



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

**ESTUDIO DE LA FLUIDODINÁMICA DE ANEURISMAS CEREBRALES USANDO  
SIMULACIONES CFD**

**MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO**

**FABIÁN IGNACIO CAMPOS OYARZÚN**

PROFESOR GUÍA:  
ÁLVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:  
RODRIGO HERNÁNDEZ PELLICER  
AMADOR GUZMÁN CUEVAS

SANTIAGO DE CHILE  
ENERO 2010

## Resumen Ejecutivo

Los aneurisma son una enfermedad del vaso sanguíneo en el que se produce una dilatación anormal y localizada producto de un debilitamiento en la pared de la arteria, y en el caso de aneurismas cerebrales su rompimiento puede provocar severos daños irreversibles en el paciente e incluso la muerte, de aquí la importancia de desarrollar avances en la medicina preventiva de aneurismas, la cual se puede establecer bajo investigaciones de simulaciones numéricas que describan el comportamiento fluidodinámico de la sangre y mecánico de las arterias.

El trabajo de título realizado consiste en continuar la línea de investigación desarrollada por el profesor del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile, Álvaro Valencia, en el estudio de aneurismas cerebrales, investigación que es parte de un proyecto FONDECYT "Dinámica del Flujo y la Interacción con la Pared Arterial en Modelos Reales de Aneurismas Cerebrales". Investigación que ha desarrollado una metodología consolidada de reconstrucción de casos de aneurismas cerebrales reales a archivos de formato CAD desde exámenes médicos de angiografía rotacional 3D, los cuales fueron proporcionados por el Instituto de Neurocirugía ASENJO, como también la metodología de modelación del problema.

Se simularon 10 casos reales de aneurismas cerebrales terminales en el software de elemento finito ADINA 8.5, bajo los supuestos de paredes rígidas, condición de Womersley para flujo pulsante, fluido no-newtoniano, incompresible y laminar, las geometrías de los casos fueron reconstruidas por memoristas anteriores.

Se estudiaron modificaciones al modelo considerando fluido newtoniano, presiones distintas en las salidas y se integro temporalmente usando una aproximación de segundo orden, estos resultados fueron comparados con los entregados por el modelo usado en trabajos anteriores. También se modifico gráficamente un caso terminal extirpándole el aneurisma, es decir, dejándolo sano y se estudiaron las diferencias que se producen al formarse la malformación en la arteria.

Con las simulaciones de los 10 casos se estudio estadísticamente los resultados encontrando relaciones estadísticas lineales para la presión y esfuerzo de corte de la pared en el aneurisma y el tiempo de residencia dentro del él.

# Índice

---

<b>Índice de Figuras</b>	<b>v</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>xi</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Antecedentes Generales . . . . .	1
1.2. Motivación . . . . .	3
1.3. Objetivos . . . . .	3
1.4. Limitaciones . . . . .	4
<b>2. Antecedentes</b>	<b>5</b>
2.1. Antecedentes Biológicos . . . . .	5
2.1.1. Tipos de Aneurismas . . . . .	6
2.1.2. Anatomía . . . . .	7
2.2. Ecuaciones de Navier-Stokes . . . . .	8
2.3. Fluido Incompresible . . . . .	9
2.4. Hipótesis de Fluido No-Newtoniano . . . . .	9
2.5. Método de integración temporal . . . . .	10
2.5.1. Método de Euler . . . . .	11
2.5.2. Metodo de Runge-Kutta de Segundo Orden . . . . .	11
2.6. Caracterización Laminar . . . . .	12
2.7. Índices Geométricos . . . . .	12
2.8. Condiciones de Borde . . . . .	14
2.8.1. Perfil de Velocidad de Entrada . . . . .	14
2.8.2. Condición de Presión a la Salida del Flujo . . . . .	16
2.8.3. Paredes Rígidas . . . . .	17
2.9. Resumen de trabajos anteriores . . . . .	17
2.9.1. Álvaro Zarate . . . . .	17

2.9.2.	Sergio Botto . . . . .	18
2.9.3.	Hernán Morales . . . . .	20
2.9.4.	Darren Ledermann . . . . .	24
2.9.5.	Sebastián Araya . . . . .	27
2.9.6.	Hernán Figueroa . . . . .	29
2.9.7.	Javier Pérez . . . . .	31
2.10.	Regresión Lineal . . . . .	33
2.10.1.	Test-F para una Regresión Lineal . . . . .	34
<b>3.</b>	<b>Metodología Específica</b>	<b>36</b>
3.1.	Selección de Casos . . . . .	37
3.2.	Implementación del modelo en ADINA . . . . .	40
3.2.1.	Preparación del Archivo . . . . .	40
3.2.2.	Mallado . . . . .	40
3.2.3.	Velocidad de entrada . . . . .	41
3.2.4.	Presiones en las salidas . . . . .	41
3.2.5.	Paredes rígidas . . . . .	41
3.2.6.	Configuración . . . . .	41
3.2.7.	Criterio de Convergencia . . . . .	42
3.3.	Reconstrucción de caso sano . . . . .	42
3.4.	Índice Geométrico NSI de Aneurisma . . . . .	46
3.4.1.	Paso 1: Sacar Arteria de Entrada a Bifurcación . . . . .	48
3.4.2.	Paso 2: Sacar Arterias de Salida a Bifurcación . . . . .	49
3.4.3.	Paso 3: Medidas en Aneurisma . . . . .	50
3.5.	Perfil de Velocidades en Arterias . . . . .	51
3.6.	Estudio de Caso Integrado Temporalmente en 2° Orden . . . . .	53
3.7.	Condición de Borde de Presiones Distintas a las Salidas . . . . .	54
3.8.	Criterio de mallado . . . . .	57
<b>4.</b>	<b>Resultados</b>	<b>59</b>
4.1.	Tiempo de Residencia Dentro de Aneurisma . . . . .	60
4.2.	Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole . . . . .	61
4.2.1.	Distribución de presiones en la geometría . . . . .	61
4.2.2.	Distribución de esfuerzos de corte en la pared de la geometría . . . . .	62
4.2.3.	Líneas de Flujo en Geometría Completa . . . . .	62

4.2.4.	Velocidades Vectoriales en Planos de Corte de Aneurisma . . . . .	63
4.2.5.	Caudal de Entrada y Salida a Aneurisma . . . . .	66
4.2.6.	Viscosidad en Aneurisma . . . . .	66
4.3.	Resultados Transientes . . . . .	67
4.3.1.	Caudal Transiente en Arterias . . . . .	67
4.3.2.	Presión y Esfuerzo de Corte de Pared en Cima y Cuello del Aneurisma . . . . .	68
4.4.	Perfil de Velocidades en Arterias . . . . .	70
4.5.	Caso 1 Sano . . . . .	71
4.5.1.	Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole . . . . .	73
4.5.2.	Resultados Transientes . . . . .	74
<b>5.</b>	<b>Análisis y Discusión de Resultados</b>	<b>76</b>
5.1.	Efectos sobre cambios en la modelación . . . . .	76
5.1.1.	Integración Numérica en 2º Orden . . . . .	76
5.1.2.	Fluido Newtoniano . . . . .	80
5.1.3.	Arteria Sana . . . . .	83
5.1.4.	Presiones a la Salida Distintas . . . . .	85
5.2.	Estudio Estadístico . . . . .	89
5.2.1.	Presión en Cima de Aneurisma para la Sístole . . . . .	89
5.2.2.	Esfuerzo de Corte en la Cima del Aneurisma para la Sístole . . . . .	91
5.2.3.	Tiempo de Residencia Dentro de Aneurisma . . . . .	94
5.2.4.	Razón entre Caudal de Entrada a Aneurisma y Caudal de Geometría . . . . .	96
<b>6.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>99</b>
<b>7.</b>	<b>Bibliografía</b>	<b>101</b>
<b>A.</b>	<b>Simulaciones de Caso 1 con Modificaciones en la Modelación</b>	<b>104</b>
A.1.	Caso 1 Integrado Temporalmente en Segundo Orden . . . . .	105
A.2.	Caso 1 con Presiones a la Salida Distintas . . . . .	108
A.3.	Caso 1 Newtoniano . . . . .	111
<b>B.</b>	<b>Simulaciones de Casos Considerados en Estudio Estadístico</b>	<b>114</b>
B.1.	Caso 2 . . . . .	115
B.2.	Caso 3 . . . . .	118
B.3.	Caso 4 . . . . .	121
B.4.	Caso 5 . . . . .	124

B.5. Caso 6 . . . . .	127
B.6. Caso 7 . . . . .	130
B.7. Caso 8 . . . . .	133
B.8. Caso 9 . . . . .	136
B.9. Caso 10 . . . . .	139

## Índice de Figuras

---

1.1. Aneurisma cerebral[14] . . . . .	1
2.1. Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas[20]. . . . .	5
2.2. Tipos de aneurismas[6]. . . . .	6
2.3. Tipos de aneurismas según su ubicación: a) Lateral, b) Bifurcación y c) Terminal[30]. . . . .	7
2.4. Polígono de Willis[14]. . . . .	8
2.5. Velocidad media de pulso cardiaco. . . . .	16
2.6. Pulso de presión sanguínea normal para dos ciclos cardíacos. . . . .	17
2.7. Reconstrucción de Zarate. . . . .	18
2.8. Tratamiento endovascular tipo coiling. . . . .	19
2.9. Esfuerzos de corte c/r Razón R1 para todos los casos. . . . .	21
2.10. Esfuerzos de corte c/r Razón R2 para todos los casos. . . . .	21
2.11. Esfuerzo de corte máximo c/r razón R1 para todos los Aneurismas laterales. . . . .	22
2.12. Esfuerzo de corte máximo c/r razón R1 para todos los Aneurismas laterales eliminando 7 casos. En total son 22 puntos, 11 laterales no rotos y 11 laterales rotos. . . . .	23
2.13. Esfuerzos de corte c/r Razón R1 para los 5 aneurismas terminales. . . . .	23
2.14. Valores para la presión máxima en el modelo según la densidad de malla. . . . .	25
2.15. Valores para el máximo cell reynolds number en el modelo según la densidad de malla. . . . .	26
2.16. Valores para el tiempo de proceso según la densidad de malla. . . . .	26
2.17. Curvas de esfuerzo-deformación para un ensayo de tracción uniaxial del modelo de Se- shaiyer y su curva elástica equivalente[9]. . . . .	30
2.18. Esquema tratamiento con mallas trenzadas de metal flexible (stents)[20]. . . . .	32
2.19. Modelo de stent (caso 8 anillos)[20]. . . . .	32
2.20. Modelo aneurisma menos stent en Solid Edge[20]. . . . .	33
2.21. Densidad de probabilidad de una distribución F que tiene 1 y (n-2) grados de libertad[4]. . . . .	35
3.1. Caso de aneurisma cerebral terminal tipo saco. $Q_{in}$ indica la entrada de la sangre a la geometría, $Q_{s1}$ y $Q_{s2}$ las salidas de mayor diámetro y menor diámetro respectivamente. . . . .	37

3.2. Aneurisma cerebral no completamente terminal. . . . .	38
3.3. Caso terminal no considerado en el estudio realizado en esta memoria por presentar incongruencias en los caudales estregados por su simulación. . . . .	39
3.4. Caso terminal no considerado en el estudio realizado en esta memoria por las grandes diferencias que presenta en las secciones transversales de las salidas. . . . .	39
3.5. Malla de caso 1. . . . .	42
3.6. Deformaciones en bifurcación de caso 1 debidas a su aneurisma. . . . .	43
3.7. Ultimo archivo STEP de reconstrucción de caso 1 creado en Rhinoceron. . . . .	44
3.8. Caso 1 en Rhinoceron sin anillos transversales de aneurisma. . . . .	45
3.9. Contornos de caso 1 sano. . . . .	46
3.10. Geometría de bifurcación sana reconstruida a partir de caso 1. . . . .	46
3.11. NSI de los 10 casos seleccionados. . . . .	48
3.12. Creación de plano en cuello de aneurisma para separar aneurisma de la arteria. . . . .	49
3.13. Aneurisma separado de bifurcación usando vaciado. . . . .	49
3.14. Geometría de aneurisma exportado a archivo STEP y visto en software Rhinoceron. . . . .	50
3.15. Medidas de volumen y superficie total, incluyendo la superficie de la base, del aneurisma. . . . .	50
3.16. Medida se superficie de base de aneurisma en ADINA. . . . .	51
3.17. Zona definida de bifurcación de caso 1 para poder seleccionar nodos interiores de las arterias. Los nodos negros son los usados para representar el perfil a la entrada. . . . .	52
3.18. Esquema de bifurcación. . . . .	54
3.19. Resultados de presiones en las salidas 1 y 2 del caso 1, $P_1$ y $P_2$ respectivamente, usando la relación de caudales de Zamir para una presión en la entrada $P_0$ . . . . .	56
3.20. Resultado de velocidades en salidas 1 y 2 de caso 1, $v_1$ y $v_2$ respectivamente, usando la relación de caudales de Zamir para una velocidad en la entrada $v_0$ . . . . .	56
3.21. Salida menor de caso 1 que tiene una densidad de $561[\text{elementos}/\text{mm}^3]$ donde los nodos negros son los de su sección transversal. . . . .	57
3.22. a) Salida menor de caso 1 que tiene una densidad de $2811[\text{elementos}/\text{mm}^3]$ donde los nodos negros son los de su sección transversal y los vectores de velocidad para este mallado en la sístole se ven en <b>b</b> ). . . . .	58
4.1. Distribución de Presiones para la sístole de caso 1. . . . .	61
4.2. Distribución de esfuerzos de corte en pared para la sístole de caso 1. . . . .	62
4.3. Líneas de flujo de caso 1. . . . .	63
4.4. Plano de corte longitudinal al aneurisma de caso 1. . . . .	63
4.5. Plano de corte transversal al aneurisma de caso 1. . . . .	64



4.6. Plano de corte en cuello del aneurisma de caso 1. . . . .	64
4.7. Velocidades vectoriales en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 1, donde los terminos $v_i$ , para $i = 1, 2, \dots, 5$ indican vórtices. . . .	65
4.8. Distribución de caudal en cuello de aneurisma para la sístole de caso 1. . . . .	66
4.9. Distribución de viscosidad en plano de corte longitudinal de aneurisma para la sístole de caso 1. . . . .	67
4.10. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 1.	68
4.11. Puntos de aneurisma medidos de caso 1. . . . .	69
4.12. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 1. . . . .	70
4.13. Perfil de velocidades en arterias de caso 1. . . . .	71
4.14. Geometrías de caso 1 sano y enfermo. . . . .	72
4.15. Distribución de Presiones y WSS para la sístole. . . . .	73
4.16. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma. . . . .	74
4.17. Caudales de entrada y salidas a la geometría de casi 1 sano. . . . .	75
5.1. Presión y WSS en cima de aneurisma de caso 1 en simulación integrada temporalmente en primer y segundo orden. . . . .	78
5.2. Presión y WSS en cuello 1 de aneurisma de caso 1 en simulación integrada temporalmente en primer y segundo orden. . . . .	78
5.3. Presión y WSS en cuello 2 de aneurisma de caso 1 en simulación integrada temporalmente en primer y segundo orden. . . . .	79
5.4. Presión y WSS en cima de aneurisma de caso 1 suponiendo fluido newtoniano y no-newtoniano. . . . .	81
5.5. Presión y WSS en cuello 1 de aneurisma de caso 1 suponiendo fluido newtoniano y no-newtoniano. . . . .	81
5.6. Presión y WSS en cuello 2 de aneurisma de caso 1 suponiendo fluido newtoniano y no-newtoniano. . . . .	82
5.7. Presión y WSS en cima de caso 1 enfermo(con aneurisma) y misma geometría pero sana(sin aneurisma). . . . .	84
5.8. Pérdida de carga en caso sano y caso enfermo. . . . .	85
5.9. Presión y WSS en cima de aneurisma de caso 1 aplicando condición de borde a las salidas de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, y presiones iguales, CB1. . . . .	87

5.10. Presión y WSS en cuello 1 de aneurisma de caso 1 aplicando condición de borde a las salidas de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, y presiones iguales, CB1. . . . .	87
5.11. Presión y WSS en cuello 2 de aneurisma de caso 1 aplicando condición de borde a las salidas de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, y presiones iguales, CB1. . . . .	88
5.12. Correlación entre la presión de la cima de aneurisma en la sístole y el factor de forma NSI del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los intervalos de predicción con una confiabilidad del 95 %. . . . .	90
5.13. Correlación entre el esfuerzo de corte en la cima del aneurisma en la sístole y el factor de forma NSI del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los intervalos de predicción con una confiabilidad del 95 %. . . . .	93
5.14. Correlación entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma NSI del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los intervalos de predicción con una confiabilidad del 95 %. . . . .	95
5.15. Regresión lineal del porcentaje de caudal que entra al aneurisma del caudal total de la geometría con el índice geométrico NSI del aneurisma. . . . .	97
5.16. Geometría de caso 10, la que presenta el aneurisma levemente desplazado de la zona de impacto del fluido en la bifurcación. . . . .	98
A.1. Distribución de Presiones y WSS para la sístole. . . . .	105
A.2. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole. . . . .	106
A.3. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma. . . . .	107
A.4. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma. . . . .	107
A.5. Distribución de Presiones y WSS para la sístole. . . . .	108
A.6. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole. . . . .	109
A.7. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma. . . . .	110
A.8. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma. . . . .	110
A.9. Distribución de Presiones y WSS para la sístole. . . . .	111

A.10. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole. . . . .	112
A.11. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma. . . . .	113
A.12. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma. . . . .	113
B.1. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 2. . . . .	115
B.2. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 2. . . . .	116
B.3. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 2. . . . .	117
B.4. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 2. . . . .	117
B.5. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 3. . . . .	118
B.6. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 3. . . . .	119
B.7. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 3. . . . .	120
B.8. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 3. . . . .	120
B.9. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 4. . . . .	121
B.10. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 4. . . . .	122
B.11. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 4. . . . .	123
B.12. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 4. . . . .	123
B.13. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 5. . . . .	124
B.14. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 5. . . . .	125
B.15. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 5. . . . .	126
B.16. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 5. . . . .	126
B.17. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 6. . . . .	127
B.18. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 6. . . . .	128
B.19. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 6. . . . .	129
B.20. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 6. . . . .	129
B.21. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 7. . . . .	130
B.22. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 7. . . . .	131
B.23. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 7. . . . .	132
B.24. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 7. . . . .	132

B.25. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 8. . . . .	133
B.26. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 8. . . . .	134
B.27. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 8.	135
B.28. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 8. . . . .	135
B.29. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 9. . . . .	136
B.30. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 9. . . . .	137
B.31. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 9.	138
B.32. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 9. . . . .	138
B.33. Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 10. . . . .	139
B.34. Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 10. . . . .	140
B.35. Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 10.	141
B.36. Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 10. . . . .	141

## Índice de Tablas

---

2.1. Parámetros de Carreau para el flujo sanguíneo . . . . .	10
3.1. Información de casos seleccionados. Donde BD representa la enumeración usada en la base de datos para los 88 casos disponibles. . . . .	40
3.2. NSI de casos estudiados. . . . .	47
3.3. Nodos usados para describir perfil de velocidades de arteria de entrada del caso 1 con sus respectivas coordenadas y velocidades. . . . .	52
3.4. Nodos usados para describir perfil de velocidades de arteria de salida 1 del caso 1 con sus respectivas coordenadas y velocidades. . . . .	53
3.5. Nodos usados para describir perfil de velocidades de arteria de salida 2 del caso 1 con sus respectivas coordenadas y velocidades. . . . .	53
3.6. Malla de caso 1 para una densidad de 561 y 2811[ <i>elementos/mm<sup>3</sup></i> ]. . . . .	58
4.1. Mallado de geometrías simuladas. . . . .	60
4.2. Tiempo de residencia dentro de aneurisma. . . . .	61
5.1. Diferencia de caudales de caso 1 para simulaciones integradas temporalmente en 1° orden con respecto a 2° orden. . . . .	77
5.2. Diferencia de presión y esfuerzo de corte en la pared(WSS) en cima y cuello de aneurisma de Caso 1 para simulaciones integradas temporalmente en 1° orden con respecto a 2° orden. . . . .	79
5.3. Tiempo de proceso para simulación de caso 1 integrada temporalmente en primer y segundo orden. . . . .	80
5.4. Diferencia de Caudales de caso 1 para simulación bajo supuesto de fluido newtoniano con respecto a uno no-newtoniano. . . . .	80
5.5. Diferencia de presión y WSS en cima y cuello de aneurisma de Caso 1 para simulación bajo supuesto de fluido newtoniano con respecto a uno no-newtoniano. . . . .	82
5.6. Tiempo de proceso para simulaciones bajo supuesto de fluido newtoniano y no newtoniano de caso 1. . . . .	83

5.7. Diferencia de Caudales de Caso 1 enfermo(con aneurisma) con respecto a la misma geometría pero sana(sin aneurisma). . . . .	83
5.8. Diferencia de presión y WSS en cima de Caso 1 enfermo(con aneurisma) con respecto a la misma geometría pero sana(sin aneurisma). . . . .	84
5.9. Diferencia de caudales del caso 1 que considera presiones a la salida distintas, CB2, con respecto a la simulación del mismo caso que considera presiones a la salida iguales, CB1. . . . .	86
5.10. Diferencia de presión y wss en cima y cuello de aneurisma de Caso 1 para simulación que usa la condición de borde a la salida de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, con respecto a la simulación que considera presiones iguales, CB1. . . . .	88
5.11. Presión de la cima del aneurisma en la sístole( $t = 1,16[s]$ ) de los casos simulados según su índice geométrico NSI. . . . .	90
5.12. Análisis de la regresión lineal estadística entre la presión de la cima del aneurisma en la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI. . . . .	91
5.13. Análisis de la varianza de la relación estadística entre la presión de la cima del aneurisma para la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI. . . . .	91
5.14. Esfuerzo de corte en la pared (WSS) de la cima del aneurisma de los casos simulados según su índice geométrico NSI para la sístole( $t = 1,16[s]$ ). . . . .	92
5.15. Análisis de regresión lineal de la relación estadística entre el esfuerzo de corte en la cima del aneurisma para la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI. . . . .	93
5.16. Análisis de la varianza de la relación estadística entre el esfuerzo de corte en la cima de aneurisma para la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI. . . . .	93
5.17. Análisis de regresión lineal de la relación estadística entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma NSI del aneurisma. . . . .	95
5.18. Análisis de la varianza de la relación estadística entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma NSI del aneurisma. . . . .	95
5.19. Caudal en geometrías . . . . .	97

---

## Capítulo 1

### Introducción

---

#### 1.1. Antecedentes Generales

Un aneurisma es un defecto de las paredes arteriales que se manifiesta como una dilatación anormal o como un englobamiento de cierta región de la arteria provocada por el debilitamiento de la pared del vaso sanguíneo. Existen regiones del aparato circulatorio donde preferentemente se encuentran aneurismas: el polígono de Willis en el cerebro, la arteria aorta en la región abdominal, la arteria poplítea en las piernas, la arteria misentérica en la región intestinal y la arteria esplénica que recorre el bazo.



Figura 1.1: Aneurisma cerebral[14]

Los aneurismas cerebrales son uno de los tipos de aneurismas más riesgosos y de más difícil tratamiento, la mayoría de ellos son congénitos y, en general, se presentan en personas con enfermedades genéticas como trastornos del tejido conjuntivo y enfermedad del riñón poliquístico. Otras causas que pueden contribuir en la generación de aneurismas son posibles traumas o lesiones craneales, alta presión arterial, infección, tumores, arterioesclerosis y otras enfermedades vasculares, fumar cigarrillos, beber alcohol y el abuso de drogas, en particular, el de cocaína.

Los aneurismas pueden estallar y sangrar dentro del cerebro, causando complicaciones serias como el accidente cerebrovascular hemorrágico, daño nervioso permanente, o ambos. Estas complicaciones

pueden causar parálisis, invalidez, trastornos neurológicos e, incluso, la muerte. Una vez que se rompe, el aneurisma puede romperse otra vez y volver a sangrar dentro del cerebro. Comúnmente, la ruptura puede causar una hemorragia subaracnoidea (HSA), es decir, el sangrado en el espacio entre el cráneo y el cerebro. Una complicación retardada, pero seria, de la hemorragia subaracnoidea es la hidrocefalia, donde la acumulación excesiva de líquido cefalorraquídeo en el cráneo dilata las vías del líquido llamadas ventrículos que pueden hincharse y comprimir el tejido cerebral. Otra complicación retardada, luego de la ruptura, es el vasoespasma, donde otros vasos sanguíneos cerebrales se contraen y limitan el flujo sanguíneo a áreas vitales del cerebro. Este flujo sanguíneo reducido puede causar un accidente cerebrovascular o daño tisular.

Los aneurismas pequeños no rotos, por lo general no presentan síntomas, pero los de tamaño considerable, debido a la dilación local del vaso, puede genera una compresión del tejido nervioso, lo que dependen de qué estructura comprima el aneurisma, los síntomas pueden ser[27]:

- Visión doble
- Pérdida de la visión
- Dolores de cabeza
- Dolor en el ojo
- Dolor en el cuello

La evolución de un paciente con un aneurisma cerebral roto depende de la extensión y localización del aneurisma, la edad de la persona, el estado general de salud, el estado neurológico y el tiempo entre la ruptura del aneurisma y la atención médica. Se estima que alrededor del 5 % de la población tiene un aneurisma en su cabeza y que aproximadamente el 0,2 a 3 % de las personas con un aneurisma cerebral pueden sufrir una hemorragia por año[5], el 40 % de las personas que se les rompe un aneurisma, no sobreviven las primeras 24 horas, y hasta un 25 % adicional, mueren en los primeros seis meses debido a complicaciones si no es operado[28]. Por lo que, la ruptura de un aneurisma probablemente conlleve a la muerte o a daños irreversibles, de aquí la importancia de un buen diagnostico que dirija a los pacientes a un tratamiento adecuado y que indique que tan urgente es necesaria una intervención a un paciente.

Un método común de detección de aneurismas se realiza aplicando un examen de angiografía rotacional 3D. Este examen entrega una imagen tridimensional del circuito vascular cerebral, desde donde se pueden identificar los aneurismas, también puede servir de base para construir un modelo CAD del defecto en cuestión, como también de toda la vasculatura circundante a él.



Desde el punto de vista de los tratamientos, el tratamiento específico para el aneurisma cerebral será determinado por su médico basándose en la edad del paciente, su estado general de salud y sus antecedentes.

La neurocirugía es el tratamiento principal para el aneurisma cerebral. En este procedimiento, se cierra la base del aneurisma con grapas, suturas u otros materiales que impidan el flujo de sangre a través del aneurisma. En muchos casos, una alternativa a la cirugía se puede hacer colocando espirales especiales o stents (endoprótesis vasculares) dentro del aneurisma a través de las arterias, lo cual provoca la formación de un coágulo y previene un sangrado posterior. Este método se considera menos invasivo que la cirugía cerebral y, en circunstancias apropiadas, como la mejor forma de tratamiento[27].

## **1.2. Motivación**

Dada la alta probabilidad de que se rompa un aneurisma y las graves consecuencias que conlleva esto, es necesario que se realice un buen diagnóstico que indique el riesgo a romperse. Una herramienta que podría ser de utilidad para el diagnóstico son los resultados de simulaciones numéricas del flujo sanguíneo en un aneurisma.

La investigación realizada por el profesor Álvaro Valencia junto a un grupo de memorista ha desarrollado una metodología de trabajo para modelar aneurismas cerebrales reales para luego resolverlos numéricamente, definiendo condiciones de borde del problema, desarrollando una metodología de reconstrucción de casos reales de aneurismas obtenidos desde un examen a pacientes con un angiógrafo rotacional 3D para importar la geometría al programa de simulación numérica ADINA, estudiando la fluidodinámica pura, estructura pura y la interacción fluido-estructura con simulaciones FSI y también se han estudiado los efectos de tratamiento endovasculares.

Lo que se quiere conseguir con esta memoria es compilar todos los casos reales de aneurismas cerebrales terminales disponibles para modelarlos en el programa ADINA y encontrar relaciones estadísticas de la fluidodinámica dentro del aneurisma con algún índice geométrico de este.

## **1.3. Objetivos**

### **Objetivos Generales**

Estudiar la fluidodinámica que se presenta en aneurismas terminales extraídos desde casos reales a través de simulaciones numéricas CFD (Computational Fluid Dynamics) en el software ADINA 8.5 usando la condición de pared rígida.

### **Objetivos Específicos**

- Simular la hemodinámica de aneurismas cerebrales terminales extraídos de casos reales.
- Obtener datos fluidodinámicos de interés, tanto en términos temporales como espaciales para la

determinación de parámetros relevantes en la ruptura de aneurismas.

- Buscar una relación entre un parámetro geométrico y las variables fluidodinámicas a partir de los resultados encontrados en esta memoria.
- Estudiar cómo cambian los resultados según el orden de integración temporal.
- Analizar la sensibilidad de los resultados al usar la condición de borde en las salidas de presiones distintas con respecto a aplicar presiones iguales.
- Estudiar el efecto no-newtoniano en las simulaciones comparando sus resultados con un modelo newtoneano.
- Estudiar como varían los resultados fluidodinámicos de un aneurisma terminal con respecto a una geometría sana.

#### **1.4. Limitaciones**

- El estudio contempla solo la hemodinámica de los aneurismas terminales seleccionados, no se estudiará el comportamiento mecánico de la arteria.
- Las paredes de las arterias se consideran como un sólido rígido.
- No se reconstruirán nuevas geometrías ni se estudiarán los tratamientos en aneurismas.
- Se simularán todos los aneurismas terminales disponibles.
- Se utilizará el software comercial ADINA para el estudio de los casos seleccionados.

---

## Capítulo 2

### Antecedentes

---

#### 2.1. Antecedentes Biológicos

El aneurisma es una enfermedad del vaso en el que se produce una dilatación anormal y localizada por una debilidad en la capa elástica de las arterias cerebrales. Son dilataciones saculares que aparecen más comúnmente en las bifurcaciones de los vasos cerebrales intracraneales. Aunque la etiología es inicialmente congénita, estos se pueden desarrollar secundariamente por cambios degenerativos en la pared de los vasos asociados a la hipertensión[13]. Algunas condiciones hereditarias y lesiones vasculares se asocian con los aneurismas intracraneales.

Las arterias cerebrales se clasifican dentro de las arterias musculares, las cuales están constituidas por tres capas, desde la más exterior a la más interior son: adventicia, media e íntima [25]. La adventicia es rica en colágeno, en tanto que la media es una capa prominentemente muscular, mientras que la íntima es una capa elástica que está diseñada para soportar las presiones pulsantes del flujo sanguíneo. Además, la íntima posee un recubrimiento interior de células endoteliales y las capas íntima y media se separan a través de una capa elástica interna. La morfología de las arterias se muestra esquematizada en la figura 2.1.

