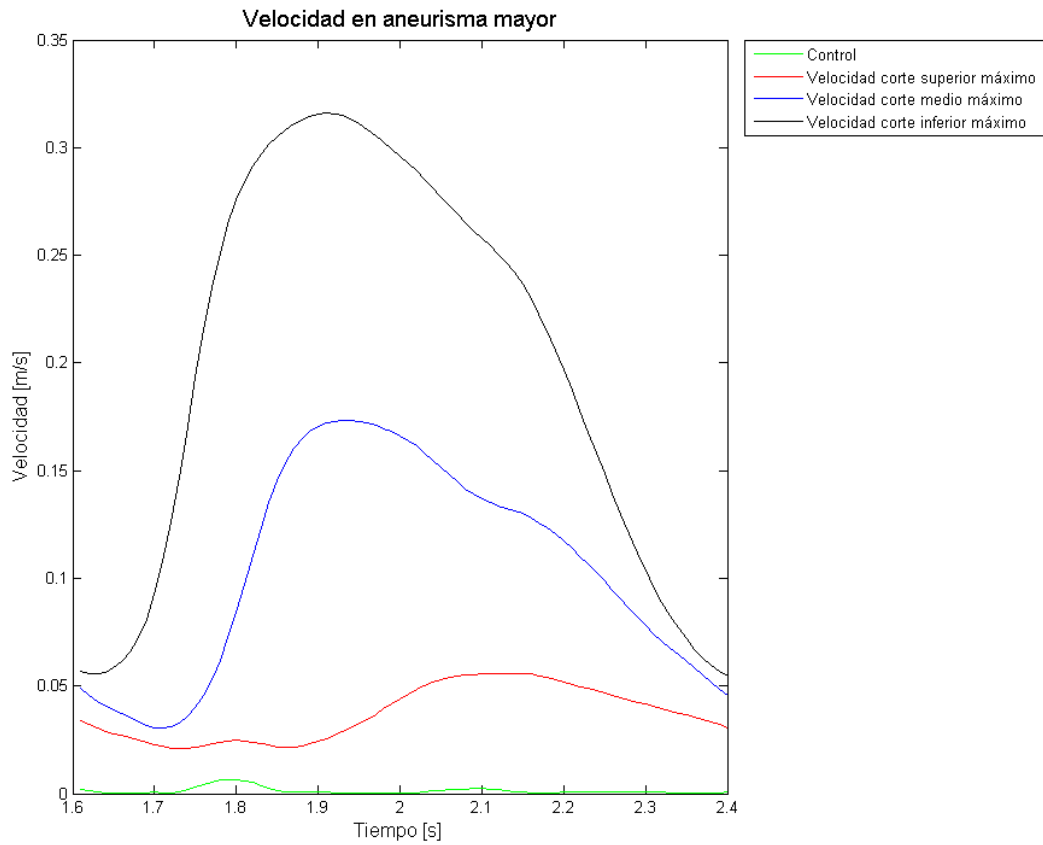


Figura 5-227. Simulación 9. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

5.7.2 MOONEY-RIVLIN

5.7.2.1 Sólido

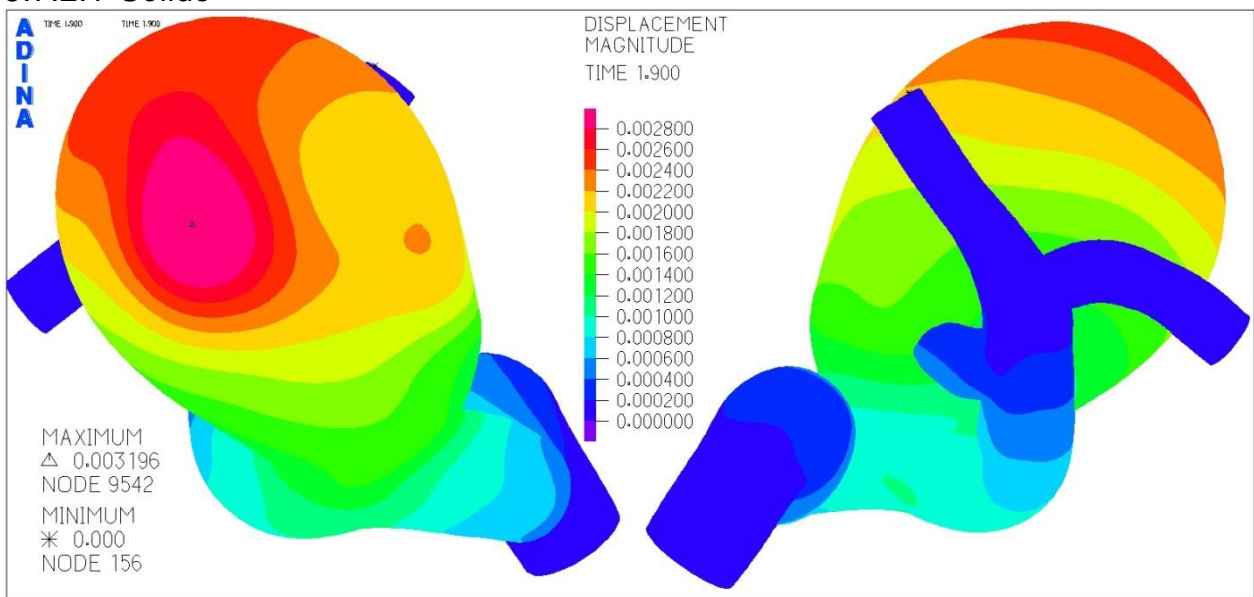


Figura 5-228. Simulación 10. Distribución del desplazamiento en aneurisma.

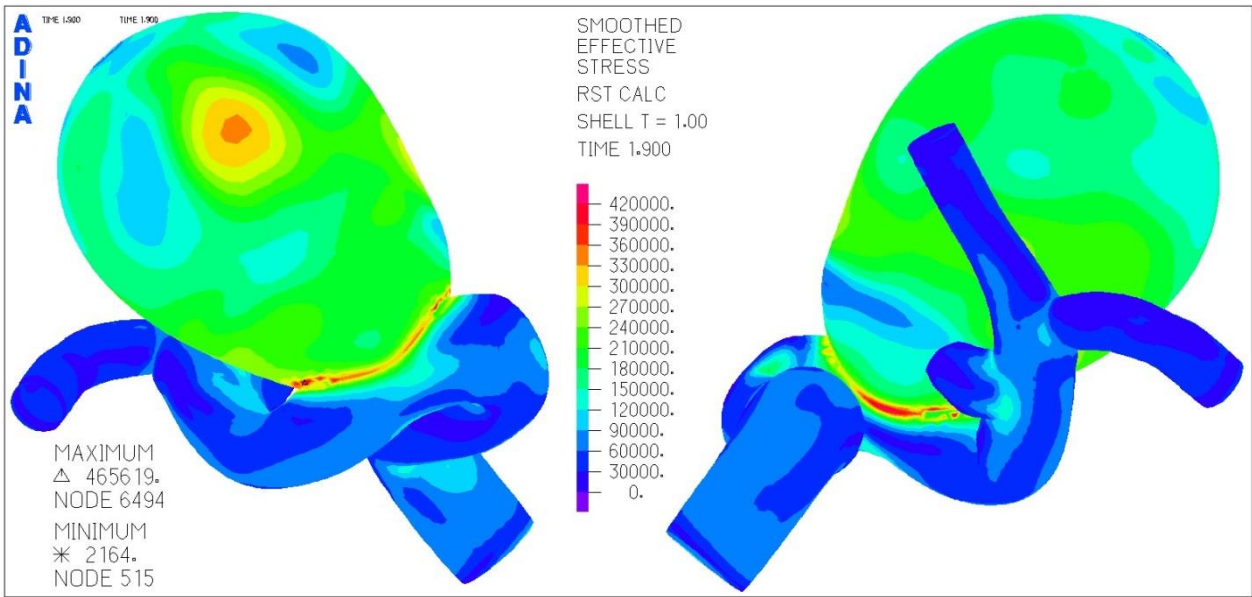


Figura 5-229. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma.

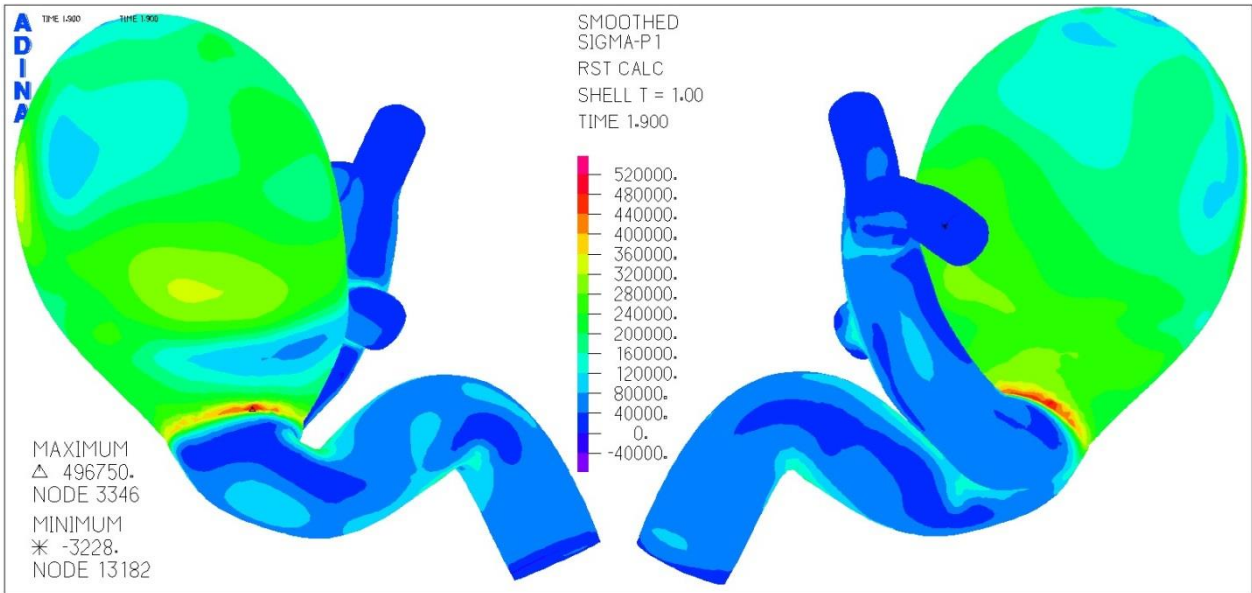


Figura 5-230. Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma.

La distribución del desplazamiento para el tiempo 1,9 [s] la expone la Figura 5-228. En ella se ve que este alcanza los 3,1 [mm] y se ubica, al igual que en los casos anteriores, en la parte superior del domo. Los mínimos nuevamente se ubican en los extremos de las arterias.

En la Figura 5-229 se aprecia el esfuerzo de Von Misses. Notar la alta concentración en torno al cuello del aneurisma que iguala los 465 [kPa]. Además, se ve otra zona importante de esfuerzos en donde se encuentra el punto máximo de desplazamiento, alcanzando los 350 [kPa].

La Figura 5-230 muestra el primer esfuerzo principal que llega a un máximo de 496 [kPa] en el cuello del aneurisma, pero en el lado opuesto a donde se alcanza el máximo del esfuerzo de Von Misses.

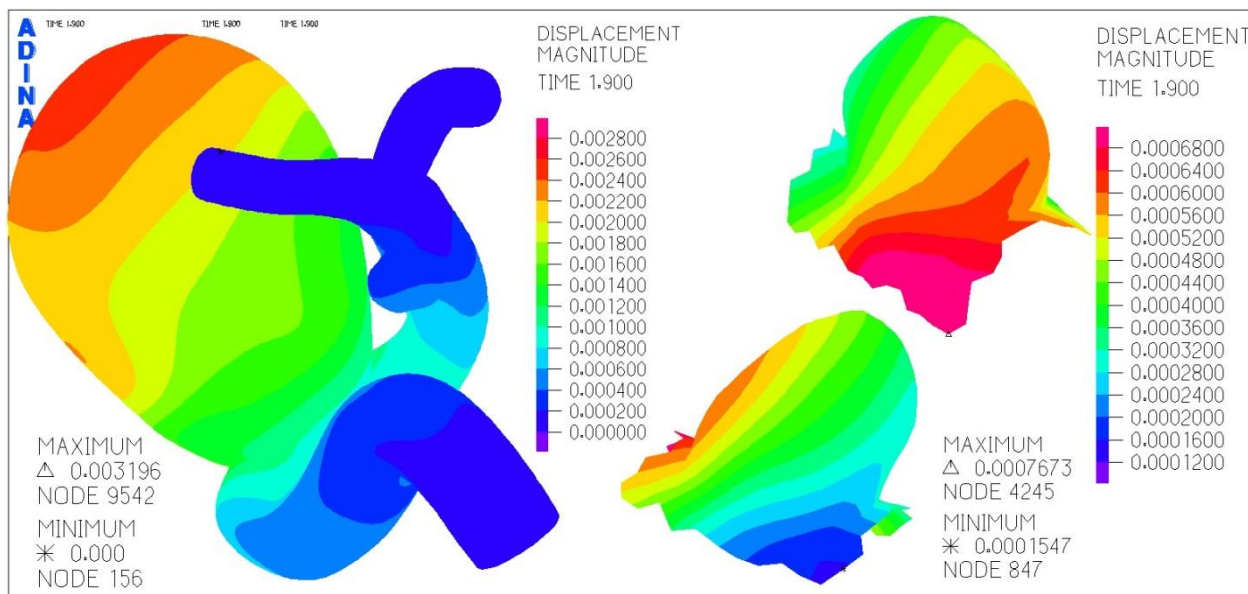


Figura 5-231. Simulación 10. Distribución del desplazamiento en aneurisma menor.

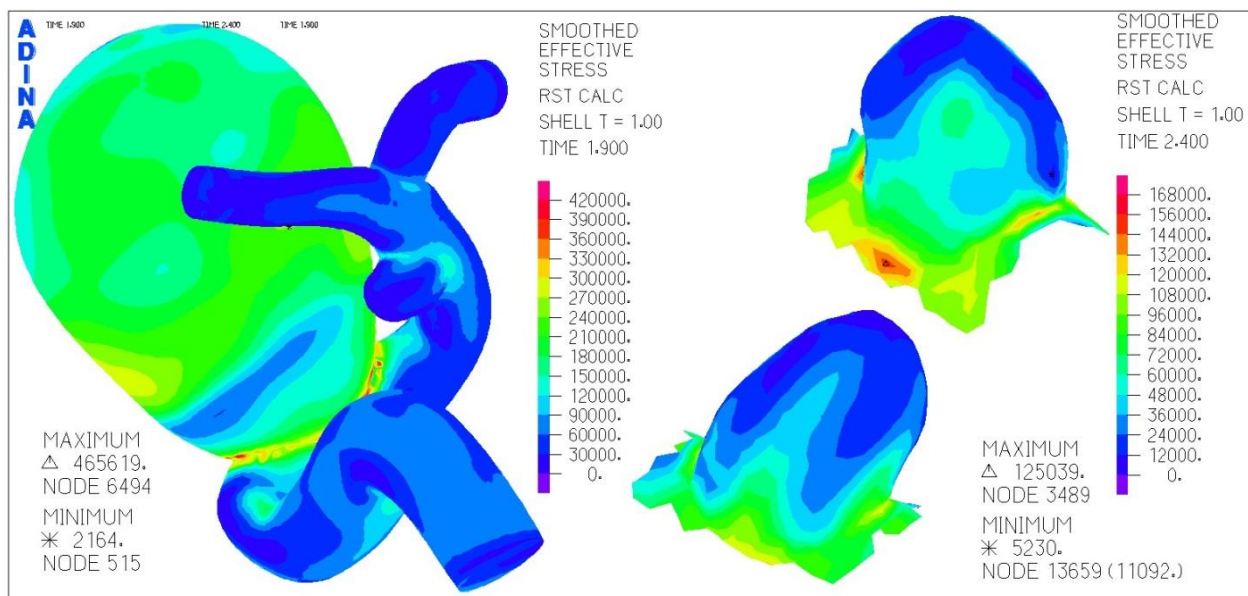


Figura 5-232. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de Von Misses en aneurisma menor.

El desplazamiento en el aneurisma menor expuesto en la Figura 5-231 evidencia un máximo de 0,7 [mm] en la zona más cercana al aneurisma mayor.

En la Figura 5-232 se ve el esfuerzo de Von Misses del aneurisma pequeño, el cual al igual que el mayor, se concentra en el cuello, llegando a un máximo de 125 [kPa]. Notar además que existen concentraciones de esfuerzos en el domo de 96 [kPa] en las zonas donde hay deformaciones importantes de 0,66 [mm].

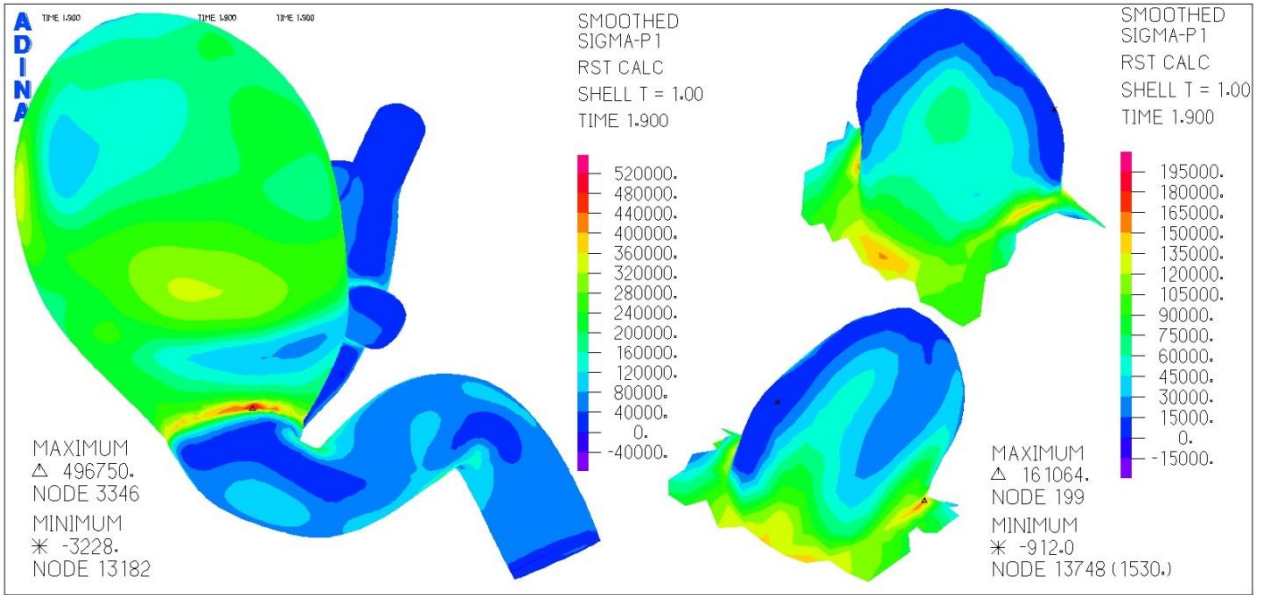


Figura 5-233. Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en aneurisma menor.

La Figura 5-233 muestra el primer esfuerzo principal en el aneurisma menor, el cual llega a un máximo de 161 [kPa] en la zona del cuello.