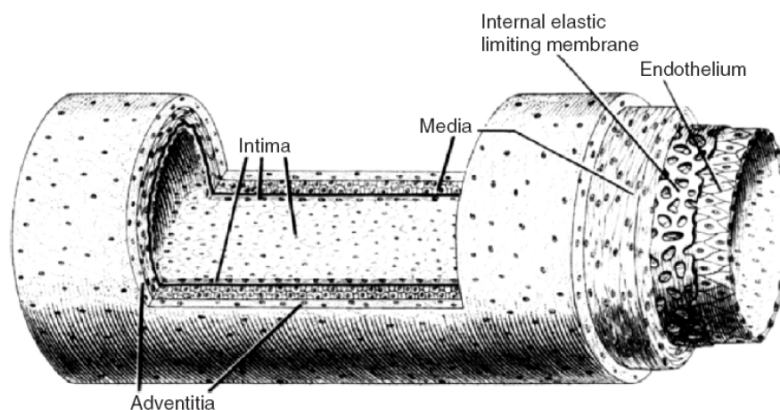


Figura 2.1: Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas[20].

Los aneurismas intracraneales son más comunes que los de otras localizaciones de similar tamaño. Esto podría ser debido a que las arterias intracraneales tienen la capa media muy delgada o ausente y la falta de la lámina elástica interna[13].

### 2.1.1. Tipos de Aneurismas

Según su forma, los aneurismas se pueden clasificar en: saculares, fusiformes y disecantes. Tanto a los aneurismas saculares como los fusiformes se les llama aneurismas verdaderos, puesto que representan una dilatación de la pared arterial, en cambio, a los aneurismas disecantes se les llama aneurismas falsos, porque en realidad se producen por a un rasgamiento de la capa íntima que posibilita que la sangre fluya entre las capas arteriales. En la figura 2.2 se ilustran los tipos de aneurismas. A su vez, los aneurismas saculares pueden clasificarse según su ubicación respecto al vaso del cual nacen en: terminales, laterales y de bifurcación (figura 2.3). La historia natural de los aneurismas puede dividirse en tres etapas: patogénesis, alargamiento y ruptura. En general, esta enfermedad no presenta síntomas hasta bien avanzada su evolución, se estima que éstos no aparecen hasta que el diámetro del aneurisma ha llegado a unos 6-11 mm [25]. Alcanzada esta condición el riesgo de rompimiento es muy alto.

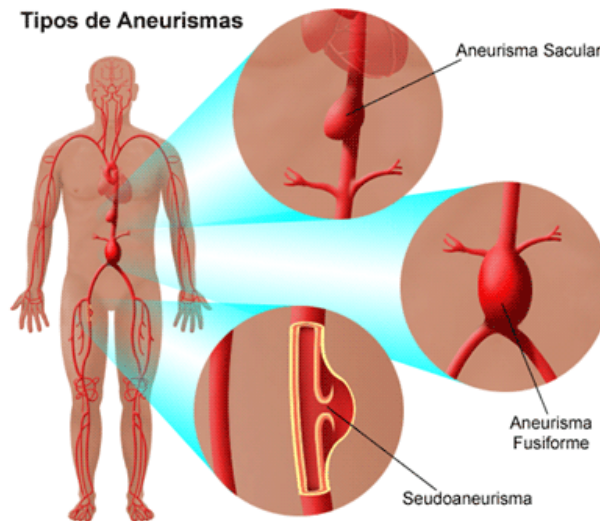


Figura 2.2: Tipos de aneurismas[6].

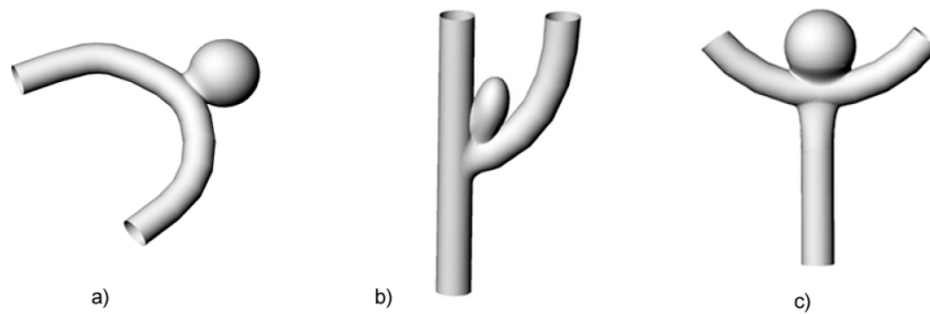


Figura 2.3: Tipos de aneurismas según su ubicación: a) Lateral, b) Bifurcación y c) Terminal[30].

En la etapa de ruptura se pueden presentar dos situaciones, la primera de ellas es el rompimiento catastrófico del aneurisma, con el consecuente sangramiento al interior del cerebro. Esta situación desencadena el cuadro llamado hemorragia sub-aracnoídea (HSA), la cual en casi todos los casos es fatal o muy grave. La segunda situación posible es la de un sangrado menor, el cual es sellado naturalmente a través de un parche de fibrina, el cual, posteriormente, generará un trombo. Luego de ocurrido lo anterior, es muy probable que el aneurisma siga creciendo y finalmente se desencadene una ruptura catastrófica. Sin embargo, no es necesario que se complete todo el ciclo de vida de un aneurisma. Se estima que entre el 2-5 % de la población tiene uno en su cabeza, mientras que tan solo entre el 0.1-1 % sufre de su ruptura [10].

### 2.1.2. Anatomía

Como se mencionó anteriormente, la gran mayoría de aneurismas cerebrales está asociada a la vasculatura del círculo de Willis, el cual se ubica en la base del cerebro. En la figura 2.4, se muestra la ubicación del círculo de Willis en la cabeza.

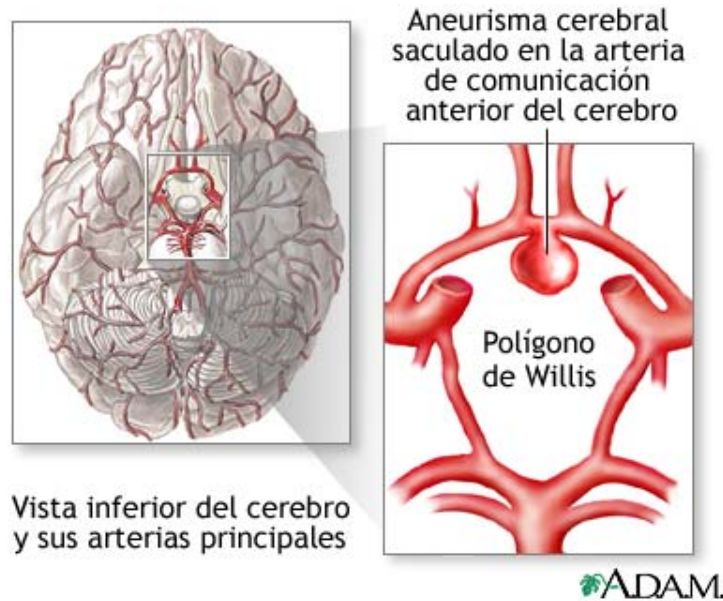


Figura 2.4: Polígono de Willis[14].

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

## 2.2. Ecuaciones de Navier-Stokes

Las ecuaciones de Navier-Stokes permiten modelar la mecánica de los fluidos. Estas ecuaciones consideran la conservación de masa (Ecuación 2.1) y la conservación de momentum (2.2) dentro del fluido, a continuación se presentan estas ecuaciones en coordenadas cartesianas:

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

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

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

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

En la Ecuación 2.3,  $p$  es la presión,  $\mu$  la viscosidad dinámica,  $\lambda$  un segundo coeficiente de viscosidad,  $I$  la matriz identidad y  $e$  es la energía específica interna y se define por:

$$e = \frac{1}{2}(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) \quad (2.4)$$

Una de las más importantes fuerzas de cuerpo,  $\vec{f}^B$ , es la fuerza gravitacional que corresponde a:

$$\vec{f}_g^B = \rho g$$

### 2.3. Fluido Incompresible

Una clasificación de los fluidos corresponde a si se considera compresible o incompresible, lo que se relaciona con el cambio de la densidad del fluido bajo ciertas condiciones. Un fluido se considera incompresible si su densidad aproximadamente permanece constante en el tiempo y tiene la capacidad de oponerse a la compresión bajo ciertas condiciones, lo que implica, que la masa ni su volumen cambian considerablemente. Los gases son compresibles y para los líquidos es una buena aproximación suponerlos incompresibles. En el caso de la sangre que fluye en la vascula cerebral, se considera un fluido incompresible, por lo que las ecuaciones de Navier-Stokes 2.1, 2.2 bajo esta suposición quedarían como sigue:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (2.5)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}^T - \vec{\tau}) = \vec{f}^B \quad (2.6)$$

$$\vec{\tau} = -pI + 2\mu e \quad (2.7)$$

### 2.4. Hipótesis de Fluido No-Newtoniano

Un fluido se considera no-newtoniano cuando su viscosidad varía con el esfuerzo de corte que se le aplica, a diferencia de uno newtoniano, donde la viscosidad se considera constante.

En gran parte de la vasculatura del cuerpo humano es razonable considerar el flujo sanguíneo como newtoniano[29], debido a que el tamaño de las partículas en suspensión en la sangre es 4-5 órdenes de magnitud más pequeño que el radio de las arterias. Así, el comportamiento de la sangre se asemejaría al de un continuo ideal. Sin embargo, en el cerebro, los diámetros de los vasos sanguíneos se reducen drásticamente en comparación con el resto de la vasculatura, por lo que aplicar la hipótesis de fluido newtoniano puede no ser realista en este caso. Para modelar de mejor forma el efecto no-newtoniano del flujo sanguíneo se utiliza comúnmente el modelo de Carreau. En este modelo la viscosidad del fluido no

es constante y depende de la tasa de deformación del fluido. La ley que gobierna los fluidos de Carreau está dada por la ecuación 2.8.

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})(1 + A\dot{\gamma}^2)^n \quad (2.8)$$

Donde  $\mu_0$ ,  $\mu_{\infty}$ ,  $A$  y  $n$  son constantes del modelo, propias de cada fluido y  $\dot{\gamma}$  es la tasa de deformación. Los efectos no-newtonianos comienzan a hacerse patentes cuando  $\dot{\gamma} \gg \frac{1}{A}$ , de lo contrario, el fluido se comportará como newtoniano.

Para el caso de la sangre, O'Callaghan[19] obtuvo las constantes del modelo de Carreau mostradas en la tabla 2.1, estos valores fueron utilizados en las simulaciones CFD realizadas en esta memoria.

Tabla 2.1: Parámetros de Carreau para el flujo sanguíneo

Parámetro	Varlor	Unidades
$\rho$	1050	$kg/m^3$
$\mu_{\infty}$	0,00345	$Pa \cdot s$
$\mu_0$	0,056	$Pa \cdot s$
A	10,976	-
n	-0,3216	-

## 2.5. Método de integración temporal

Al considerar ecuaciones diferenciales ordinarias de primer orden de la forma:

$$\begin{aligned} \frac{dy}{dt} &= f(y, t) \\ y(0) &= y_0 \end{aligned} \quad (2.9)$$

Se desea conocer el valor de  $y(t)$  para  $0 < t < t_f$ , la forma de resolverlo numéricamente es obtener una solución para el tiempo  $t_{n+1} = t_n + \Delta t$  que correspondería a  $y_{n+1} = y(t = t_{n+1})$ .

Para encontrar esta solución es necesario considerar el método de serie de Taylor expandiendo la solución para  $t_{n+1}$  a partir de  $t_n$ .

$$y_{n+1} = y_n + hy'_n + \frac{h^2}{2}y''_n + \frac{h^3}{6}y'''_n + \dots \quad (2.10)$$

Donde  $h = \Delta t$ . De la ecuación diferencial 2.9, se tiene

$$y'_n = f(y_n, t_n)$$

Para evaluar a mayor orden se usa la regla de la cadena, quedando por ejemplo para segundo y tercer orden, las siguientes expresiones:



$$y'' = \frac{dy'}{dt} = \frac{df}{dt} = \frac{\partial f}{\partial t} + \frac{\partial f}{\partial y} \frac{dy}{dt} = f_t + ff_y$$

$$y''' = \frac{\partial}{\partial t}(f_t + ff_y) + f \frac{\partial}{\partial y}(f_t + ff_y) = f_{tt} + 2ff_{ty} + f_t f_y + ff_y^2 + f^2 f_{yy}$$

De lo anterior es claro que el numero de términos crece rápidamente con el orden de integración, y el método no es muy práctico para expansiones mayores a tercer orden.

Dado que el software CFD usado en este trabajo tiene las opciones de integrar temporalmente con el método implícito de Euler o el método implícito de Runge-Kutta de segundo orden, a continuación se explica el algoritmo usados por estos.

### 2.5.1. Método de Euler

Está basado en los primeros dos términos en la expansión de Taylor y es el más sencillo de todos los métodos de integración numérica de ecuaciones diferenciales. El método implícito de Euler corresponde en aproximar la función en:

$$y_{n+1} = y_n + h \cdot f(y_{n+1}, t_{n+1}) \quad (2.11)$$

$$y_0 = y(x_0)$$

Donde  $y_0$  es el valor inicial que se necesita para la integración numérica. Este método tiene una aproximación de primer orden, es decir, si se disminuye el paso de tiempo  $h$  en la mitad, el error de truncamiento también lo hará en la mitad[15].

### 2.5.2. Metodo de Runge-Kutta de Segundo Orden

Con el método implícito Runge-Kutta la solución al paso de tiempo  $t_{n+1}$  es obtenida en términos de  $y_n$ ,  $f(y_{n+1}, t_{n+1})$  y  $f(y, t)$  evaluada en un paso intermedio entre  $t_n$  y  $t_{n+1} = t_n + \Delta t$ . Este método es uno de los más exactos, esta mayor precisión es lograda porque se provee mayor información de  $f$  al entregarle un valor intermedio a  $t_n < t < t_{n+1}$ , lo que obviamente repercute en un mayor costo computacional por paso de tiempo, pero la exactitud es mejorada. La solución para el tiempo  $t_{n+1}$  se obtiene de[15]:

$$y_{n+1} = y_n + \gamma_1 k_1 + \gamma_2 k_2 \quad (2.12)$$

Donde las funciones  $k_1$  y  $k_2$  son definidas secuencialmente

$$k_1 = h \cdot f(t_{n+1}, y_{n+1}) \quad (2.13)$$

$$k_2 = h \cdot f(t_n + \alpha h, y_n + \beta k_1) \quad (2.14)$$

Donde  $\alpha, \beta, \gamma_1, \gamma_2$  son constantes que se determinan para asegurar el mejor orden de exactitud para el método, el que luego de algunos cálculos se llega a que los mejores valores de estas constantes son:

$$\gamma_1 = 1 - \frac{1}{2\alpha}, \gamma_2 = \frac{1}{2\alpha}, \beta = \alpha \quad (2.15)$$

Reemplazando las cuatro constantes anteriores, se tiene

$$k_1 = h \cdot f(t_{n+1}, y_{n+1}) \quad (2.16)$$

$$k_2 = h \cdot f(t_n + \alpha h, y_n + \alpha k_1) \quad (2.17)$$

$$y_{n+1} = y_n + \left(1 - \frac{1}{2\alpha}\right)k_1 + \frac{1}{2\alpha}k_2 \quad (2.18)$$

Por lo que la formula de Runge-Kutta de segundo orden requiere de solo el parámetro  $\alpha$ .

## 2.6. Caracterización Laminar

Para determinar si un fluido es laminar o turbulento se debe calcular su número de Reynolds. El número de Reynolds es un parámetro adimensional que se calcula a través de la ecuación 2.19.

$$Re = \frac{\rho \vec{v} D}{\mu} \quad (2.19)$$

En la ecuación 2.19, D es el diámetro hidráulico de la tubería donde escurre el fluido,  $\vec{v}$  la velocidad media del flujo en una sección y  $\mu$  la viscosidad dinámica del fluido. En cañerías se tiene que el Reynol crítico es  $Re=2000$ , por lo que para  $Re \leq 2000$  el fluido se considera laminar. Para determinar si el flujo sanguíneo es laminar o turbulento se consideran los siguientes valores de referencia:  $\rho = 1050$  [kg/m<sup>3</sup>],  $D = 3$ [mm],  $v = 0,5$  [m/s] y  $\mu = 0,003$  [Pa s]. Con estos valores se obtiene  $Re = 525 \leq 2000$ , por lo que se considera al flujo sanguíneo como laminar.

## 2.7. Índices Geométricos

De la memoria de Figueroa[9] se tiene que los índices geométricos de aneurismas saculares se clasifican en los de orden cero y segundo orden. Los de orden cero involucran sólo posiciones nodales, mientras que los de segundo orden, involucran curvaturas basadas en la segunda derivada de las posiciones nodales. Los índices de orden cero, tienen su propia clasificación en: índices unidimensionales de tamaño, índices bidimensionales de forma, índices tridimensionales de tamaño e índices tridimensionales de forma.

Dentro de los índices unidimensionales de tamaño están: la altura (H), el diámetro máximo ( $D_{max}$ ) y el diámetro del cuello ( $D_n$ ). La altura H, es la máxima distancia perpendicular desde cada nodo hasta el plano sobre el cual se sitúa el borde del cuello. El diámetro máximo  $D_{max}$ , es el máximo diámetro posible de todas las secciones cortantes del saco del aneurisma, que son paralelas al plano del borde del cuello. Para obtener  $D_{max}$ , se secciona el saco del aneurisma transversalmente, y debido a que la forma de la sección obtenida es típicamente no circular, se usa un diámetro modificado.

$$D = 4 \cdot \frac{A}{p} \quad (2.20)$$

Donde A es el área, y p es el perímetro de la sección transversal que cruza el saco del aneurisma. La relación anterior se usa también para calcular el diámetro del cuello  $D_n$ . Dentro de los índices bidimensionales de forma, se tienen: el radio de aspecto (AR), el factor cuello de botella (BF) y el factor de bulto (BL). Estos se definen como sigue

$$AR = \frac{H}{D_n} \quad (2.21)$$

$$BF = \frac{D_{max}}{D_n} \quad (2.22)$$

$$BL = \frac{H_b}{H} \quad (2.23)$$

Donde,  $H_b$  es la distancia desde la más larga sección transversal (es decir donde  $D = D_{max}$ ) hasta el plano del borde del cuello. El AR dimensiona el grado de alargamiento de aneurisma, el BF representa cómo el cuello actúa de “cuello de botella” para el ingreso de la sangre dentro del aneurisma, y también para el ingreso del “coil” durante una intervención endovascular. El BL representa una altura normalizada, y provee de una medida del posicionamiento del máximo abultamiento. Para finalizar con la clasificación de índices de orden cero, se tienen los índices tridimensionales de forma. Estos índices, corresponden a la razón de convexidad (CR) y a la razón isoperimétrica (IPR). El índice CR, representa la razón entre el volumen del saco del aneurisma cerrado, V, y el volumen que contiene el saco convexo que lo circunscribe,  $V_{ch}$ . El índice sigue la siguiente fórmula:

$$CR = \frac{V}{V_{ch}} \quad (2.24)$$

Por lo tanto, si aneurisma tiene muchas depresiones y bultos el CR tendrá un valor más bajo. El IPR corresponde a una razón adimensional entre el área y el volumen de una superficie cerrada, y representa el grado de envoltura que tiene la superficie. Por ejemplo, para un volumen dado, una esfera tiene el

IPR más bajo que cualquier otra geometría, debido a que la esfera tiene la menor área de superficie. En este estudio, el IPR es definido para un aneurisma sacular como sigue:

$$IPR = \frac{S}{V^{2/3}} \quad (2.25)$$

Donde, S es el área de la superficie, y V es el volumen del aneurisma cerrado. Una semiesfera tiene un IPR menor que la mitad de un elipsoide del mismo volumen.

Por otro lado, Raghavan y Ma en su estudio acerca de la cuantificación de la forma de aneurismas y riesgo de ruptura [21], hacen uso de un índice equivalente al IPR, llamado NSI(nonsphericity index), el cual corresponde a:

$$NSI = 1 - (18\pi)^{\frac{1}{3}} \cdot \frac{V^{\frac{2}{3}}}{S} \quad (2.26)$$

Este índice representa exactamente lo mismo en términos geométricos que el IPR, pero tiene la ventaja que varía entre 0 y 1, siendo 0 cuando la geometría es una semiesfera. En tal estudio se analizaron 27 aneurismas reales (9 rotos y 18 no rotos), mediante un análisis ROC se determinó que un 78 % de los rotos poseían un NSI mayor a 0.183, mientras que un 78 % de los no rotos poseían un NSI menor a 0.183.

Otro índice utilizado es el BMR, definido en el trabajo de Torrens[26] como:

$$BMR = \frac{\text{Superficie Manto}}{\text{Superficie Base}} \quad (2.27)$$

## 2.8. Condiciones de Borde

Para el estudio fluidodinámico de aneurismas cerebrales a realizar en la memoria se supondrán las siguientes condiciones de borde:

- A la entrada de la arteria se supondrá una condición de velocidad, la cual representará el flujo sanguíneo en el tiempo.
- A la salida del aneurisma se supondrá una condición de presión, que representa la presión interna del fluido, la cual ejerce una resistencia.
- En las paredes de la arteria se supondrá una condición de pared rígida.

### 2.8.1. Perfil de Velocidad de Entrada

En los primeros trabajos se aplicó el pulso de velocidades de la arteria carótida interna derecha del memorista Botto, el que corresponde al de una persona sana, por lo que luego Ledermann[12] en su trabajo usó el pulso de velocidad sanguínea propio de cada paciente, pero dado que el pulso cardíaco

entre un paciente que presenta aneurisma varia al de una persona sana y que este cambia también de un paciente a otro, para tener un buen parámetro de comparación entre la geometría del aneurisma y que no influya la variable pulso particular de cada paciente, Araya[2] realizó un estudio estadístico de la velocidad del pulso sanguíneo de 36 pacientes enfermos a los que se le aplicó el examen Doppler Duplex Color, encontrando un pulso promedio. Para efectos de este trabajo, se usó el pulso de entrada promedio encontrado por Araya en las simulaciones CFD.

Ahora bien, para un flujo viscoso unidireccional estacionario al interior de un tubo, de las ecuaciones de Navier-Stokes, se deduce que el perfil de velocidades sobre una superficie normal al flujo es parabólico y es ampliamente conocido como perfil de Poiseuille. Si el gradiente de presión en el tubo es  $k_s$ , entonces el perfil de velocidades de Poiseuille está dado por la ecuación 2.28.

$$u_s(r) = \frac{k_s}{4\mu}(r^2 - a^2) \quad (2.28)$$

Sin embargo, estas condiciones simplificadas no se cumplen al interior de las arterias, puesto que el flujo es pulsante, es decir, la presión no solo depende de la variable longitudinal sino que también de la temporal. En este caso, para obtener el perfil de velocidades a la entrada de la geometría se utiliza la ecuación de Womersley tal como lo recomienda Zamir[29]. La solución supone que el perfil de velocidades es la superposición del perfil de Poiseuille y de un perfil de velocidades oscilatorias. De esta manera, la velocidad total sobre una sección transversal de la tubería está dada por la suma de la solución estacionaria de Poiseuille  $u_s$  y la velocidad oscilatoria  $u_\phi$  como se indica en la ecuación 2.29.

$$u_t(r, t) = u_s(r) + u_\phi(r, t) \quad (2.29)$$

La velocidad media mostrada en la figura 2.5 corresponde al perfil propuesto por Araya[2] pero con la condición inicial de velocidad nula, la que va aumentando en el tiempo hasta describir el pulso cardíaco, esto se realiza con la intención de mejorar la convergencia de la simulación en los primeros pasos de tiempo y luego de alcanzar la velocidad media en la arteria propuesta por Araya en el tiempo  $t = 0,2[s]$ , los resultados son representativos de la fluidodinámica en el aneurisma. Esta velocidad media se usa como variable de entrada para calcular el perfil de Womersley y así aplicarlo como condición de borde a la entrada de la arteria, para tal tarea se siguió la metodología desarrollada por Muñoz [18] para la implementación del perfil en ADINA, la cual está programada en el software de cálculo MATLAB.

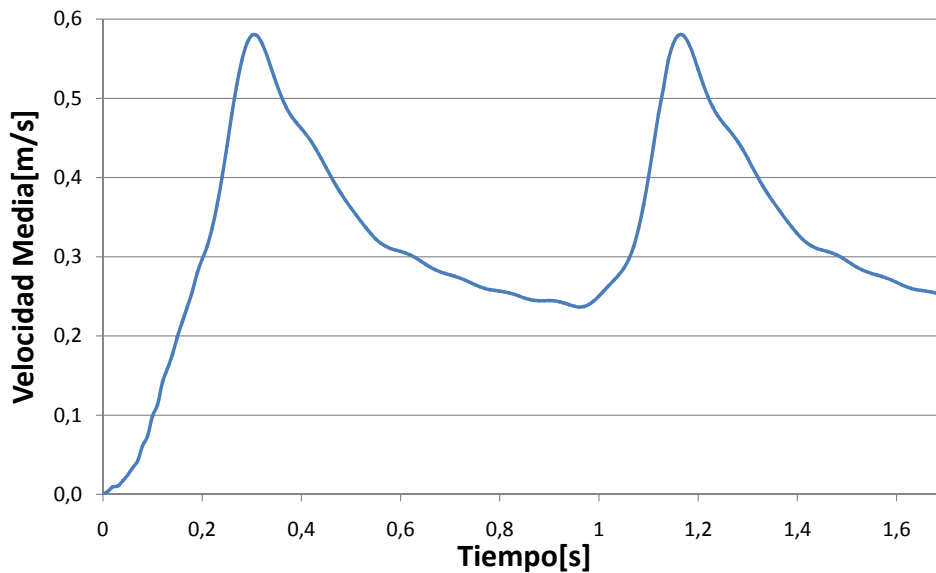


Figura 2.5: Velocidad media de pulso cardiaco.

### 2.8.2. Condición de Presión a la Salida del Flujo

Como la sangre es un medio continuo, si se considera un corte a la salida de la arteria se sabe que sobre esa superficie libre actúa una resistencia al flujo provocada por la sección del fluido que no se toma en cuenta. Para replicar este efecto se impone una resistencia de presión oscilante en las salidas de la sección, entre 80 y 120 [mmHg] y en fase con los pulsos cardiacos, tal como lo han hecho anteriormente Ledermann[12], Araya [2], Figueroa[9] y Pérez[20]. Con esto, se consigue replicar el circuito cerrado que sigue el flujo sanguíneo. Cabe considerar, además, el caso de un paciente con problemas de hipertensión. En esta situación los límites del rango de la presión sanguínea suben en promedio a 100 y 180 [mmHg] y el riesgo de rompimiento del aneurisma aumenta. En la figura 2.6 se ilustran la presión que se aplico como condición de borde de presión a las salidas de la arteria, esta corresponde al pulso de presión promedio para dos ciclos cardiacos, partiendo desde cero hasta alcanzar la presión de un paciente normal. Así como se realizo con la velocidad media a la entrada, la presión en el tiempo cero es nula para tener una mejor convergencia en los primeros pasos de tiempo de la simulación.

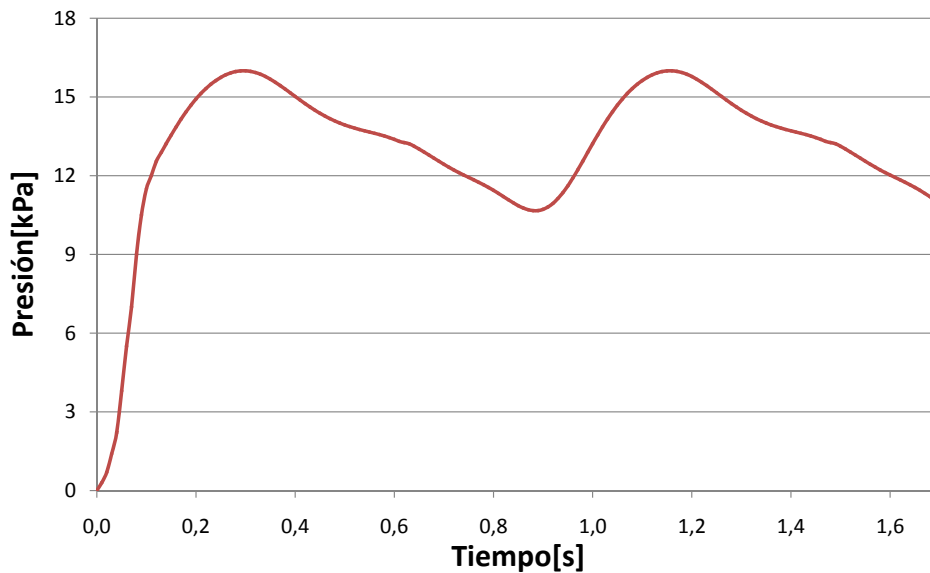


Figura 2.6: Pulso de presión sanguínea normal para dos ciclos cardíacos.

### 2.8.3. Paredes Rígidas

Las paredes rígidas son una buena aproximación para las arterias pequeñas como las capilares, pero no tan buena para arterias de mayor diámetro [22], ya que se puede sobre estimar los esfuerzos de corte, pero no cambia la distribución de éstos. Estos resultados se pueden ver también en las memorias de Ledermann [12] y Araya [2].

## 2.9. Resumen de trabajos anteriores

A continuación se presenta un breve resumen de trabajos anteriores de simulaciones de aneurismas cerebrales.

### 2.9.1. Álvaro Zarate

El título de su trabajo es *Simulación de Flujo Sanguíneo en Aneurisma Cerebral*[30] publicado el año 2004. Su principal contribución es el desarrollo de una metodología de reconstrucción de aneurisma reales usando los exámenes de un angiógrafo rotacional 3D facilitados por el Instituto de Neurocirugía e Investigaciones Cerebrales Doctor Asenjo, la que consiste en parametrizar las imágenes bidimensionales en un sistema coordenado, para luego construir una superficie representativa basada en múltiples triángulos. A partir de esta superficie triangularizada, se extraen un conjunto de curvas en múltiples direcciones que permiten construir una nueva superficie, que en forma unificada, representa la geometría tridimensional.



Figura 2.7: Reconstrucción de Zarate.

Esta metodología fue aplicada en un caso de aneurisma cerebral para estudiar la fluidodinámica simulando el problema en el software de elemento finito Fluent, donde el fluido se modeló como laminar y no-newtoniano, con las condiciones de borde en la entrada de perfil de entrada parabólico oscilatorio en fase con el pulso cardíaco y se consideró las paredes como rígidas.

La principal conclusión obtenida de su simulación es: *"Se observan variaciones temporales de la presión y esfuerzo de corte de baja magnitud en zonas focalizadas de la pared del domo de la aneurisma. Estas variaciones temporales podrían relacionarse con la ruptura de aneurismas cerebrales. Es probable que la ruptura de aneurismas cerebrales podría deberse a un fenómeno de fatiga"*.

### 2.9.2. Sergio Botto

El título de su trabajo es *Simulación de la hemodinámica en una geometría aproximada de aneurisma con un modelo de tratamiento endovascular* [3] publicado el año 2005. En este Botto estudio numéricamente la influencia de un modelo de tratamiento endovascular tipo coiling que sufrió compactación, es decir, que los alambres que rellenaron el aneurisma (figura 2.8) se compactaron por la presión sanguínea, esto se produce porque el espacio ocupado por los alambres no ocupa todo el volumen del aneurisma, entrando en contacto una sección de alambre con la sangre, según sus antecedentes este fenómeno ocurre en promedio el 30% de los casos.



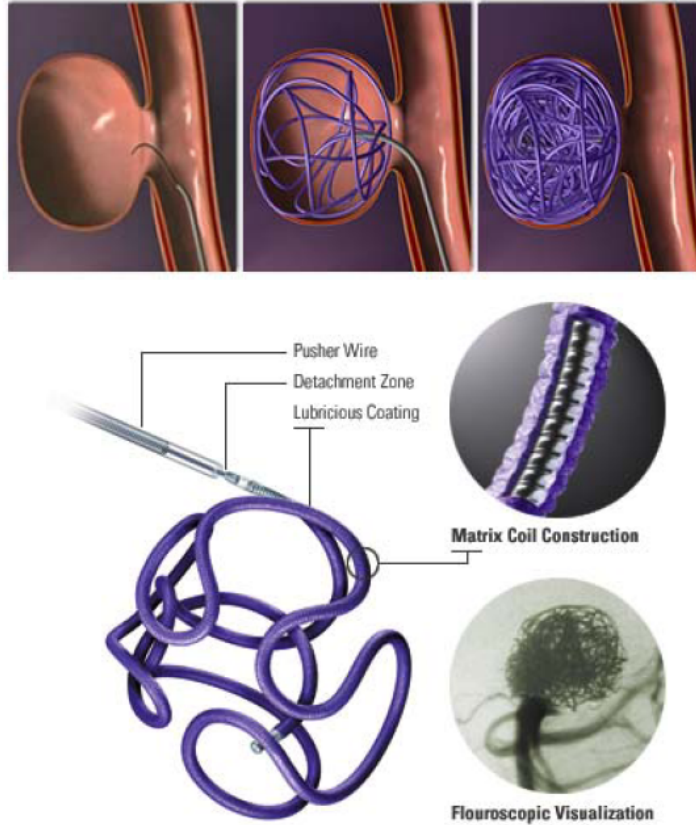


Figura 2.8: Tratamiento endovascular tipo coiling.

Para conseguir la geometría que presenta el tratamiento, modificó un caso real reconstruido mediante un software tipo CAD de tal forma que representara una geometría de un caso que es tratado endovascular con un tratamiento tipo coiling que sufre compactación. Luego modelo ambas geometría, la que presenta el tratamiento y que no lo tiene en el software Fluent para posteriormente comparar los resultados fluidodinámicos. El fluido fue considerado laminar, incompresible y newtoniano, aplicando las condiciones de borde de pared rígida en la arteria y pulso sanguíneo a la entrada con perfil parabólico.

Las principales conclusiones que obtuvo son:

- *A medida que aumenta el tamaño del aneurisma, el esfuerzo de corte promedio cae considerablemente en las paredes del aneurisma.*
- *El modelo de tratamiento propuesto no contribuyo ni positivamente ni negativamente a la hemodinámica de la geometría usada. Tanto los esfuerzos de corte como las diferencias de presión no variaron mayormente, solo cambiaron las estructuras vorticiales y su ubicación.*

### 2.9.3. Hernán Morales

El título de su trabajo es *Simulación de la hemodinámica de geometrías 3D aproximadas de aneurismas y análisis estadístico de los casos*[16], publicado el año 2006. En este Morales desarrolla una metodología mejorada de reconstrucción de casos reales en base a los exámenes médicos de angiografía rotacional 3D, proporcionados por el Instituto de neurocirugía Asenjo, a geometrías en formato CAD, las ventajas de esta metodología en comparación con la propuesta por Zarate[30] son:

- La automatización del proceso de reconstrucción: ya que la metodología desarrollada por Álvaro Zarate implicaba que el resultado final fuera altamente dependiente del usuario de esta, llegando incluso a que un mismo usuario obtenga reconstrucciones diferentes partiendo de la misma información base.
- Disminución de tiempos: Esta característica es la más importante de esta metodología.
- Disminución de errores: Gracias a que siempre se está trabajando con archivos 3D, nunca se pierde la posición espacial de cada punto de la geometría

Morales simuló 30 casos en el software de elemento finito Fluent, de los cuales 4 casos presentaban aneurisma, de estos 29 son laterales y 5 terminales, para el modelo considero el fluido incompresible, laminar y no-newtoniano, y las condiciones de borde de pared rígida en la arteria, presión a la salida constante de  $14[kPa]$  ( $105[mmHg]$ ) y perfil de velocidades a la entrada pulsante de Womersley usando el pulso del memorista sano Botto[3].

El principal objetivo de su trabajo fue desarrollar un análisis estadísticos que permitiera relacionar las variables fluidodinámicas dentro del aneurisma con los parámetros geométricos que definió,  $R1$  y  $R2$ , para ello agrupo sus resultados en casos terminales, casos laterales con ruptura y casos laterales sin ruptura.

$$R1 = \frac{\text{Area Aneurisma}}{\text{Area Entrada Geometria}} \quad (2.30)$$

$$R2 = \frac{\text{Area Aneurisma}}{\text{Area Virtual}} \quad (2.31)$$

El área virtual corresponde al área que separa el aneurisma de su artería madre, es decir, el área de la base del aneurisma. El estudio estadístico solo considero el esfuerzo de corte de la sístole promedio en el aneurisma, no considero que dentro de él se tienen variaciones que pueden ser importantes y tampoco estudio la cima de los aneurisma, lugar de especial interés, pues es ahí donde se produce la ruptura en la mayoría de los casos.

Dado la gran cantidad de casos simulados, al graficarlos todos y hacerles un test de Fisher, encontró que no se tiene una relación significativa con  $R1$  ni con  $R2$ (ver figuras 2.9 y 2.10), por lo que agrupo los casos en geometrías que presentabas características semejantes, clasificándolos en laterales y terminales.

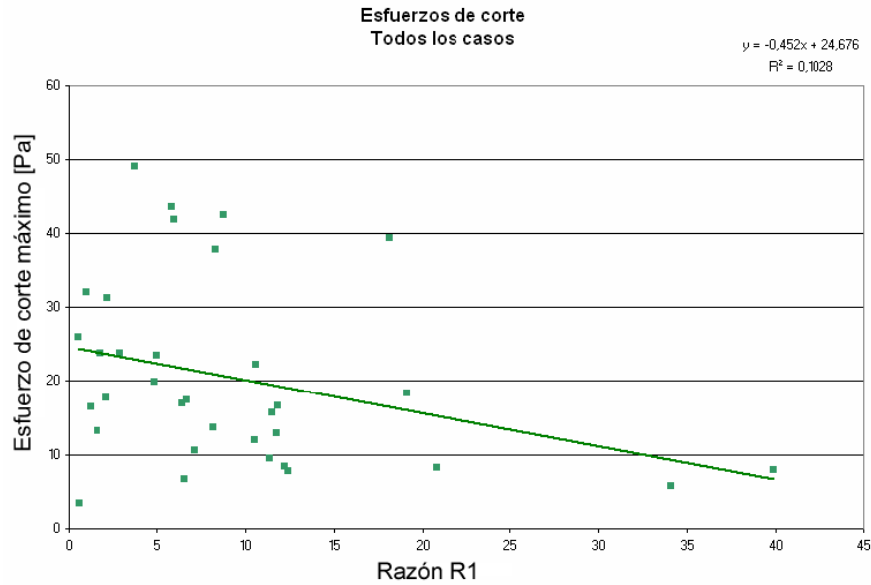


Figura 2.9: Esfuerzos de corte c/r Razón R1 para todos los casos.

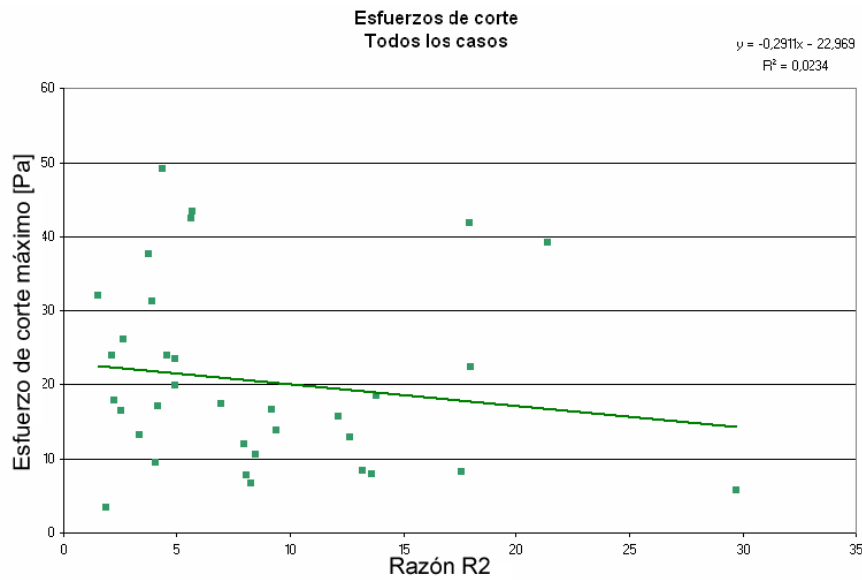


Figura 2.10: Esfuerzos de corte c/r Razón R2 para todos los casos.

El gráfico de los WSS con respecto  $R1$  de los aneurismas laterales se muestra en la figura 2.11, donde se tiene una gran dispersión de puntos, es por ello que Morales sin ningún criterio objetivo eliminó los casos 10, 29, 30.2, 2, 25, 5.1 y 19 por presentar WSS muy altos o muy bajos, obteniendo la regresión mostrada en la figura 2.12 la que presenta una confiabilidad de un 99.5 %.

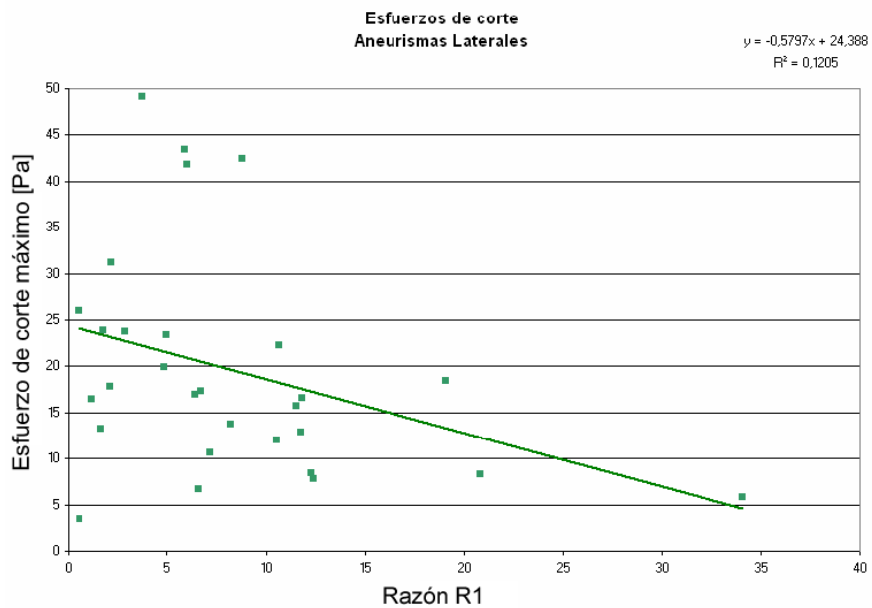


Figura 2.11: Esfuerzo de corte máximo c/r razón R1 para todos los Aneurismas laterales.

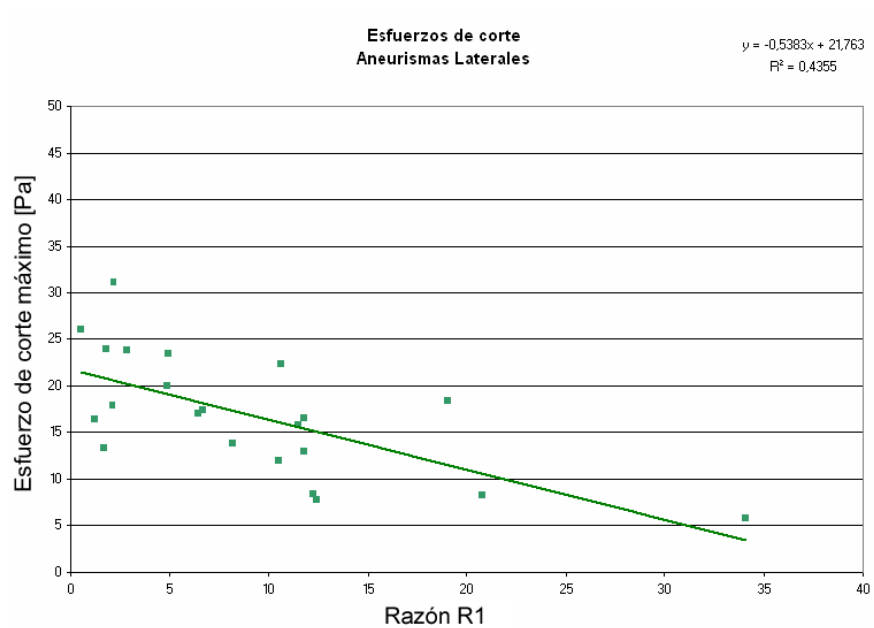


Figura 2.12: Esfuerzo de corte máximo c/r razón R1 para todos los Aneurismas laterales eliminando 7 casos. En total son 22 puntos, 11 laterales no rotos y 11 laterales rotos.

Para el análisis de aneurismas terminales solo se conto con 5 aneurismas, a los cuales Morales los clasifica en aquellos que el flujo sanguíneo está centrado con respecto al saco del aneurisma, caso 6, 7 y 12 y aquellos que no ocurre esto, estos subgrupos se muestran en azul y rojo respectivamente en la figura 2.13.

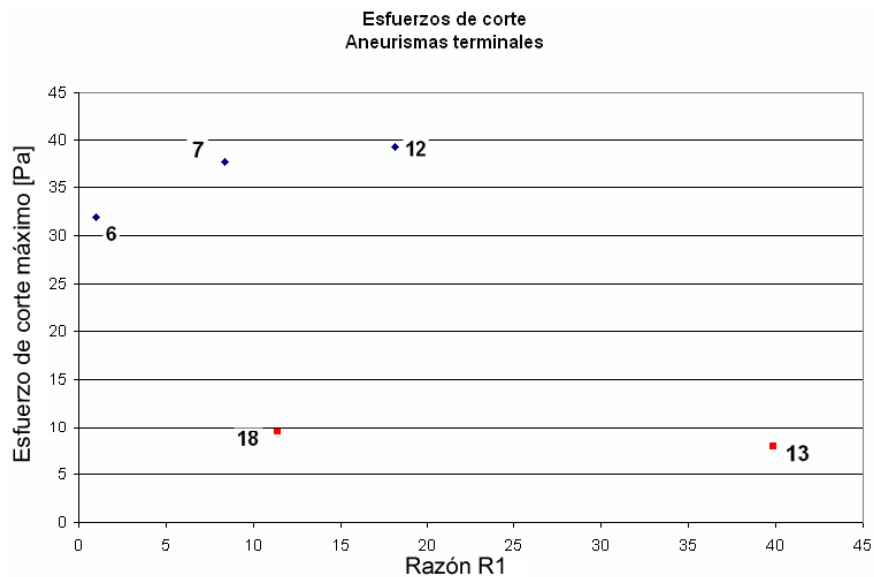


Figura 2.13: Esfuerzos de corte c/r Razón R1 para los 5 aneurismas terminales.

De la figura anterior concluyo que los casos que están centrados tienen mayores esfuerzos de corte que el otro grupo, esto se debe a que la sangre impacta sobre todo el saco afectándolo prácticamente en su totalidad. Pero dado que conto con pocos casos terminales, no tuvo una base con la que pudiera estudiar estadísticamente alguna relación entre el WSS y la geometría del aneurisma para aneurismas terminales.

#### **2.9.4. Darren Ledermann**

El título de su trabajo es *Modelación de aneurismas cerebrales: simulación fluidodinámica y estructural* [12], publicado el año 2007. En este Ledermann estudia bajo un modelo FSI la interacción fluidodinámica de la sangre con la parte estructural de la arteria y compara sus resultados con simulaciones más simples que requieren menor costo computacional como son las simulaciones fluidodinámicas exclusiva, donde considero las arterias como paredes rígidas, y la simulación estructural exclusiva, donde ignoro los efectos de la fluidodinámica y solo realizó un análisis estructural de la geometría suponiendo un pulso de presiones impuestos en el interior de las arterias, de tal forma de representar el efecto de la presión sanguínea dentro de la arteria. Ledermann aplico los supuestos de flujo incompresible, laminar y no-newtoniano. En la estructura uso elementos tipo cascara (Shell) los que, en general, son usados para simular el comportamiento de paredes delgadas en recipientes que están sometidos a presiones tanto internas como externas. Para la arteria, usa un espesor de pared de un 10 % del diámetro y para modelar el comportamiento mecánico de esta el software de elemento finito usado, ADINA, presenta la restricción de tener opciones limitadas de modelos de materiales que no consideran modelos de mayor complejidad, sino que solo modelos elásticos isotrópicos y otros de baja complejidad, es por ello que aproximo el comportamiento mecánico de la arteria por un modelo elástico con un modulo de Young de  $2[MPa]$ , modelo que presenta la desventaja que no representa diversos efectos como la anisotropía, ortotropía, viscoelasticidad y heterogeneidad del material, tampoco el efecto de histéresis que es el endurecimiento por deformación( strain hardening) que se presenta en las arterias.

Ledermann aplico a la parte fluidodinámica como condición de borde de entrada el pulso de velocidad medio propio de cada paciente con un perfil de velocidades de Womerley y para representar la resistencia en las salidas impuso presiones a las salidas oscilantes entre 80 y 120[mmHg] en fase con los pulsos cardíacos.

Para la parte estructural le aplico una presión externa de 3[mmHg] que representa la presión ejercida por el líquido cerebral y una presión oscilante interior que oscila entre 80 y 120[mmHg].

Dado que se necesitaría mucho tiempo y recurso para estudiar la malla de todos los casos en particular, realizó una prueba de malla con el objetivo de crear un criterio de mallado, para lo cual selecciono un caso representativo al que estudio la dependencia de los resultados con la densidad de malla. Controlando los parámetros de presión máxima y cell reynolds number de manera global dentro del

modelo, buscando los máximos dentro de las simulaciones, ya que así se evitan problemas de ubicación espacial de parámetros referidos a sus coordenadas dentro de la geometría en estudio, puesto que las distintas mallas tendrán sus nodos en lugares distintos. El valor de presión máxima indica tanto la posición como el valor, en [Pa], del elemento que presenta una mayor presión dentro del fluido. El valor de cell reynolds number muestra el número de Reynolds, análogo al número de Reynolds clásico referido al diámetro de una sección circular, pero en este caso referido al tamaño de cada elemento dentro del fluido, este parámetro es numéricamente muy significativo, puesto que, de converger, muestra que aunque se reduzca el tamaño de los elementos en cuestión, la velocidad del fluido en ese elemento responde en concordancia, manteniéndose estable el valor de cell reynolds.

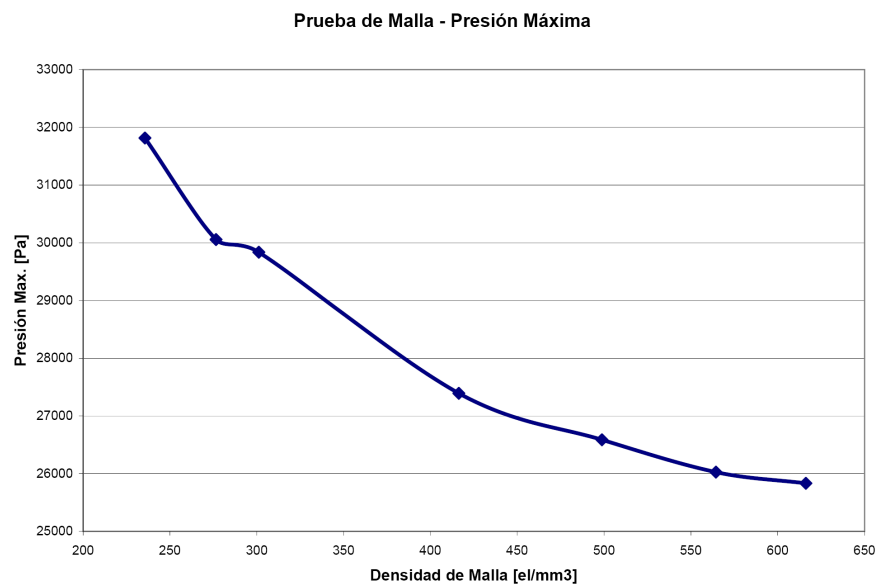


Figura 2.14: Valores para la presión máxima en el modelo según la densidad de malla.

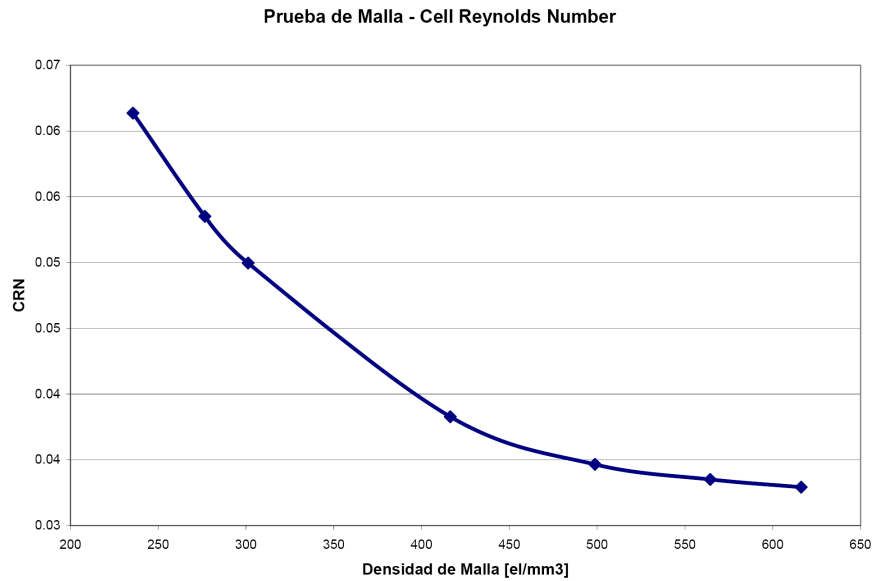


Figura 2.15: Valores para el máximo cell reynolds number en el modelo según la densidad de malla.

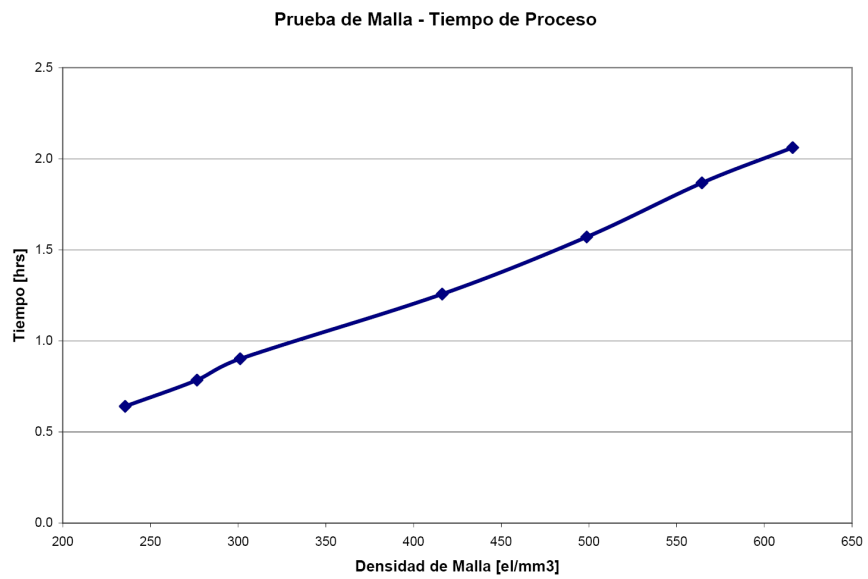


Figura 2.16: Valores para el tiempo de proceso según la densidad de malla.

Según los resultados mostrados en las figuras anteriores de los parámetros de control, Ledermann recomienda utilizar densidades de malla superiores a 500 [elementos/mm<sup>3</sup>].

De los resultados de las simulaciones FSI con un modulo de Young de 2[MPa], fluidodinámica exclusiva con un modelo newtoniano y fluidodinámica exclusiva con un modelo de carreau(no-newtoniano),



Ledermann concluyo que las presiones son prácticamente iguales, pero los esfuerzos de corte de un modelo exclusivo fluidodinámicos con un modelo de carreau y newtoniano, son subestimados con respecto a los resultados de la simulación FSI en un 20 % y un 30 % respectivamente. También estudio la sensibilidad de los resultados al considerar un perfil de velocidades a la entrada plano pulsante y plano constante, encontrando que las diferencias son mayores al 70 %, por lo que concluyo que no representan el problema de manera veraz en términos de presiones ni de esfuerzos de corte.

Con respecto a la parte estructural, Ledermann al modelo FSI le aplico los módulos de Young de 1, 5 y 50[MPa] y modelo la parte estructural exclusivamente con un modulo de Young de 2[MPa], tuvo que los desplazamientos de los modelos con menor módulo de Young sufren desplazamientos significativamente mayores que aquellos que consideran mayores rigideces y al comparar los tipos de simulación, observo grandes diferencias en los desplazamientos al considerar la simulación exclusiva del modelo sólido bajo un pulso de presión uniforme dentro de la geometría. Las diferencias de esfuerzos de la simulación exclusiva estructural respecto del caso de referencia FSI de 2[MPa] son de un 20 a un 35 %, con lo cual descarto el uso de una simulación estructural exclusiva para determinar de manera adecuada el comportamiento de la pared arterial.

Respecto de los valores de WSS en función de la ubicación espacial del punto estudiado, observo que en todos los casos estudiados, que los mayores esfuerzos de corte se tiene en la zona del cuello del aneurisma, a la vez que estos disminuyen de manera drástica hasta ser casi nulos en la zona del fondo de los aneurismas.

El memorista considero las siguientes limitantes en su estudio:

*''La mayor piedra de tope de este tipo de análisis yace en la carencia de información precisa sobre la estructura biológica de la zona del aneurisma. Los valores utilizados en este y en todos los estudios mundiales en el área de la biomecánica, consideran datos obtenidos de manera experimental a partir de arterias sanas. No se conocen las propiedades mecánicas específicas de los aneurismas en general, así como tampoco es posible conocer el espesor de esa zona para los casos particulares. Además, los aneurismas pueden estar rotos o no, lo cual hace que hay casos en los cuales la zona del aneurisma corresponde a una sección arterial enferma, así como puede corresponder a una zona donde existe solamente una costra de sangre. Por esto, el análisis se encuentra limitado por el conocimiento biológico del problema, así como siempre podrán encontrarse mejoras en la metodología de simulación.''*

### **2.9.5. Sebastián Araya**

El título de su trabajo es *Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido - estructura*[2], publicado el año 2008. En este Araya simula 9 casos de aneurismas cerebrales laterales en el software ADINA estudiando la interacción fluido-estructura y también solo la fluidodinámica con la condición de pared rígida. La sangre la considero no-newtoniana

bajo el modelo de carreau, laminar e incompresible. Las condiciones de borde a la salida es una presión oscilante entre 80 y 120[mmHg] en fase con los pulsos cardiacos que representa la resistencia del fluido que produce la continuación del circuito arterial no simulada, además, Araya a diferencia de Ledermann, no aplico el perfil propio de cada paciente en la modelacion, sino que uso 36 exámenes Doppler para tomar el promedio y aplicar este pulso como la velocidad media del perfil de Womerley en la entrada de todos los casos con el fin de evitar variaciones en los resultados producidas por la diferencia de pulso.

Con respecto al modelo de material, dado que ADINA no permite implementar modelos de material complejos, linealizo los modelos de Delfino y Seshaniyar en un material elástico-isotrópico, obteniendo módulos de Young de 10 y 7[MPa] respectivamente. Según sus antecedentes el espesor de la zona del aneurisma es de 0.086[mm] y el del resto de la arteria esta en torno a 0.35[mm], pero dado la imposibilidad de usar en ADINA espesores variables, Araya considero un espesor de 0.086[mm] en toda la geometría.

En la parte estructural, le aplico una presión externa de 3[mmHg](400[Pa]) que representa a la presión ejercida por el liquido cerebral que comprime las arterias radialmente. De los resultados encontré que los esfuerzos efectivos máximos de la parte estructural están en la zona del cuello del aneurisma, en la unión con el resto de la arteria, zona que presenta los menores desplazamientos comparado con el resto del aneurisma, es decir, el cuello se comporta como un empotramiento del aneurisma a la arteria. Los desplazamientos máximos se encuentran en las zonas donde el fluido impacta y cambia de dirección, muchas veces en zonas alejadas del cuello, cerca del fondo, y los desplazamientos máximos de la geometría completa, encontré que están en zonas centrales, lejos de la entrada y las salidas, pues en los extremos empotro la geometría dejándolas fijas. Con respecto al análisis fluidodinámico, encontré que los esfuerzos de corte máximos se encuentran en la zona del cuello del aneurisma, mientras que los mínimos en varios casos estaban en el fondo del aneurisma o cerca de ahí.

Del estudio del modelo de material en un caso que tiene dos aneurismas, comparando los modelos de Seshaiyer y Delfino, en un aneurisma el modelo de Seshaiyer el esfuerzo efectivo aumenta en un 17%, pero en el segundo aneurisma ocurre lo contrario, el esfuerzo efectivo del modelo de Seshaiyer es menor en un 11%, por lo que no es posible hacer una predicción si se subestima o sobrestiman los resultados según estos modelos, estas diferencias Araya las explica por el hecho de tener los modelos distintas rigideces produciendo que las deformaciones de la geometría sean distintas, lo que cambia las condiciones de un modelo a otro.