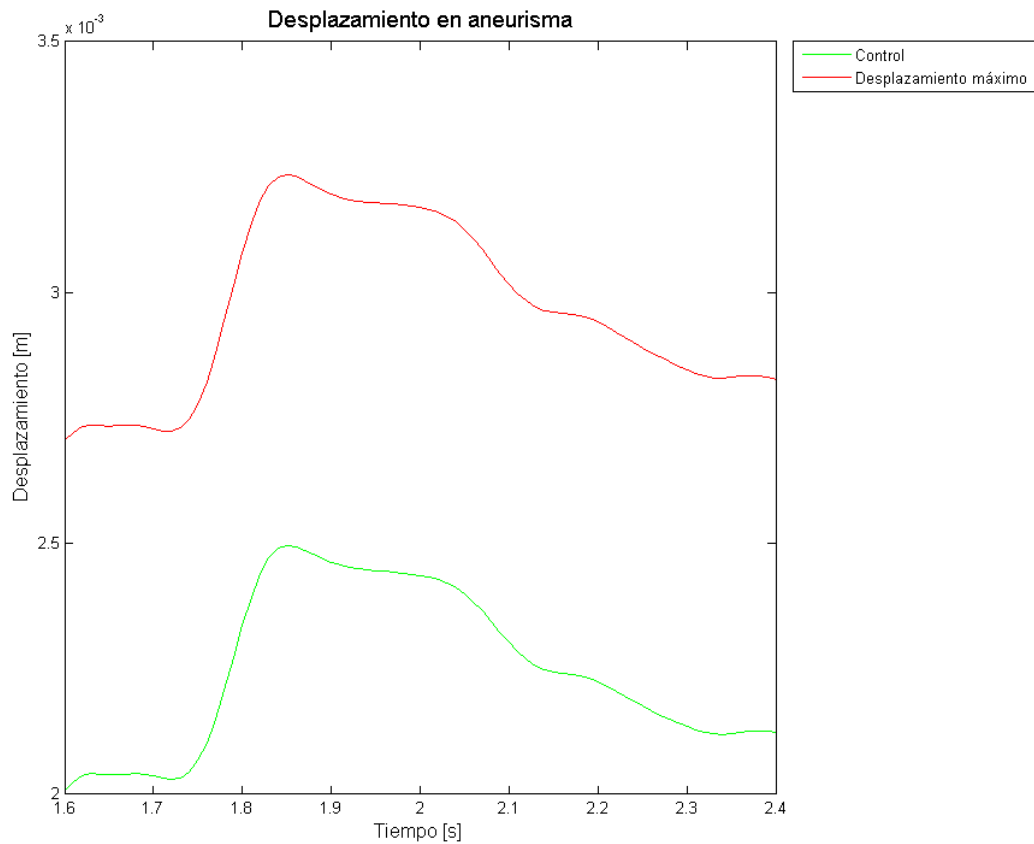


Figura 5-234. Simulación 10. Evolución del desplazamiento en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

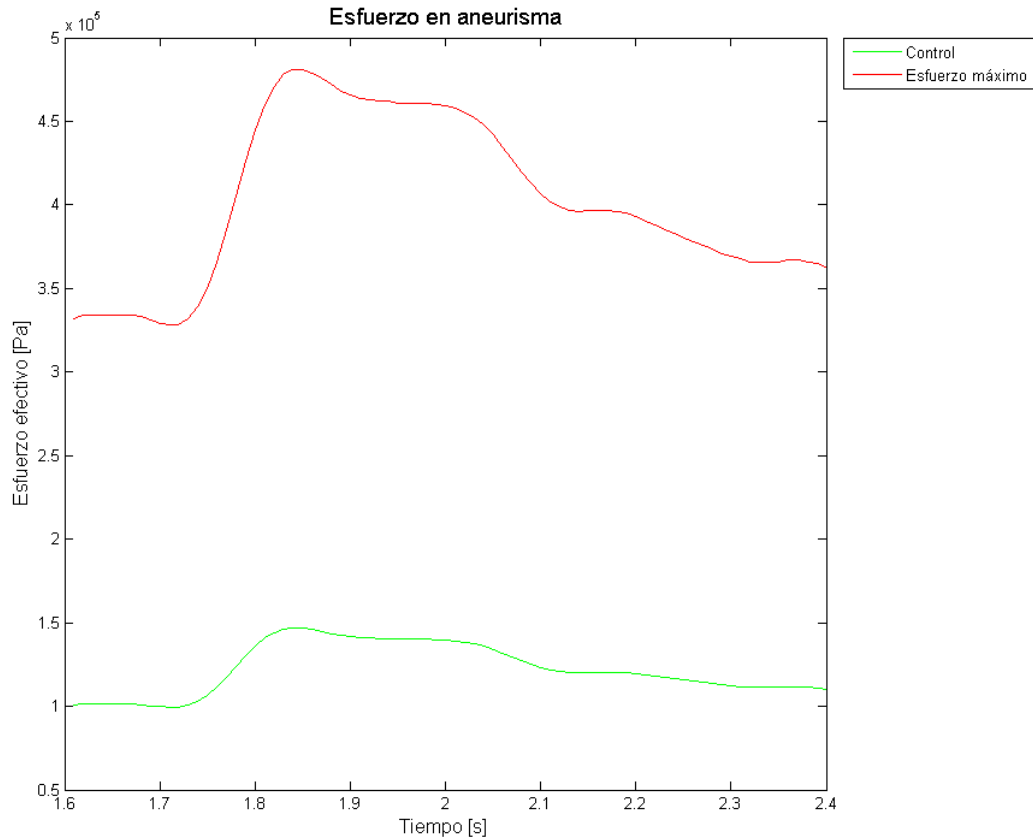


Figura 5-235. Simulación 10. Evolución del esfuerzo de Von Mises en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

La Figura 5-234 muestra que el desplazamiento permanece casi constante en los primeros instantes de simulación, y que posterior a los 1,7 [s] este crece oscilando entre los 2,7 [mm] y los 3,3 [mm] para el punto máximo y entro los 2 [mm] y los 2,5 [mm] para el punto de control.

El esfuerzo de Von Mises oscila entre los 340 [kPa] y los 480 [kPa] para el punto donde se encuentra el máximo y entre 100 [kPa] y 150 [kPa] para el punto de control según la Figura 5-235.

Como expone la Figura 5-236, el primer esfuerzo principal va entre los 360 [kPa] y los 510 [kPa] para el máximo y el punto de control entre los 100 [kPa] y los 150 [kPa].

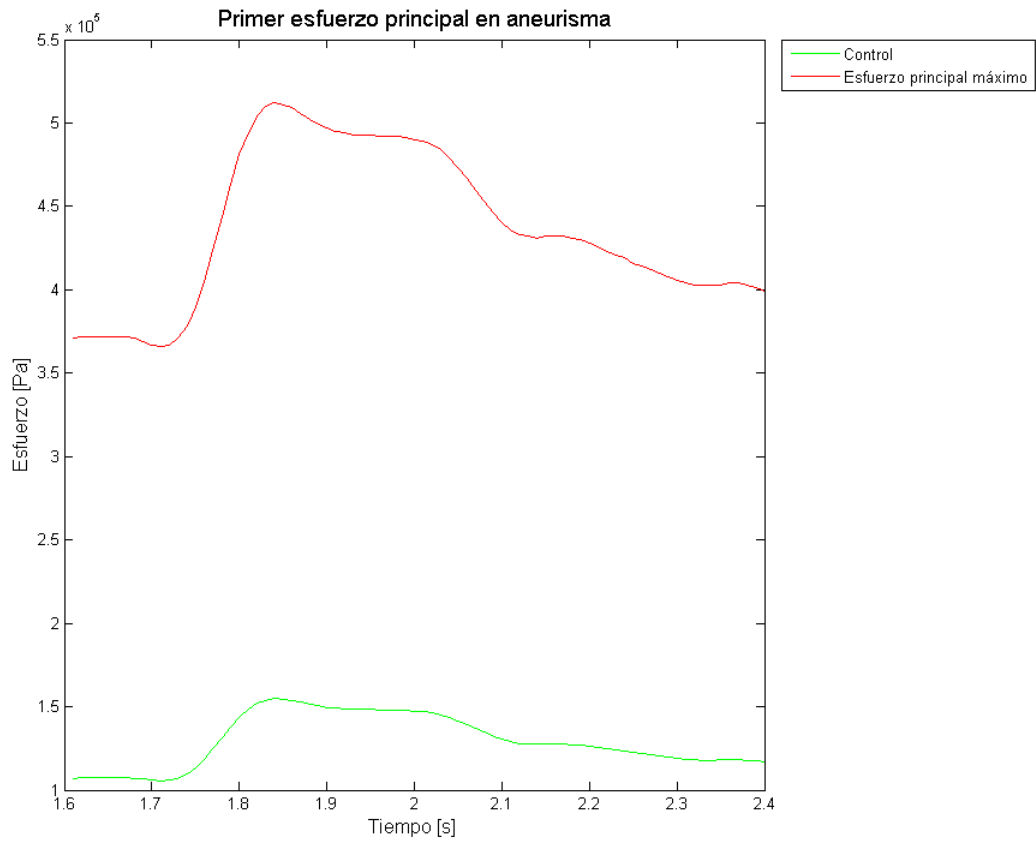


Figura 5-236. Simulación 10. Evolución del primer esfuerzo principal en el tiempo para el punto máximo y de control en el aneurisma.

5.7.2.2 Fluido

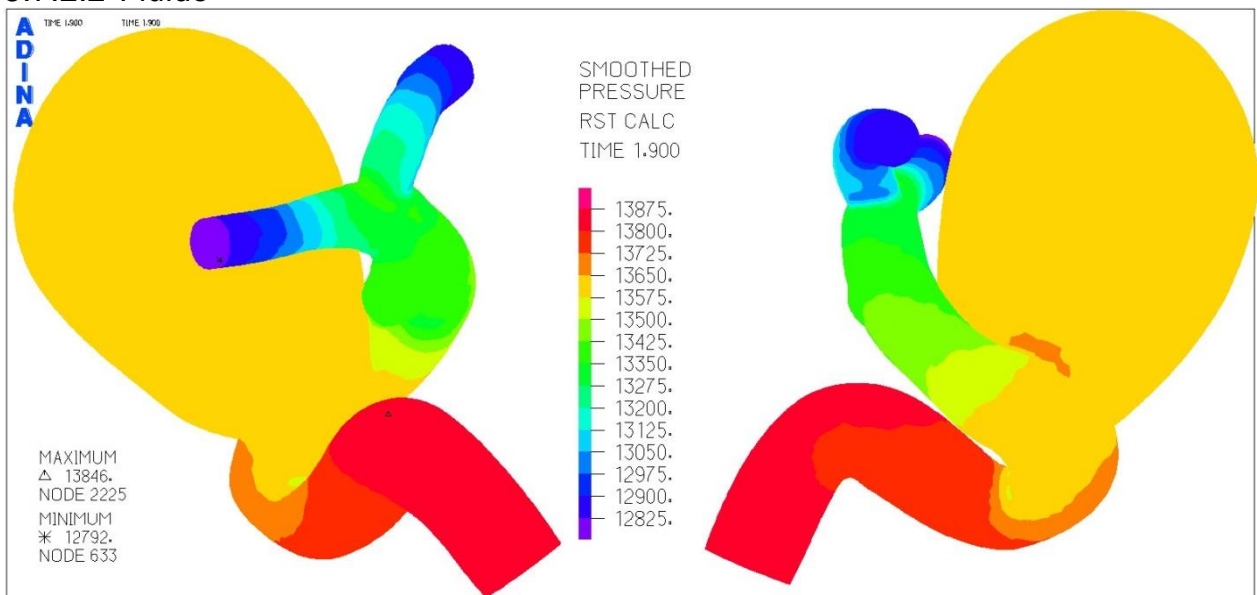


Figura 5-237. Simulación 10. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

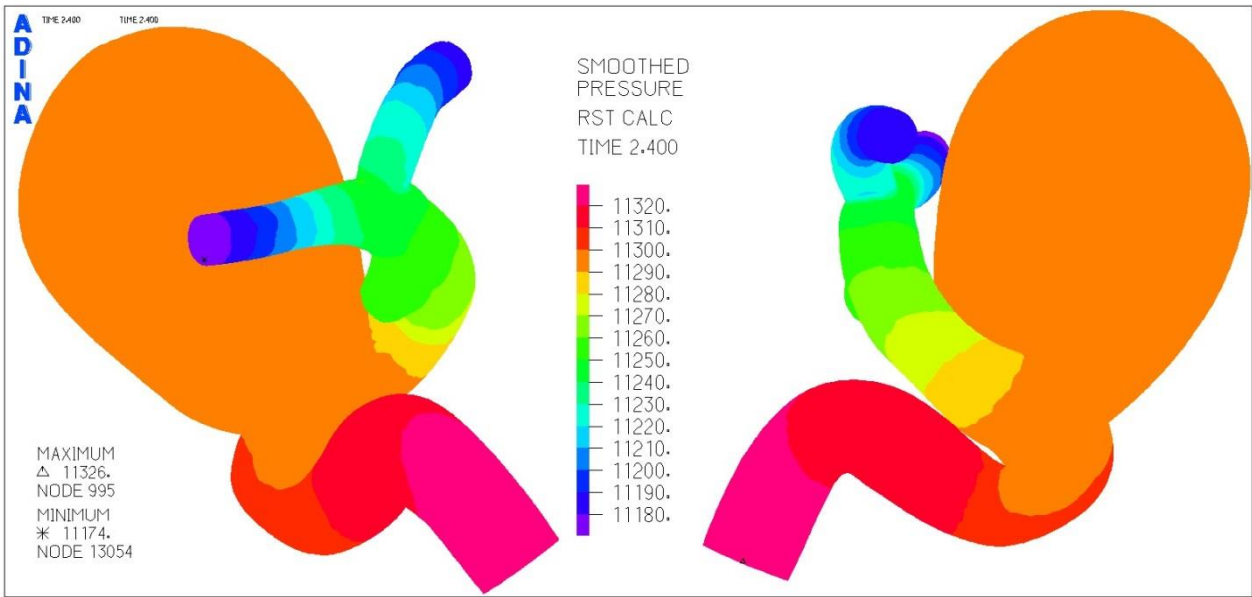


Figura 5-238. Simulación 10. Distribución de la presión en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

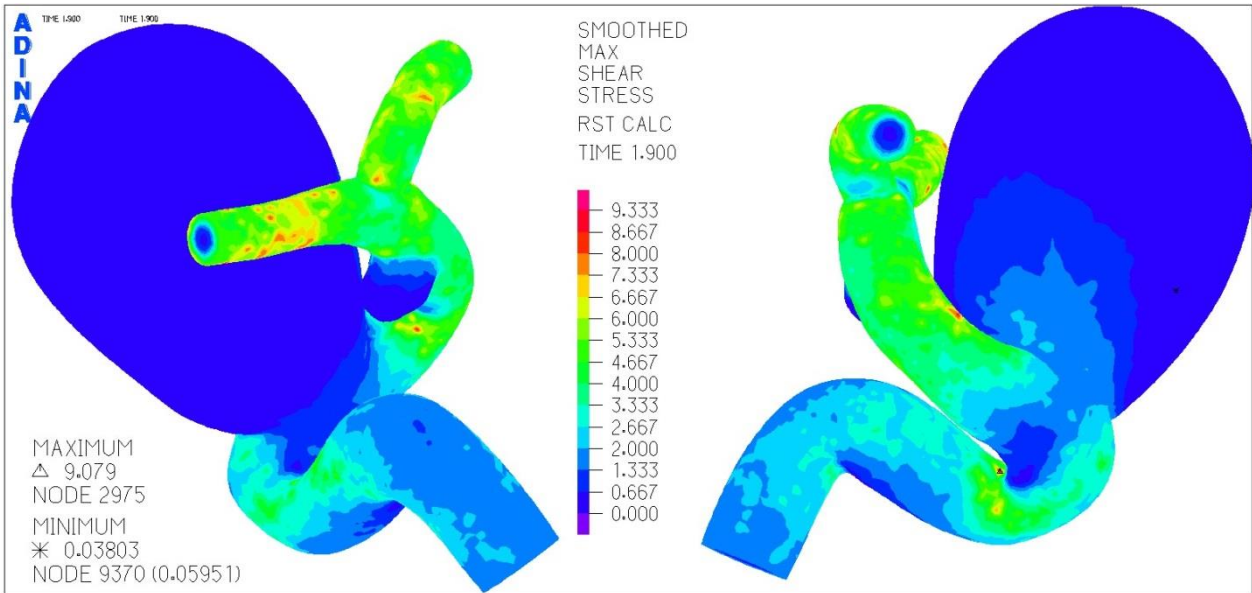


Figura 5-239. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 1,9 [s].

La Figura 5-237 y la Figura 5-238 muestran la distribución de la presión para los tiempos 1,9 [s] y 2,4 [s] respectivamente. La primera deja ver que el la presión máxima se eleva hasta los 13,8 [kPa] y la segunda hasta los 11,3 [kPa] y en ambas se encuentra en la zona de la arteria donde entra el flujo sanguíneo.

En la Figura 5-239 se ve el esfuerzo de corte para el tiempo 1,9 [s]. Se desprende que estos esfuerzos se localizan en las arterias, en donde se llega a valores de 9 [Pa], mientras que en el aneurisma solo logran valores cercanos a los 2,3 [Pa].

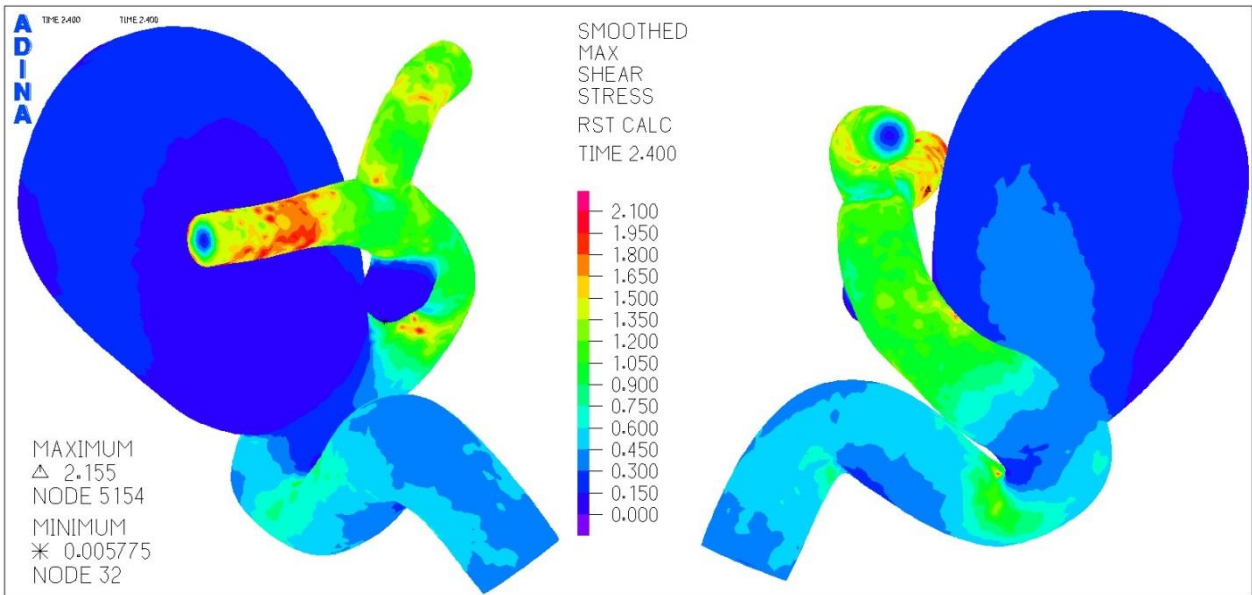


Figura 5-240. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el tiempo 2,4 [s].

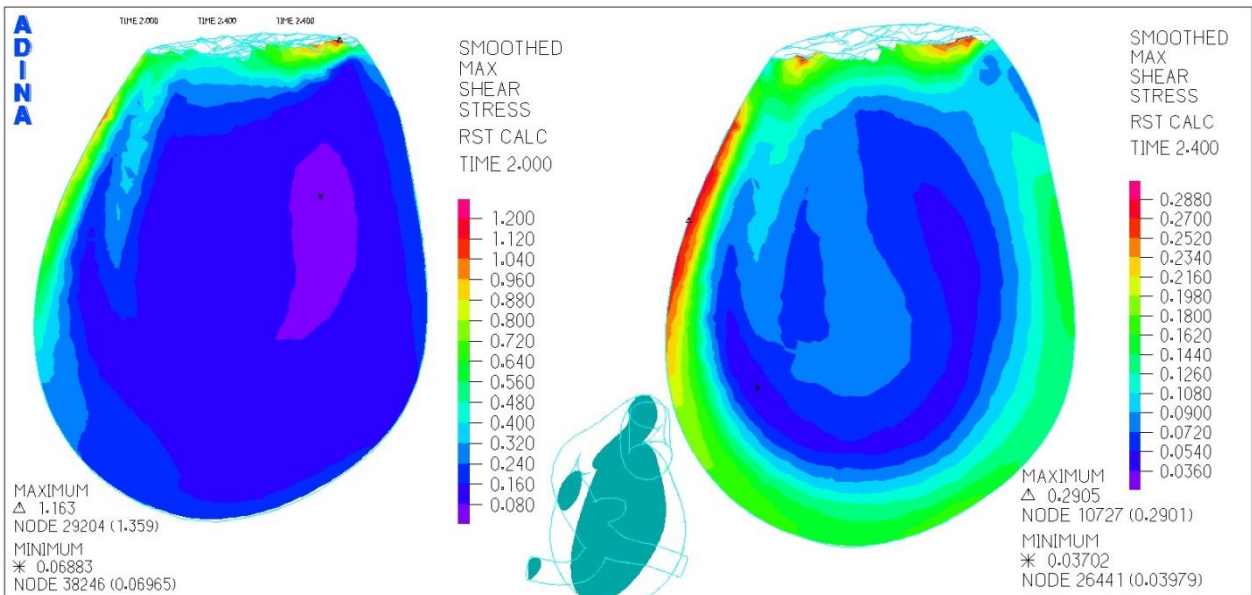


Figura 5-241. Simulación 10. Distribución del esfuerzo de corte en el aneurisma para el plano transversal.

La Figura 5-240 enseña la distribución del esfuerzo de corte para el tiempo 2,4 [s]. En esta se logra ver que el máximo se encuentra en la arteria y alcanza los 2,1 [Pa], mientras que el mínimo se ubica en la punta del domo del aneurisma menor.

En la Figura 5-241 también se expone el esfuerzo de corte, pero esta vez en el plano transversal del aneurisma. Se desprende que para el tiempo 1,9 [s] el máximo es de 1,1 [Pa] y que para el tiempo 2,4 [s] este apenas llega a los 0,29 [Pa].