Con respecto a las diferencia de resultados entre la simulación solo fluidodinámica que considera pared rígida con la FSI con un modelo de arterial de Delfino, concluye que no se tienen grandes diferencias al tener una pared rígida o una arteria que se deforma, las presiones son prácticamente las mismas y las diferencias mayores están en los esfuerzos de corte, las que se deben a la deformación de la pared arterial las que cambia las condiciones fluidodinámicas.

### 2.9.6. Hernán Figueroa

El título de su trabajo es *Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido estructura*[9], publicado el año 2008. En este Figueroa reconstruye casos con espesor variable para estudiar la sensibilidad con respecto a espesor constante, consideración que tomaron Ledermann y Araya en sus trabajos, también estudio la influencia de los sifones de la vasculatura que preceden al aneurisma. Realizo simulaciones FSI, estructurales puras y fluidodinámica puras en el software ADINA.

Los supuestos del fluido tomados fueron flujo incompresible, laminar y no-newtoniano bajo el modelo de carreau. El pulso de velocidades de entrada es el encontrado por Araya que corresponde al promedio de 36 pacientes de aneurisma y este pulso lo aplico en un perfil de Womerley como condición de borde a la entrada. En la salida aplico una condición de borde de presión oscilante entre 80 y 120[MPa] en fase con los pulsos cardiacos que representa la resistencia que ejerce la parte del circuito arterial no considerada en la modelación.

La estructura fue modelada con espesor variable, donde la arteria tiene un espesor mayor al del aneurisma, y para no crear un cambio brusco en la sección que produzca una concentración de esfuerzos, entre ambos tramos puso una especie de flange que une ambas partes. Para comparar los resultados según consideraciones mecánicas, uso elementos 3D los que le permiten en el software usar un modelo hiperelástico, el que lo comparo con el modelo elástico equivalente de Seshaiyer y también comparo este último con el modelo equivalente de Delfino. Para el modelo considero una presión externa constante que representa el líquido cerebral y empotro los extremos.

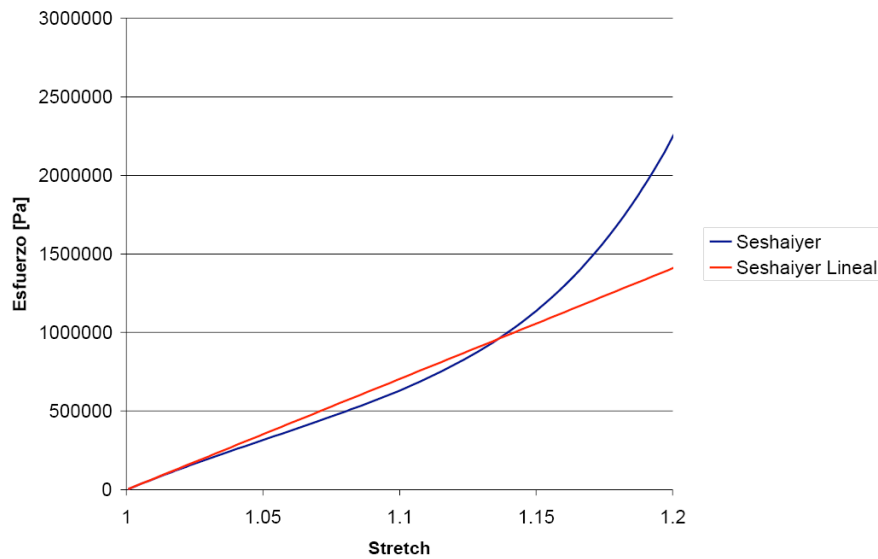


Figura 2.17: Curvas de esfuerzo-deformación para un ensayo de tracción uniaxial del modelo de Seshaiyer y su curva elástica equivalente[9].

De los resultados obtenidos de sus simulaciones, Figueroa concluyó que:

- *La simplificación del modelo hiperelástico de Seshaiyer, ajustado a un modelo elástico isotrópico con un módulo de Young equivalente, puede sobreestimar o subestimar los esfuerzos, esta diferencia depende en de la zona donde se encuentren la deformaciones en la curva esfuerzo-deformación de la lineación con respecto al modelo hiperelástico(ver figura 2.17), para el caso estudiado por Figueroa se sobreestimo los esfuerzos bajo el 31 %.*
- *La simplificación de elementos 3D a elementos tipo shell sobreestima los esfuerzos bajo el 23 % (efectivos y primer esfuerzo principal) y las deformaciones, bajo el 28 % (primera y tercera deformaciones principales), para el caso de un material elástico isotrópico con un módulo de Young Seshaiyer equivalente.*
- *Tanto los esfuerzos, como las deformaciones se concentran en la zona del aneurisma, no en la unión del aneurisma y la arteria como sugirieron Ledermann [12] y Araya [2]. Esta diferencia en los resultados se produjo porque ellos utilizaron en sus simulaciones geometrías con espesor constante en vez de espesor variable.*
- *En el contexto de las simulaciones CFD, los resultados fluidodinámicos son relativamente insensibles frente a la variación de la geometría precedente al aneurisma. En efecto, observo diferencias relativas menores al 10 % para el esfuerzo de corte en la pared y al 1 % para la presión en el aneurisma según la cantidad de sífonos que presente la vasculatura.*

- *La presión en el aneurisma depende fuertemente de la condición de presión a la salida de la geometría. El aumento de la presión a la salida de la geometría, desde un pulso de presión normal hacia un pulso hipertenso (aumento del 50 %), genera esfuerzos y deformaciones alrededor del 30 % superiores. Las diferencias en el esfuerzo de corte máximo no superan el 4 %.*
- *La variación del espesor arterial genera las más grandes diferencias en los resultados de las simulaciones. En general, el aumento de espesor tiende a bajar los esfuerzos y deformaciones observados, pero a subir los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma. Para el caso estudiado, los esfuerzos y deformaciones no aumentan más allá de un 46 % en un modelo con espesor de aneurisma con respecto a uno de espesor variable. Mientras que para un modelo con espesor de arteria, los esfuerzos y deformaciones disminuyen en alrededor de un 64 %.*
- *Los esfuerzos de corte en la pared disminuyen no más allá de un 4 % para el caso de un modelo con espesor de aneurisma, pero aumentan en alrededor de un 17 % para el caso de un modelo con espesor de arteria, esta diferencia de WSS se cree que se debe a los cambios fluidodinámicos productos de las deformaciones que sufre la arteria.*
- *Además del estudio de las simulaciones, realizo un estudio estadístico de los 83 casos disponibles, de los cuales 41 son rotos y 42 no rotos, en este estudio no hace una diferenciación entre tipo de aneurisma, ya sea terminal o lateral. En este encontró que el 69.16 % de los casos rotos tienen un NSI mayor a 0.153 y el 69.16 % de los casos no rotos tienen un NSI menor a 0.153.*

### **2.9.7. Javier Pérez**

El título de su trabajo es *Simulación fluidodinámica de tratamiento endovascular en modelos de aneurismas cerebrales reales* [20], publicado el año 2009. En este Pérez estudio la fluidodinámica que se tiene en un aneurisma que es tratado endovascularmente con stent que corresponden a una malla trenzada de metal flexible que se introduce dentro de la arteria en el tramo que tiene el aneurisma, método que modifica la circulación de la sangre en el aneurisma bloqueando la entrada de sangre al interior del aneurisma, tal como se muestra en la figura 2.18.

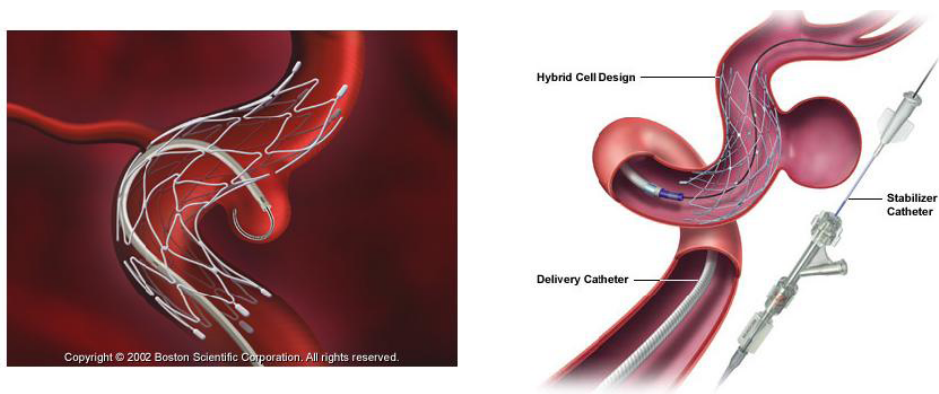


Figura 2.18: Esquema tratamiento con mallas trenzadas de metal flexible (stents)[20].

El objetivo de su trabajo es comparar los resultados fluidodinámicos de la simulación del caso tratado con stent con el caso sin tratamiento, para ello desarrolló una metodología que permitiera representar de forma simplificada la malla como anillos en la arteria del aneurisma (ver figura 2.19 ), para luego insertar estos anillos dentro del caso tal como se muestra en la figura 2.20.

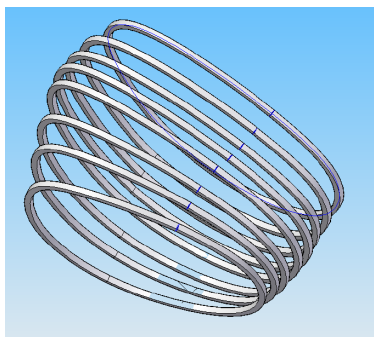


Figura 2.19: Modelo de stent (caso 8 anillos)[20].

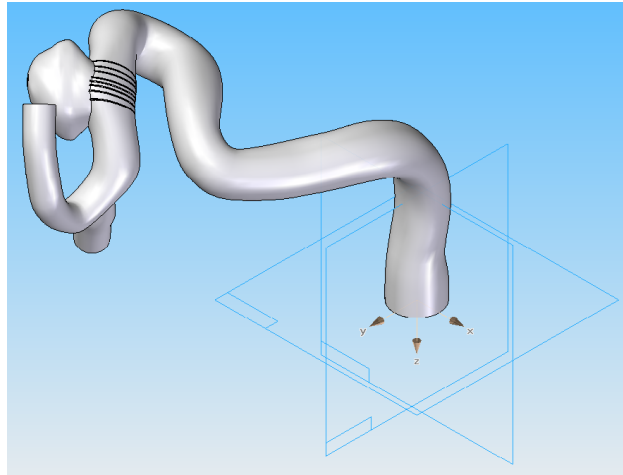


Figura 2.20: Modelo aneurisma menos stent en Solid Edge[20].

El fluido fue modelado como incompresible, laminar y no-newtoniano, las condiciones de borde usadas fueron pared rígida para la arteria, a la entrada aplico el perfil de Womerley que tiene como velocidad media el pulso encontrado por Araya[2], la condición de salida es una presión oscilante entre 80 y 120[mmHg] en fase con el pulso cardiaco que representa la resistencia que se tiene al tener un circuito arterial cerrado. Pérez realizó 3 simulaciones con modelo de pared rígida, una sin tratamiento, otra con 4 anillos y la última con 8 anillos, de los resultados de esta concluyo que:

- El modelo de stent no modifica de forma importante la distribución de presión y esfuerzo de corte en la pared de la arteria aguas arriba y aguas abajo del aneurisma, pero en el aneurisma cambia significativamente la fluidodinámica.
- El tratamiento con stent disminuye los esfuerzos de corte sobre la pared y al aumentar la densidad de stent disminuye el WSS. En la cima del aneurisma los WSS disminuyeron en un 40 % en el caso de stent de 4 anillos y cerca del 80 % en el caso de stent de 8 anillos con respecto al caso sin tratamiento.
- También encontró que al aumentar la densidad de stent disminuye el caudal de entrada al aneurisma, obteniendo reducciones promedio con respecto al caso sin tratamiento de 18 % en el caso de stent de 4 anillos y de 38 % en el de stent de 8 anillos.

## 2.10. Regresión Lineal

Cuando se tiene  $n$  observaciones de la variable independiente  $y_i, i = 1, 2, \dots, n$  y se quiere estudiar si existe alguna dependencia con la variable  $x_i$ , la que puede ser lineal, cuadrática u otra función  $y = f(x)$  o simplemente se puede concluir que no existe ninguna relación entre ambas variables. El estudio comienza

generalmente haciendo un diagrama de dispersión que corresponde al gráfico de los puntos medidos y por medio de este discernir si existe alguna relación, lo que se decide objetivamente con un test de hipótesis, en el caso de una relación lineal se ajusta los puntos a una ecuación del tipo:

$$\hat{y} = b_0 + b_1 \cdot x \quad (2.32)$$

Donde se pueden encontrar los términos de la ecuación lineal,  $b_0$  y  $b_1$  usando el método de mínimos cuadrados, el cual consiste en una optimización de la función tal que se minimice la suma de los errores cuadrados ( $SSE$ ).

$$SSE = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (2.33)$$

Donde  $y_i$  y  $\hat{y}_i$  son el valor medido y el estimado para  $x_i$  respectivamente, con este se puede estimar el error cuadrado medio ( $\sigma^2$ ):

$$\sigma^2 = \frac{SSE}{n-2} \quad (2.34)$$

Y el error estándar:

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} = \sqrt{\frac{SSE}{n-2}} \quad (2.35)$$

### 2.10.1. Test-F para una Regresión Lineal

El test-F es un test de hipótesis que permite concluir si existe una relación entre las  $n$  variables muestradas ( $x_i, y_i$ ) al determinar cual hipótesis es correcta si la hipótesis nula  $H_0 : b_1 = 0$  que indicaría que no existe una relación entre las variables, o la hipótesis alternativa  $H_0 : b_1 \neq 0$  que indicaría que existe una relación. Para realizar este test se define el estadístico F como:

$$F(modelo) = \frac{MS_{modelo}}{s^2} \quad (2.36)$$

Donde  $s^2$  es el error cuadrado medio y  $MS_{modelo}$ :

$$MS_{modelo} = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2$$

Donde  $\hat{y}_i$  corresponde a la estimación de  $x_i$  y  $\bar{y}$  la media de los valores observados. También se define el  $p$  – valor como el área bajo la curva de la derecha del estadístico  $F(modelo)$  de la distribución  $F$  que tiene 1 y  $(n - 2)$  grados de libertad.



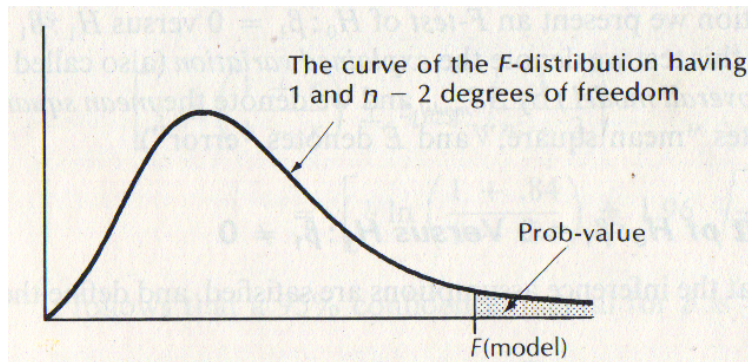


Figura 2.21: Densidad de probabilidad de una distribución F que tiene 1 y  $(n-2)$  grados de libertad[4].

Se puede negar la hipótesis  $H_0$  a favor de  $H_1$  si y solo si, el  $p - valor < \alpha$ , donde  $\alpha$  representa la probabilidad de tener un error del tipo I que consiste en negar la hipótesis  $H_0$  cuando es verdadera, es decir cuando se afirma incorrectamente que existe una relación entre las variables  $y$  con  $x$ . Es común tomar un  $\alpha$  igual a 0.01, 0.05 y 0.1, tomar valores mayores significaría que se tiene una mayor probabilidad de error en la conclusión del test de hipótesis. Por lo que dado un  $p - valor$  se elige el menor valor de  $\alpha$  tal que  $p - valor < \alpha$  y con ello se tendría un nivel de confianza de  $(1 - \alpha) \%$ .

---

## Capítulo 3

### Metodología Específica

---

Como no se reconstruyeron geometrías, sino que se ocuparon las elaboradas por memoristas anteriores que trabajaron en estudios de aneurismas cerebrales, se enfocaron los recursos para simular todos los casos reales de aneurismas cerebrales terminales disponibles siguiendo la siguiente metodología:

- Se recopilaron las reconstrucciones de aneurismas hechas por memoristas anteriores seleccionando todos los casos de aneurismas terminales.
- Se revisó la compatibilidad de las geometrías para ser importadas a ADINA, dado se tenían geometrías que presentaban problemas en el mallado en este software producto del suavizado realizado en su reconstrucción.
- Se corrigieron las geometrías de aneurismas que no podían ser importadas a ADINA, rehaciendo los últimos pasos de la reconstrucción en el software Rhinoceron de los casos con este problema, siguiendo la metodología detallada en el trabajo de Morales[16] pero sin hacer el suavizado de las intersecciones.
- Se escalaron las geometrías de aneurismas reconstruidas que no pasaron por este proceso siguiendo el procedimiento explicado en el trabajo de Morales[16].
- Se modelaron en el programa ADINA los casos estudiados aplicando la metodología usada por los memoristas Araya [2], Figueroa[9], Pérez[20] y Munizaga[17].
- Se simularon las modelaciones.
- Se recopilaron los resultados fluidodinámicos de interés entregados por ADINA.
- Se analizaron los resultados de las simulaciones.
- Se buscaron relaciones que caractericen la fluidodinámica según parámetros geométricos del aneurisma.

### 3.1. Selección de Casos

De la base de datos disponibles de 88 casos reales entre aneurismas tipo saco y fusiforme, laterales y terminales se seleccionaron todos los aneurismas terminales tipo saco, descartando aquellos que puedan tener geometría levemente terminales, con la formación del aneurisma no en la bifurcación misma, sino que, significativamente desplazada de ella, tal como sucede con el caso mostrado en la figura 3.2. Esta selección se realizó con el fin de encontrar relaciones estadísticas que no fueran ensuciadas por el carácter dudosamente terminal o que no se encontrara ninguna relación por presentar múltiples variables que influyen de distinta manera en los resultados, sino que se tuviera un base de casos que presenten características semejantes, que sean completamente terminal, donde el fluido de la arteria de entrada impacte directamente el aneurisma y no de forma ambigua, tal como es el caso mostrado en la figura 3.1.

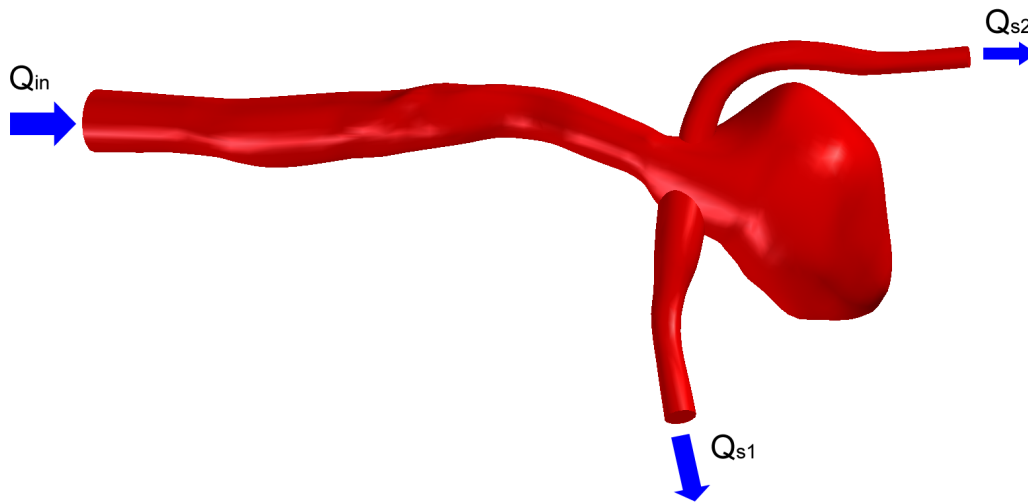


Figura 3.1: Caso de aneurisma cerebral terminal tipo saco.  $Q_{in}$  indica la entrada de la sangre a la geometría,  $Q_{s1}$  y  $Q_{s2}$  las salidas de mayor diámetro y menor diámetro respectivamente.

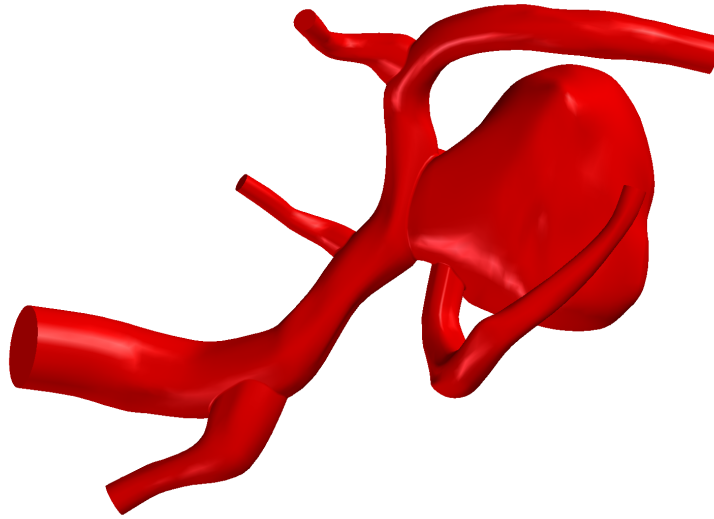


Figura 3.2: Aneurisma cerebral no completamente terminal.

De las geometrías seleccionadas por el criterio anterior, se descarto el caso 12<sup>1</sup> mostrado en la figura 3.3, por presentar incongruencias en los resultados de caudales en su simulación, la que fue mallada usando elementos de largo 0,1[mm] en la arteria de entrada y 0,15[mm] en las de salida, generando una densidad de malla promedio de 1050[elementos/mm<sup>3</sup>], según esos resultados, el caudal que entra al aneurisma es un 38% mayor al caudal que entra a la geometría, pero como no se tiene producción de masa y el líquido es incompresible, el caudal tiene que conservarse, por esta razón lo que entra al aneurisma no puede ser mayor a lo que realmente está fluyendo dentro de la geometría, por lo que la simulación se invalida. Este problema puede deberse al estrechamiento que presenta la geometría en la arteria de entrada a la bifurcación.

También se descarto el caso 7<sup>2</sup> mostrado en la figura 3.4, por la gran diferencia de secciones transversales en las salidas, donde la arteria menor tiene un área de solo un 9% de la mayor, lo que produce que casi todo el caudal salga por la arteria mayor, siendo insignificante lo que sale por la menor.

---

<sup>1</sup>Numeración considerada en base de datos de los 88 casos de aneurismas disponibles.

<sup>2</sup>Numeración considerada en base de datos de los 88 casos de aneurismas disponibles.

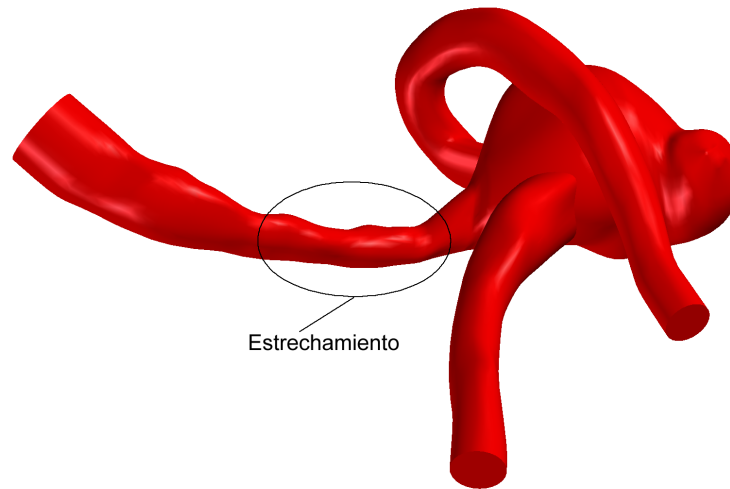


Figura 3.3: Caso terminal no considerado en el estudio realizado en esta memoria por presentar incongruencias en los caudales entregados por su simulación.

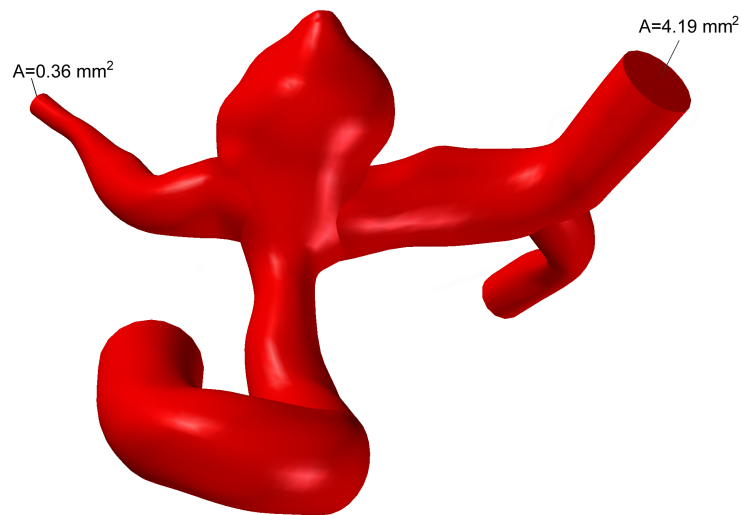


Figura 3.4: Caso terminal no considerado en el estudio realizado en esta memoria por las grandes diferencias que presenta en las secciones transversales de las salidas.

La información de los casos terminales seleccionados dentro los 88 disponibles en la base de datos del laboratorio se muestra en la tabla 3.1

Tabla 3.1: Información de casos seleccionados. Donde BD representa la enumeración usada en la base de datos para los 88 casos disponibles.

Caso	BD	Roto	Escala
1	13	si	0,142
2	81	si	0,081
3	82	no	0,188
4	83	no	0,183
5	18	si	0,133
6	35	si	0,075
7	37	si	0,127
8	6	no	0,111
9	40	si	0,108
10	38	no	0,087

## 3.2. Implementación del modelo en ADINA

Para modelar los casos simulados en ADINA se usó el procedimiento aplicado por Munizaga[17] y que se describe detalladamente en su trabajo, este fue recopilado desde memorias anteriores.

A continuación se muestra la metodología usada en la implementación de las simulaciones de casos reales de aneurismas cerebrales en ADINA 8.5:

### 3.2.1. Preparación del Archivo

1. Abrir geometría con Solid Edge (Windows) y guardar como parasolid.
2. Importar parasolid a ADINA en S.O. Windows y guardar como \*.idb. Automáticamente se genera un parasolid \*.x.t que puede ser usado en ADINA de Linux.

### 3.2.2. Mallado

1. Model Materials → Manage Materials → Carreau → ingresar propiedades del fluido (ver sección 2.4).
2. Meshing Element Groups → Add → 3D fluid → Advanced → flow type: incompressible → Upwinding type: Finite-Element
3. Meshing → Mesh density → Body → method: Use length → Element edge length tiene que ser tal que la densidad de elementos por  $mm^3$  sea mayor a 500 y que tenga por lo menos 60 nodos en la salida menor de la geometría, cuyo valor está en torno a un length de 0.00019[m] → Body N° 1

4. Meshing → Create Mesh → Body N° 1

### 3.2.3. Velocidad de entrada

1. Para implementar el modelo de Womerley, se corre la rutina de matlab donde el procedimiento esta detallado claramente en la memoria de Munizaga[17].

### 3.2.4. Presiones en las salidas

1. Control Time Function → add → import, seleccionar el archivo \*.txt que tiene la función de presión en el tiempo.
2. Model → Usual boundary conditions/loads → Apply → Load Type: Normal Traction, Apply to: Face → define → Magnitude:1 → Seleccionar caras de salida, body N°1 y la última time function agregada.

### 3.2.5. Paredes rígidas

1. Model → especial boundary condition → add → Agregar todas la caras menos la entrada y las salidas.

### 3.2.6. Configuración

Seleccionar los siguientes parámetros:

1. ADINA CFD
2. Transient
3. Transient Analysis → Euler → parámetro de integración 1
4. NO FSI
5. Incompressible
6. Model → flow assumptions → desmarcar includes heat transfer
7. Control → time step → 170 steps de 0.01 magnitud
8. Control → Solutions Process... → Flow-Condition-Based Interpolation Elements: FCBI-C, luego en → Outer iteration... → Advanced Settings... → Pressure-Velocity Coupling Method = SIM-  
PLEC

### 3.2.7. Criterio de Convergencia

1. Para residuo de ecuación→ Use: Mass con Tolerance de 0.0001
2. Para residuo de variable→ Use: All con Tolerance de 0.001

Finalmente se tiene una malla como la mostrada en la figura 3.5.

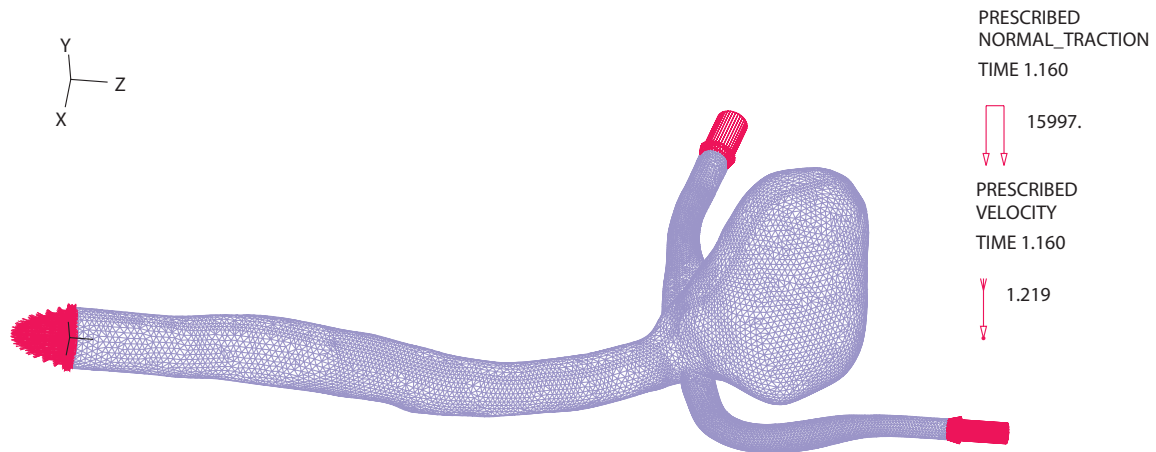


Figura 3.5: Malla de caso 1.

### 3.3. Reconstrucción de caso sano

Para transformar un caso enfermo en uno sano, es decir, dejar un caso como se esperaría que fuese antes de formarse el aneurisma se debe extirpar este y adelgazar las secciones de la bifurcación que presentan un aumento aparentemente formado por el aneurisma, tal como se aprecia en las arterias mostradas en la figura 3.6. Como en este trabajo, solo se compararon los resultados de un caso sano con su correspondiente enfermo, el procedimiento descrito en esta sección solo se realizó al caso 1, el que fue seleccionado para comparar todos los cambios en la modelación y también con su respectivo caso sano.