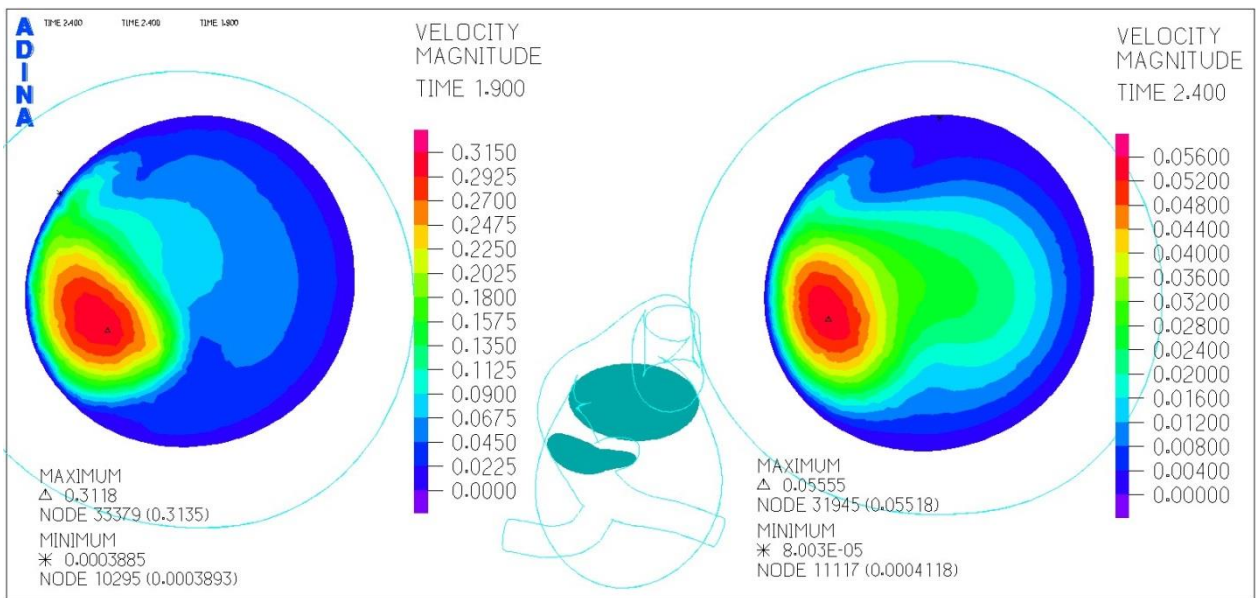


Figura 5-242. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano bajo del aneurisma.

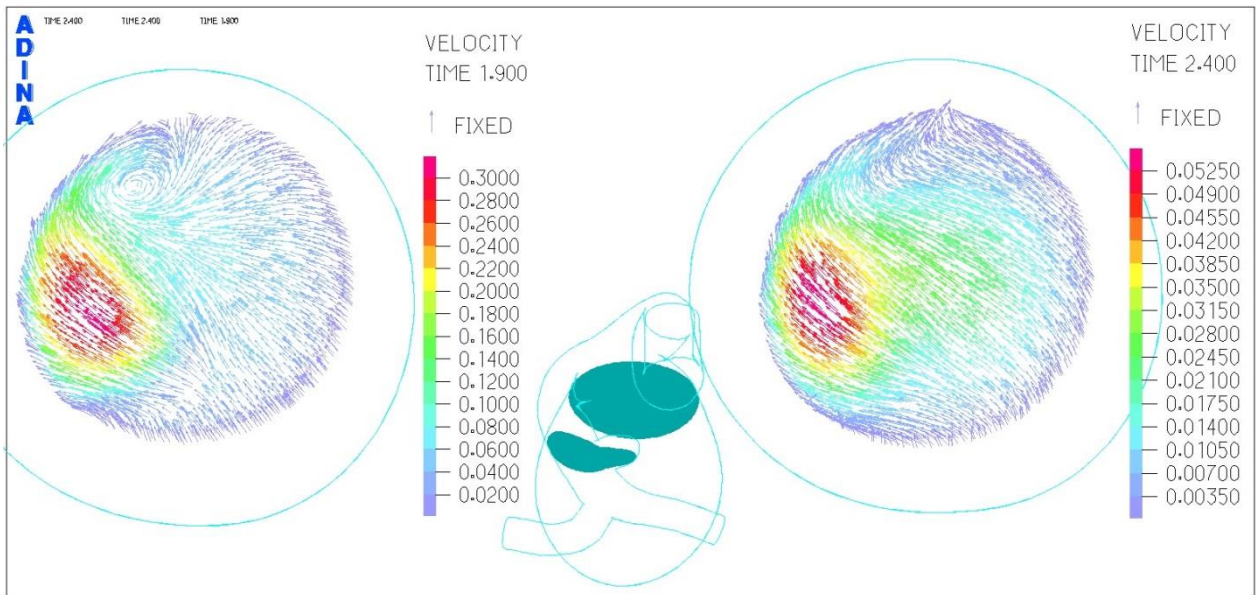


Figura 5-243. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano bajo del aneurisma.

La velocidad del corte bajo del aneurisma se ve en la Figura 5-242. La máxima velocidad alcanzada es de 0,31 [m/s] para los 1,9 [s] y de 0,05 [m/s] para los 2,4 [m/s].

El campo de velocidad de la Figura 5-243 evidencia un vórtice de baja velocidad generado en la zona cercana al ingreso del flujo al aneurisma (zona roja) para el tiempo de 1,9 [s], el cual desaparece en la imagen que se enseña de los 2,4 [s].

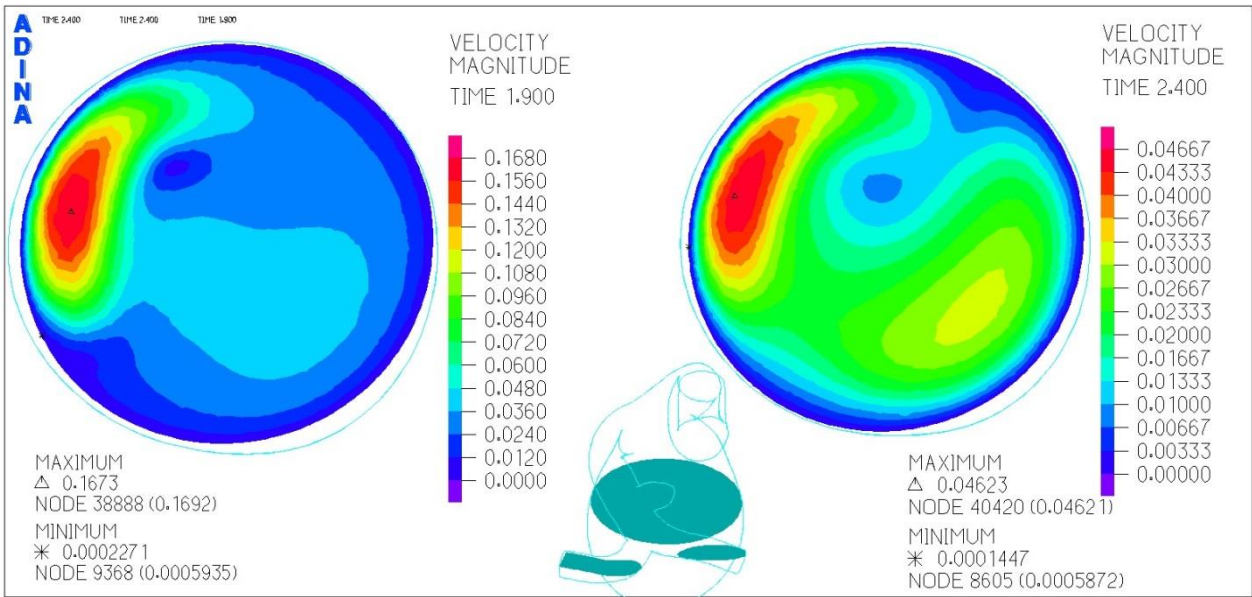


Figura 5-244. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano medio del aneurisma.

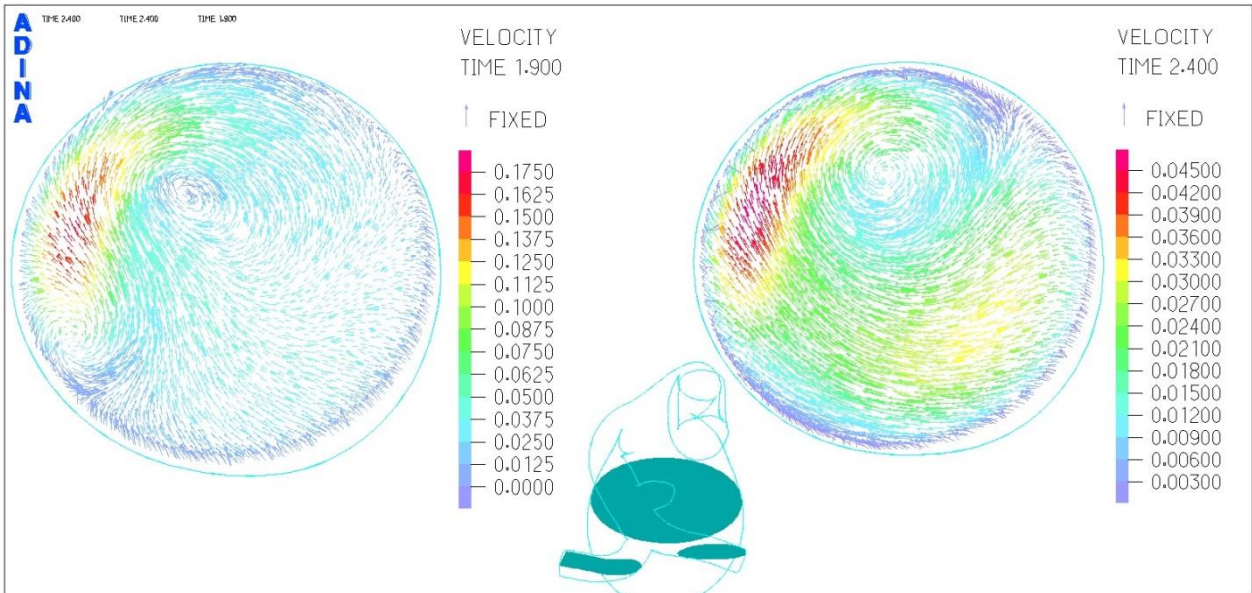


Figura 5-245. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano medio del aneurisma.

La Figura 5-244 muestra la velocidad del corte en el plano medio, en donde se ve que la velocidad máxima llega a los 0,16 [m/s] en los 1,9 [s] y solo a los 0,04 [m/s] a los 2,4 [s].

Para el campo de velocidad del corte medio de la Figura 5-245, se ve nuevamente la recirculación y el vórtice generado en su interior.

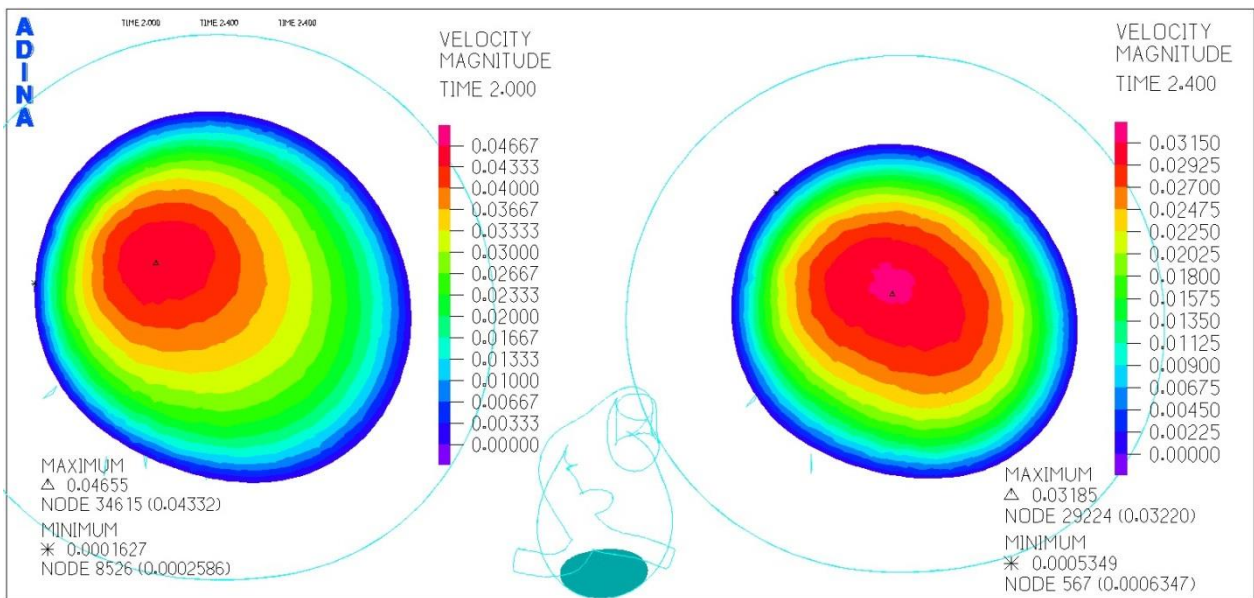


Figura 5-246. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano alto del aneurisma.

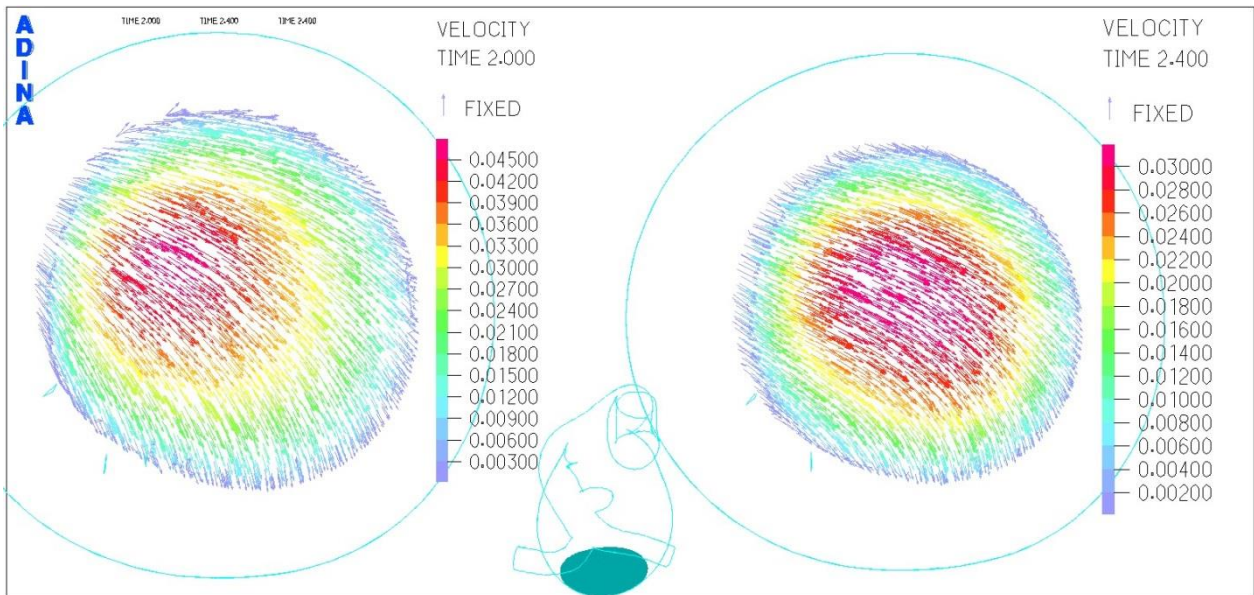


Figura 5-247. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano alto del aneurisma.

La distribución de velocidad en el plano alto del aneurisma se ve en la Figura 5-246. En ella la velocidad máxima para los 2 [s] iguala los 0,046 [m/s] y en los 2,4 [s] solo logra los 0,031 [m/s].

El campo de velocidades del plano alto lo expone la Figura 5-247. Nuevamente las flechas del campo tienen todas una dirección similar, ya que el flujo se está devolviendo hacia la parte inferior del aneurisma (entrada del flujo).

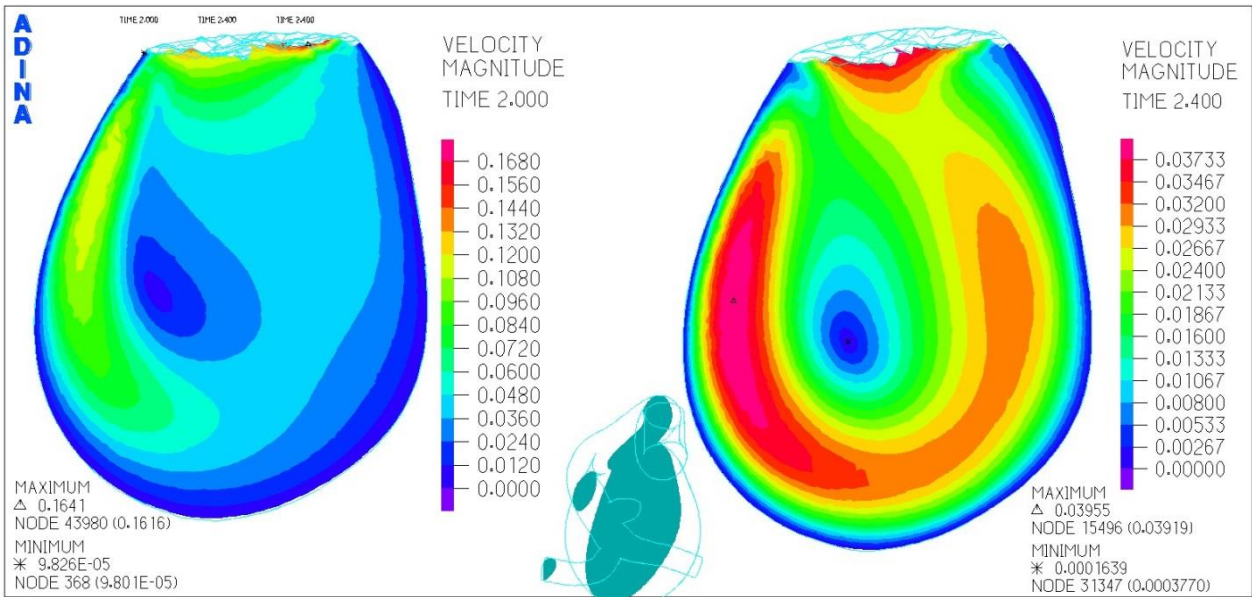


Figura 5-248. Simulación 10. Distribución de la velocidad en el plano transversal del aneurisma.

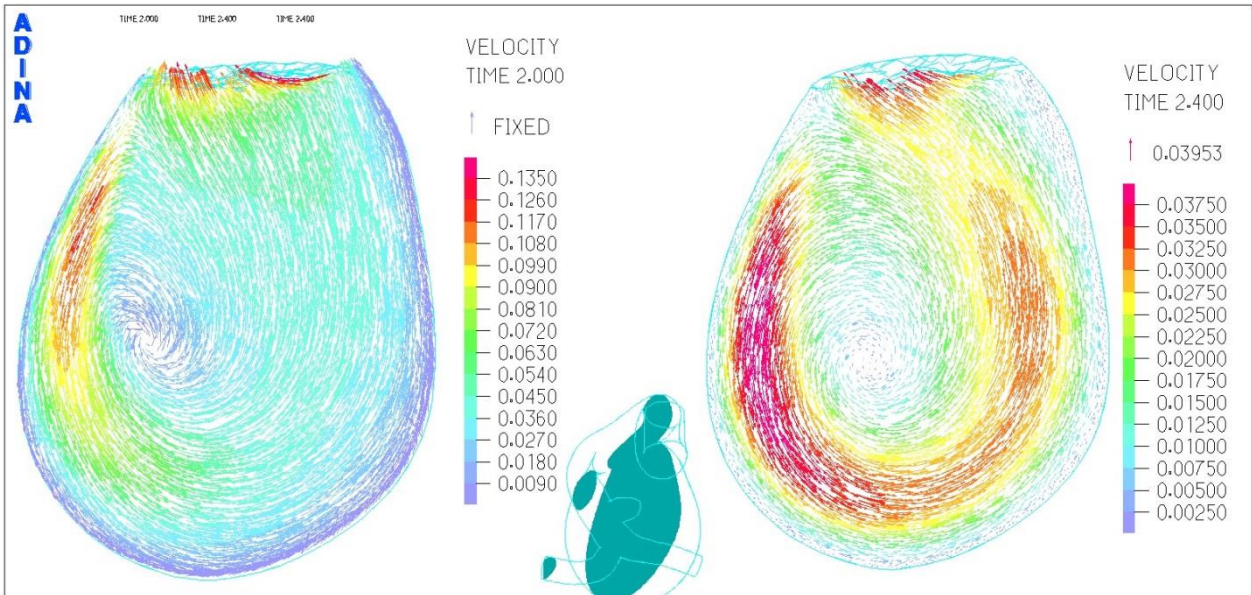


Figura 5-249. Simulación 10. Campo de velocidad en el plano transversal del aneurisma.

La distribución de velocidad del plano transversal de la Figura 5-248 expone que se logra una velocidad máxima de 0,16 [m/s] en el tiempo 2 [s] y de 0,039 [m/s] en el tiempo 2,4 [s].

Nuevamente según el campo de velocidad de la Figura 5-249 se ve la recirculación del flujo en el aneurisma. No dejarse llevar por los colores, ya que los gráficos tienen diferentes escalas y el máximo de velocidad se alcanza en los 1,9 [s], no en los 2,4 [s].