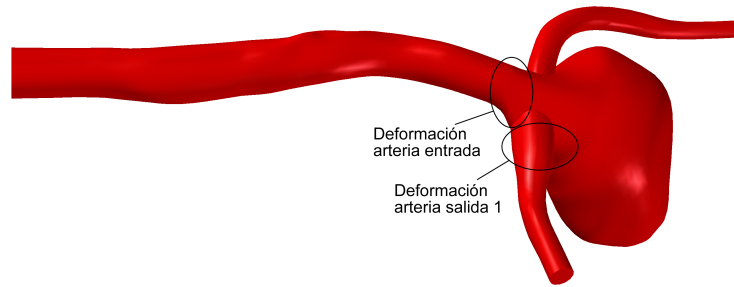


Figura 3.6: Deformaciones en bifurcación de caso 1 debidas a su aneurisma.

Para sanar el caso se trabajo con el ultimo archivo STEP de la reconstrucción que contiene los anillos de corte y superficie de la geometría y que se encuentra correctamente orientado con la arteria de entrada en el eje  $z^3$  (ver figura 3.7), a este primero se le debe eliminar la superficie, al seleccionar esta con un clic y luego presionando el botón suprimir, de esta forma solo se mostraran los anillos transversales de la geometría, luego se deben eliminar todos los anillos que forman el aneurisma, quedando finalmente como se ve en la figura 3.8, en esta misma se aprecian los anillos que se forman la deformación en las arterias de la bifurcación, para corregir esto, estos anillos son reemplazados por copias de los anillos previos a la deformación, luego de un pequeño proceso iterativo de crear la superficie y si la superficie no se ajusta correctamente formando la bifurcación, los anillos copiados se escalan para cambiar su tamaño y/o son rotados y/o se trasladadan hasta conseguir una bifurcación aparentemente correcta. Luego se realiza otra pequeña iteración creando un pequeño anillo en la intersección y que este completamente contenido en el interior de las arterias de las salidas y que forme una continuación de la arteria de entrada hacia la bifurcación tal como se describe en la memoria de morales[16], este anillo es necesario para que las superficies de la bifurcación puedan unirse mediante la herramienta booleana del software Rhinoceron. Después de tener los contornos finales del caso sano (ver figura 3.9) se siguió la misma metodología usada para completar la reconstrucción descrita detalladamente por Morales[16] pero sin agregar el suavizado de las uniones que provoca problemas en la importación de la geometría a ADINA, obteniendo como resultado la geometría mostrada en la figura 3.10.

<sup>3</sup>Esto es necesario para agregar la condición de borde a la entrada del perfil de Womerslay entregado por la rutina Matlab.

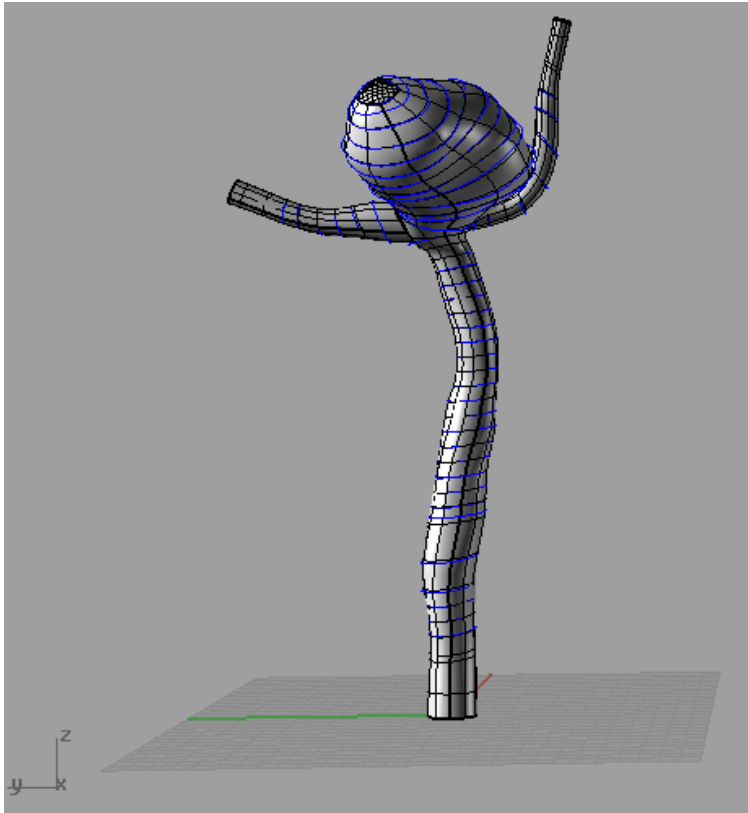


Figura 3.7: Último archivo STEP de reconstrucción de caso 1 creado en Rhinoceron.

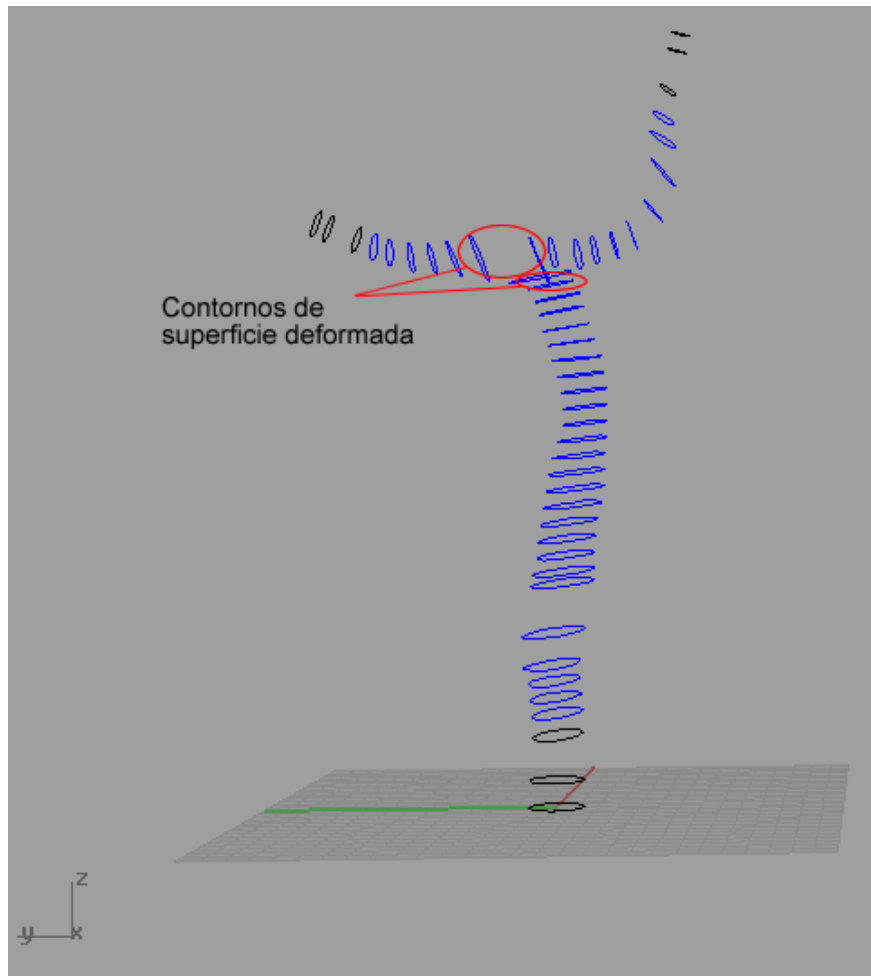


Figura 3.8: Caso 1 en Rhinoceron sin anillos transversales de aneurisma.

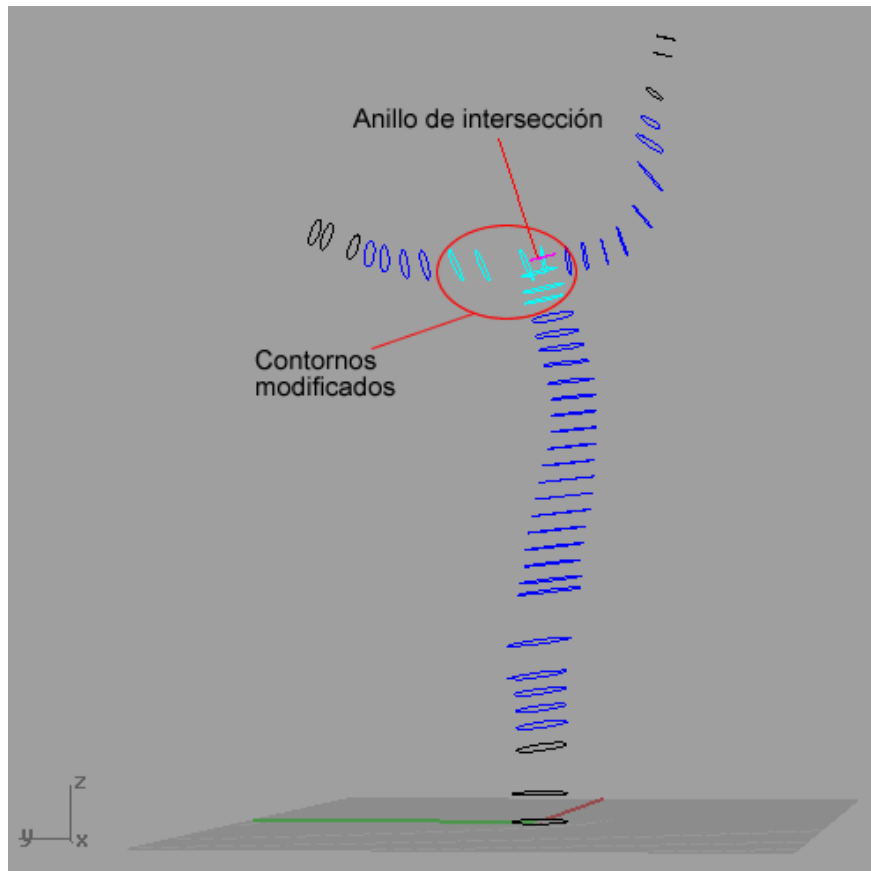


Figura 3.9: Contornos de caso 1 sano.

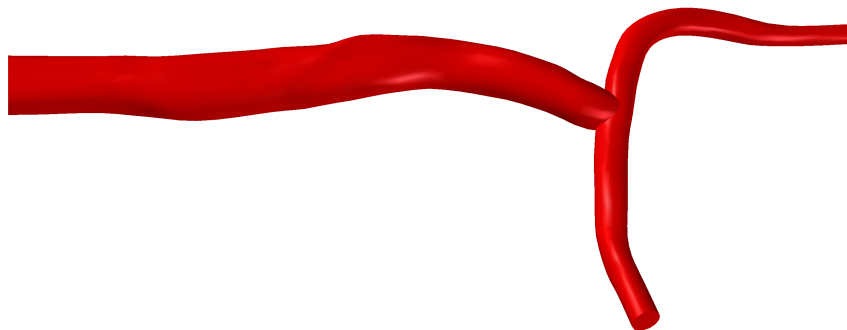


Figura 3.10: Geometría de bifurcación sana reconstruida a partir de caso 1.

### 3.4. Índice Geométrico NSI de Aneurisma

Según Raghavan , Ma y Harbaugh[21], la mejor manera de relacionar la ruptura del aneurisma con su geometría, no es con factores de tamaño como son el volumen o el diámetro máximo del aneurisma, ya que se tienen muchos casos de aneurismas pequeños que sufren ruptura y grandes que su crecimiento

se estabiliza, sino que es mejor relacionarlos con algún factor de forma, estos autores concluyeron a través de un estudio estadístico que el NSI entrega la mejor predicción de riesgo de ruptura, es por esta razón que en esta memoria se estudia la potencial relación entre las variables fluido-dinámicas con el NSI, el cual se define como:

$$NSI = 1 - (18\pi)^{\frac{1}{3}} \cdot \frac{V^{\frac{2}{3}}}{S} \quad (3.1)$$

Donde  $V$  es el volumen del aneurisma y  $S$  la superficie de su manto, por lo que es necesario aislar el aneurisma de la geometría para hacer estas mediciones. Usando la metodología mostrada en las siguientes subsecciones se tiene que los NSI de los casos estudiados son:

Tabla 3.2: NSI de casos estudiados.

<b>Caso</b>	<b>NSI</b>	<b>Volumen aneurisma[mm<sup>3</sup>]</b>	<b>Superficie total[mm<sup>2</sup>]</b>	<b>Superficie base[mm<sup>2</sup>]</b>	<b>Superficie manto[mm<sup>2</sup>]</b>
<b>1</b>	0,190	109,51	116,39	7,98	108,41
<b>2</b>	0,115	22,76	41,52	6,7	34,82
<b>3</b>	0,065	89,52	109,02	26,92	82,1
<b>4</b>	0,021	7,04	20,52	6,12	14,4
<b>5</b>	0,109	40,82	64,08	13,04	51,04
<b>6</b>	0,114	33,4	63,51	18,6	44,91
<b>7</b>	0,183	307,3	232,43	18,4	214,03
<b>8</b>	0,151	0,81	6,89	2,96	3,93
<b>9</b>	0,119	45,91	67,48	11,6	55,88
<b>10</b>	0,051	17,27	40,17	13,14	27,03

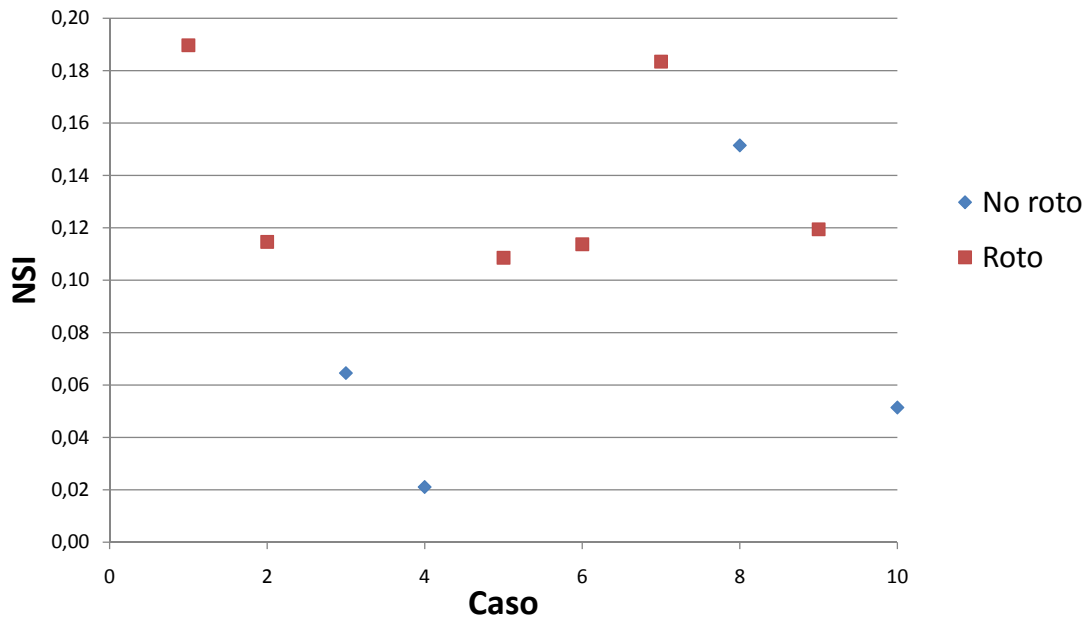


Figura 3.11: NSI de los 10 casos seleccionados.

En la figura 3.11 se grafica el NSI de todos los casos seleccionados, indicando que se tienen una buena dispersión de NSI y se aprecia una tendencia de que a NSI pequeños se tienen casos no rotos y a NSI mayores los rotos, pero no se cuenta con datos suficientes para generar un estudio estadístico concluyente que relación los casos terminales rotos y no rotos con el NSI, por lo que no se estudio la relación riesgo de ruptura con el factor de forma NSI.

### 3.4.1. Paso 1: Sacar Arteria de Entrada a Bifurcación

Para eliminar de la geometría la arteria de entrada, se importo el parasolid del caso al software Solid Edge como archivo tipo pieza (\*.par) y en este usando la herramienta *Plano usando 3 puntos* se crea un plano en el cuello del aneurisma seleccionando dos puntos del cuello en la zona de intersección del aneurisma con la bifurcación y un tercer punto en cualquier parte de la geometría, luego se crea otro plano seleccionando tres puntos con los dos puntos del cuello usados en el plano anterior y el tercero en cualquier otro punto de tal forma de tener un ángulo con ambos planos con el vértice en el cuello. Finalmente se crea otro plano que este normal al aneurisma en el cuello usando la herramienta *Plano en ángulo* tomando como referencia los dos planos anteriores, tal como se muestra en la figura 3.12, con este plano se crea un vaciado de tal forma de eliminar la arteria de entrada y que el aneurisma quede totalmente separado de la bifurcación, en algunas ocasiones el aneurisma queda unido a las arteria de salida, para ello se debe hacer un pequeño vaciado adicional tal que borre esta unión. Como resultado se tiene el aneurisma sin la arteria de entrada (ver figura 3.13).

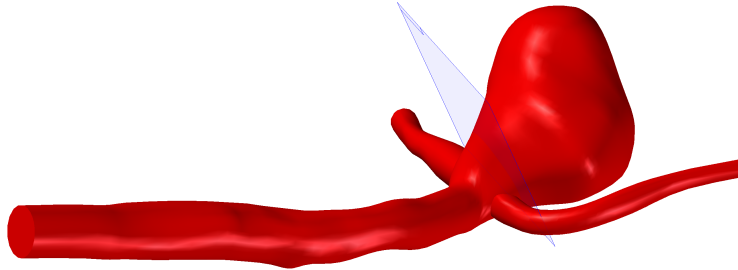


Figura 3.12: Creación de plano en cuello de aneurisma para separar aneurisma de la arteria.

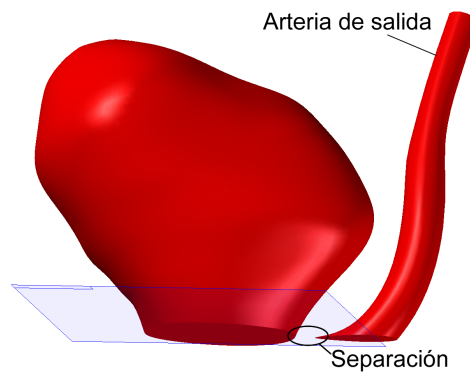


Figura 3.13: Aneurisma separado de bifurcación usando vaciado.

### 3.4.2. Paso 2: Sacar Arterias de Salida a Bifurcación

En el caso que las arterias de la salida suban en dirección al aneurisma, estas no serán borradas con el vaciado aplicado en el paso anterior, la forma simple de eliminar estas arterias es guardando el archivo desde Solid Edge como uno tipo STEP (\*.step) y luego abrir este en Rhinoceron, donde simplemente se selecciona la arteria a borrar, la que debe estar separada del aneurisma, y se presiona el botón suprimir, quedando solo el aneurisma, luego se guarda en un archivo tipo STEP(\*.step) para abrirlo en Solid Edge.

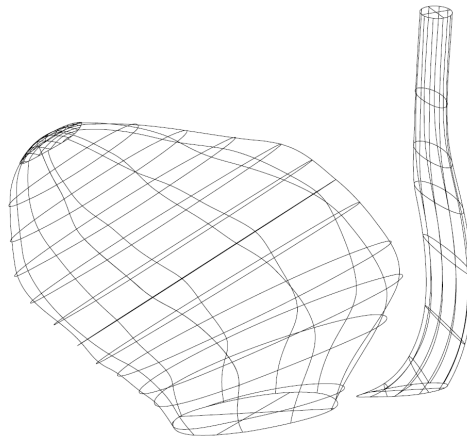


Figura 3.14: Geometría de aneurisma exportado a archivo STEP y visto en software Rhinoceron.

### 3.4.3. Paso 3: Medidas en Aneurisma

En Solid Edge se abre el archivo STEP creado con Rhinoceron, y las medidas de volumen y superficie total del aneurisma, la que incluye la superficie de la base, se ven yendo al menú *Inspección* → *Propiedades Físicas*, acá el programa exige que se le ingrese la densidad del material, por lo que se le dio un valor arbitrario, la ventana que entrega esta información se muestra en la figura 3.15.

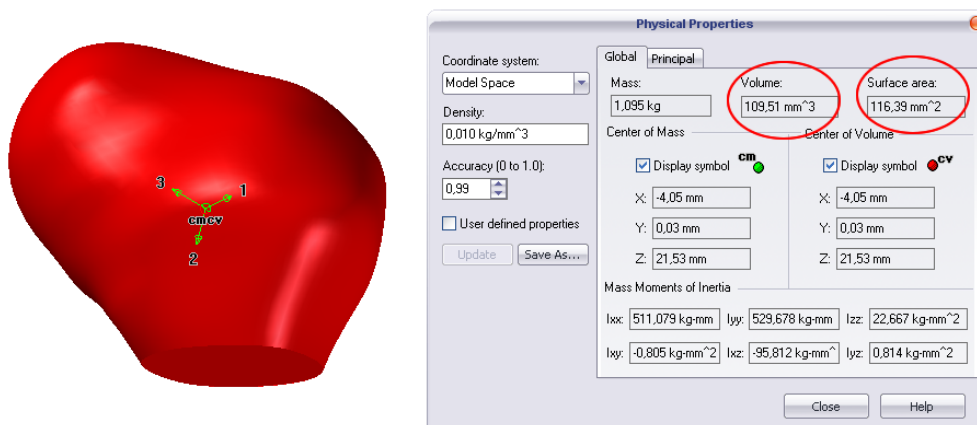


Figura 3.15: Medidas de volumen y superficie total, incluyendo la superficie de la base, del aneurisma.

Dado que la medida de superficie medida en Solid Edge es la total, por lo que incluye la superficie de la base, se debe conocer cuánto mide esta para restársela a la total, para ello, el aneurisma se guarda como archivo parasolid y se importa a ADINA, en el menú de este se va a *Geometry* → *Measure*, indicando que se desea medir el área de una cara (*Area of Face*) y especificando la cara de la base del



aneurisma, tal como se muestra en la figura 3.16.

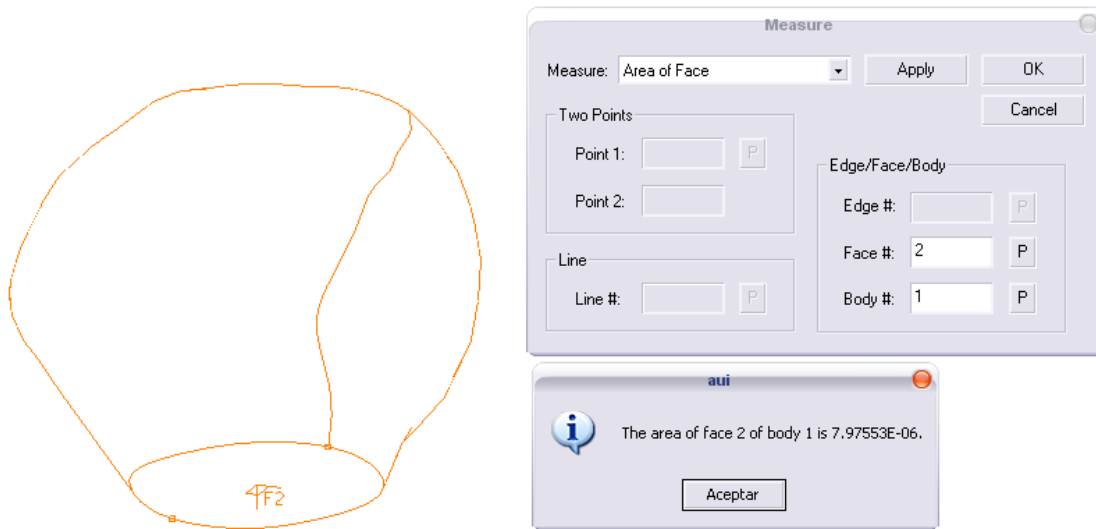


Figura 3.16: Medida se superficie de base de aneurisma en ADINA.

Finalmente la medida del manto del aneurisma corresponde a:

$$Sup_{manto} = Sup_{total} - Sup_{base} \quad (3.2)$$

Por lo tanto, ya se conocen los valores del volumen y superficie de manto necesarios para calcular el NSI del aneurisma.

### 3.5. Perfil de Velocidades en Arterias

El perfil de velocidades fue medido solo en el caso 1 usando el mismo procedimiento para el perfil de la arteria de entrada y de las dos salidas.

Lo primero que se hizo fue definir en el *Post-processing* la zona de la bifurcación (*Definitions* → *Zone...*), luego de borrar la geometría completa de la ventana apretando el botón *Clear* se muestra solo la zona definida (*Display* → *Geometry* → *Use Zone...*) donde se pueden seleccionar los nodos interiores de las arterias como se muestra en la figura 3.17. Se seleccionan los nodos de la sección transversal de las arterias tratando de formar una línea con ellos, tal que la línea pase cerca del centro de la sección, para conocer las coordenadas y la velocidad del fluido en estos puntos se definieron estos nodos en *Definitions* → *Model Point* → *Node...* y posteriormente se conocen usando la herramienta *List* → *Value List* → *Model Point...* especificando que muestre las coordenadas y velocidad de los nodos definidos. Los nodos usados y los resultados entregados por ADINA de las arteria de entrada, salida 1 y 2 se muestran en las tablas 3.3, 3.4 y 3.5 respectivamente. Como los planos usados para medir las velocidades en los

nodos no están alineados con los ejes de coordenadas de ADINA, se debió usar la relación de Pitágoras en 3 dimensiones:

$$r_i = \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} \quad (3.3)$$

Donde el subíndice  $i$  representa la coordenada del nodo  $i$  y el subíndice  $c$  la coordenada del centro de la sección que se considera como el promedio de las coordenadas de los nodos de los bordes.

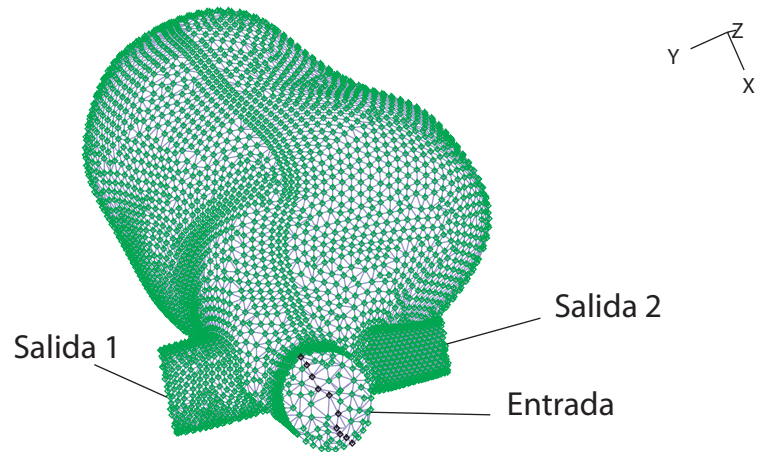


Figura 3.17: Zona definida de bifurcación de caso 1 para poder seleccionar nodos interiores de las arterias. Los nodos negros son los usados para representar el perfil a la entrada.

Tabla 3.3: Nodos usados para describir perfil de velocidades de arteria de entrada del caso 1 con sus respectivas coordenadas y velocidades.

Nodo	X[mm]	Y[mm]	Z[mm]	Velocidad[m/s]	Radio[mm]
<b>3092</b>	-1.34	-0.22	16.85	0.00	-0.86
<b>23846</b>	-1.18	-0.24	16.95	0.72	-0.69
<b>33876</b>	-0.95	-0.24	16.97	0.97	-0.47
<b>31683</b>	-0.72	-0.24	16.99	1.07	-0.24
<b>35830</b>	-0.55	-0.35	17.10	1.13	-0.17
<b>30365</b>	-0.21	-0.34	17.21	1.05	0.38
<b>22344</b>	0.01	-0.23	17.13	0.89	0.54
<b>27159</b>	0.13	-0.27	17.01	0.78	0.63
<b>19559</b>	0.23	-0.33	17.10	0.61	0.73
<b>9833</b>	0.36	-0.39	17.05	0.00	0.86

Tabla 3.4: Nodos usados para describir perfil de velocidades de arteria de salida 1 del caso 1 con sus respectivas coordenadas y velocidades.

Nodo	X[mm]	Y[mm]	Z[mm]	Velocidad[m/s]	Radio[mm]
14218	-1.69	2.42	18.27	0.00	-0.73
23150	-1.72	2.50	18.40	0.74	-0.59
38954	-1.82	2.39	18.52	0.85	-0.49
37558	-1.89	2.41	18.70	0.89	-0.34
30393	-1.78	2.46	18.89	0.92	-0.14
28096	-1.77	2.61	19.11	0.98	0.14
33847	-1.77	2.52	19.27	1.00	0.29
23297	-1.78	2.56	19.42	1.03	0.45
21157	-1.81	2.59	19.53	0.95	0.56
19263	-1.81	2.71	19.60	0.80	0.64
6950	-1.88	2.71	19.69	0.00	0.73

Tabla 3.5: Nodos usados para describir perfil de velocidades de arteria de salida 2 del caso 1 con sus respectivas coordenadas y velocidades.

Nodo	X[mm]	Y[mm]	Z[mm]	Velocidad[m/s]	Radio[mm]
14465	-0.59	-2.12	19.11	0.00	-0.47
17455	-0.55	-2.08	19.16	0.41	-0.43
33161	-0.53	-2.05	19.24	0.72	-0.36
32177	-0.62	-2.01	19.32	0.84	-0.25
18144	-0.61	-1.93	19.43	0.90	-0.17
34989	-0.67	-2.00	19.61	0.91	0.05
29707	-0.71	-1.84	19.67	0.89	0.20
26767	-0.71	-1.79	19.82	0.84	0.34
16740	-0.73	-1.88	19.89	0.75	0.35
17465	-0.77	-1.81	19.92	0.59	0.42
7500	0.00	0.00	0.02	0.00	0.47

### 3.6. Estudio de Caso Integrado Temporalmente en 2º Orden

Para simular un caso que integre temporalmente en ADINA, se usa la misma metodología mostrada en la sección 3.2 para su modelación, pero en vez de configurar el programa para que integre usando el método de Euler, que tiene una aproximación numérica de primer orden, se tiene que especificar que lo

realice usando el método Composite, este usa la metodología de integración temporal de Runge-Kutta de segundo orden, para este método el software entrega por default el parámetro de integración de  $1/\sqrt{2}$  porque da un mínimo error por truncamiento.