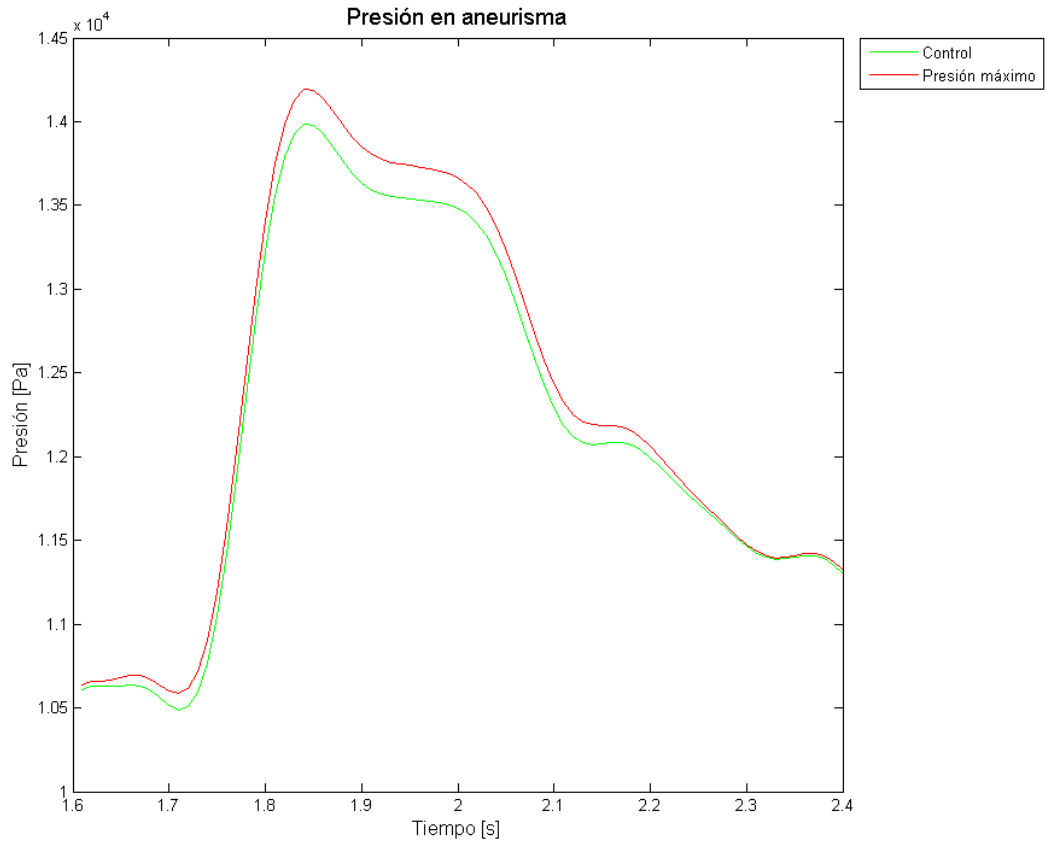


Figura 5-250. Simulación 10. Evolución temporal de la presión.

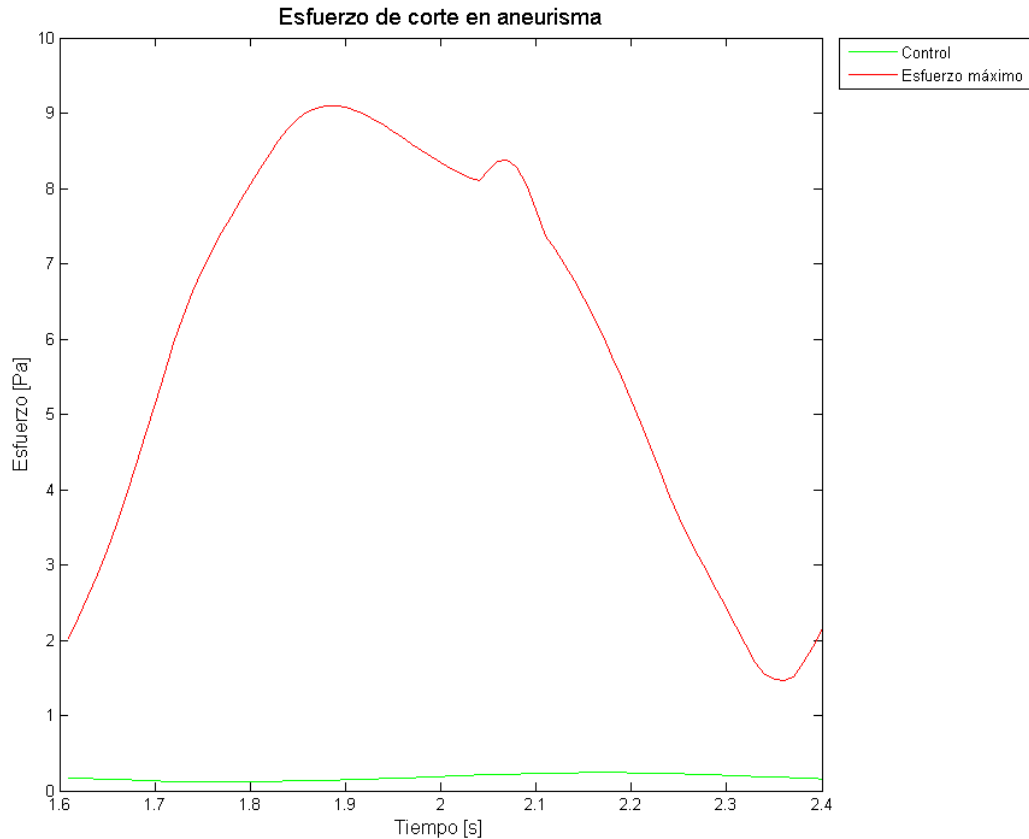


Figura 5-251. Simulación 10. Evolución temporal del esfuerzo de corte.

En la Figura 5-250 se expone la variación temporal de la presión para el punto máximo y el de control. El primero tiene una oscilación entre los 10,6 [kPa] y los 14,2 [kPa], mientras que el segundo entre los 10,5 [kPa] y los 13,9 [kPa].

El esfuerzo de corte temporal lo muestra la Figura 5-251, el máximo oscila entre 2 [Pa] y 9 [Pa]. El punto de control permanece casi nulo todo el periodo de tiempo.

En la Figura 5-252 se ven las velocidades en los diferentes cortes dentro del aneurisma. En esta se ve que los máximos alcanzan los 0,32 [m/s]; 0,17 [m/s] y los 0,05 [m/s] para los planos bajo, medio y alto respectivamente. Además se aprecia el rápido aumento de la velocidad en los planos bajo y medio, mientras que en el plano alto no tiene un gran crecimiento.

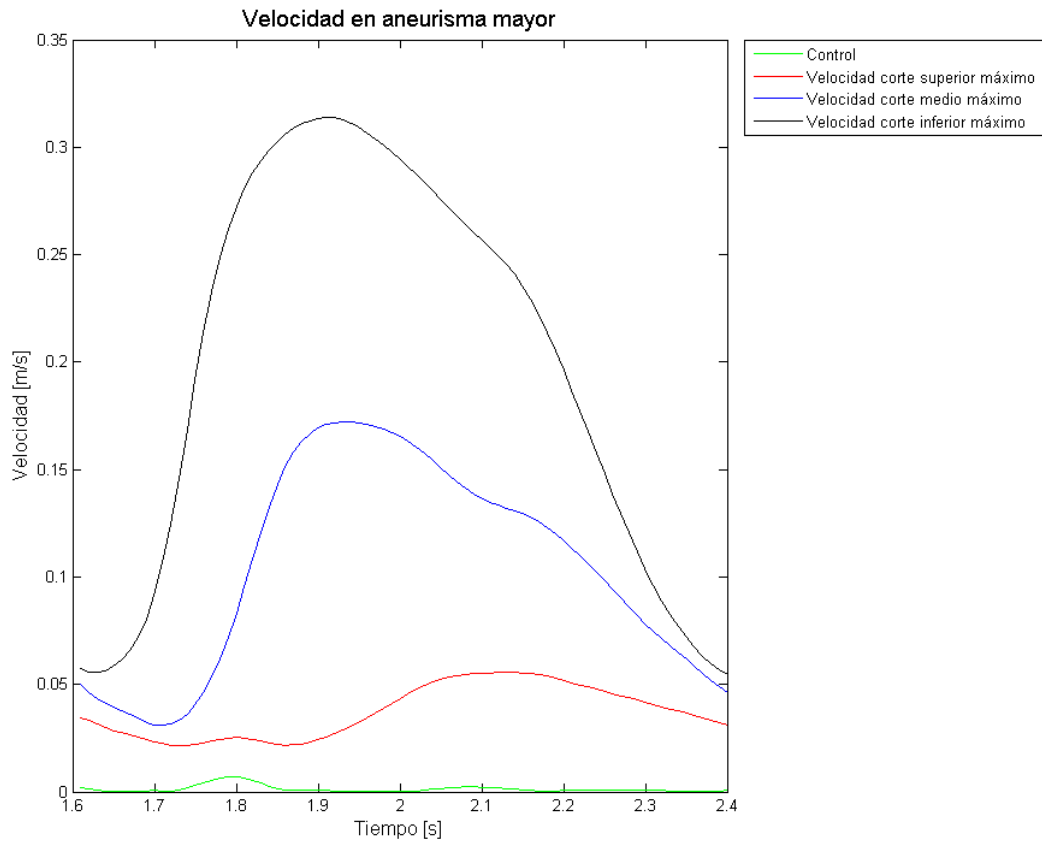


Figura 5-252. Simulación 10. Evolución temporal de la velocidad para los diferentes planos.

6 DISCUSIONES

La presente sección se divide en seis secciones, en donde se analizan en cada una la influencia de un cambio en forma y magnitud del gradiente de presión, los distintos tipos de hipertensión, la variación en el material de estudio del aneurisma, las condiciones de Womersley y Windkessel impuestas y una miscelánea.

6.1 VARIACIÓN DE LA FORMA DEL GRADIENTE DE PRESIÓN.

El propósito de realizar una variación en la forma del gradiente de presión, manteniendo constante la magnitud mínima, es para estudiar cómo se relacionan las variables de entrada del modelo, es decir, la velocidad de entrada y la presión de salida, con los valores obtenidos de esfuerzos y deformaciones. Por ejemplo, según la Figura 5-9 y la Figura 5-10 que representan la evolución temporal del desplazamiento y del esfuerzo de Von Misses máximo, parecieran tener una cierta relación con las curvas de velocidad y de presión del caso base (Figura 4-2 y Figura 4-3 respectivamente).

Para esto se hacen gráficos que vinculen la velocidad de entrada y la presión con la deformación y los esfuerzos.

6.1.1 CASO BASE

La Figura 6-1 y la Figura 6-2 muestran la relación temporal que existe entre la velocidad de entrada con el esfuerzo y el desplazamiento respectivamente, donde cada punto azul representa el valor de la velocidad y el esfuerzo o desplazamiento en un tiempo. Se logra distinguir un comportamiento que tiende a ser lineal al ajustar una recta a estos datos dispersos, más aún si se calcula el coeficiente de correlación que tiene el esfuerzo de Von Misses que alcanza los 0,919 y para el desplazamiento los 0,942.

En el caso de la presión comparada con el esfuerzo de Von Misses, como lo expone la Figura 6-3, se ve que no existe una relación directa, lo mismo sucede con el desplazamiento en la Figura 6-4.

Cuando se analiza el esfuerzo de corte con la velocidad se nota que existe una relación directa según la Figura 6-5, en la cual alcanza un alto factor de correlación de 0,962. Al realizar la misma comparación del corte, pero esta vez con la presión de salida, se ve que tampoco existe una relación directa entre los parámetros (Figura 6-6).

Hay que mencionar que en alguno de estos datos se realiza la censura de los 10 primeros puntos, debido a la gran variación de estos en los primeros instantes de simulación (como el desplazamiento y el esfuerzo de Von Misses).

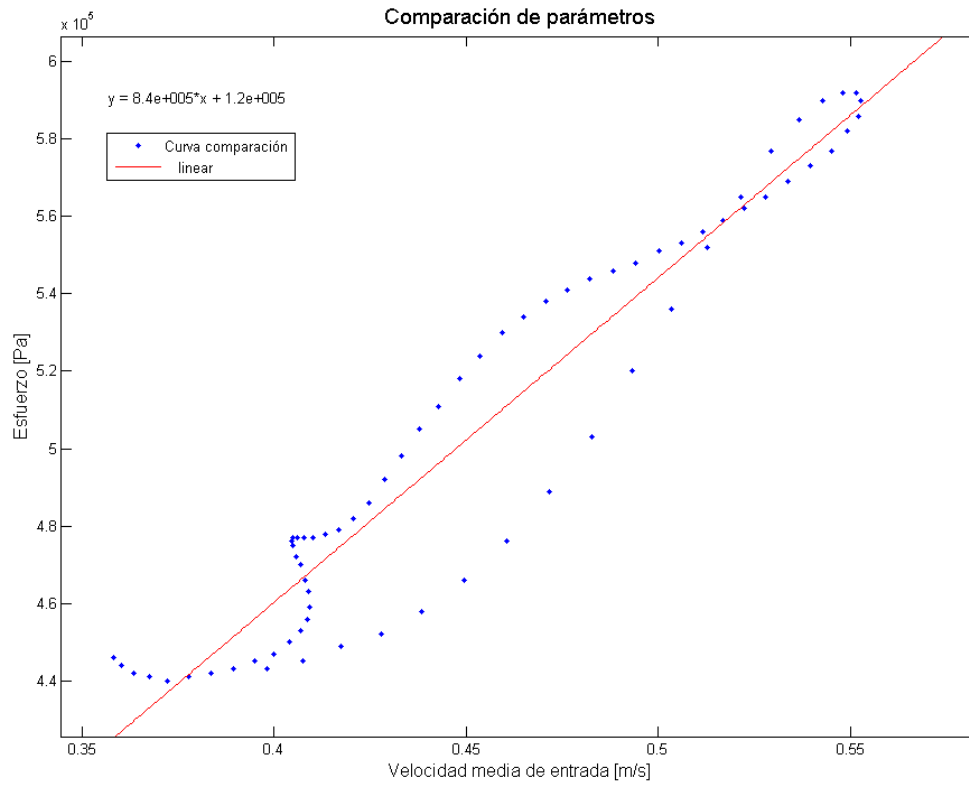


Figura 6-1. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.

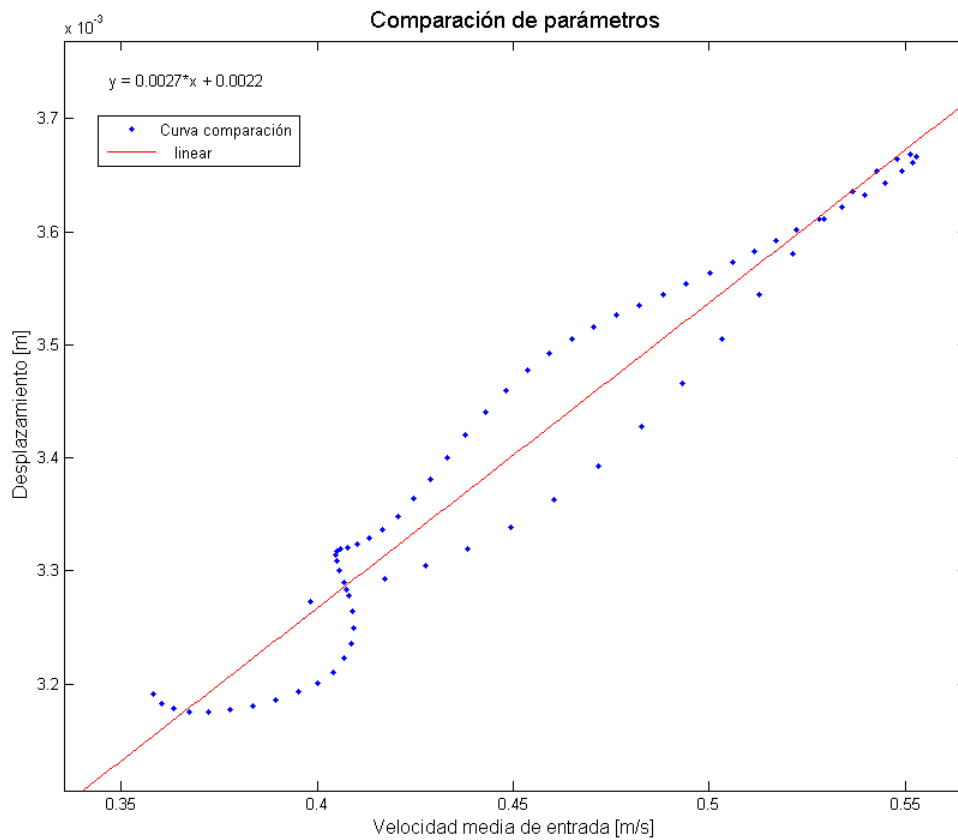


Figura 6-2. Velocidad media de entrada comparada con el desplazamiento máximo.

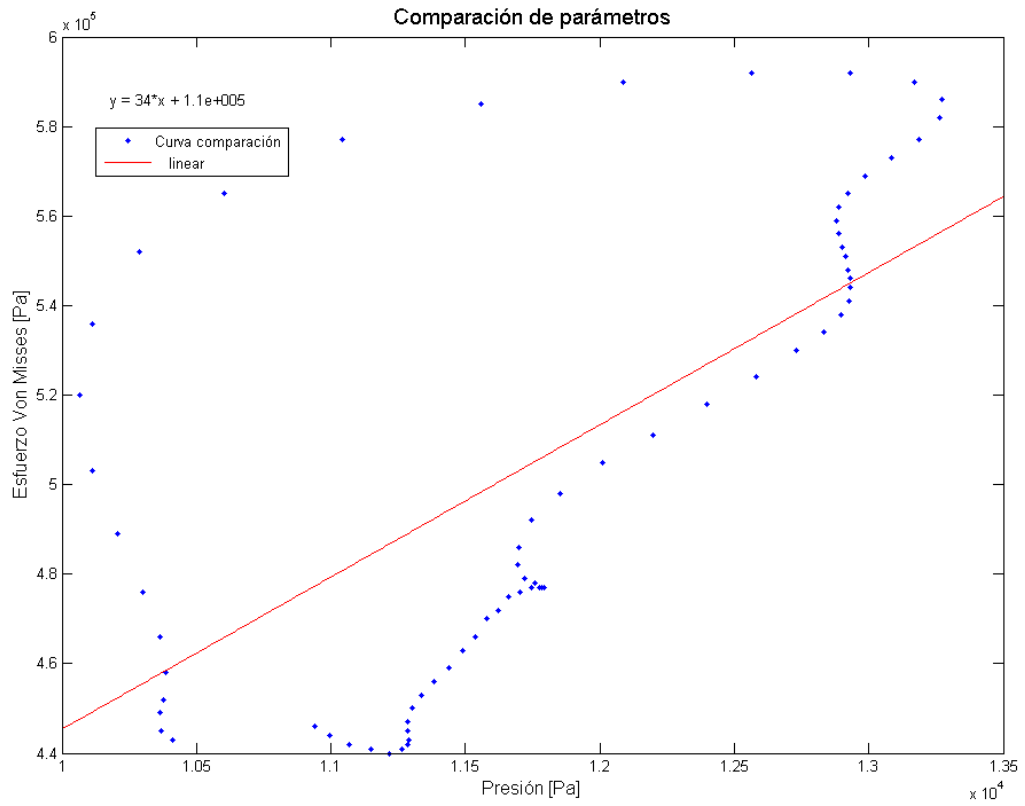


Figura 6-3. Presión de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.

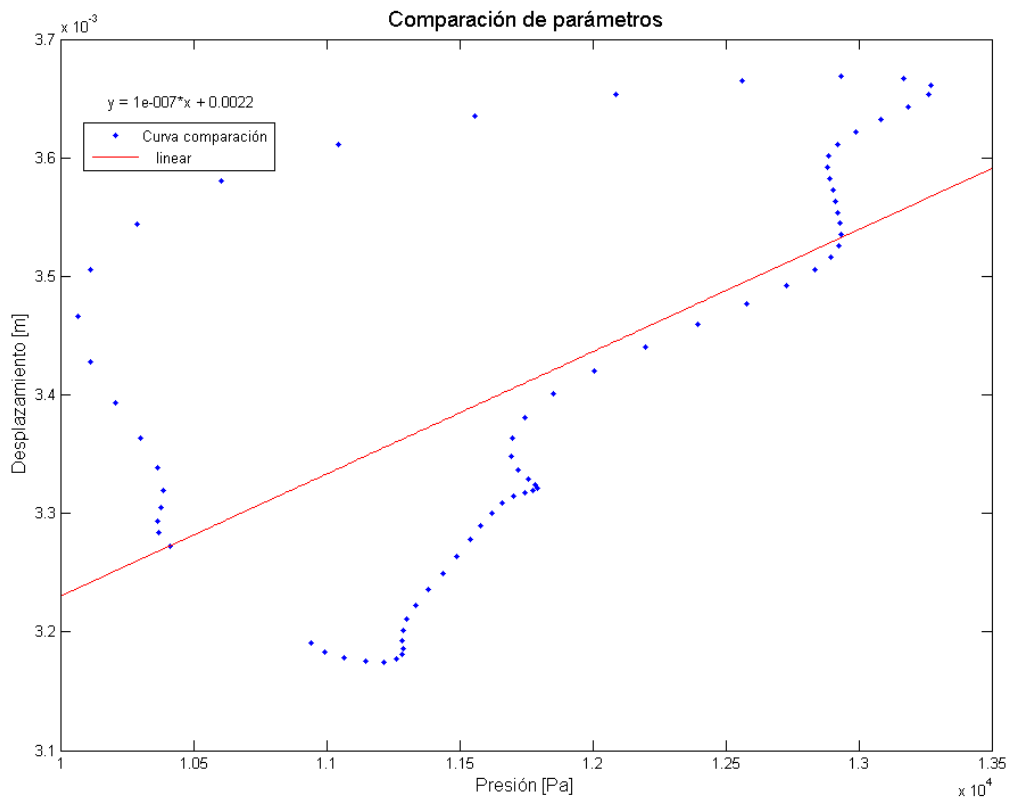


Figura 6-4. Presión de entrada comparada con el desplazamiento máximo.

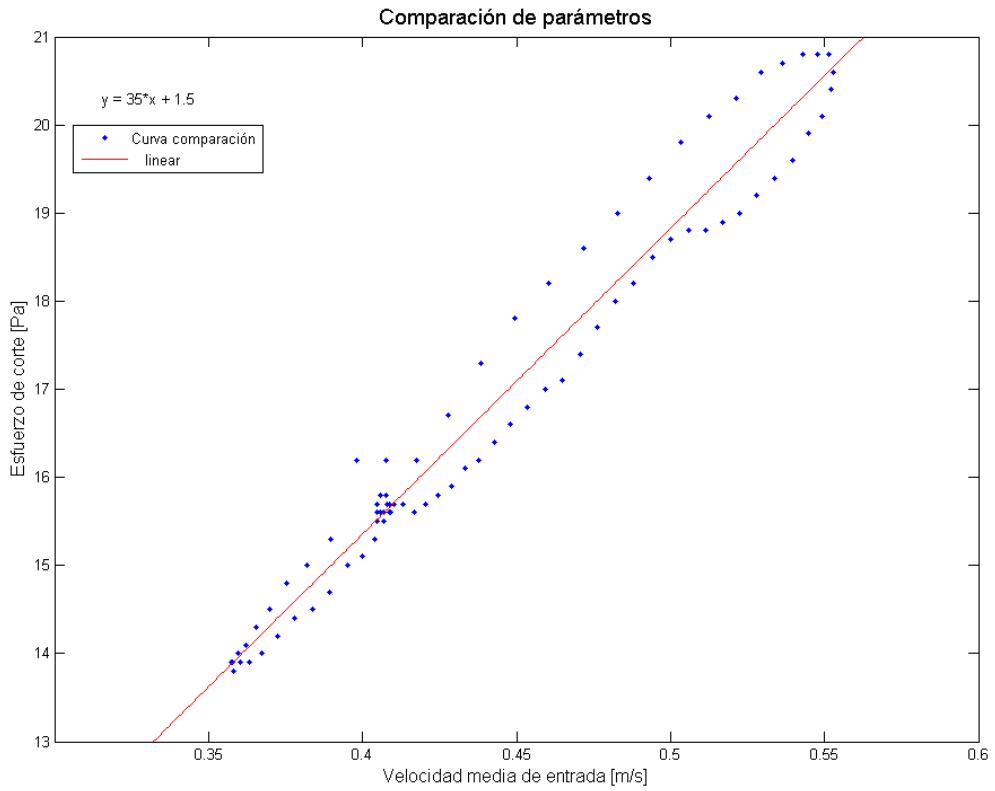


Figura 6-5. Velocidad de media de entrada comparada con el esfuerzo de corte máximo.

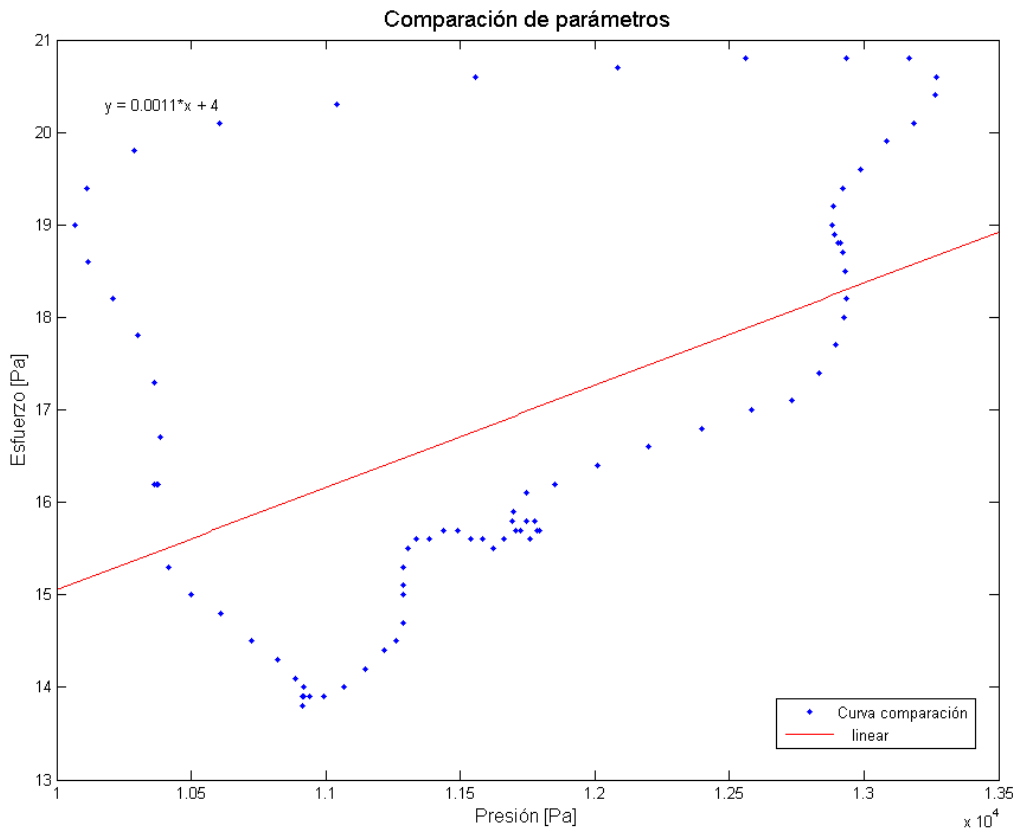


Figura 6-6. Presión de salida comparada con el esfuerzo de corte máximo.

6.1.2 VARIACIÓN DE LA CURVA DE GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL NÚMERO 2

En el caso del gradiente de presión axial 2, se ve claramente que en este caso no existe una correlación directa entre la velocidad y el esfuerzo de Von Misses como exhibe la Figura 6-7, en la cual el ajuste de la recta alcanza un coeficiente de correlación de 0,782. Lo mismo sucede para el desplazamiento de la Figura 6-8 que solo alcanza un factor de correlación de 0,77.

Todo lo contrario ocurre en el caso de la velocidad con el esfuerzo de corte como expone la Figura 6-9. Se aprecia claramente la dependencia lineal entre estos dos factores, incluso se alcanza un alto factor de correlación de 0,989 cuando se ajusta la recta roja a la serie de puntos azules obtenidos.

En este caso no se expone la relación de los esfuerzos y el desplazamiento con la presión de salida, debido a la gran diferencia que existe descarta completamente algún tipo de vínculo.

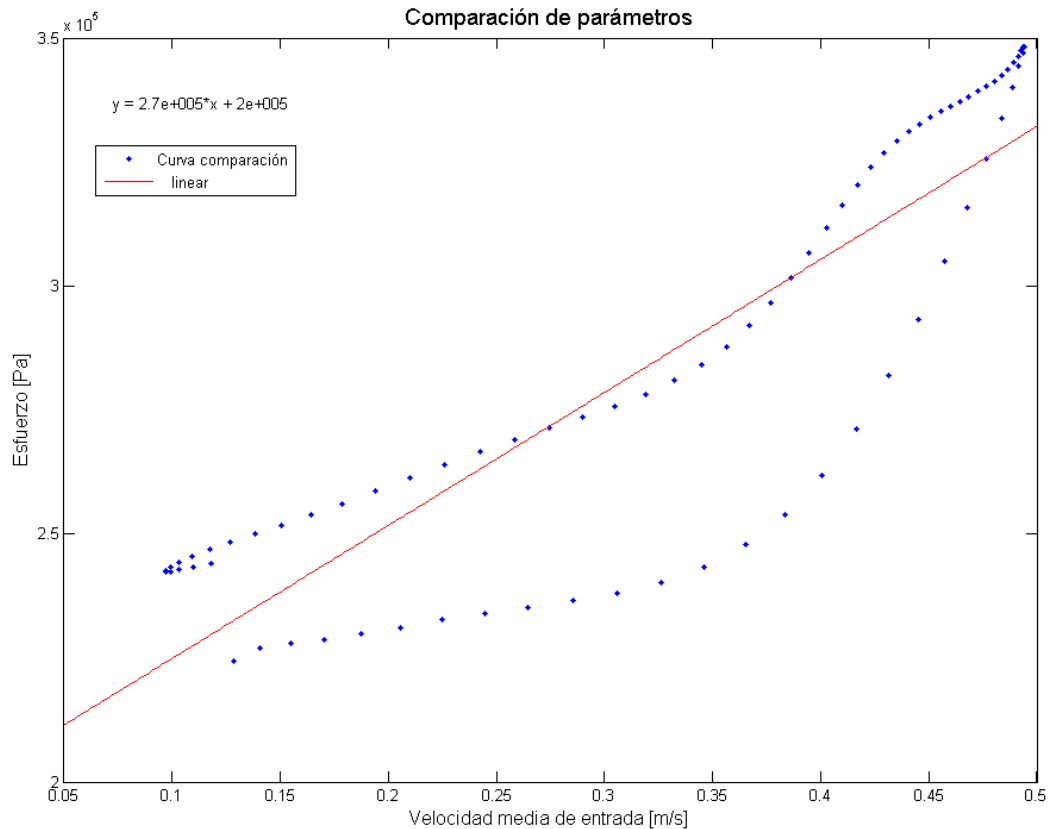


Figura 6-7. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.

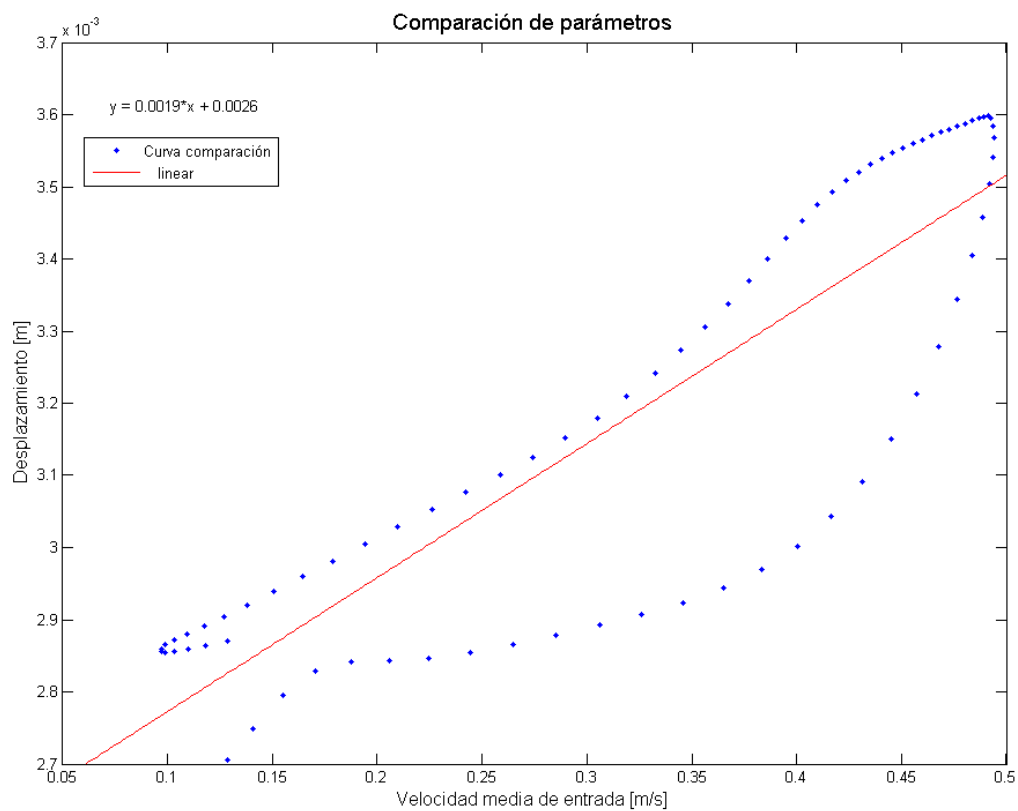


Figura 6-8. Velocidad media de entrada comparada con el desplazamiento máximo.

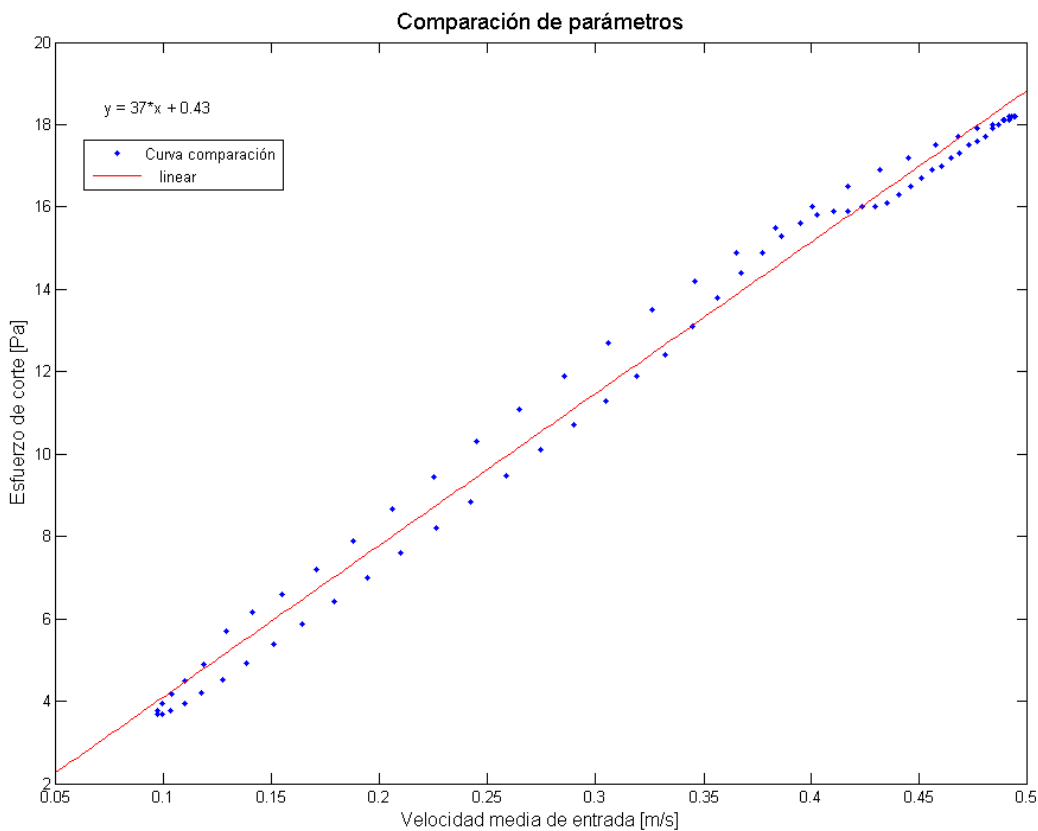


Figura 6-9. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de corte máximo.

6.1.3 VARIACIÓN DE LA CURVA DE GRADIENTE DE PRESIÓN AXIAL NÚMERO 3

Al igual que en el caso anterior, no existe una relación entre la velocidad media de entrada y el esfuerzo de Von Misses, ni tampoco con el desplazamiento como muestra la Figura 6-10 y la Figura 6-11 respectivamente.

Por otro lado, se confirma la fuerte dependencia entre la velocidad y el esfuerzo de corte. En la Figura 6-12 se ve la fuerte dependencia lineal que existe, ya que al ajustar la recta a la dispersión de puntos se logra un alto factor de correlación de 0,996.

Se puede entonces concluir que no existe evidencia de una relación directa entre la velocidad de entrada y los esfuerzos que se generan en la pared del aneurisma. Lo mismo se concluye para la velocidad y el desplazamiento. Lo que queda claro es que existe una fuerte dependencia entre el esfuerzo de corte y la velocidad de entrada, a pesar de que la sangre se simula como un fluido no Newtoniano de Carreau. Se desprende entonces que hay una alta tasa de deformación, ya que esto hace que el fluido de Carreau se comporte como un fluido Newtoniano y se cumpla la ecuación 6.1, en la cual μ es prácticamente constante.

$$\tau_{xy} = \mu \cdot \frac{dv_x}{dy} \quad 6.1$$

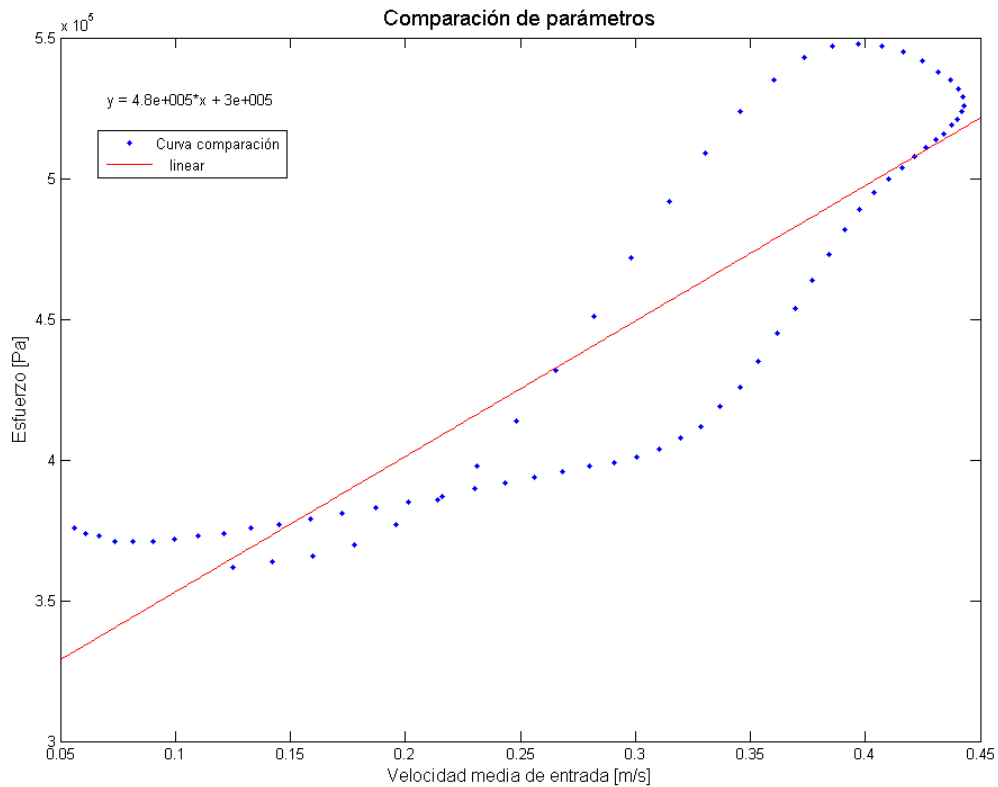


Figura 6-10. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de Von Misses máximo.

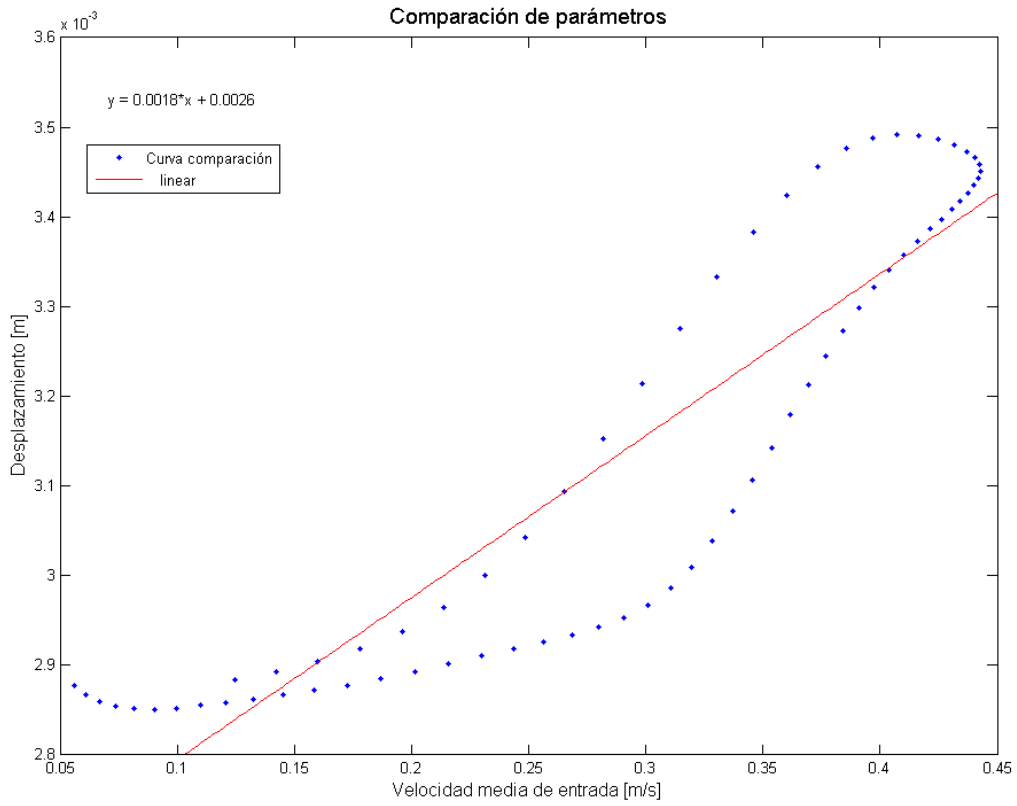


Figura 6-11. Velocidad media de entrada comparada con el desplazamiento máximo.