### 3.7. Condición de Borde de Presiones Distintas a las Salidas

Dado que el modelo necesita que se le ingresen presiones a la salida, porque en caso contrario el programa de elemento finito usado en este trabajo, ADINA 8.5, por default las supondrá nulas independientemente si se le entrega la condición de borde de presión a la entrada o no, y como en trabajos anteriores se ha aplicado presiones iguales en las salidas, las que representan la resistencia ejercida por la parte del circuito arterial cerrado no considerado en la simulación, para tener una aproximación que indique como deberían ser estas presiones en las salidas de una bifurcación (ver figura 3.18) dado una presión y velocidad impuestas en la entrada, es usando la relación de caudales de Zamir para bifurcaciones (ecuación 3.4, la que es llamada la ley del cubo (cube law) y aplicando la ecuación de Bernoulli.

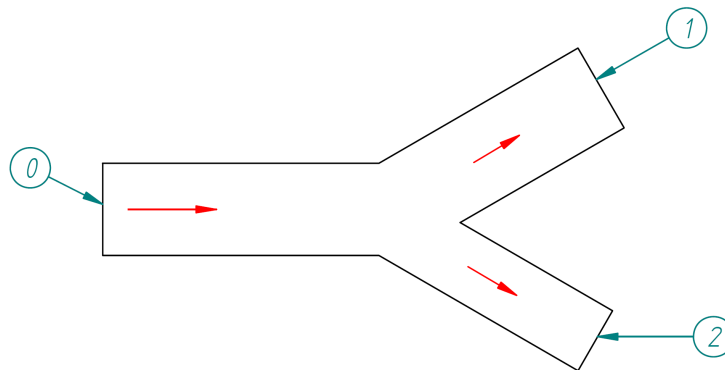


Figura 3.18: Esquema de bifurcación.

Zamir hace una deducción que relaciona los caudales en una bifurcación con los radios de las arterias, con los supuestos de flujo totalmente desarrollado de Poiseuille en régimen permanente, además de usar un criterio de optimización que minimice la pérdida de energía por efectos dinámicos y metabólicos. A pesar de que esta ley se basa en algunas simplificaciones, los resultados de mediciones realizadas según los antecedentes del autor, han respaldado esta ley, la cual ha sido usada por muchos años en sistemas cardiovasculares[29].

La ley del cubo o relación de Zamir dice que existe una relación de caudales con el radio de las arterias en una bifurcación tal como se muestra en la siguiente ecuación:

$$b \cdot r_i^3 = Q_i \quad (3.4)$$

Donde  $b$  es una constante que relaciona los caudales( $Q_i$ ) con el radio( $r_i$ ) para las salidas 1 y 2( $i = 1, 2$ )según indica la figura 3.18. Por lo que se tienen las siguientes relaciones:

$$b \cdot r_1^3 = v_1 \pi r_1^2 \quad (3.5)$$

$$b \cdot r_2^3 = v_2 \pi r_2^2 \quad (3.6)$$

En el problema no existen fugas, por lo tanto se conserva la masa:

$$Q_0 = Q_1 + Q_2 \quad (3.7)$$

$$v_0 \pi r_0^2 = v_1 \pi r_1^2 + v_2 \pi r_2^2 \quad (3.8)$$

Donde  $Q_i$  corresponde al caudal,  $r_i$  al radio,  $v_i$  a la velocidad en la sección  $i$ .

Al aplicar las siguientes relaciones de Bernoulli:

$$P_0 + \frac{\rho v_0^2}{2} = P_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} \quad (3.9)$$

$$P_0 + \frac{\rho v_0^2}{2} = P_2 + \frac{\rho v_2^2}{2} \quad (3.10)$$

Donde  $P_i$  corresponde a la presión en la sección  $i$  y  $\rho$  la densidad.

Al ingresarle al problema la presión y la velocidad a la entrada( $P_0$  y  $v_0$ ) se tienen cinco incógnitas,  $v_1$ ,  $P_1$ ,  $v_2$ ,  $P_2$  y  $b$  las que se conocen al resolver el sistema de ecuaciones 3.5,3.6,3.8,3.9 y 3.10.

El caso estudiado con las condiciones de borde de presión a la salida encontradas con el desarrollo anterior, corresponde al caso 1(ver resultados en anexo A.2) el que tiene los siguientes radios:

- $r_0=0.93[\text{mm}]$
- $r_1=0.48[\text{mm}]$
- $r_1=0.32[\text{mm}]$

Por lo que al aplicar las condiciones de borde de presión y velocidad a la entrada mostradas en las figuras 2.6 y 2.5 se tienen los siguientes resultados de presión y velocidad en las salidas:

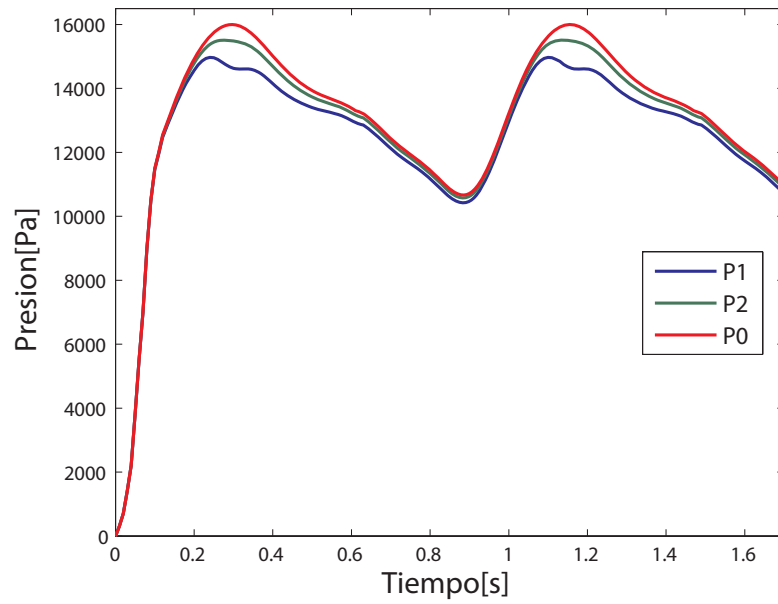


Figura 3.19: Resultados de presiones en las salidas 1 y 2 del caso 1,  $P1$  y  $P2$  respectivamente, usando la relación de caudales de Zamir para una presión en la entrada  $P0$ .

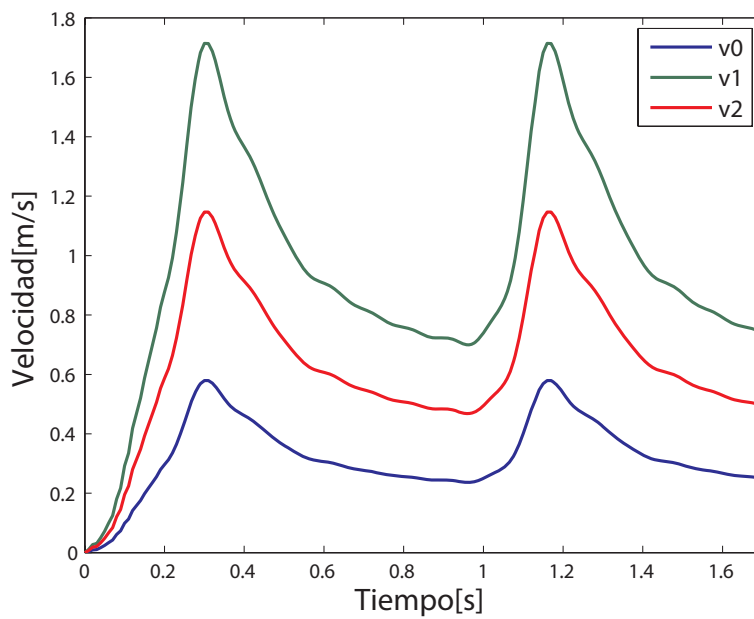


Figura 3.20: Resultado de velocidades en salidas 1 y 2 de caso 1,  $v1$  y  $v2$  respectivamente, usando la relación de caudales de Zamir para una velocidad en la entrada  $v0$ .

### 3.8. Criterio de mallado

Como las simulaciones fluidodinámicas de aneurismas cerebrales requieren un alto recurso computacional, este se triplicaría o cuadruplicaría si a todos los casos en particular se les hiciera una prueba de malla, es por ello que Ledermann[12] en su trabajo propone un criterio de mallado, el que fue estudiado en una prueba de malla tomando como referencia solo una geometría de un aneurisma cerebral y según sus resultados obtenidos, resumidos en la sección 2.9.4, recomendó que las mallas de aneurisma cerebral tuvieran una densidad de malla superior a  $500[\text{elementos}/\text{mm}^3]$ , pero al mallar en este trabajo el caso 1 siguiendo solo este criterio(ver datos de malla en tabla 3.6), la arteria a la salida presentaría muy pocos nodos en su sección transversal, tal como se muestra en la figura 3.21, con solo 15 nodos en la sección, y considerando que los nodos exteriores tienen velocidad nula, se tendría que solo 5 nodos representarían la velocidad del interior y el caudal que sale por esta sección, por lo que se tendrían aproximaciones de estas variables muy grotescas, para poder tener en este caso una cantidad aceptable en esta sección se debería usar una densidad de malla de  $2811[\text{elementos}/\text{mm}^3]$ (ver figura 3.22), pero significaría aumentar la cantidad de elementos en cinco veces, lo que conlleva a tiempos de procesos más largos y archivos significativamente más pesados, incluso pudiendo ser intrabajables por la capacidad que se necesitaría. Por lo que en este trabajo se decidió que el criterio de mallado a usar, además de cumplir con lo propuesto por Ledermann de tener una densidad mayor a  $500[\text{elementos}/\text{mm}^3]$ , debería tener en la sección de la arteria de menor tamaño a lo menos 60 nodos, pero para no aumentar significativamente la cantidad de nodos, en geometrías que tengan diferencias considerables entre la arteria de la entrada y las de salida, en ella se pueden usar largos de elementos distinto, siendo menor en las arterias pequeñas.

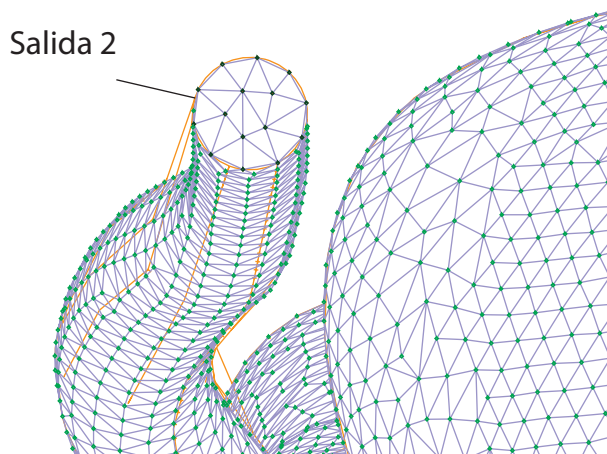


Figura 3.21: Salida menor de caso 1 que tiene una densidad de  $561[\text{elementos}/\text{mm}^3]$  donde los nodos negros son los de su sección transversal.

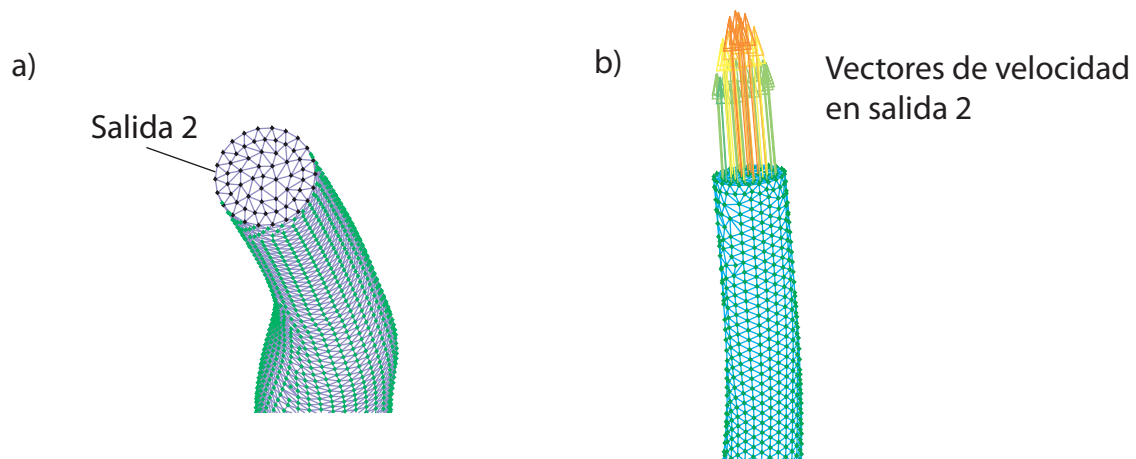


Figura 3.22: **a)** Salida menor de caso 1 que tiene una densidad de  $2811[\text{elementos}/\text{mm}^3]$  donde los nodos negros son los de su sección transversal y los vectores de velocidad para este mallado en la sístole se ven en **b)**.

Tabla 3.6: Malla de caso 1 para una densidad de 561 y  $2811[\text{elementos}/\text{mm}^3]$ .

Largo de elementos[mm]	Elementos	Densidad [ $\text{elementos}/\text{mm}^3$ ]
0.19	99312	561
0.09	497427	2811



---

## Capítulo 4

### Resultados

---

Tal como se menciona en los objetivos, este trabajo está enfocado a hacer un estudio estadístico de la fluidodinámica de aneurisma terminal reales y a estudiar algunos supuestos de la modelación, para lo que se simularon 10 geometrías distintas de aneurismas terminales y de ellos se eligió el caso 1 para aplicarle los cambios en la modelación, este caso fue elegido por su carácter completamente terminal, es decir, el aneurisma está localizado en la continuación de la arteria de entrada a la bifurcación.

Los resultados que consideran cambios en la modelación son comparados con el caso 1 base, al que se le aplico la metodología mostrada en la sección 3.2, la que considera que el fluido es incompresible, laminar y no-newtoniano, la misma condición de borde en las salidas de la geometría de una presión oscilante entre 80 y 120[mmHg] en fase con el pulso cardiaco, un pulso cardiaco con un perfil de Womersley como condición de borde de entrada, la arteria fue modelada como pared rígida y es integrado temporalmente usando el método de Euler, el que tiene una exactitud de primer orden.

Para tener una estimación de cómo cambian las variables fluidodinámicas en una bifurcación al enfermarse la arteria, es decir cuando se forma un aneurisma, con respecto a cuando estaba sana o sin aneurisma, la geometría del caso 1 fue modificada en el software Rhinoceros quedando como se esperaría que fuese antes de enfermarse.

A continuación se muestran los resultados obtenidos de las simulaciones numéricas CDF en el software ADINA 8.5.2 de los casos de aneurismas reales cuya información del mallado se muestra en la tabla 4.1, presentando la caracterización fluido-dinámica para la sístole, que corresponde al tiempo de máxima presión( $t=1.16[s]$ ) y también los resultados transientes de caudales de la geometría, presión y esfuerzos de corte en la pared(WSS) para la cima y cuello del aneurisma, los datos de la cima fueron calculados tomando un promedio de un nodo de la cima con su vecindad de nodos cercanos. Las arterias de las salidas serán denominadas como salida 1 la de mayor tamaño y salida 2 la de menor tamaño, esto para todos los casos. Las simulaciones que tienen cambios en la modelación se muestran en el anexo A y las simulaciones de los casos 2 al 10, consideradas para el estudio estadístico se presentan en el anexo B.

Tabla 4.1: Mallado de geometrías simuladas.

Caso	Elementos	Volumen [mm <sup>3</sup> ]	Largo elemento entrada[mm]	Largo elemento salida[mm]	Nodos salida 2
<b>1</b>	196527	176.93	0.125	0.09	61
<b>2</b>	166619	125.11	0.17	0.17	61
<b>3</b>	507679	1110.17	0.25	0.16	81
<b>4</b>	485979	1085.07	0.16	0.15	83
<b>5</b>	217475	182.53	0.16	0.16	69
<b>6</b>	139795	248.76	0.14	0.14	69
<b>7</b>	265928	500.18	0.16	0.16	127
<b>8</b>	105797	120.80	0.17	0.17	83
<b>9</b>	448448	627.07	0.20	0.20	147
<b>10</b>	343583	573.15	0.16	0.16	158

#### 4.1. Tiempo de Residencia Dentro de Aneurisma

El tiempo de residencia de partículas de fluido dentro del aneurisma fue calculado considerando el tiempo de partida, la primera sístole del ciclo de la simulación, es decir a  $t_0 = 0,3[s]$ , este tiempo inicial fue elegido porque no tiene sentido considerar la partida a  $t = 0[s]$  dado que se inicia la simulación con valores de presión y velocidad nula, las que aumentan hasta alcanzar valores representativos en el tiempo  $t = 0,2[s]$  (ver presión impuesta como condición de borde en las salidas en la figura 2.6), y no se escogió un tiempo de partida mayor para que el tiempo de residencia más el tiempo de partida, no supere el tiempo de  $1,7[s]$  simulado.

El tiempo de residencia es medido al graficar el Pathline en ADINA de las partículas de todos los nodos de la sección de entrada del aneurisma y el tiempo de residencia se definió con la última partícula en salir de él. Los resultados de tiempo de residencia dentro del aneurisma de los 10 casos simulados se muestran en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Tiempo de residencia dentro de aneurisma.

Caso	NSI	Tiempo de Residencia[s]
1	0,190	1,26
2	0,115	1,18
3	0,065	0,41
4	0,021	0,33
5	0,109	1,11
6	0,114	0,45
7	0,183	1,17
8	0,151	0,34
9	0,119	0,41
10	0,051	0,4

## 4.2. Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

### 4.2.1. Distribución de presiones en la geometría

En la figura 4.1 se muestra la distribución de presiones en la geometría para la sístole, verificándose que la presión mínima es la impuesta como condición de borde a la salida y que se produce un gradiente de presiones con la presión máxima en la entrada, por lo que se puede decir, que entrega un resultado esperado de presiones para que se produzca un movimiento de fluido como el impuesto. Además, de lo anterior se puede apreciar que la presión dentro del aneurisma, tiene la misma tonalidad, por lo que, la presión al interior de él es prácticamente la misma.

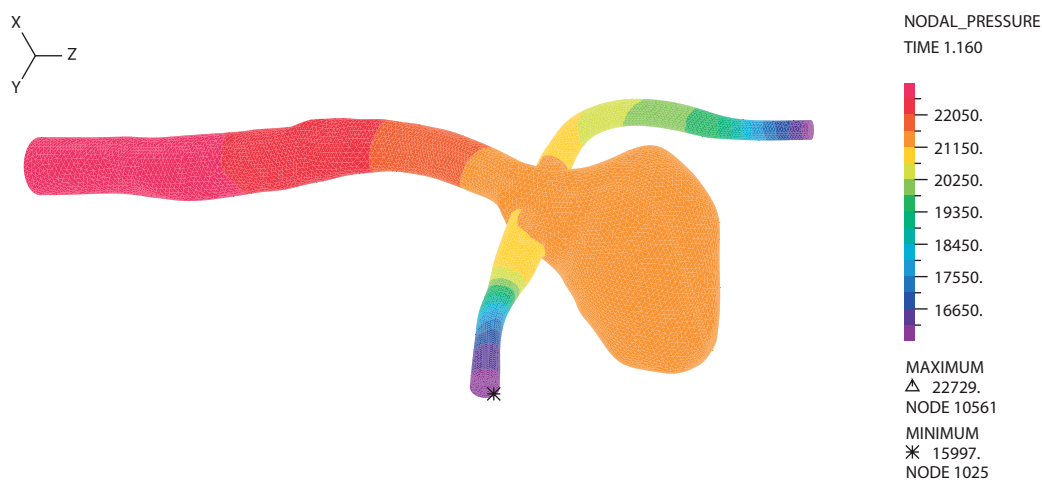


Figura 4.1: Distribución de Presiones para la sístole de caso 1.

#### 4.2.2. Distribución de esfuerzos de corte en la pared de la geometría

En la figura 4.2 se muestran los resultados de la simulación de esfuerzo de corte en la pared de la arteria (WSS), la que indica que los esfuerzos máximos están en las salidas de la geometría justo después de un estrechamiento de su sección transversal, estando de acuerdo con la teoría, esto dado que el estrechamiento produce un aumento en la velocidad, la cual es proporcional al esfuerzo de corte.

También se puede desprender de la figura que en el aneurisma, los esfuerzos mayores se encuentran en el cuello y en su domo se tienen los menores esfuerzos, incluido el mínimo de la geometría completa.

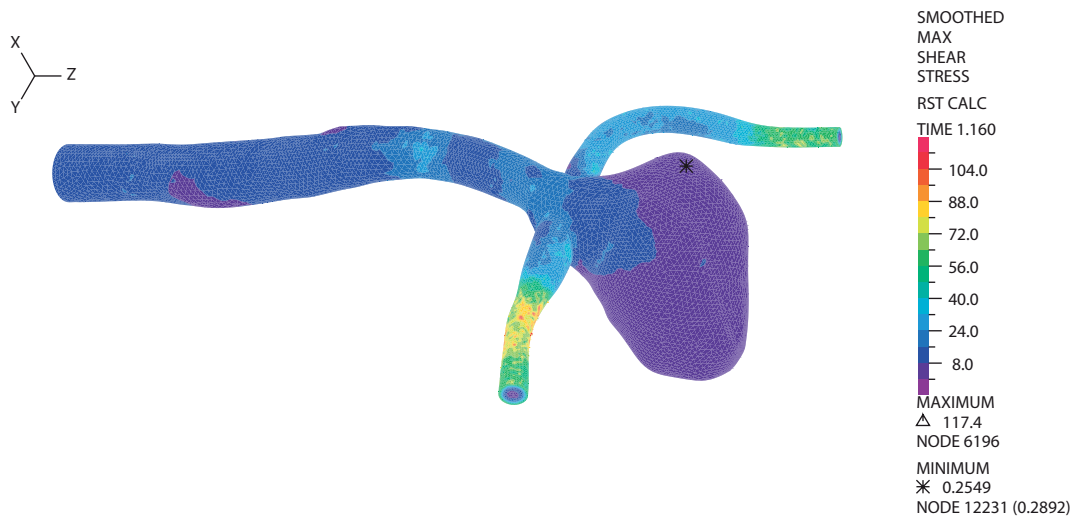


Figura 4.2: Distribución de esfuerzos de corte en pared para la sístole de caso 1.

#### 4.2.3. Líneas de Flujo en Geometría Completa

Para mostrar las líneas de flujo, se graficó el Pathline en ADINA, pero no se seleccionaron todos los nodos, porque eso significaría no distinguir unas líneas de otras y no se apreciarían los fenómenos que ocurren al interior, por lo que, azarosamente se eligieron entre 20 y 30 nodos de la sección transversal de tal modo que estos nodos a simple vista estén homogéneamente distribuidos en toda la sección para que sean representativos de las líneas de flujo de la geometría.

En la figura 4.3 se muestran las líneas de flujo del caso 1, indicando que algunas líneas de corriente pasan directamente a las salidas, siendo la salida 1, la de diámetro mayor, la que presenta mayores líneas que la salida 2 (menor diámetro), lo cual indicaría que el caudal de la salida 1 es mayor al de la salida 2, lo que concuerda con lo mostrado en el gráfico de caudales de la figura 4.10. También se puede apreciar que una proporción importante del caudal entra al aneurisma, donde las partículas tienen líneas de flujo con movimiento desordenados dando vueltas dentro del aneurisma, en cambio, en las arterias de entrada y salida, las líneas de flujo se ven ordenadas siendo paralelas a la arteria, lo que indica que el perfil de

velocidades es paralelo a la arteria en esas zonas.



Figura 4.3: Líneas de flujo de caso 1.

#### 4.2.4. Velocidades Vectoriales en Planos de Corte de Aneurisma

Para describir el flujo dentro del aneurisma y ver la formación de vórtices en el, se le realizaron tres cortes para graficar las velocidad vectoriales, corte longitudinal, transversal y en el cuello del aneurisma, los que corresponden a los planos mostrados en las figuras 4.4, 4.5 y 4.6 respectivamente . Como es de esperarse, estos tres cortes solo muestran los fenómenos ocurridos en ellos, por lo que, es muy probable que dentro del aneurisma se tengan más vórtices ubicados en otros planos del aneurisma.

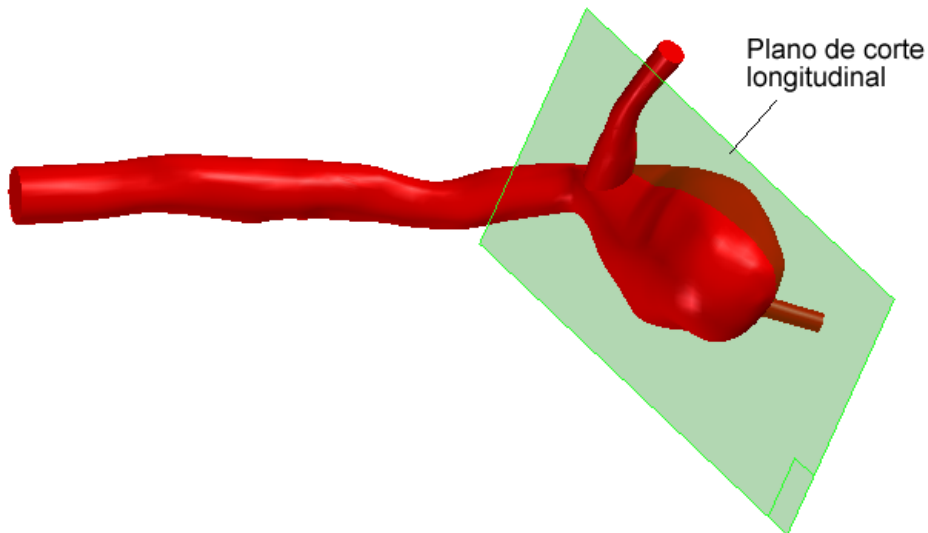


Figura 4.4: Plano de corte longitudinal al aneurisma de caso 1.

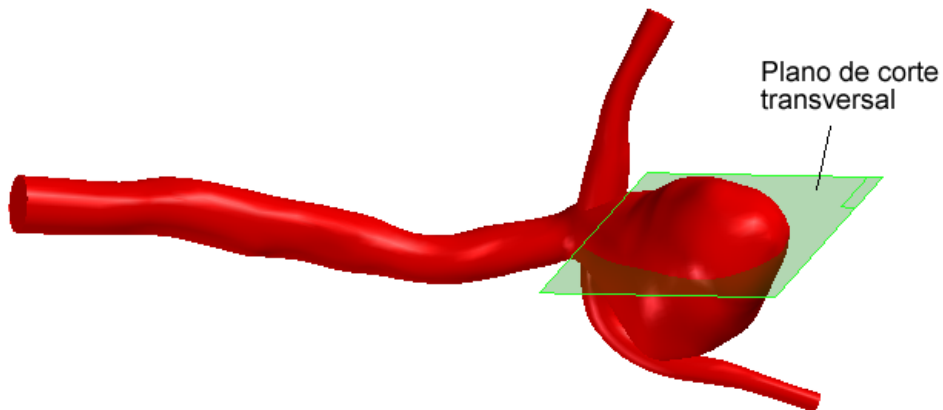


Figura 4.5: Plano de corte transversal al aneurisma de caso 1.

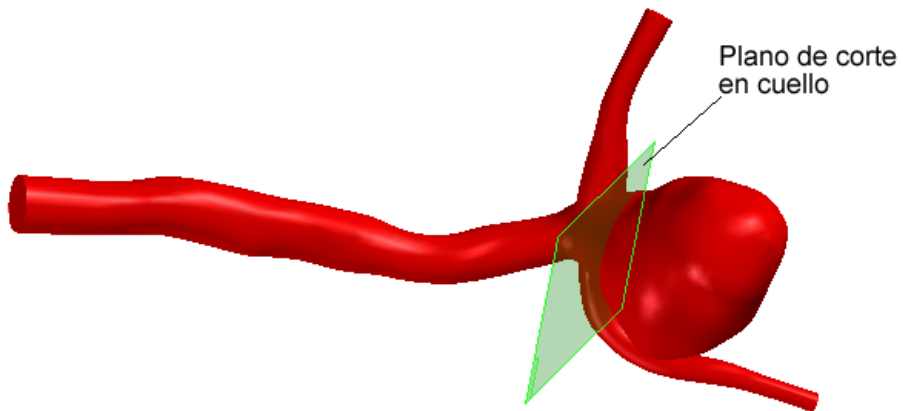


Figura 4.6: Plano de corte en cuello del aneurisma de caso 1.

De las velocidades vectoriales mostradas en la figura 4.7 se tiene que, en el plano de corte del cuello del aneurisma se ven dos vórtices,  $v_1$  a la izquierda y  $v_2$  a la derecha de la figura. En el plano longitudinal se aprecia un vórtice en la parte superior izquierda,  $v_3$ , y otro pequeño apenas perceptible en la parte inferior izquierda,  $v_4$ . En el corte transversal se tiene un vórtice de gran tamaño en la zona central,  $v_5$ , el cual es formado porque el fluido recorre tangencialmente la pared del aneurisma.

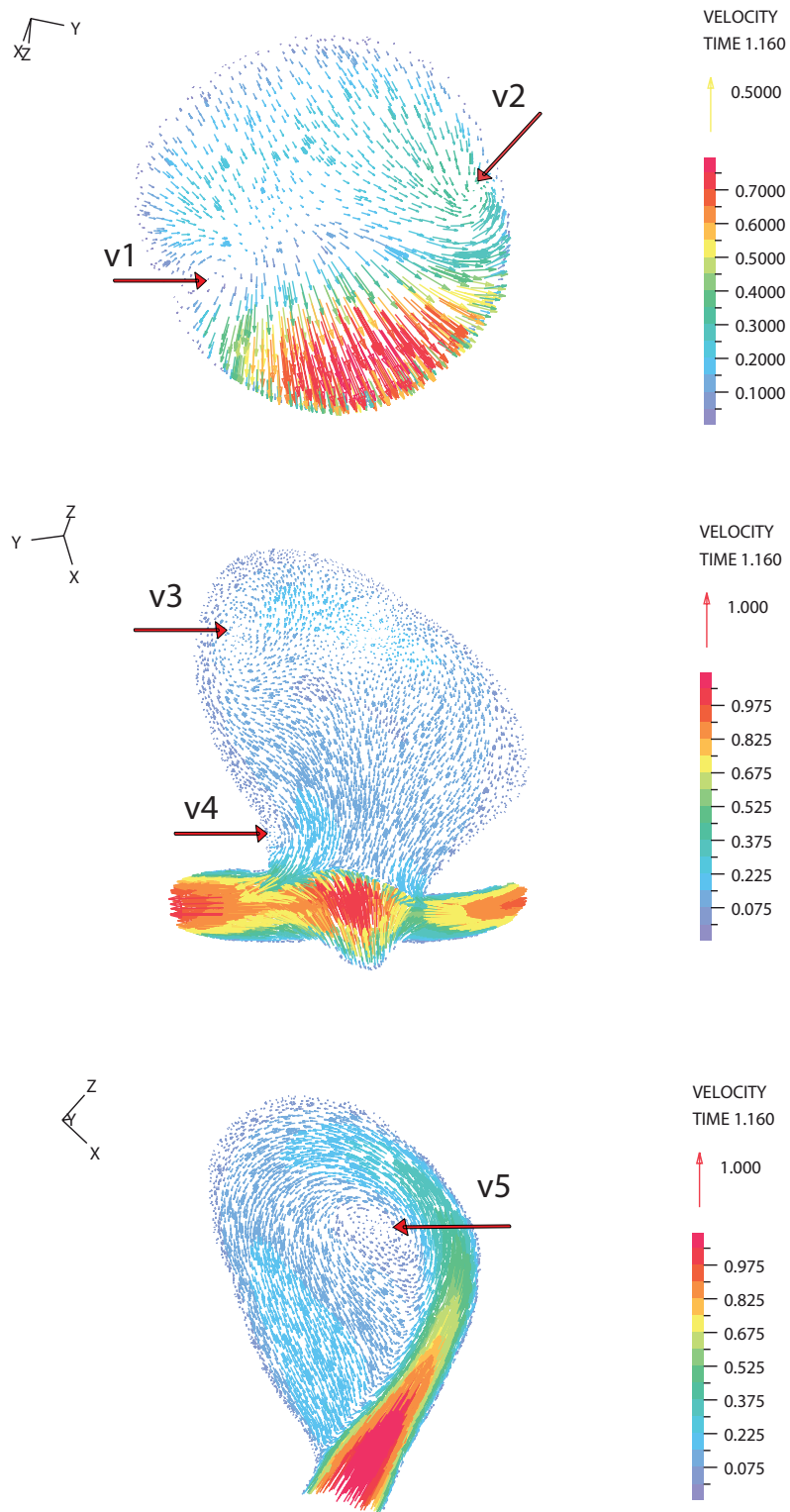


Figura 4.7: Velocidades vectoriales en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 1, donde los terminos  $v_i$ , para  $i = 1, 2, \dots, 5$  indican vórtices.

#### 4.2.5. Caudal de Entrada y Salida a Aneurisma

Al graficar el caudal volumétrico en el cuello del aneurisma se puede ver las zonas por donde entra y sale el fluido del aneurisma. Para el caso 1 el caudal en la sístole ( $t = 1,16[s]$ ) se grafica en la figura 4.10, donde se observa que en la parte inferior entra el fluido al aneurisma y por la mitad superior sale, lo que concuerda con las velocidad vectoriales del plano transversal del aneurisma mostradas en la figura 4.7, donde la parte derecha de este plano corresponde a la inferior de la figura del caudal en el cuello del aneurisma y la izquierda a la superior de la figura de caudales, por lo que se muestra el mismo fenómeno en ambas dado que entra y sale por la misma zona.

De la zona de salida se aprecia que la distribución es casi uniforme en dos tercios, pero en el tercio derecho del cuello, se muestra que el caudal que sale es considerablemente mayor con el mínimo de la distribución (menor que cero), que equivale al máximo que sale, se encuentra ahí. Cabe recordar que la zona de la derecha del cuello esta la salida 1 la que corresponde a la de mayor diámetro, por lo que según la distribución de caudales, se tendría que por esta salida se tiene mayor caudal que por la salida 2 (de menor diámetro), lo que se respalda con lo mostrado en el grafico transiente de caudales (ver figura 4.10).

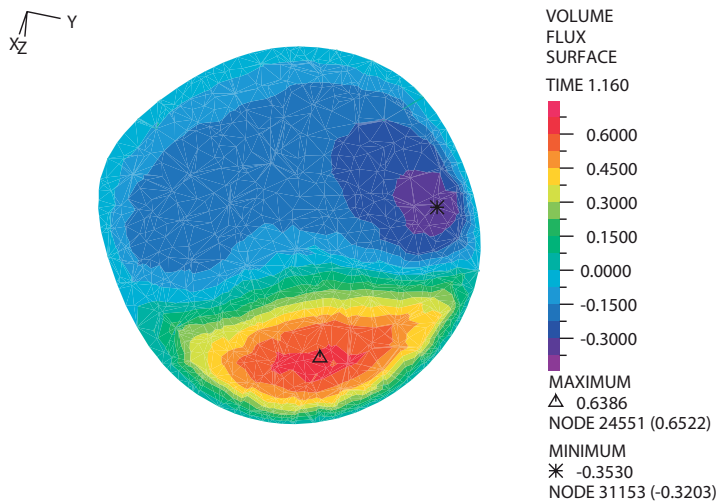


Figura 4.8: Distribución de caudal en cuello de aneurisma para la sístole de caso 1.

#### 4.2.6. Viscosidad en Aneurisma

Se consideró el fluido en las simulaciones como uno no-newtoniano tipo carreau (ver sección 2.4), por lo que, la viscosidad varía con la tasa de deformación del fluido.

En la figura 4.9 se muestra la distribución de viscosidad en el plano longitudinal del caso 1, apreciándose que los cambios de viscosidad entre el máximo y el mínimo son del 70%, con el mínimo en las arterias y el máximo dentro del aneurisma, lo que estaría indicando que la tasa de deformación en



el interior del aneurisma es menor a la que se tiene en las arterias, lo que se produce por las diferencias de velocidades en esas zonas.

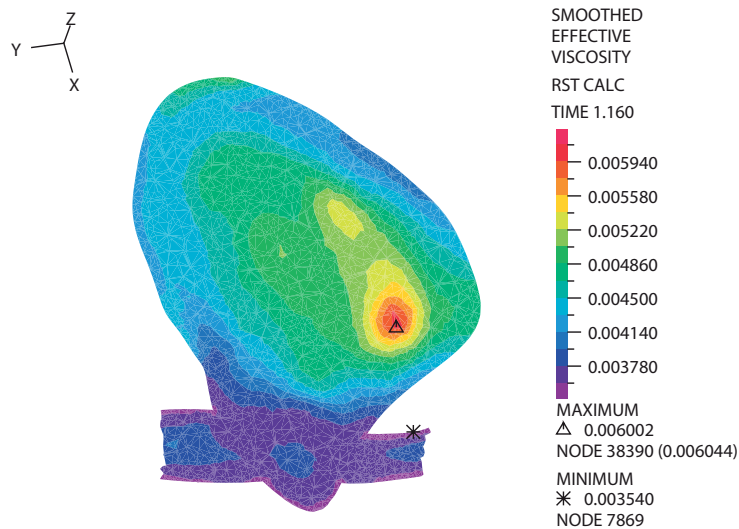


Figura 4.9: Distribución de viscosidad en plano de corte longitudinal de aneurisma para la sístole de caso 1.

### 4.3. Resultados Transientes

Dado que la presión sanguínea es variable en el tiempo oscilando entre los valores máximo y mínimos dados por la sístole y diástole respectivamente, se tiene que el comportamiento sanguíneo es transiente. Los resultados en el tiempo estudiados en este trabajo son caudal, presión y esfuerzo de corte en la pared para la cima y cuello del aneurisma.

#### 4.3.1. Caudal Transiente en Arterias

Dado que se le dio al modelo la condición de borde de velocidades a la entrada, tal que representen un pulso cardíaco (ver sección 2.8.1), el caudal a la entrada es oscilante entre el máximo que corresponde a la sístole y el mínimo que corresponde a la diástole.

En la figura 4.10 se muestran los caudales en el tiempo del caso 1, indicando que el caudal que fluye por la salida 1 es notoriamente mayor al de la salida 2, lo cual se debe a la diferencia de diámetro entre ellas, con diámetro de  $0,95[mm]$  y  $0,64[mm]$  para la salida 1 y 2 respectivamente. El caudal de la salida 1 es en promedio el 73 % del total, y el de la salida 2 el 26 %. También se puede ver que el caudal que entra al aneurisma es considerablemente alto, solo un poco inferior al de la salida 1, lo que se debe a la geometría del caso donde el aneurisma está localizado en la continuación de la arteria de entrada a la bifurcación, por lo que el fluido entraría directamente al aneurisma.

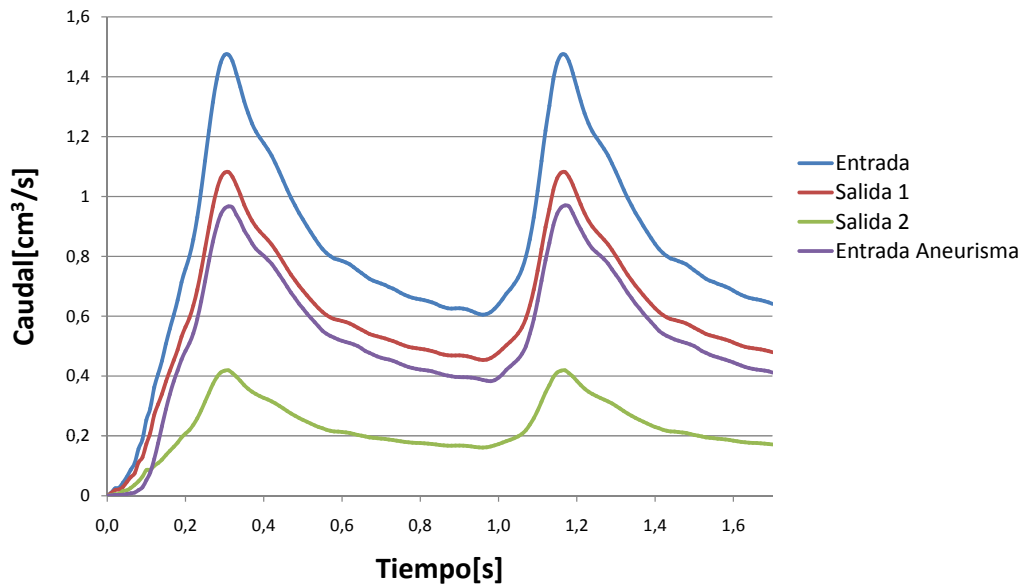


Figura 4.10: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 1.

#### 4.3.2. Presión y Esfuerzo de Corte de Pared en Cima y Cuello del Aneurisma

La presión como el esfuerzo de corte en la pared (WSS) en la cima fueron medidos en una vecindad de 4 nodos, y de estos resultados se calculo el promedio de cada paso de tiempo de la simulación para tener valores representativos de lo que mediría un instrumento en esa vecindad, dado que no existe en la realidad alguna forma de controlar lo que sucede en un solo punto, sino que se controla una pequeña superficie. De los resultados de la vecindad se tienen diferencias de WSS variables de un caso a otro, pero las presiones de la vecindad eran las mismas. Los puntos controlados del aneurisma del caso 1 se muestran en la figura 4.11.

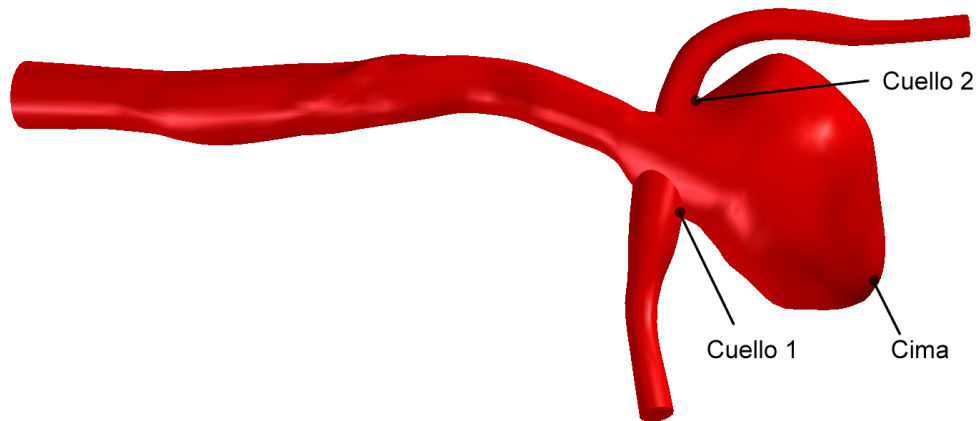


Figura 4.11: Puntos de aneurisma medidos de caso 1.

Los resultados se muestran en el gráfico de la figura 4.12 donde se puede ver que son oscilantes y están en fase con el pulso cardíaco, con presiones en el cuello y en la cima del aneurisma muy cercanas, con diferencias de a lo más un 2%, en cambio, las diferencias de WSS son considerables, siendo en promedio el WSS del cuello1 24 veces el de la cima, y el cuello 2 es un 43% menor del WSS del cuello 1, esta diferencia notoria se debe principalmente a que el WSS depende de las velocidades del flujo, y como se puede ver de la figura 4.7 que muestra los vectores de velocidad en el plano de corte longitudinal del aneurisma, las velocidades dentro del aneurisma son mucho menores que las del cuello y también las velocidad de la salida 1 son mayores que las de la salida 2, zona a las que pertenecen las medidas del cuello 1 y 2 respectivamente.

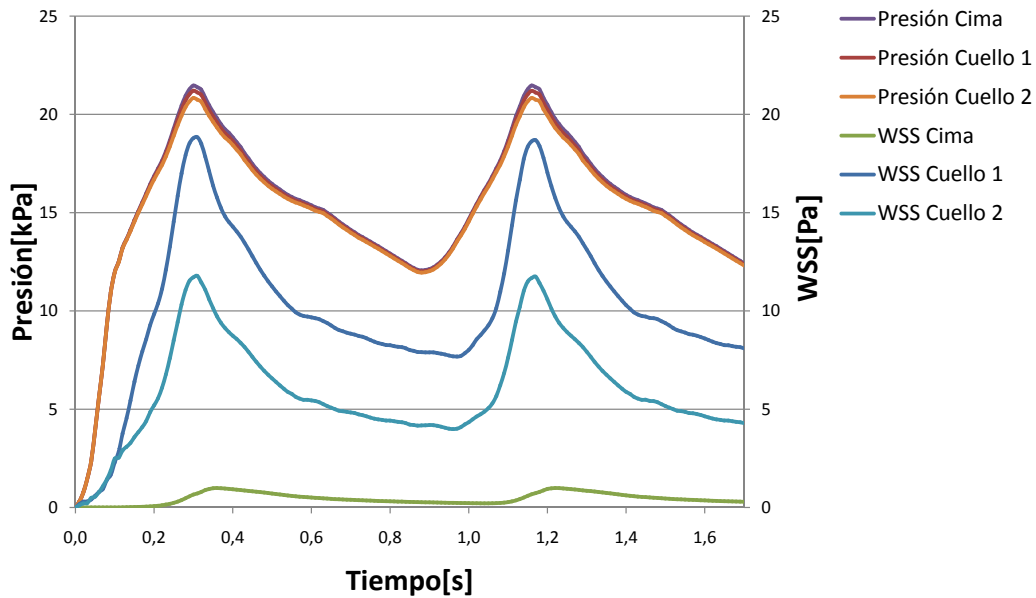


Figura 4.12: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 1.

#### 4.4. Perfil de Velocidades en Arterias

Para tener una idea de cómo se comporta la velocidad dentro de una arteria que no sufre turbulencia, sino que las velocidades del flujo van en el mismo sentido, como es el caso del perfil de velocidades parabólico que se presenta bajo ciertas condiciones, se consideraron los nodos cercanos a una línea imaginaria que pasara aproximadamente por el centro de la sección transversal, para finalmente, usando la metodología detalla en la sección 3.5, tener los resultados mostrado en la figura 4.13 de la cual se desprende que como era de esperarse, en las paredes de la arteria la velocidad es nula y también que los tres perfiles no siguen un comportamiento parabólico, pero que si tiene un parecido, donde las diferencias se deben principalmente a que dentro de la sección el perfil de velocidades no es simétrico, esto por los cambios que sufren las secciones de las arterias antes del plano donde se midieron las velocidades, tales como la presencia del aneurisma y la bifurcación, cambios en el diámetro de la sección y curvas de la arteria.

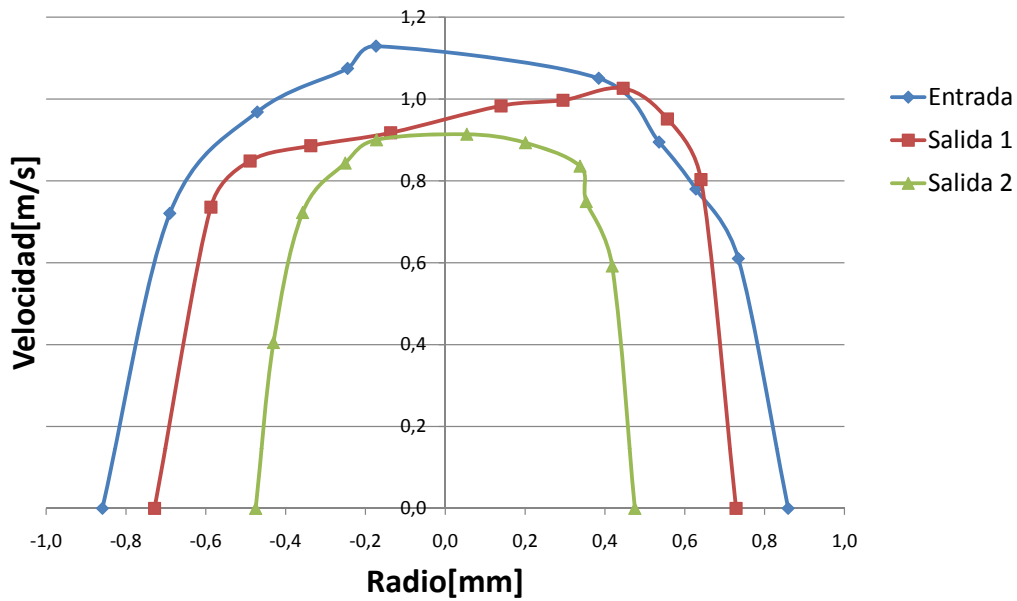


Figura 4.13: Perfil de velocidades en arterias de caso 1.

#### 4.5. Caso 1 Sano

Para tener una estimación de cuanto cambian las variables fluidodinámicas en una artería cuando presenta un aneurisma con respecto al estado anterior de enfermarse, es decir, antes de formarse el aneurisma, se extrajo gráficamente la deformación en el software Rhinoceron hasta dejarla como se esperaba que fuese antes de la enfermedad para comparar los resultados de las simulaciones considerando las geometrías mostradas en la figura 4.14 (ver metodología usada para sanar el caso en sección 3.3).

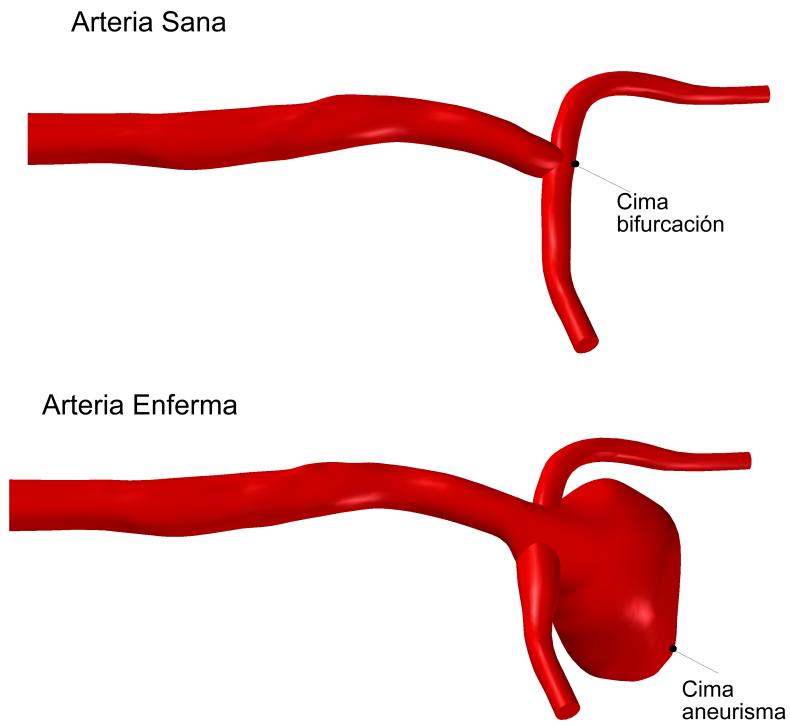


Figura 4.14: Geometrías de caso 1 sano y enfermo.

Los resultados de la simulación del caso sano se muestran a continuación:

### 4.5.1. Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

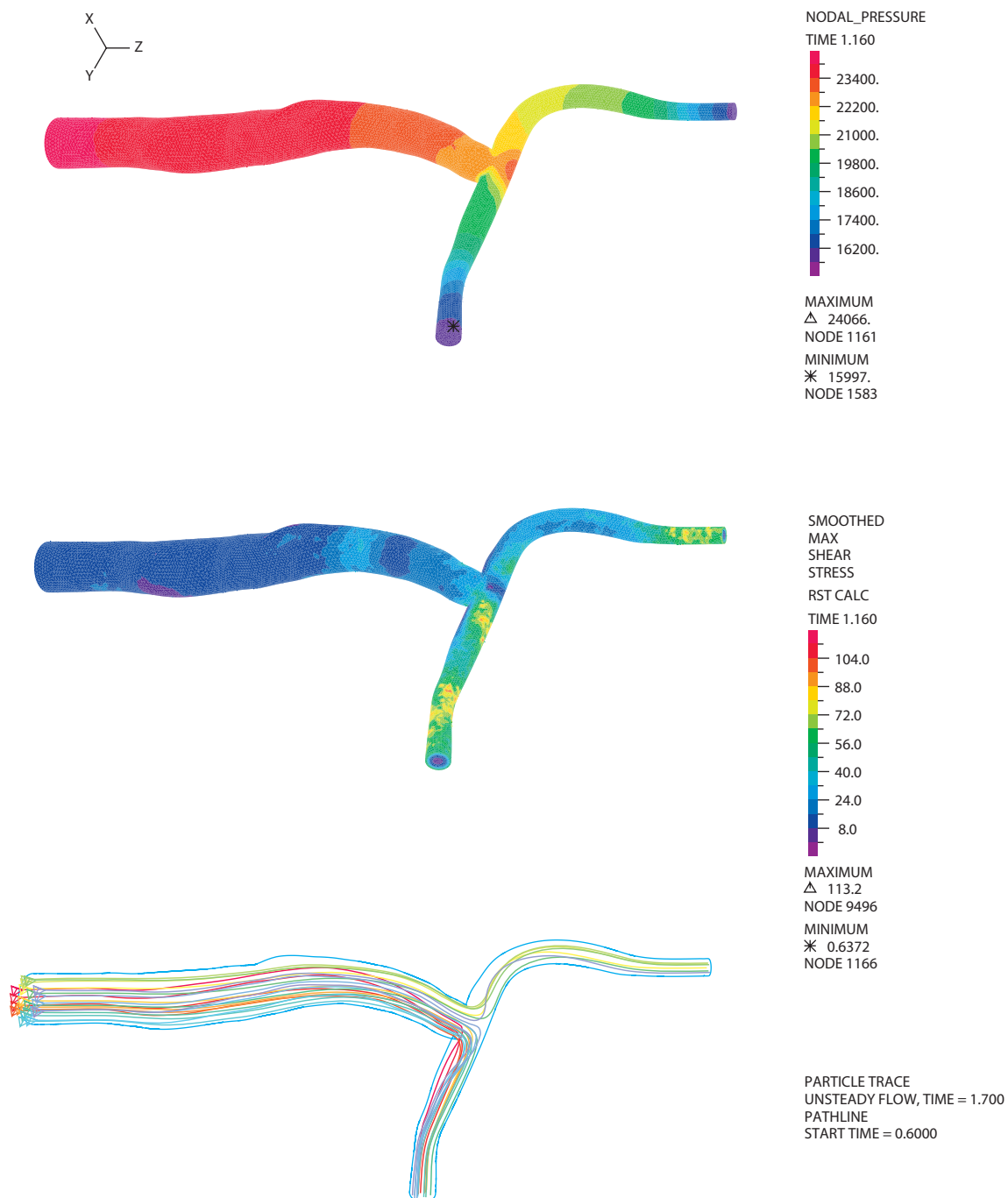


Figura 4.15: Distribución de Presiones y WSS para la sístole.

#### 4.5.2. Resultados Transientes

Los caudales de entrada a la geometría y salidas se muestran en la siguiente figura:

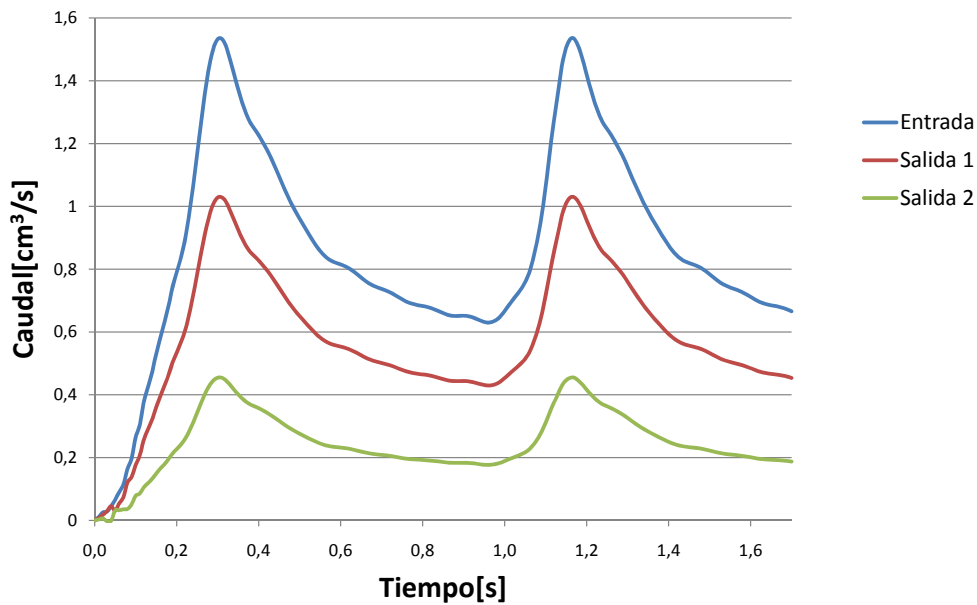


Figura 4.16: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma.

Dado que el cuello del aneurisma no tiene un punto con el cual se pueda relacionar con el caso sano, solo se comparo la presión y esfuerzo de corte de la pared en la cima de la bifurcación del caso sano con la cima del aneurisma del caso enfermo (ver diferencias en sección 5.1.3). Los resultados transientes de la cima de la bifurcación se muestran en la siguiente figura:



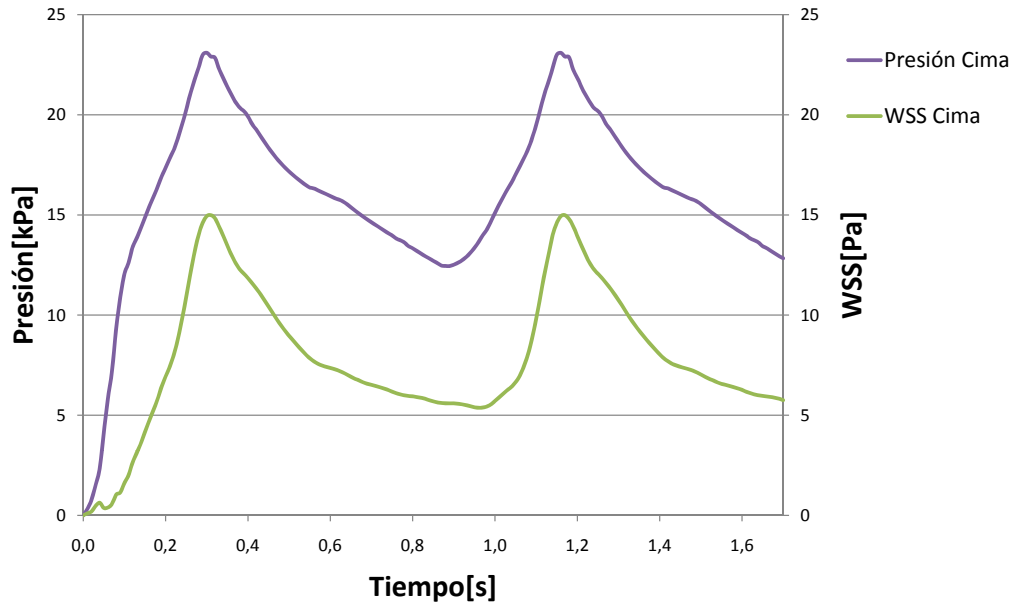


Figura 4.17: Caudales de entrada y salidas a la geometría de casi 1 sano.

---

## Capítulo 5

### Análisis y Discusión de Resultados

---

#### 5.1. Efectos sobre cambios en la modelación

El caso base o de referencia con el cual se comparan los resultados de la misma geometría pero que presenta cambios en las suposiciones del modelo, considera los supuestos mostrados en los Antecedentes (sección 2) y que su implementación se describe en la sección 3.2, cabe recordar que según la nomenclatura usada para identificar salidas de las geometrías, la salida 1 corresponde a la de mayor diámetro, y la salida 2 a la de menor diámetro.

Para comparar como varían los resultados según el parámetro a estudiar de la simulación, se discuten los siguientes puntos:

- **Grafico de bandas**, cambios en la distribución de presione y WSS para la geometría completa del caso.
- **Velocidades en Planos de Corte en Aneurisma**, cambios en los vectores de velocidad de los planos de corte cuello, longitudinal y transversal de aneurisma.
- **Transientes**, cambios en los resultados transientes tanto de los caudales, como de la presión y WSS en la cima y en el cuello.
- **Validación del Modelo**, se comparan los costos y beneficios en los resultados al simplificar o mejorar el modelo, como ocurre suponiendo fluido newtoniano, mejorar el algoritmo de integración, y en el estudio de condiciones de borde se comparan los supuestos de caudal de Zamir con los resultados de la simulación. En este punto se define los supuestos a usar en las simulaciones de los otros casos a estudiar.

##### 5.1.1. Integración Numérica en 2º Orden

Al comparar los resultados de la simulación del caso 1 integrado temporalmente en 2º orden (sección A.1 ) con los del mismo caso pero integrados temporalmente en primer orden, se tiene que:

## Gráfico de Bandas

La distribución de presión y WSS no sufre cambios considerables que marquen grandes diferencias, sino que las variaciones apreciables son solo pequeñas manchas que tiene a lo más un cambio de tono, por lo que al tener una vista general de la distribución de presiones, se puede decir que no varían.

## Velocidad en Planos de Corte en Aneurisma

Los vectores de velocidad mostrados en los cortes del aneurisma no presentan diferencias percibibles a simple vista.