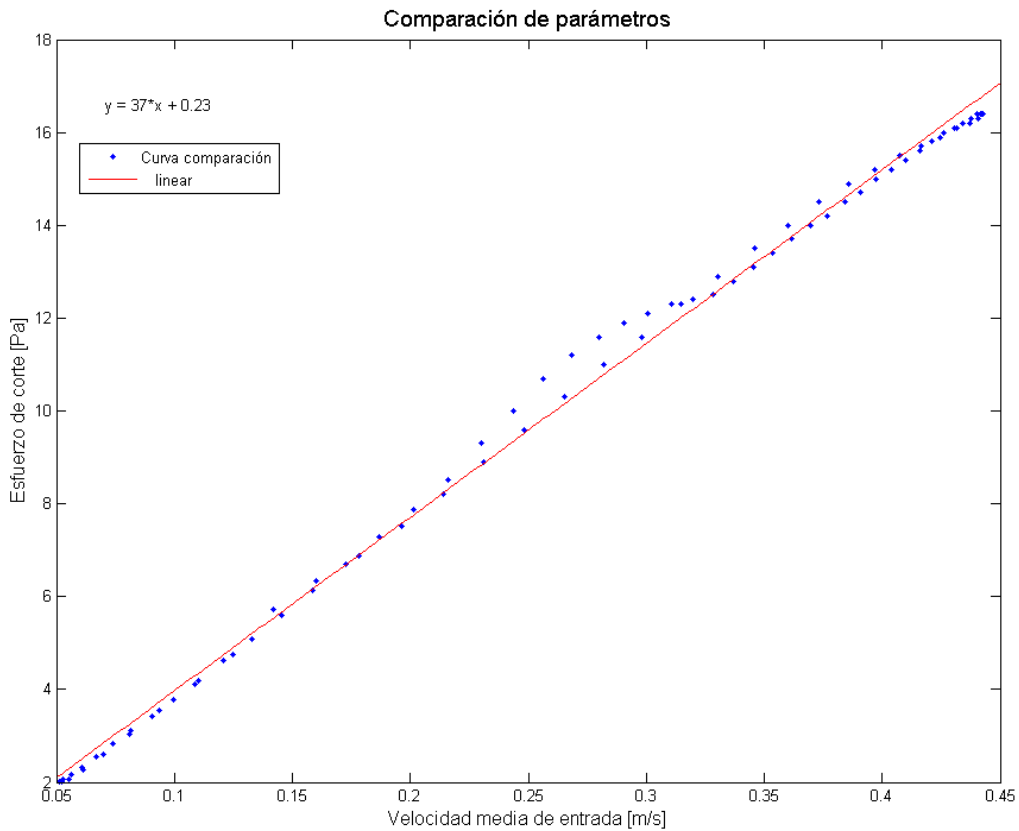


Figura 6-12. Velocidad media de entrada comparada con el esfuerzo de corte máximo.

6.2 VARIACIÓN DE LA MAGNITUD DEL GRADIENTE DE PRESIÓN

Para comparar cómo influye la magnitud en los resultados, se estudian las simulaciones uno, dos y tres, las cuales son el caso base, mayor gradiente de presión axial y el de menor gradiente de presión axial. Recordar que un menor gradiente de presión provoca una mayor velocidad en la entrada del aneurisma. Las comparaciones se desarrollan en torno al perfil de menor velocidad de entrada. Desde ahora en adelante se expone en términos de la velocidad de entrada para no complicar tanto los términos.

Según se menciona en la sección 4, la velocidad mayor de entrada es un 100 [%] más grande que la velocidad menor, mientras que la velocidad intermedia del caso base es un 50 [%] más grande que la menor.

En las siguientes tablas se exponen los máximos alcanzados para cada parámetro.

Tabla 6-1. Comparación de desplazamientos.

Velocidad Mayor		Velocidad Intermedia		Velocidad Menor	
<i>Aneurisma grande</i>					
Desplazamiento [m]	0,00412	Desplazamiento [m]	0,00367	Desplazamiento [m]	0,00335
Diferencia [%]	23,16	Diferencia [%]	9,59	**	
<i>Aneurisma pequeño</i>					
Desplazamiento [m]	0,00115	Desplazamiento [m]	0,00096	Desplazamiento [m]	0,00082
Diferencia [%]	40,14	Diferencia [%]	16,75	**	

Tabla 6-2. Comparación del primer esfuerzo principal.

Velocidad Mayor		Velocidad Intermedia		Velocidad Menor	
<i>Aneurisma grande</i>					
Esfuerzo [kPa]	733	Esfuerzo [kPa]	617	Esfuerzo [kPa]	544
Diferencia [%]	34,74	Diferencia [%]	13,41	**	
<i>Aneurisma pequeño</i>					
Esfuerzo [kPa]	204	Esfuerzo [kPa]	185	Esfuerzo [kPa]	171
Diferencia [%]	19,02	Diferencia [%]	7,86	**	

Tabla 6-3. Comparación del esfuerzo de Von Misses.

Velocidad Mayor		Velocidad Intermedia		Velocidad Menor	
<i>Aneurisma grande</i>					
Esfuerzo [kPa]	705	Esfuerzo [kPa]	592	Esfuerzo [kPa]	514
Diferencia [%]	37,16	Diferencia [%]	15,18	**	
<i>Aneurisma pequeño</i>					
Esfuerzo [kPa]	195	Esfuerzo [kPa]	175	Esfuerzo [kPa]	161
Diferencia [%]	20,49	Diferencia [%]	8,45	**	

Tabla 6-4. Comparación del esfuerzo de corte.

Velocidad Mayor		Velocidad Intermedia		Velocidad Menor	
<i>Arterias</i>					
Esfuerzo [Pa]	26,80	Esfuerzo [Pa]	20,80	Esfuerzo [Pa]	14,20
Diferencia [%]	88,73	Diferencia [%]	46,47	**	

Tabla 6-5. Comparación de la presión máxima.

Velocidad Mayor		Velocidad Intermedia		Velocidad Menor	
<i>Arterias</i>					
Presión [Pa]	20.295	Presión [Pa]	17.050	Presión [Pa]	15.141
Diferencia [%]	34,04	Diferencia [%]	12,61	**	

Como muestra la Tabla 6-1 se ve que con una mayor velocidad se alcanzan desplazamientos de 23 [%] y 40 [%] más grandes con respecto a la velocidad menor para el aneurisma grande y pequeño respectivamente, mientras que para la velocidad intermedia se llega a 9 [%] y 16 [%] en igual caso.

Para los esfuerzos que se muestran en la Tabla 6-2 y Tabla 6-3 se ve que las diferencias son bastante parecidas al comparar las velocidades, por ejemplo, para el aneurisma grande el esfuerzo de Von Mises tiene variaciones de 37 [%] y 15 [%] para la velocidad mayor e intermedia, mientras que para el esfuerzo principal alcanza 34 [%] y 13 [%] respectivamente.

La única variable que tiene relación directa con el flujo de velocidad es el esfuerzo de corte, ya que como muestra la Tabla 6-4, las variaciones de las magnitudes son similares a las de la velocidad, donde en las arterias para la velocidad mayor se ven cambios cercanos al 89 [%]. Lo mismo se ve para la velocidad intermedia (50 [%] de diferencia), donde se logran variaciones del 46 [%].

En la Tabla 6-5 se ve que la presión también exhibe valores menores a las variaciones del flujo, alcanzando solo un 34 [%] para la velocidad mayor y un 12 [%] para la menor.

Se deduce entonces que todas las variables responden en menor magnitud al cambio de velocidad del fluido, solo el esfuerzo de corte tiene un cambio directo en relación a la velocidad, como también se menciona en la sección anterior. Además es claro que el desplazamiento en el aneurisma menor tiene un mayor porcentaje de cambio con respecto al aneurisma grande, esto se debe, como se menciona en la parte de resultados, a que este tiene una gran influencia del aneurisma mayor, el cual genera fuertes distorsiones en la zona cercana al pequeño, por lo que estos no son representativos para un estudio confiable.

Según los datos aportados por el estudio de A. Contente [6], la deformación máxima alcanzada por el aneurisma antes de la rotura es de 0,38 [mm] y el esfuerzo máximo de rotura es de 1,286 [kPa]. En los tres casos analizados, ninguno está cerca del esfuerzo máximo alcanzado, sin embargo el de mayor velocidad media a la entrada sobrepasa el

límite de desplazamiento, llegando a los 4,2 [mm], por lo que el aneurisma podría colapsar.

6.3 VARIACIÓN DE LA PRESIÓN DE SALIDA

En las siguientes tablas se resumen los cambios que tienen los diferentes parámetros para los distintos estados de hipertensión analizados en comparación al caso base.

Tabla 6-6. Comparación del desplazamiento máximo para la hipertensión.

Caso Base		Hipertensión 1		Hipertensión 2		Hipertensión 3	
<i>Aneurisma grande</i>							
Desplazamiento [mm]	3,67	Desplazamiento [mm]	4,31	Desplazamiento [mm]	4,57	Desplazamiento [mm]	4,84
Diferencia [%]	**	Diferencia [%]	17,53	Diferencia [%]	24,54	Diferencia [%]	31,87

Tabla 6-7. Comparación del esfuerzo de Von Misses máximo para la hipertensión.

Caso Base		Hipertensión 1		Hipertensión 2		Hipertensión 3	
<i>Aneurisma grande</i>							
Esfuerzo [kPa]	592	Esfuerzo [kPa]	852	Esfuerzo [kPa]	982	Esfuerzo [kPa]	1.110
Diferencia [%]	**	Diferencia [%]	43,92	Diferencia [%]	65,88	Diferencia [%]	87,5
<i>Aneurisma pequeño</i>							
Esfuerzo [kPa]	175	Esfuerzo [kPa]	245	Esfuerzo [kPa]	282	Esfuerzo [kPa]	319
Diferencia [%]	**	Diferencia [%]	39,33	Diferencia [%]	60,47	Diferencia [%]	81,66

Tabla 6-8. Comparación del primer esfuerzo principal máximo para la hipertensión.

Caso Base		Hipertensión 1		Hipertensión 2		Hipertensión 3	
<i>Aneurisma grande</i>							
Esfuerzo [kPa]	617	Esfuerzo [kPa]	884	Esfuerzo [kPa]	1.020	Esfuerzo [kPa]	1.150
Diferencia [%]	**	Diferencia [%]	43,27	Diferencia [%]	65,31	Diferencia [%]	86,38
<i>Aneurisma pequeño</i>							
Esfuerzo [kPa]	185	Esfuerzo [kPa]	257	Esfuerzo [kPa]	294	Esfuerzo [kPa]	333
Diferencia [%]	**	Diferencia [%]	38,9	Diferencia [%]	58,8	Diferencia [%]	79,64

Tabla 6-9. Comparación del esfuerzo de corte máximo para la hipertensión.

Caso Base		Hipertensión 1		Hipertensión 2		Hipertensión 3	
<i>Arterias</i>							
Esfuerzo [Pa]	20,8	Esfuerzo [Pa]	19,32	Esfuerzo [Pa]	19,04	Esfuerzo [Pa]	18,83
Diferencia [%]	**	Diferencia [%]	-7,1	Diferencia [%]	-8,44	Diferencia [%]	-9,44

Como muestra la Tabla 6-6, al aumentar la presión de salida en el sistema para provocar un nivel hipertenso, se generan cambios muy significativos en las deformaciones, se ve que en el estado uno, dos y tres de hipertensión todos los desplazamientos superan el nivel del máximo alcanzado en el ensayo de tracción de A. Contente [6], llegando incluso a los 4,8 [mm] en la hipertensión 3, lo que representa un 31,87 [%] más que el caso base, lo cual es un nivel alarmante.

El panorama no es mejor según el esfuerzo de Von Misses máximo de la Tabla 6-7, en ella se aprecia que los esfuerzos en el aneurisma grande superan los 800 [kPa] en todos los casos de hipertensión, y en el estado 3 llega a los 1.110 [kPa], un valor muy cercano a los 1.286 [kPa] de ruptura logrado por Contente [6], el cual representa un 87,5 [%] más de la magnitud del caso base. Datos similares se obtienen para el aneurisma menor, el cual tiene un crecimiento de un 39 [%], 60 [%] y 82 [%] en los estados 1, 2 y 3 en relación al caso base, por lo que el fenómeno es independiente de la geometría.

Datos similares se obtienen para el esfuerzo principal máximo como lo enseña la Tabla 6-8. Se obtienen variaciones muy parecidas con el esfuerzo de Von Misses, se ve que en el aneurisma grande las variaciones son de 43 [%], 65 [%] y 86 [%] y en el pequeño de 39 [%], 59 [%] y 79 [%].

Los valores máximos de los esfuerzos señalados anteriormente se encuentran ubicados en la zona del cuello del aneurisma, que es un lugar donde no se suelen producir las roturas de los aneurismas, sin embargo, en la zona de mayor desplazamiento, la cual es en el domo, lugar donde sí se concentra la mayor tasa de rotura, existen también concentraciones importantes de esfuerzos, llegando a bordear los 600 [kPa] tanto el esfuerzo de Von Misses como el primer principal en el caso de la hipertensión grado 3 (Figura 5-180 y Figura 5-179). Este valor se puede considerar elevado si se ve la Tabla 6-2 y la Tabla 6-3, en la que el máximo de la velocidad intermedia llega a estos valores, pero en la zona del cuello.

El esfuerzo de corte tiene un comportamiento radicalmente diferente al de Von Misses y al principal máximo como expone la Tabla 6-9. En ella, la arteria tiene una disminución de hasta un 9 [%] en el caso del estado hipertenso 3. Esto ratifica una vez más que el corte depende fuertemente de la velocidad y no tanto del cambio de presión impuesto.

Como lo señalan la Figura 5-152, la Figura 5-177 y la Figura 5-202, no se aprecian cambios significativos en la velocidad del flujo para los tres casos de hipertensión, lo que dada la dependencia del esfuerzo de corte con este parámetro, explica porque este esfuerzo tiene a su vez tan poca variación.

6.4 VARIACIÓN DEL MATERIAL

En las tablas siguientes se aprecia el desplazamiento, el esfuerzo de Von Misses, el principal máximo y el de corte para el material elástico y el de Mooney-Rivlin.

Tabla 6-10. Comparación del desplazamiento máximo.

Aneurisma	Elástico	Mooney-Rivlin	
	Desplazamiento [m]	Desplazamiento [m]	Diferencia [%]
Grande	0,00308	0,00324	5,03
Pequeño	0,00074	0,00078	4,61

Tabla 6-11. Comparación de esfuerzo de Von Misses máximo.

Aneurisma	Elástico	Mooney-Rivlin	
	Esfuerzo [kPa]	Esfuerzo [kPa]	Diferencia [%]
Grande	328	481	46,64
Pequeño	129	156	20,76

Tabla 6-12. Comparación de primer esfuerzo principal máximo.

Aneurisma	Elástico	Mooney-Rivlin	
	Esfuerzo [kPa]	Esfuerzo [kPa]	Diferencia [%]
Grande	389	512	31,62
Pequeño	149	166	11,09

Tabla 6-13. Comparación del esfuerzo de corte máximo.

Arteria	Elástico	Mooney-Rivlin	
	Esfuerzo [Pa]	Esfuerzo [Pa]	Diferencia [%]
	9,2	9,1	-1,09

Al ver la Tabla 6-10 se desprende que los desplazamientos, tanto en el aneurisma mayor como en el menor, poseen diferencias similares alrededor del 5 [%], siendo siempre más grande el desplazamiento en el aneurisma simulado con el material de Mooney-Rivlin.

El esfuerzo de Von Misses que aparece en la Tabla 6-11 evidencia también que existe un margen entre ambas simulaciones, pero que en este caso son más significativas pues para el aneurisma más grande alcanza un máximo de 481 [kPa], un 46,64 [%] más que en el material elástico, este valor es un poco más alto que el alcanzado en el estudio de Burdiles [5] de 35 [%], pero que de igual manera se encuentra dentro del orden de magnitud. El mismo efecto se ve en el aneurisma pequeño, en donde la diferencia es menor y llega al 20,76 [%].

La Tabla 6-12 muestra el primer esfuerzo principal máximo, en esta se ve que este llega a los 512 [kPa] en el aneurisma grande para el material de Mooney-Rivlin, lo que significa un 31,62 [%] más que en su similar elástico, valor muy similar al encontrado por Burdiles [5], el cual llega a un 34 [%]. Para el caso del aneurisma menor, se ve que el esfuerzo también es mayor, pero que la brecha alcanzada llega al 11,09 [%].

El esfuerzo de corte máximo en la zona del fluido que interacciona con el aneurisma es el que enseña la Tabla 6-13. Se ve que para la arteria existe una leve variación, por lo que el material no tiene una gran influencia sobre este parámetro.

Al igual que Burdiles [5], se deduce entonces que el material elástico subestima importantemente los valores de los esfuerzos en la pared del aneurisma, llegando a altos valores de un 46,64 [%] en el caso del esfuerzo de Von Mises, por lo que este modelo no sirve para realizar predicciones acertadas. Lo que sí es claro, según la Figura 5-204, Figura 5-205, Figura 5-229 y Figura 5-230 es que el modelo elástico señala las mismas zonas de concentraciones de esfuerzos que el de Mooney-Rivlin, esto permite entender cómo se comporta el modelo, pero no logra cuantificarlo adecuadamente. Esto puede ser una ventaja para realizar cálculos más rápidos y entender con mayor prontitud lo que sucede en el aneurisma.

6.5 CONDICIONES DE WOMERSLEY Y WINDKESSEL

Uno de los principales problemas de este estudio es realizar las simulaciones adecuadas para que se logre la convergencia de los resultados, en este sentido cuando se impone la condición de velocidad de entrada de Womersley este problema no es tan complejo de resolver en comparación con la presión de salida de Windkessel. Para que la simulación corra adecuadamente es necesario comenzar de un estado que se asemeje a la solución final del problema, por lo que se requiere que la presión de salida al momento de iniciar la simulación sea parecida a la presión de Windkessel que se desea establecer, sino el programa no logra la convergencia de los resultados. Este percance no se tuvo con el perfil de Womersley, ya que se impuso sin inconvenientes, pero igual se deben tener recaudos en establecer las presiones externas en la pared del aneurisma para que el programa no colapse, se recomienda iniciar con presiones bajas.

Los conflictos con la convergencia de datos reflejan leves inconvenientes, por ejemplo en la Figura 5-9, se ve como el desplazamiento tiene un gran aumento en el principio de la simulación y posteriormente alcanza los valores adecuados. Para no tener estas dificultades, se recomienda añadir otra etapa de simulación, igual a la final, solo para que los resultados sean los más adecuados.

Otra cosa importante es que el modelo de Windkessel se puede mejorar más si se utilizan constantes R_1 , R_2 y C más adecuadas. Esto se puede lograr realizando mediciones en un paciente midiendo funciones de respuesta en frecuencia como se menciona en el estudio [25] (lamentablemente esto se encuentra fuera de los alcances del presente estudio). Este procedimiento es mucho más difícil de realizar, pero permite obtener las constantes con mucha más precisión. También queda propuesto implementar un modelo de Windkessel de cuatro elementos.

6.6 MISCELÁNEOS

Queda claro en la sección de resultados que la mayor concentración de esfuerzos se genera en la base de los aneurismas, pero como se sabe, la mayor tasa de rupturas no tiene lugar en dicha zona [2], sino que en el domo. Por este motivo es que no se puede atribuir simplemente a los altos esfuerzos la ruptura del aneurisma, si podría tener relevancia y aportar en el crecimiento de estos.

También existen lugares en que dentro del domo del aneurisma que coinciden grandes desplazamientos con elevados esfuerzos, es claro que en estos sectores es donde hay que poner mayor énfasis en el estudio, porque son potenciales zonas de rupturas y puede que el crecimiento de los aneurismas sea impulsado por estos lugares.

No queda clara la evidencia de que el esfuerzo de corte tenga relación directa con la ruptura del aneurisma como infiere Burdiles en su estudio [5], ya que si bien hay valores muy bajos dentro del aneurisma (casi nulos) también existen valores bajos en la arteria de entrada del flujo, además los valores máximos se relacionan directamente con las zonas donde hay una mayor velocidad del fluido.

Sería importante realizar este estudio en otros modelos de aneurismas para así contrastar y analizar la información obtenida, para así poder llegar a establecer una teoría que permita predecir un comportamiento más general y no tan particular sobre el desarrollo de la enfermedad. Además, sería interesante hacer un análisis temporal de la evolución de un aneurisma, analizar en detalle cómo crece este con el tiempo (meses o años), esto podría revelar muchos detalles que en este estudio pasan inadvertidos por ser un análisis que no evoluciona con el desarrollo de la patología.

Los resultados obtenidos se encuentran dentro de los márgenes esperados pese a las grandes variaciones de las condiciones de borde y diferencias en los modelos, se puede realizar las comparaciones con las siguientes bibliografías a modo de validación del estudio: [5] [19] [23] [26] [27].

Por último es importante mencionar que hay que tener bastante cuidado en el consumo de los recursos computacionales, ya que una simulación 3D, transiente, FSI necesita de mucha memoria y un buen procesador, cosa con la cual no siempre se cuenta. En el caso de este trabajo, como se menciona en el capítulo 4 de desarrollo, no se usa la mejor malla posible, dado que al ser tan complejos los cálculos es imposible realizarlos en un tiempo razonable, por lo que es necesario llegar a un equilibrio entre el tiempo de cálculo y la precisión de los resultados.

7 CONCLUSIONES

En este estudio se pudo realizar un análisis sobre las condiciones de borde en un modelo CAD de un aneurisma cerebral, aplicando simulaciones fluido estructural (FSI) gracias al programa de elementos finitos ADINA y al programa de cálculo MATLAB.

Se desarrolló completamente la teoría de Womersley que permitió implementar adecuadamente el perfil de velocidad a la entrada de la arteria. Además, se creó una metodología que permite hacer el perfil de Womersley fácilmente y que se puede utilizar en trabajos posteriores.

La teoría de Windkessel que determina la presión de salida del sistema fue desarrollada con éxito, se utiliza un modelo bastante simple que depende fuertemente de la geometría del aneurisma, además la metodología usada puede también servir para trabajos posteriores en los que se quiera interiorizar aún más en estos tipos de estudios.

Se determina la existencia de una relación directa entre el esfuerzo de corte y la velocidad de entrada de la arteria, a pesar de que la sangre se simula como un fluido no Newtoniano. Se descarta una relación directa entre la velocidad de entrada con el desplazamiento y los esfuerzos. Lo mismo se descarta para la presión de salida con el desplazamiento y dichos esfuerzos.

La magnitud de la velocidad de entrada influye los esfuerzos máximos generados en el aneurisma, pero no en relación directa. Aumentos en un 100 [%] de la magnitud de la velocidad pueden provocar aumentos en un 37 [%] en los esfuerzos en el aneurisma mayor y de hasta un 40 [%] en el menor. Para el esfuerzo de corte se ve la relación directa que ejerce la velocidad de entrada, donde un aumento del 100 [%] puede provocar un crecimiento de este del 89 [%].

Sin duda lo que más afecta el desarrollo del aneurisma es la hipertensión, esta puede alcanzar valores muy elevados, llegando a ser nocivos para la salud del paciente. Se observa que una hipertensión en grado tres puede aumentar en hasta un 87,5 [%] los esfuerzos en el aneurisma, logrando alcanzar niveles muy cercanos a los esfuerzos de ruptura del material. Además se ve que en los lugares de altos desplazamientos dentro del domo, el esfuerzo de Von Misses puede llegar a los 600 [kPa].

Es importante realizar una adecuada simulación del material. Se establece que una simulación de un aneurisma con un material elástico subestima valores de esfuerzos en hasta un 46,6 [%], lo cual lo hace un modelo bastante alejado de la realidad, pero si podría servir para hacer cálculos más rápidos para tener una idea del comportamiento general del sistema.

No se puede atribuir simplemente la alta concentración de esfuerzo a las zonas donde se rompe el aneurisma, hay que hacer un análisis más detallado de los lugares que concentran altos esfuerzos y desplazamientos. Además, no se determina la influencia directa del esfuerzo de corte en el colapso de los aneurismas.

Es importante poder continuar con este tipo de estudios para generar mayor información sobre la enfermedad, se propone realizar un estudio de la evolución temporal de un aneurisma para así determinar con más claridad alguna de las causas de la formación, crecimiento y ruptura de este fenómeno.

8 BIBLIOGRAFÍA

- [1] F. N. d. D. C. y. Tecnológico, «Mechanical characterization of cerebral aneurysms and the effects on fluid-structural simulations in patient specific models,» Santiago, CONICYT, 2011.
- [2] M. J. Thubrikar, *Vascular Mechanics and Pathology*, Nueva York: Springer, 2007.
- [3] J. D. Humphrey, *Cardiovascular Solid Mechanics. Cells, Tissues, and Organs.*, New York: Springer, 2002.
- [4] S. d. S. Pública, *Hemorragia Subaracnoidea Secundaria a Rotura de Aneurismas Cerebrales*, Santiago: Ministerio de Salud, 2007.
- [5] P. Burdiles, *Análisis fluido estructural en aneurisma cerebral humano utilizando modelo de material obtenido experimentalmente*, Santiago: Universidad de Chile, 2012.
- [6] Á. contente, *Caracterización de la tenso-deformación de muestras de aneurismas cerebrales humanos*, Santiago: Universidad de Chile, 2012.
- [7] NeuroMed, «www.neuromed.cl,» Sin Fecha. [En línea]. Available: http://www.neuromed.cl/mostrar_detalle.php?id=5. [Último acceso: 03 Noviembre 2013].
- [8] G. J. Tortora y . S. Reynolds Grabowski, *Principios de Anatomía y Fisiología*, México: Oxford, 2003.
- [9] J. R. Womersley, «Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known,» *Journal of Physiology*, vol. 127, n° 553-563, 1955.
- [10] L. Waite y Jerry Fine, *Applied Biofluid Mechanics*, Mc-Graw Hill, 2007.
- [11] M. Zamir, *The Physics of Pulsatile Flow*, London, Ontario: Springer, 2000.
- [12] Munson, Young y Okiishi, *Fundamentals of Fluid Mechanics*, Estados Unidos: John Wiley & Sons, 2006.
- [13] M. Olufsen, *Modeling the Arterial System with Reference to an Anesthesia Simulator*, Roskilde: Roskilde University, 1998.
- [14] Olufsen, Peskin, Kim, Pedersen, Nadim y Larsen, «Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 28, pp. 1281-1299, 2000.
- [15] M. Olufsen y A. Nadim, «On deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries,» *Mathematical Bioscience and Engineering*, vol. 1, n° 1, pp. 61-80, 2004.
- [16] N. Westerhof, J.-W. Lankhaar y B. Westerhof, «The arterial Windkessel,» *Med Biol Eng Comput*, 2008.
- [17] N. Stergiopoulos, B. Westerhof y N. Westerhof, «Total arterial inertance as the fourth element of th Windkessel model,» *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, vol. 276, pp.

H81-H88, 1999.

- [18] K. Perktold y G. Rappitsch, Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model, Graz: Pergamon, 1995.
- [19] S. Araya, «Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido - estructural,» Universidad de Chile, Santiago, 2008.
- [20] J. Ottesen, M. Olufsen y J. Larsen, Applied Mathematical Models in Human Physiology, Philadelphia: Siam, 2004.
- [21] D. A. McDonald, «The relation of pulsatile pressure to flow in arteries,» *J. Physiology*, 1955.
- [22] E. R. Nye, The effect of blood pressure alteration on the pulse wave velocity, Dunedin: British Heart Journal, 1964.
- [23] D. Ledermann, Modelación de aneurismas cerebrales: Simulación fluidodinámica y estructural, Santiago: Universidad de Chile, 2007.
- [24] I. ADINA R&D, ADINA Theory and Modeling Guide. Volume III: ADINA CFD & FSI., Watertown, USA, 2011.
- [25] M. Olufsen, A. Nadim y L. Lipsitz, «Dynamics of cerebral blood flow regulation explained using a lumped parameter model,» *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 2002.
- [26] H. Figueroa, «Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido estructural,» *Memoria de Ingeniero Civil Mecánico: Universidad de Chile.*, 2008.
- [27] M. B. L. J. , R. Harbaugh y M. Raghavan, «Nonlinear anisotropic stress analysis of anatomically realistic cerebral aneurysms,» *Journal of biomechanical engineering*, vol. 129, nº 1, pp. 88-96, 2007.
- [28] I. Marshall, P. Panorea y K. Wartolowska, «Carotid flow rates and flow division at the bifurcation in healthy volunteers,» *Physiological Measurement*, 2004.

9 ANEXO

9.1 HOJA DE CÁLCULO DE LA SERIE DE FOURIER

```
function [a0,Bn,An] = Seriedefourier(Ks,T)

%%Transformada de fourier%%

w=2*pi/T;          %Frecuencia rad
n = length(Ks);

if mod(n,2)==1
    Ks = Ks(1:(length(Ks)-1));
end

t = linspace(0,T,length(Ks));
n = length(Ks);
N = n/2;
Y = fft(Ks);
Y = [conj(Y(N+1)) Y(N+2:end) Y(1:N+1)]; %Transformada rápida de Fourier
Y = Y/n; %Reorganizando los valores
a0 = Y(N+1); %Escalando los valores por n
An = 2*real(Y(N+2:end)); %Coeficientes
Bn = -2*imag(Y(N+2:end));
A0 = ones(1,n)*a0;

coss = zeros(N,length(t));
senn = zeros(N,length(t));

for m=1:length(t)
    for i=1:N
        coss(i,m) = An(i)*cos(w*i*t(m));
        senn(i,m) = Bn(i)*sin(w*i*t(m));
    end
end

Suma = coss + senn;
grad = sum(Suma) + A0;

figure

plot(t,Ks)
hold on
plot(t,grad,'ko-')

end
```

9.2 HOJA DE CÁLCULO DEL PERFIL DE WOMERSLEY

```

close all;
clear all;
clc;

%%Parametros%%

radio = input('Ingresar el radio de la arteria en [m] '); %metros
rho=1060; %Densidad kg/m3
mu=0.0035; %Viscosidad Pa*s
nu = mu/rho;
dt=0.01; %Paso de tiempo a
utilizar para los datos que se exportaran a ADINA.
T=0.8; %seg
t_s=0:dt:T; %Vector de tiempo
N_t=max(size(t_s)); %Número de puntos
en el tiempo en que se evaluara la solución
w=2*pi/T; %Frecuencia rad

%%Gradiente de Presión

Ks = zeros(1,length(t_s));

for i=1:length(t_s)

    Ks(i) = (-796 -1250*sin(w*t_s(i)) + 531*cos(2*w*t_s(i))); %Gradiente de
presión en [Pa/m]

end

alpha=radio*sqrt(rho*w/mu);
Lambda=(sqrt(-1)-1)*alpha/sqrt(2);

%%inicializando matrices%%

Puntos = linspace(-radio,radio,2*N_t);
Xi = zeros(length(Puntos),1);
vest = zeros(length(Puntos),1);
voscilatoria = zeros(length(Puntos),N_t,11);
vtotal = zeros(length(Puntos),N_t);
flujoosc = zeros(N_t,11);

%%Coeficientes de la transformada rápida de fourier%%

[A0,An,Bn] = Seriedefourier(Ks,T);
an = An - Bn*sqrt(-1);

%%Cálculo velocidad estacionaria%%

for i=1:length(Puntos)

    vest(i) = A0/(4*mu)*(Puntos(i)^2-radio^2);
end

```



```

%%Cálculo velocidad oscilatoria%%

for r=1:length(an)

    if r == 11
        break
    end

    lambda2 = (sqrt(-1))^3*w*r/nu;

    for i=1:length(Puntos)
        %Xi(i) = Lambda*Puntos(i)/radio;

        for j=1:N_t
            %voscilatoria(i,j,r) = real(sqrt(-
1)*an(r)*radio^2/(r*mu*alpha^2)*(1-
Besselj(0,Xi(i))/Besselj(0,Lambda))*exp(sqrt(-1)*w*r*(t_s(j)-T/4)));
            voscilatoria(i,j,r) = real(an(r)/(sqrt(-
1)*rho*w*r)*(Besselj(0,sqrt(lambda2)*Puntos(i))/(Besselj(0,sqrt(lambda2)*radio
)))-1)*exp(sqrt(-1)*w*r*(t_s(j)-T/4)));

        end
    end
end

vtotalosc = sum(voscilatoria,3);

%%Cálculo velocidad total y media%%

vmedia = zeros(N_t,1);

for j=1:N_t

    for i=1:length(Puntos)
        vtotal(i,j) = vtotalosc(i,j)+ vest(i);
        vmedia(j) = vmedia(j) + vtotal(i,j);

    end
end

vmedia = vmedia/(length(Puntos));

%%Inicializando matrices%%

Caudal0 = -A0*(8*mu/(pi*radio^4))^(-1);
flujototal = ones(N_t,1)*Caudal0;

%%Cálculo del caudal%%

for i=1:N_t

    for n=1:length(an)

```

```

        lambda2 = (sqrt(-1))^3*w*n/nu;
        %flujoosc(i,n) = real(sqrt(-1)*pi*an(n)*radio^4/(n*mu*alpha^2)*(1-
2*Besselj(1,Lambda)/(Lambda*Besselj(0,Lambda)))*exp(sqrt(-1)*w*n*(t_s(i)-
T/4)));
        flujoosc(i,n) = pi*radio^2*real(an(n)/(sqrt(-
1)*w*n*rho)*(2*Besselj(1,sqrt(lambda2)*radio)/(sqrt(lambda2)*radio*Besselj(0,s
qrt(lambda2)*radio))-1)*exp(sqrt(-1)*w*n*(t_s(i)-T/4)));
        flujototal(i) = flujototal(i) + flujoosc(i,n);

    end
end

%%Gráficos%%

maximo = max(max(vtotal));
maximoos1 = max(max(max(voscilatoria)));
maximoos2 = max(max(vtotalosc));
maximoos = max(maximoos1,maximoos2);
maximofx = max(t_s);
maximofyo = max(max(flujoosc));
maximofyt = -max(flujototal);

%%Velocidad central%%
figure
plot(t_s,vtotal(101,:))
ylim([0,maximo])
title('Velocidad central')
xlabel('Tiempo [s]')
ylabel('Velocidad [m/s]')

%%Velocidad oscilatoria%%

%figure

% for h=1:N_t
%
%     plot(vtotalosc(:,h),Puntos)
%     hold on
%     plot(voscilatoria(:,h,3),Puntos,'r')
%     hold on
%     plot(voscilatoria(:,h,2),Puntos,'g')
%     hold on
%     plot(voscilatoria(:,h,1),Puntos,'y')
%     xlim([-maximoos,maximoos])
%     ylim([-radio,radio])
%     title('Perfil de velocidad Oscilatoria')
%     xlabel('Velocidad en [m/s]')
%     ylabel('Radio en [m]')
%     pause(0.05)
% end

% for h=1:N_t
%
%     plot(vtotalosc(:,h),Puntos)
%     hold on
%     plot(voscilatoria(:,h,3),Puntos,'r')
%     hold on

```

```

% plot(voscilatoria(:,h,2),Puntos,'g')
% hold on
% plot(voscilatoria(:,h,1),Puntos,'y')
% xlim([-maximoos,maximoos])
% ylim([-radio,radio])
% title('Perfil de velocidad Oscilatoria')
% xlabel('Velocidad en [m/s]')
% ylabel('Radio en [m]')
% pause(0.05)
% end

```

%%Velocidad total%%

figure

```

% for h=1:N_t
%
% plot(vtotal(:,h),Puntos)
% xlim([-maximo,maximo])
% ylim([-radio,radio])
% title('Perfil de velocidad Total')
% xlabel('Velocidad en [m/s]')
% ylabel('Radio en [m]')
% pause(0.05)
% end

```

for h=1:N_t

```

plot(vtotal(:,h),Puntos)
xlim([-maximo,maximo])
ylim([-radio,radio])
title('Perfil de velocidad Total')
xlabel('Velocidad en [m/s]')
ylabel('Radio en [m]')
pause(0.05)

```

```

% Image = getframe;
% P = frame2im(Image);
% number = num2str(h);
% extension = '.bmp';
% filename = [number,extension];
% imwrite(P,eval('filename'),'bmp');
% hold off
end

```

%%Velocidad media%%

figure

```

plot(t_s,vmedia)
hold on
xlim([0,maximofx])
ylim([0,maximo])
title('Velocidad media')
xlabel('Tiempo [s]')
ylabel('Velocidad [m/s]')

```

```

%%Flujo oscilatorio%%

% figure
%
% plot(t_s,flujoosc(:,1))
% hold on
% plot(t_s,flujoosc(:,3),'r')
% hold on
% plot(t_s,flujoosc(:,2),'g')
% xlim([0,maximofx])
% ylim([-maximofyo,maximofyo])
% title('Flujo oscilatorio')
% xlabel('Tiempo [s]')
% ylabel('Flujo [m3/s]')

```

```

%%Flujo total%%

```

```

figure

```

```

plot(t_s,flujototal)
%xlim([0,maximofx])
%ylim([-maximofyt,maximofyt])
title('Flujo total')
xlabel('Tiempo [s]')
ylabel('Flujo [m3/s]')
pause(0.05)

```

9.3 HOJA DE CÁLCULO DE LA IMPLEMENTACIÓN DEL MODELO DE WINDKESSEL

```

clc;
clear all;
close all;

load VariablesWomersleyGPNormalPaper %Cargar Variables guardadas por el
archivo Womersley según el gradiente de presión axial utilizado

%%Variables
radio = 0.008; %metros
dt = 0.01; %segundos
t = 0:dt:T; %segundos
E = 1774200; %Pascales
h = 0.00035; %Metros
Area = radio^2*pi; %Metros cuadrados
Largo = 0.02; %Metros

Po = 100; %Presión media en
pascales
Qo = Caudal0; %Caudal en m3/s

rsalida1 = 0.001485; %metros
rsalida2 = 0.00138; %metros

C = 3*Area*Largo*radio/(2*E*h); % m^5/N

Velsalida = Qo/(pi*(rsalida1^2 + rsalida2^2)); %m/s
Qo1 = Qo - pi*rsalida2^2*Velsalida; %m3/s
Qo2 = Qo - pi*rsalida1^2*Velsalida; %m3/s

%R2 = Po/Qo1; %R2 se cambia según el radio de salida que se desee calcular
%Ns/m^5
R2 = Po/Qo2;
cv = 1.1;
R1 = cv*Largo*8*mu/(pi*radio^4); %Ns/m^5
c = sqrt(E*h/(2*rho*radio));

%% Presion temporal%%

%Serie de Fourier asociada a la presión

%a0 = 1.181e+004; %Presion Normal
%a0 = 1.713e+004;% %Hipertension Grado 1 (Más de 140 mmHg)
%a0 = 1.979e+004;% %Hipertension Grado 2 (Más de 160 mmHg)
a0 = 2.245e+004;% %Hipertension Grado 3 (Más de 180 mmHg)
a1 = -951.6;
b1 = 581.2;
a2 = -446.8;
b2 = -434.8;
a3 = 83.9;
b3 = -246.7;
a4 = 161.5;
b4 = -139.4;
a5 = 154;
b5 = 177.9;

```

```

a6 = -93.78;
b6 = 59.94;
a7 = -85.41;
b7 = 2.951;
a8 = -54.41;
b8 = -55.48;

```

```

An = [a1 a2 a3 a4 a5 a6 a7 a8];
Bn = [b1 b2 b3 b4 b5 b6 b7 b8];
A0 = a0;

```

```

coss = zeros(length(t),length(An));
senn = zeros(length(t),length(An));

```

```

for m=1:length(t)
    for i=1:length(An)
        coss(i,m) = An(i)*cos(w*i*t(m));
        senn(i,m) = Bn(i)*sin(w*i*t(m));
    end
end

```

```

end
end

```

```

Suma = coss + senn;
Presion = sum(Suma) + A0;

```

```

figure
plot(t,Presion,'ko-')
title('Presion de entrada')

```

```

%% Gradiente de presion axial%%

```

```

Gradpresiona = Ks;
Gradpresiont = Gradpresiona*(-c);

```

```

figure
plot(t,Gradpresiona)
title('Gradiente de presión axial','FontSize',14)
xlabel('Tiempo [s]','FontSize',12)
ylabel('Presión [Pa/m]','FontSize',12)

```

```

%% Variacion temporal del caudal %%

```

```

t1 = linspace(0,T,length(Presion)); %Tiempo auxiliar para el polinomio
gr = 12; %Grado del polinomio
flujototal = flujototal'; %Vector del polinomio q ajusta
polinomio3 = polyfit(t,flujototal,gr); %Vector con el polinomio ajustado
mejor
poliajuste3 = polyval(polinomio3,t);

```

```

figure
plot(t,poliajuste3,'r')
title('polinomio ajustado al caudal')

```



```

dcaudal = zeros(1,length(t));
aux = length(polijauste3);
polijauste3(aux+1) = polijauste3(aux);

%calculo del gradiente del caudal
for i=1:length(t)

    dcaudal(i) = (polijauste3(i+1)-polijauste3(i))/dt;
end

flujototalaux = flujototal';

figure
plot(t,dcaudal)
title('Gradiente caudal caudal')

%% Presion de salida %%

%Funcion de la teoría de Windkessel

for i=1:length(Presion)

    Psalida1(i) = R2*C*Gradpresiont(i);
    Psalida2(i) = -R1*R2*C*dcaudal(i);
    Psalida3(i) = - (R1+R2)*flujototalaux(i);

    Psalida(i) = Psalida1(i) + Psalida2(i) + Psalida3(i) + Presion(i);
end

%Graficos

figure
plot(t,Psalida1,'r')
hold on
plot(t,Psalida2,'g')
hold on
plot(t,Psalida3)
hold on
plot(t,Presion,'y')
title('Presion de salida')
hold on
plot(t,Psalida,'c')
legend('R2*C*Ks','dQ/dt','Q(t)','Po(t)','Pout','Location','NorthEastOutside')

figure
plot(t,Psalida,'g')
title('Presion final de salida')
hold on
plot(t,Presion,'r')
legend('Pout','Po(t)','Location','NorthEastOutside')
title('Presión entrada vs Presión salida')
xlabel('tiempo (s)')
ylabel('Presión (Pa)')

```

9.4 CÓDIGO DE LEDERMANN 1

```

radio = input('Enter the radius of the inlet: ');
file_name = input('Enter the name of the adina *.in file: ','s');

center(1) = 0;
center(2) = 0;
center(3) = 0;

time_cycles = input('Enter the number of time cycles desired: ');
inlet_node_set_loc = 1;
total_node_sets = 1;

num_nodes = determine_num_nodes(file_name);
disp('done1');
inlet_face_nodes = inlet_nodes(file_name, num_nodes, inlet_node_set_loc);
disp('done2');
num_face_nodes = determine_num_face_nodes(inlet_face_nodes, num_nodes);
disp('done3');

nodes = obtain_node_data(file_name, num_nodes, inlet_face_nodes);
disp('done4');
nodes = obtain_radius_data(center, radio, num_face_nodes, nodes);
disp('done5');
write_node_sets(nodes, num_face_nodes, file_name, total_node_sets);
disp('done6');

```

9.5 CÓDIGO DE LEDERMANN 2

```

write_time_functions(vtotal, num_face_nodes, dt, time_cycles, T);
disp('done7');
write_apply_loads(num_face_nodes, total_node_sets);
disp('done8');

```

9.6 VALORES DE LA PRUEBA DE MALLA

En las siguientes tablas se exponen los datos de los valores máximos de la prueba de malla para los casos de 0,0007 [m]; 0,0005 [m]; 0,0004 [m]; 0,00033 [m] y 0,0003 [m].

Tabla 9-1. Datos de malla 0,0007 [m].

Malla 0,007				
Tiempo [s]	Presión [Pa]	Reynolds	Esfuerzo de corte [Pa]	Tiempo total de trabajo [Hrs]
0,010	11.018,400	0,015	2,445	0,772
0,020	10.561,400	0,018	2,494	
0,030	10.585,000	0,020	2,691	
0,040	10.632,900	0,023	2,963	
0,050	10.679,600	0,026	3,287	
0,060	10.713,100	0,028	3,649	
0,070	10.726,900	0,031	4,038	
0,080	10.722,200	0,035	4,448	
0,090	10.709,600	0,038	4,872	
0,100	10.707,000	0,041	5,333	
0,110	10.737,900	0,045	5,800	
0,120	10.826,500	0,048	6,265	
0,130	10.993,100	0,052	6,722	
0,140	11.249,400	0,055	7,165	
0,150	11.595,800	0,059	7,590	
0,160	12.019,900	0,062	7,992	
0,170	12.497,700	0,065	8,368	
0,180	12.997,100	0,067	8,715	
0,190	13.482,400	0,070	9,029	
0,200	13.920,100	0,072	9,310	
0,210	14.283,800	0,074	9,555	
0,220	14.554,300	0,076	9,766	
0,230	14.727,500	0,077	9,941	
0,240	14.810,400	0,078	10,081	
0,250	14.819,100	0,079	10,188	
0,260	14.775,000	0,079	10,264	
0,270	14.701,100	0,080	10,310	
0,280	14.617,800	0,080	10,330	
0,290	14.540,300	0,080	10,325	
0,300	14.477,600	0,080	10,299	
0,310	14.432,000	0,079	10,255	
0,320	14.401,500	0,079	10,196	
0,330	14.381,200	0,078	10,124	
0,340	14.365,500	0,078	10,043	
0,350	14.350,400	0,077	9,954	
0,360	14.333,600	0,076	9,861	
0,370	14.314,900	0,075	9,765	
0,380	14.295,100	0,075	9,666	
0,390	14.274,400	0,074	9,567	
0,400	14.251,600	0,073	9,468	
0,410	14.223,400	0,072	9,368	
0,420	14.183,900	0,072	9,268	
0,430	14.126,200	0,071	9,166	
0,440	14.043,900	0,070	9,062	
0,450	13.932,300	0,069	8,954	
0,460	13.790,500	0,068	8,840	
0,470	13.622,300	0,067	8,718	
0,480	13.435,500	0,066	8,587	
0,490	13.241,600	0,065	8,443	
0,500	13.053,300	0,064	8,286	
0,510	12.882,700	0,062	8,114	

0,520	12.738,900	0,061	7,924	
0,530	12.626,500	0,059	7,715	
0,540	12.544,800	0,058	7,486	
0,550	12.488,600	0,056	7,237	
0,560	12.449,400	0,054	6,967	
0,570	12.417,200	0,052	6,677	
0,580	12.382,600	0,049	6,369	
0,590	12.339,100	0,047	6,042	
0,600	12.283,500	0,044	5,700	
0,610	12.215,400	0,042	5,346	
0,620	12.138,100	0,039	4,982	
0,630	12.056,300	0,036	4,637	
0,640	11.975,000	0,034	4,294	
0,650	11.898,100	0,031	3,952	
0,660	11.827,400	0,028	3,617	
0,670	11.762,800	0,026	3,291	
0,680	11.702,700	0,024	2,981	
0,690	11.644,900	0,021	2,709	
0,700	11.588,000	0,019	2,495	
0,710	11.532,000	0,018	2,307	
0,720	11.478,400	0,016	2,148	
0,730	11.430,800	0,015	2,020	
0,740	11.392,700	0,014	1,927	
0,750	11.367,600	0,014	1,868	
0,760	11.357,600	0,014	1,846	
0,770	11.360,500	0,014	1,861	
0,780	11.372,400	0,014	1,912	
0,790	11.387,400	0,015	2,000	
0,800	11.399,000	0,016	2,122	

Tabla 9-2. Datos de malla 0,0005 [m].

Malla 0,005				
Tiempo [s]	Presión [Pa]	Reynolds	Esfuerzo de corte [Pa]	Tiempo total de trabajo [Hrs]
0,010	10.984,000	0,011	2,964	1,684
0,020	10.534,200	0,013	2,551	
0,030	10.558,700	0,015	2,807	
0,040	10.600,800	0,017	3,136	
0,050	10.640,800	0,019	3,583	
0,060	10.666,500	0,021	4,070	
0,070	10.671,200	0,024	4,591	
0,080	10.656,300	0,026	5,137	
0,090	10.632,100	0,029	5,700	
0,100	10.616,800	0,032	6,272	
0,110	10.634,000	0,034	6,845	
0,120	10.707,900	0,037	7,412	
0,130	10.859,100	0,040	7,968	
0,140	11.099,500	0,042	8,506	
0,150	11.429,700	0,045	9,019	
0,160	11.837,500	0,047	9,504	
0,170	12.299,300	0,049	9,957	
0,180	12.783,300	0,052	10,373	
0,190	13.254,100	0,053	10,750	
0,200	13.678,300	0,055	11,087	

0,210	14.029,700	0,056	11,381	
0,220	14.289,400	0,058	11,633	
0,230	14.453,300	0,059	11,843	
0,240	14.528,500	0,060	12,010	
0,250	14.530,900	0,060	12,138	
0,260	14.482,100	0,061	12,227	
0,270	14.405,000	0,061	12,282	
0,280	14.320,000	0,061	12,304	
0,290	14.242,700	0,061	12,298	
0,300	14.181,100	0,061	12,266	
0,310	14.137,800	0,061	12,212	
0,320	14.110,300	0,060	12,141	
0,330	14.093,500	0,060	12,054	
0,340	14.082,100	0,059	11,956	
0,350	14.071,600	0,059	11,850	
0,360	14.059,700	0,058	11,738	
0,370	14.045,900	0,058	11,622	
0,380	14.030,900	0,057	11,505	
0,390	14.015,100	0,056	11,387	
0,400	13.997,200	0,056	11,269	
0,410	13.973,700	0,055	11,151	
0,420	13.938,900	0,055	11,033	
0,430	13.886,100	0,054	10,914	
0,440	13.808,600	0,053	10,792	
0,450	13.702,000	0,053	10,666	
0,460	13.565,600	0,052	10,533	
0,470	13.402,900	0,051	10,391	
0,480	13.222,200	0,051	10,237	
0,490	13.034,700	0,050	10,068	
0,500	12.853,500	0,049	9,883	
0,510	12.690,600	0,048	9,678	
0,520	12.555,100	0,047	9,452	
0,530	12.451,600	0,046	9,204	
0,540	12.379,500	0,044	8,931	
0,550	12.333,500	0,043	8,634	
0,560	12.304,900	0,041	8,313	
0,570	12.283,700	0,040	7,967	
0,580	12.260,300	0,038	7,600	
0,590	12.227,900	0,036	7,211	
0,600	12.182,800	0,034	6,805	
0,610	12.125,200	0,032	6,383	
0,620	12.058,100	0,030	5,950	
0,630	11.986,100	0,028	5,511	
0,640	11.914,100	0,025	5,070	
0,650	11.845,800	0,023	4,631	
0,660	11.783,000	0,021	4,202	
0,670	11.725,400	0,019	3,787	
0,680	11.671,400	0,017	3,391	
0,690	11.619,000	0,016	3,021	
0,700	11.566,500	0,014	2,683	
0,710	11.514,000	0,013	2,440	
0,720	11.463,300	0,011	2,268	
0,730	11.417,700	0,010	2,131	
0,740	11.381,100	0,010	2,033	
0,750	11.356,500	0,009	1,974	
0,760	11.346,200	0,009	1,954	

0,770	11.348,900	0,009	1,975	
0,780	11.360,100	0,009	2,035	
0,790	11.373,700	0,010	2,134	
0,800	11.383,300	0,010	2,271	

Tabla 9-3. Datos malla 0,0004 [m].

Malla 0,004				
Tiempo [s]	Presión [Pa]	Reynolds	Esfuerzo de corte [Pa]	Tiempo total de trabajo [Hrs]
0,010	10.956,900	0,007	4,948	3,560
0,020	10.519,100	0,010	4,774	
0,030	10.542,000	0,012	5,107	
0,040	10.580,200	0,013	5,626	
0,050	10.615,500	0,015	6,245	
0,060	10.635,800	0,016	6,936	
0,070	10.634,300	0,018	7,682	
0,080	10.612,400	0,020	8,471	
0,090	10.580,400	0,022	9,293	
0,100	10.556,700	0,024	10,137	
0,110	10.564,700	0,026	10,994	
0,120	10.628,900	0,028	11,851	
0,130	10.769,900	0,030	12,698	
0,140	10.999,700	0,032	13,523	
0,150	11.319,200	0,034	14,316	
0,160	11.716,400	0,035	15,067	
0,170	12.167,900	0,037	15,770	
0,180	12.642,300	0,038	16,417	
0,190	13.104,200	0,040	17,003	
0,200	13.520,200	0,041	17,525	
0,210	13.864,400	0,042	17,981	
0,220	14.117,900	0,043	18,370	
0,230	14.276,600	0,044	18,692	
0,240	14.347,600	0,044	18,949	
0,250	14.348,300	0,045	19,142	
0,260	14.299,000	0,045	19,276	
0,270	14.222,100	0,045	19,354	
0,280	14.138,000	0,045	19,382	
0,290	14.061,700	0,045	19,365	
0,300	14.001,800	0,045	19,308	
0,310	13.960,600	0,045	19,217	
0,320	13.935,600	0,045	19,098	
0,330	13.921,600	0,044	18,957	
0,340	13.913,000	0,044	18,798	
0,350	13.905,400	0,044	18,626	
0,360	13.896,500	0,043	18,445	
0,370	13.885,800	0,043	18,259	
0,380	13.873,800	0,042	18,071	
0,390	13.861,100	0,042	17,881	
0,400	13.846,100	0,041	17,691	
0,410	13.825,600	0,041	17,501	
0,420	13.793,800	0,040	17,310	
0,430	13.744,000	0,040	17,116	
0,440	13.669,500	0,039	16,917	
0,450	13.566,100	0,039	16,710	

0,460	13.432,900	0,038	16,491	
0,470	13.273,700	0,038	16,258	
0,480	13.096,600	0,037	16,006	
0,490	12.913,100	0,037	15,730	
0,500	12.736,200	0,036	15,428	
0,510	12.578,000	0,035	15,096	
0,520	12.447,400	0,034	14,730	
0,530	12.349,300	0,034	14,328	
0,540	12.282,900	0,033	13,889	
0,550	12.242,900	0,031	13,411	
0,560	12.220,600	0,030	12,894	
0,570	12.205,800	0,029	12,339	
0,580	12.189,100	0,028	11,748	
0,590	12.163,400	0,026	11,126	
0,600	12.125,000	0,025	10,475	
0,610	12.073,900	0,024	9,802	
0,620	12.013,100	0,022	9,113	
0,630	11.947,200	0,021	8,416	
0,640	11.880,800	0,019	7,720	
0,650	11.817,600	0,018	7,033	
0,660	11.759,400	0,016	6,365	
0,670	11.706,000	0,015	5,728	
0,680	11.655,500	0,013	5,130	
0,690	11.605,900	0,012	4,581	
0,700	11.555,800	0,011	4,092	
0,710	11.505,200	0,010	3,669	
0,720	11.455,900	0,010	3,319	
0,730	11.411,300	0,009	3,048	
0,740	11.375,300	0,009	2,859	
0,750	11.351,000	0,008	2,753	
0,760	11.340,100	0,008	2,731	
0,770	11.342,500	0,008	2,795	
0,780	11.353,000	0,008	2,943	
0,790	11.365,600	0,009	3,177	
0,800	11.373,800	0,010	3,495	

Tabla 9-4. Datos malla 0,00033 [m].

Malla 0,0033				
Tiempo [s]	Presión [Pa]	Reynolds	Esfuerzo de corte [Pa]	Tiempo total de trabajo [Hrs]
0,010	10.942,300	0,006	4,521	8,856
0,020	10.510,900	0,006	4,185	
0,030	10.532,800	0,007	4,447	
0,040	10.568,800	0,009	4,925	
0,050	10.601,800	0,010	5,516	
0,060	10.619,200	0,011	6,181	
0,070	10.614,600	0,012	6,897	
0,080	10.589,200	0,013	7,646	
0,090	10.553,300	0,015	8,417	
0,100	10.525,200	0,016	9,200	
0,110	10.528,600	0,018	9,987	
0,120	10.587,900	0,019	10,771	
0,130	10.723,700	0,020	11,545	
0,140	10.948,200	0,022	12,299	

0,150	11.262,400	0,023	13,026	
0,160	11.654,200	0,024	13,716	
0,170	12.100,500	0,025	14,362	
0,180	12.569,500	0,026	14,958	
0,190	13.026,400	0,027	15,498	
0,200	13.438,100	0,028	15,979	
0,210	13.778,300	0,029	16,397	
0,220	14.030,000	0,030	16,753	
0,230	14.187,700	0,030	17,045	
0,240	14.258,200	0,031	17,275	
0,250	14.257,400	0,031	17,446	
0,260	14.206,900	0,031	17,560	
0,270	14.129,400	0,031	17,623	
0,280	14.045,000	0,031	17,638	
0,290	13.968,900	0,031	17,610	
0,300	13.909,600	0,031	17,546	
0,310	13.869,200	0,031	17,451	
0,320	13.845,200	0,031	17,330	
0,330	13.832,500	0,031	17,189	
0,340	13.825,300	0,030	17,031	
0,350	13.819,200	0,030	16,863	
0,360	13.811,700	0,030	16,688	
0,370	13.802,600	0,030	16,508	
0,380	13.792,300	0,029	16,326	
0,390	13.781,100	0,029	16,144	
0,400	13.767,700	0,029	15,962	
0,410	13.748,700	0,028	15,780	
0,420	13.718,500	0,028	15,598	
0,430	13.670,200	0,028	15,412	
0,440	13.597,300	0,027	15,222	
0,450	13.495,500	0,027	15,024	
0,460	13.363,900	0,027	14,815	
0,470	13.206,500	0,026	14,591	
0,480	13.031,300	0,026	14,349	
0,490	12.849,900	0,025	14,084	
0,500	12.675,100	0,025	13,793	
0,510	12.519,200	0,024	13,473	
0,520	12.391,300	0,024	13,120	
0,530	12.295,900	0,023	12,734	
0,540	12.232,400	0,022	12,311	
0,550	12.195,500	0,022	11,852	
0,560	12.176,500	0,021	11,356	
0,570	12.165,100	0,020	10,832	
0,580	12.151,800	0,019	10,300	
0,590	12.129,600	0,018	9,738	
0,600	12.094,700	0,017	9,150	
0,610	12.047,000	0,016	8,542	
0,620	11.989,500	0,015	7,917	
0,630	11.926,700	0,014	7,284	
0,640	11.863,300	0,013	6,649	
0,650	11.802,900	0,012	6,019	
0,660	11.747,100	0,011	5,404	
0,670	11.695,700	0,010	4,812	
0,680	11.647,000	0,009	4,252	
0,690	11.599,000	0,008	3,733	
0,700	11.550,100	0,007	3,264	

0,710	11.500,400	0,007	2,896	
0,720	11.451,900	0,006	2,605	
0,730	11.407,700	0,006	2,430	
0,740	11.372,000	0,005	2,315	
0,750	11.347,900	0,005	2,253	
0,760	11.336,700	0,005	2,252	
0,770	11.338,800	0,005	2,303	
0,780	11.348,900	0,005	2,407	
0,790	11.361,100	0,006	2,590	
0,800	11.368,500	0,006	2,883	

Tabla 9-5. Datos malla 0,0003 [m].

Malla 0,003				
Tiempo [s]	Presión [Pa]	Reynolds	Esfuerzo de corte [Pa]	Tiempo total de trabajo [Hrs]
0,010	10.935,600	0,006	5,463	10,636
0,020	10.507,700	0,006	5,066	
0,030	10.529,100	0,008	5,419	
0,040	10.564,100	0,009	5,984	
0,050	10.596,000	0,010	6,667	
0,060	10.612,200	0,011	7,437	
0,070	10.606,100	0,012	8,327	
0,080	10.579,000	0,014	9,311	
0,090	10.541,300	0,015	10,360	
0,100	10.511,300	0,017	11,457	
0,110	10.512,500	0,018	12,582	
0,120	10.569,400	0,020	13,718	
0,130	10.702,800	0,021	14,845	
0,140	10.924,900	0,023	15,946	
0,150	11.236,600	0,024	17,006	
0,160	11.626,000	0,026	18,013	
0,170	12.069,800	0,027	18,955	
0,180	12.536,600	0,028	19,825	
0,190	12.991,600	0,029	20,615	
0,200	13.401,400	0,030	21,319	
0,210	13.741,100	0,031	21,934	
0,220	13.991,500	0,032	22,458	
0,230	14.148,000	0,032	22,893	
0,240	14.217,500	0,033	23,239	
0,250	14.216,000	0,033	23,500	
0,260	14.164,900	0,033	23,680	
0,270	14.087,100	0,034	23,785	
0,280	14.002,700	0,034	23,822	
0,290	13.926,700	0,034	23,798	
0,300	13.867,500	0,033	23,721	
0,310	13.827,500	0,033	23,597	
0,320	13.804,100	0,033	23,436	
0,330	13.791,900	0,033	23,244	
0,340	13.785,400	0,032	23,029	
0,350	13.779,900	0,032	22,797	
0,360	13.773,200	0,032	22,553	
0,370	13.764,800	0,031	22,302	
0,380	13.755,200	0,031	22,048	
0,390	13.744,700	0,031	21,792	

0,400	13.732,100	0,030	21,537	
0,410	13.713,800	0,030	21,281	
0,420	13.684,300	0,030	21,025	
0,430	13.636,700	0,029	20,765	
0,440	13.564,500	0,029	20,498	
0,450	13.463,400	0,029	20,222	
0,460	13.332,700	0,028	19,930	
0,470	13.176,100	0,028	19,619	
0,480	13.001,700	0,027	19,283	
0,490	12.821,300	0,027	18,918	
0,500	12.647,500	0,026	18,517	
0,510	12.492,800	0,026	18,077	
0,520	12.366,000	0,025	17,594	
0,530	12.271,900	0,024	17,065	
0,540	12.209,800	0,024	16,487	
0,550	12.174,400	0,023	15,861	
0,560	12.156,900	0,022	15,186	
0,570	12.147,200	0,021	14,465	
0,580	12.135,500	0,020	13,701	
0,590	12.114,900	0,019	12,900	
0,600	12.081,600	0,018	12,068	
0,610	12.035,500	0,017	11,214	
0,620	11.979,500	0,016	10,347	
0,630	11.918,100	0,015	9,478	
0,640	11.855,900	0,014	8,619	
0,650	11.796,600	0,013	7,781	
0,660	11.741,900	0,011	6,977	
0,670	11.691,500	0,010	6,219	
0,680	11.643,600	0,010	5,519	
0,690	11.596,300	0,009	4,886	
0,700	11.547,900	0,008	4,328	
0,710	11.498,600	0,007	3,853	
0,720	11.450,300	0,006	3,464	
0,730	11.406,400	0,006	3,164	
0,740	11.370,700	0,006	2,954	
0,750	11.346,600	0,005	2,833	
0,760	11.335,400	0,005	2,801	
0,770	11.337,300	0,005	2,859	
0,780	11.347,300	0,005	3,007	
0,790	11.359,200	0,006	3,247	
0,800	11.366,300	0,006	3,579	