## Transientes

En la tabla 5.1 se muestran las diferencias porcentuales promedio de la simulación que integra temporalmente en primer orden con respecto a la simulación que integra temporalmente en segundo orden, indicando que las diferencias oscilan aproximadamente en torno a cero, por lo que no se tiene una diferencia significativa de caudales entre ambos modelos.

Tabla 5.1: Diferencia de caudales de caso 1 para simulaciones integradas temporalmente en 1° orden con respecto a 2° orden.

Diferencia	Entrada	Salida 1	Salida 2	Entrada Aneurisma
Promedio	0.0 %	0.0 %	-0.2 %	-0.6 %

Los resultados de presión y WSS en la cima y cuello del aneurisma de ambas simulaciones se muestran en las siguientes figuras:

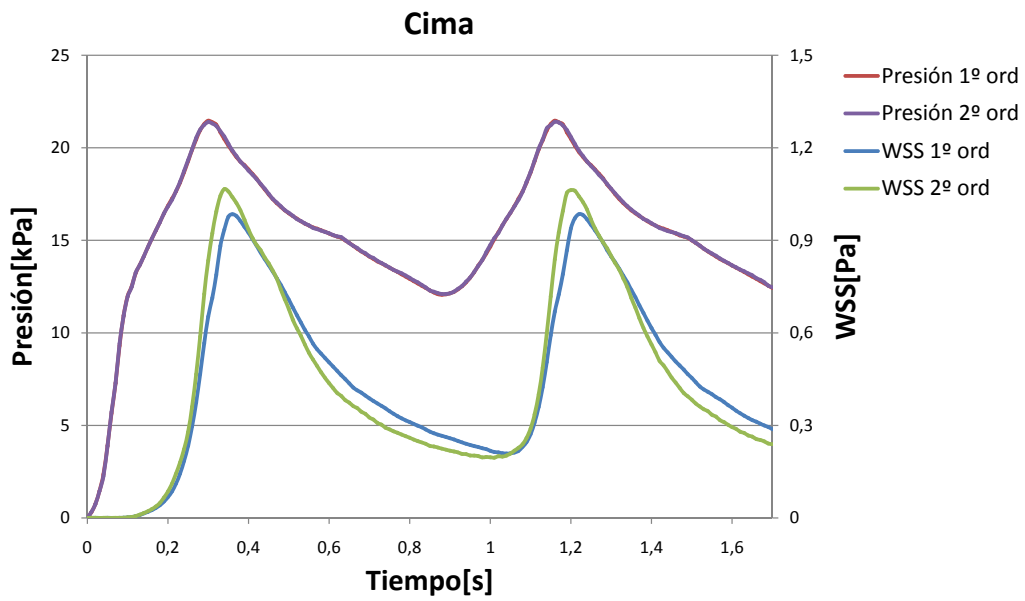


Figura 5.1: Presión y WSS en cima de aneurisma de caso 1 en simulación integrada temporalmente en primer y segundo orden.

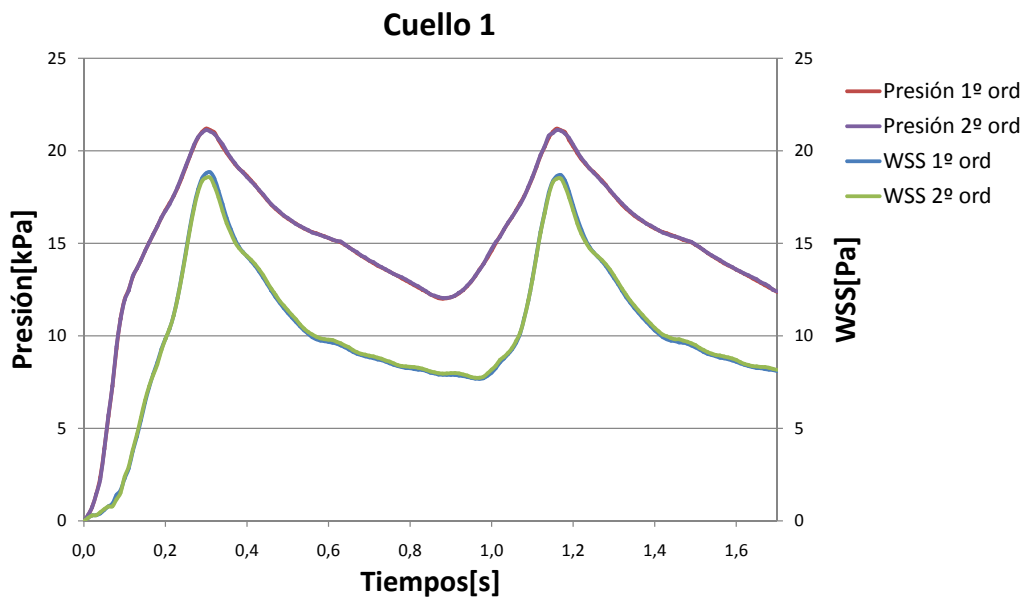


Figura 5.2: Presión y WSS en cuello 1 de aneurisma de caso 1 en simulación integrada temporalmente en primer y segundo orden.

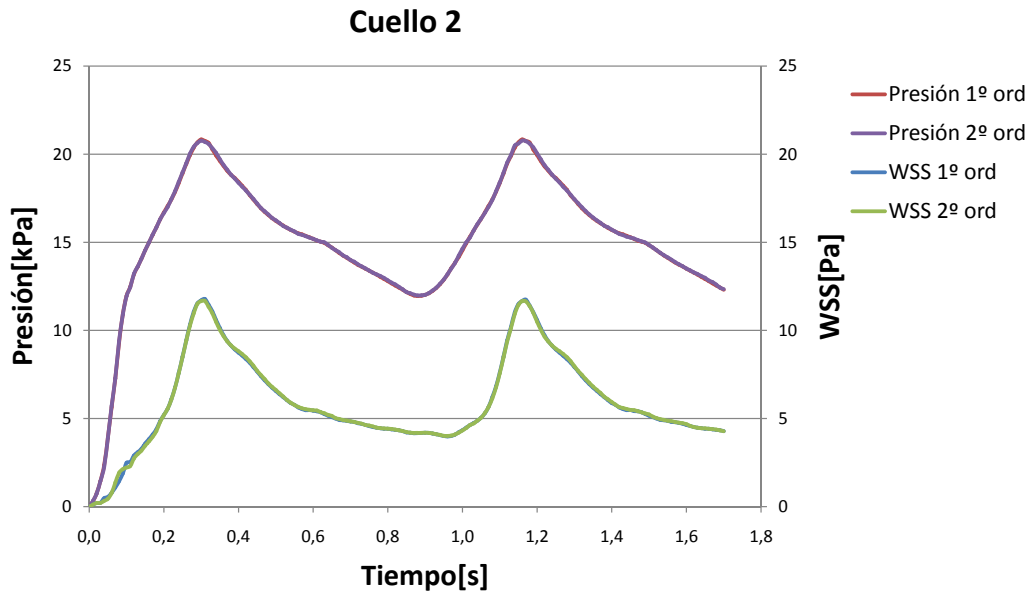


Figura 5.3: Presión y WSS en cuello 2 de aneurisma de caso 1 en simulación integrada temporalmente en primer y segundo orden.

Tabla 5.2: Diferencia de presión y esfuerzo de corte en la pared(WSS) en cima y cuello de aneurisma de Caso 1 para simulaciones integradas temporalmente en 1º orden con respecto a 2º orden.

Diferencia	WSS Cuello 1	Presión Cuello 1	WSS Cuello 2	Presión Cuello 2	WSS Cima	Presión Cima
Promedio	-0.6 %	-0.1 %	-0.3 %	-0.1 %	8.1 %	-0.1 %

De las figuras 5.1, 5.2 y 5.3 se aprecia que los resultados en el cuello del aneurisma son prácticamente los mismos para ambas simulaciones, con diferencias según la tabla 5.2 de 0.6 % y 0.1 % de WSS y presión respectivamente. En la cima las diferencias de WSS son de 8.1 % y presenta un leve desfase entre ellas, pero las diferencias de presión son mínimas, de solo 0.1 %.

### Validación del Modelo

Un punto importante a considerar en ambas simulaciones es el tiempo computacional tomado en la simulación, el cual se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 5.3: Tiempo de proceso para simulación de caso 1 integrada temporalmente en primer y segundo orden.

Orden de Integración	Tiempo[hrs]
Primer	4.12
Segundo	5.19
<b>Diferencia</b>	<b>26 %</b>

Dado que las diferencias entre los resultados usando primer orden de integración son mínimas con respecto a las obtenidas con segundo orden de integración, se considera que las pequeñas ganancias en los resultados no son considerables para el costo computacional que requiere, en este caso de un 26 % mayor, y como el tiempo de simulación depende mucho de la geometría a estudiar, puede representar para otro caso diferencias en tiempo de proceso significativas, por lo que las demás geometrías estudiadas se corrieron en primer orden.

### 5.1.2. Fluido Newtoniano

Al simplificar numéricamente el modelo, suponiendo un fluido newtoniano (resultados en anexo A.3) y compararlo bajo el supuesto no-newtoniano, se tienen las siguientes comparaciones:

#### Gráfico de Bandas

La distribución de presiones y de WSS en la geometría, como también la distribución de caudal en el cuello del aneurisma, son prácticamente idénticos, presentan diferencias insignificantes, pero, dado el supuesto de los fluidos, la principal diferencia se encuentra en la viscosidad, donde para el fluido newtoniano se tiene una viscosidad constante y variable para el no-newtoniano.

#### Velocidad en Planos de Corte en Aneurisma

Los vectores de velocidad mostrados en los cortes del aneurisma no presentan diferencias percibibles a simple vista.

#### Transientes

En la tabla 5.4 se muestra que las diferencias de caudal son pequeñas, inferiores al 1.5 %, por lo que se puede decir que son prácticamente iguales según ambos supuestos de fluido newtoniano con respecto al no-newtoniano.

Tabla 5.4: Diferencia de Caudales de caso 1 para simulación bajo supuesto de fluido newtoniano con respecto a uno no-newtoniano.

Diferencia	Entrada	Salida 1	Salida 2	Entrada Aneurisma
Promedio	0.0 %	-0.2 %	0.4 %	1.5 %

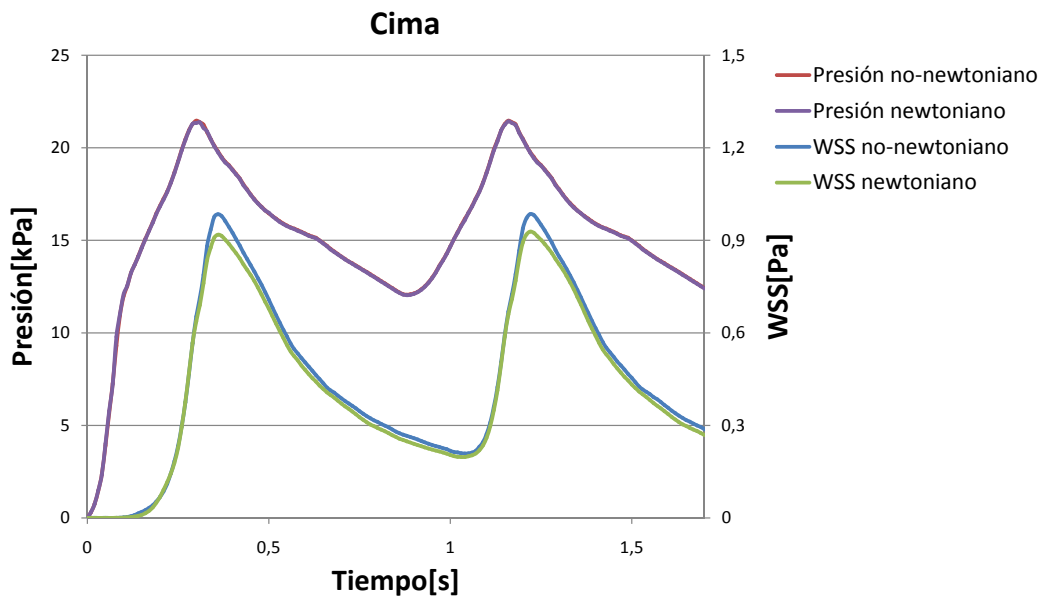


Figura 5.4: Presión y WSS en cima de aneurisma de caso 1 suponiendo fluido newtoniano y no-newtoniano.

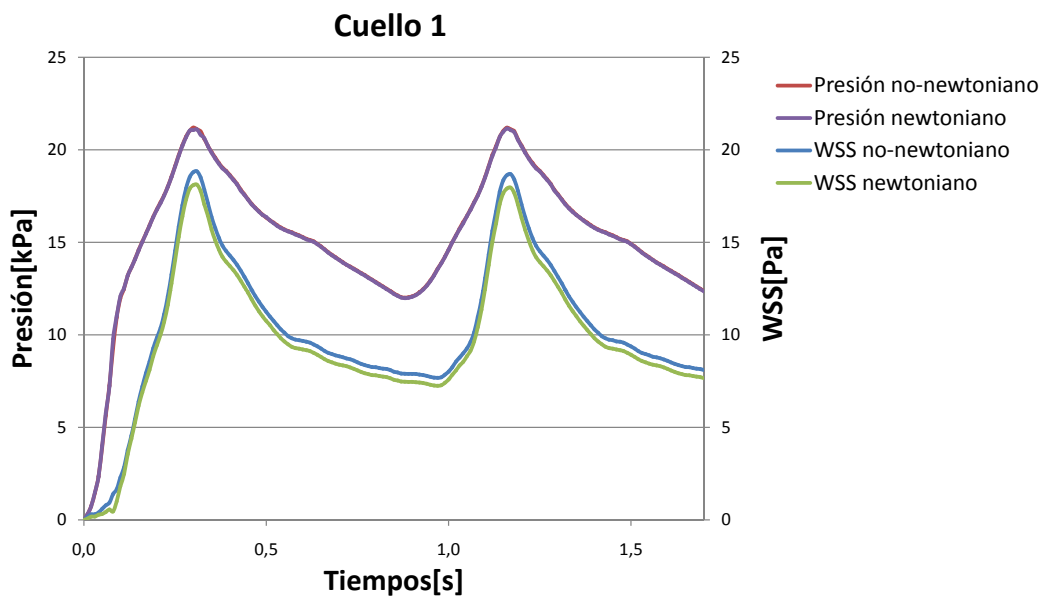


Figura 5.5: Presión y WSS en cuello 1 de aneurisma de caso 1 suponiendo fluido newtoniano y no-newtoniano.

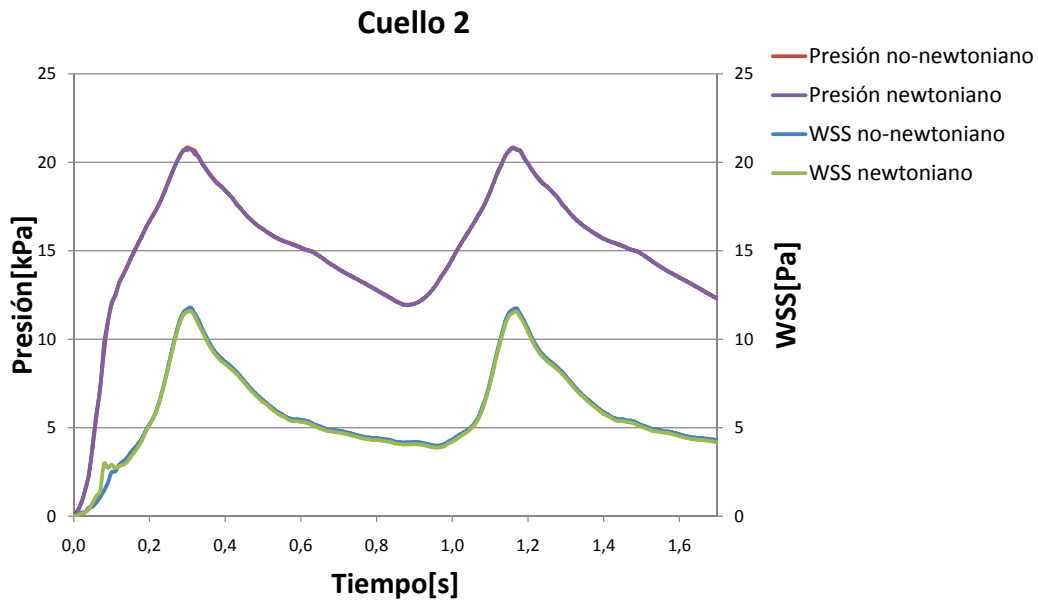


Figura 5.6: Presión y WSS en cuello 2 de aneurisma de caso 1 suponiendo fluido newtoniano y no-newtoniano.

Tabla 5.5: Diferencia de presión y WSS en cima y cuello de aneurisma de Caso 1 para simulación bajo supuesto de fluido newtoniano con respecto a uno no-newtoniano.

Diferencia	WSS Cuello 1	Presión Cuello 1	WSS Cuello 2	Presión Cuello 2	WSS Cima	Presión Cima
Promedio	-4.7 %	-0.2 %	-2.0 %	-0.2 %	-4.8 %	-0.2 %

De las figuras 5.4, 5.5 y 5.5 , y el resumen de la tabla 5.5, la cual muestra las diferencias porcentuales de los resultados entre ambas simulaciones, se tiene que las presiones son prácticamente las mismas tanto en cuello como en la cima del aneurisma, con diferencias de 0.2 %, pero los esfuerzo de corte muestran una tendencia a ser subestimados para el fluido newtoniano, con diferencias promedio de -4.7 %, -2.0 % y -4.8 % en el cuello 1, cuello 2 y cima del aneurisma respectivamente, lo que es producto de que dentro del aneurisma la viscosidad del fluido no-newtoniano es mayor a la del fluido newtoniano, porque este depende de la viscosidad del fluido.

### Validación del Modelo

Una ventaja de la simplificación del modelo del fluido a uno newtoniano, es la reducción de cálculos a resolver, por lo que el punto con el que se debe comparar la perdida de confiabilidad de los resultados es la ganancia de tiempo computacional, la que es mostrada en la siguiente tabla.



Tabla 5.6: Tiempo de proceso para simulaciones bajo supuesto de fluido newtoniano y no newtoniano de caso 1.

Fluido	Tiempo[hrs]
No newtoniano	4.12
Newtoniano	4.01
<b>Diferencia</b>	<b>-3 %</b>

Lo que indica que la reducción de tiempo computacional usando un computador Intel Xeon de 1.60 GHz con 4 núcleos, es de solo 3 %, siendo un ahorro que no compensa la pérdida de confiabilidad de los resultados al subestimar los esfuerzos de corte en el aneurisma, por lo que, los otros casos se corrieron bajo el supuesto de fluido no-newtoniano.

### 5.1.3. Arteria Sana

Para estudiar como varían los resultados de una geometría sana (resultados en sección 4.5), es decir una geometría sin aneurisma, con respecto a la misma pero enferma, al caso 1 se le elimino el aneurisma, quedando como se esperaría que fuese esa geometría antes de que se formara la deformación en la arteria.

### Gráfico de Bandas

La diferencia que aparece notoriamente, a parte de la falta del aneurisma, es que en la bifurcación del caso sano, se tiene en la zona de impacto del fluido en la bifurcación, que corresponde al lugar donde nace el aneurisma en el caso enfermo, la presión es considerablemente mayor que la presión de su vecindad, en cambio en el caso enfermo, la presión en la bifurcación y en el aneurisma, es prácticamente la misma, ya que el aneurisma actúa como un acumulador de presión.

### Transientes

En la tabla 5.7 se muestra que al formarse el aneurisma en la bifurcación, la distribución de caudales a las salidas cambia, aumentando en promedio con respecto al caso sano en un 5.4 % en la salida 1 y disminuyendo un 8.3 % en la salida 2. Esta variación se produce porque el caudal que entra al aneurisma según la ubicación y forma que tenga este, modifica la proporción de caudales a la salida de la geometría, puesto que el flujo al salir de él, no necesariamente toma el camino elegido cuando la arteria estaba sana.

Tabla 5.7: Diferencia de Caudales de Caso 1 enfermo(con aneurisma) con respecto a la misma geometría pero sana(sin aneurisma).

Diferencia	Salida 1	Salida 2
Promedio	5.4 %	-8.3 %

En la figura 5.7, se muestra la presión y el esfuerzo de corte en la cima del aneurisma para el caso 1 enfermo y también la cima de la bifurcación del mismo caso pero sano, este último corresponde a la zona de la bifurcación donde el fluido choca con la pared de la arteria. De la figura se aprecia que la presión y esfuerzo de corte al formarse el aneurisma disminuyen, y tal como lo indica la tabla 5.8 el esfuerzo de corte lo hace en un 94 % y la presión en un 4.1 % en promedio. Esta disminución tanto de presión como de esfuerzo de corte, se debe a que el fluido ya no impacta directamente la pared de la arteria como lo hace cuando la bifurcación está sana, sino que debe ingresar al aneurisma el cual lo recorre tangencialmente, tal como se ve en los vectores de velocidad del corte transversal del aneurisma mostrado la figura 4.7, además de ello, el aneurisma actúa como un acumulador de presión lo que explica la disminución de presión en esa zona.

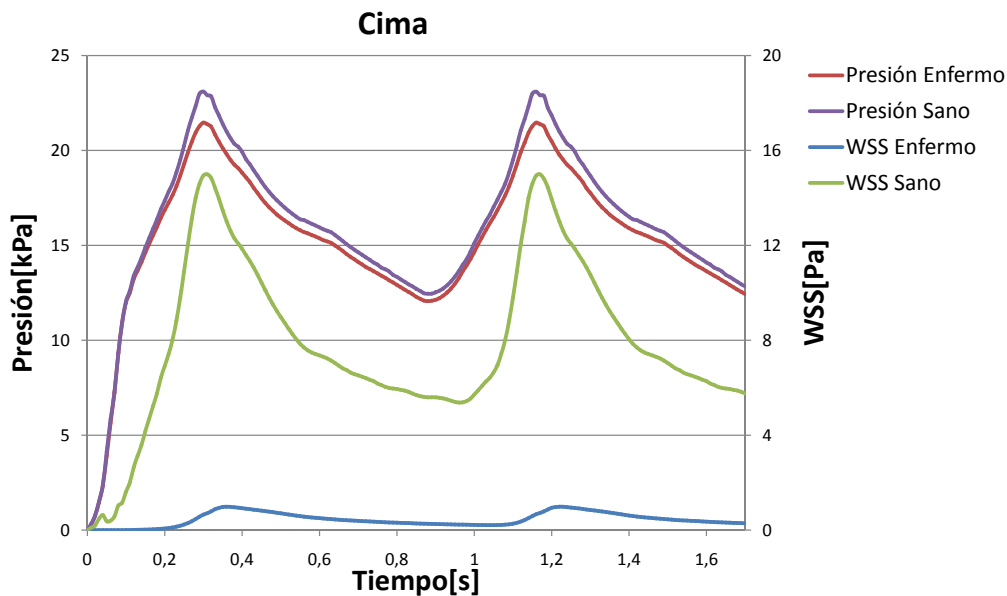


Figura 5.7: Presión y WSS en cima de caso 1 enfermo(con aneurisma) y misma geometría pero sana(sin aneurisma).

Tabla 5.8: Diferencia de presión y WSS en cima de Caso 1 enfermo(con aneurisma) con respecto a la misma geometría pero sana(sin aneurisma).

Diferencia	WSS Cima	Presión Cima
Promedio	-94.0 %	-4.1 %

### Pérdida de Carga

Para comparar el efecto que se produce en la pérdida de carga de presión al tener un aneurisma en la bifurcación con las respectivas deformaciones que induce en las arterias(caso enfermo) con el

caso de tener una bifurcación libre de defectos(caso sano), se midió la presión en nodos cercanos a las entrada y salidas de ambos casos de tal forma que esos puntos sean fácilmente referenciados en ambos casos para que sean puntos comparables, esto porque la enumeración de los nodos cambia entre ambas simulaciones, por lo que la ubicación del mismo nodo corresponde a lugares distintos.

Los resultados promedio de las pérdida de carga entre la entrada y ambas salidas se muestran en la figura 5.8, de estos se obtiene el efecto contrario al esperado, dado que se creía que la pérdida de carga que producía el aneurisma en la bifurcación sería mayor a que si se tuviera el caso sano, es decir la bifurcación libre de deformación, pero según los resultados, se tiene que el caso sano tiene una pérdida un 20% mayor al caso enfermo, podría ser que el hecho de que el fluido impacte directamente en la pared de la bifurcación y cambie bruscamente su dirección en el caso sano produce una mayor pérdida a que si el fluido en vez de chocar, cambie su dirección suavemente por el efecto del aneurisma. También se debe recordar que el caso sano tiene una disminución en las secciones de la bifurcación, las que suman pérdida a su pérdida total.

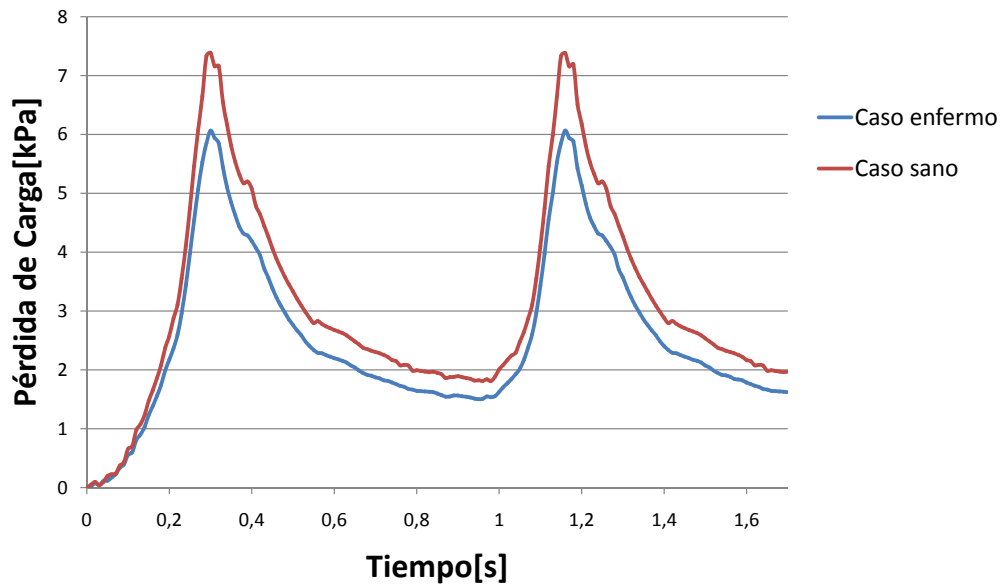


Figura 5.8: Pérdida de carga en caso sano y caso enfermo.

#### 5.1.4. Presiones a la Salida Distintas

Se le llama condición de borde 1, CB1, a la condición que considera presiones iguales en todas las salidas, la cual ha sido usada en trabajos anteriores, y condición de borde 2, CB2, a la que considera presiones distintas a las salidas (resultados en anexo A.2) según la deducción mostradas en la sección 3.7, donde se usa la relación de caudales de Zamir. Los valores de presión de ambas condiciones de

borde de presión son mostradas en la figura 3.19.

### Gráfico de Bandas

La distribución de presiones y de WSS presenta leves cambios, lo que era de esperarse dado que cambiaron las condiciones de borde de presión a la salida.

### Velocidad en Planos de Corte en Aneurisma

A simple vista, la única diferencia que se percibe entre ambas simulaciones se encuentra en las salidas del corte longitudinal del aneurisma, teniendo mayores velocidad en la salida 1 y menores en la 2 en la simulación que considera la condición de borde 2 que la que considera la condición de borde 1, pero en el interior del aneurisma no se perciben diferencias.

### Transientes

Las diferencias de caudales usando presiones distintas a la salida, CB2, con respecto a usar presiones iguales, CB1, se muestran en la tabla 5.9, y como era de esperarse, dado que la CB2 usa en la salida 1 una presión menor que la aplicada en la salida 2, los caudales cambian, saliendo más fluido por la salida 1 y menos en la salida 2 con respecto a los obtenidos con la CB1, en promedio las diferencias son de 2.4 % y de -6.4 % para la salida 1 y la salida 2 respectivamente.

Tabla 5.9: Diferencia de caudales del caso 1 que considera presiones a la salida distintas, CB2, con respecto a la simulación del mismo caso que considera presiones a la salida iguales, CB1.

Diferencia	Entrada	Salida 1	Salida 2	Entrada Aneurisma
Promedio	0.0 %	2.4 %	-6.4 %	-0.3 %

Los resultados de presiones y WSS en la cima y cuello del aneurisma aplicando ambas condiciones de presión a la salida se muestran en las siguientes figuras:

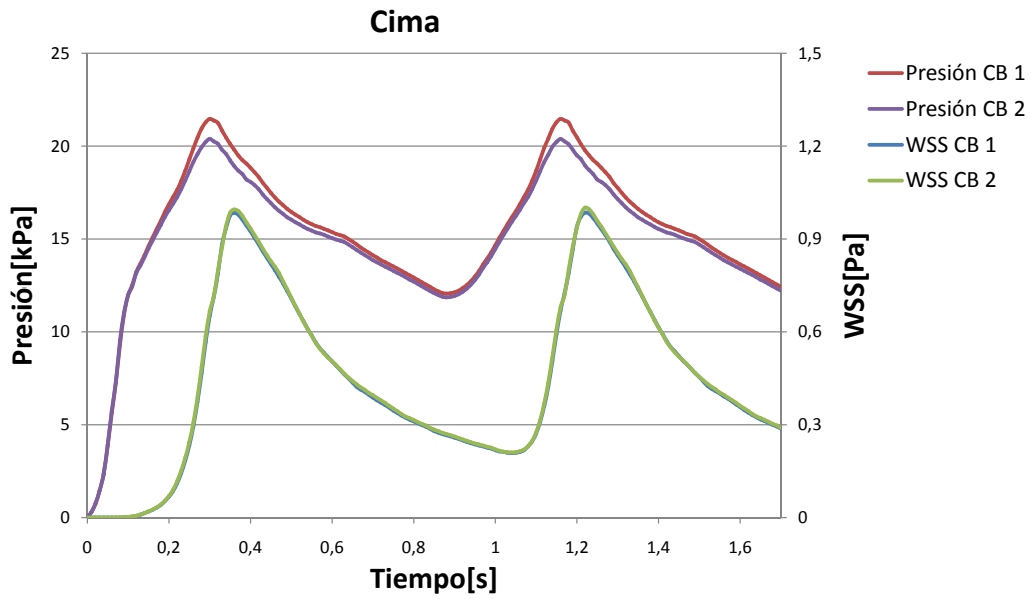


Figura 5.9: Presión y WSS en cima de aneurisma de caso 1 aplicando condición de borde a las salidas de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, y presiones iguales, CB1.

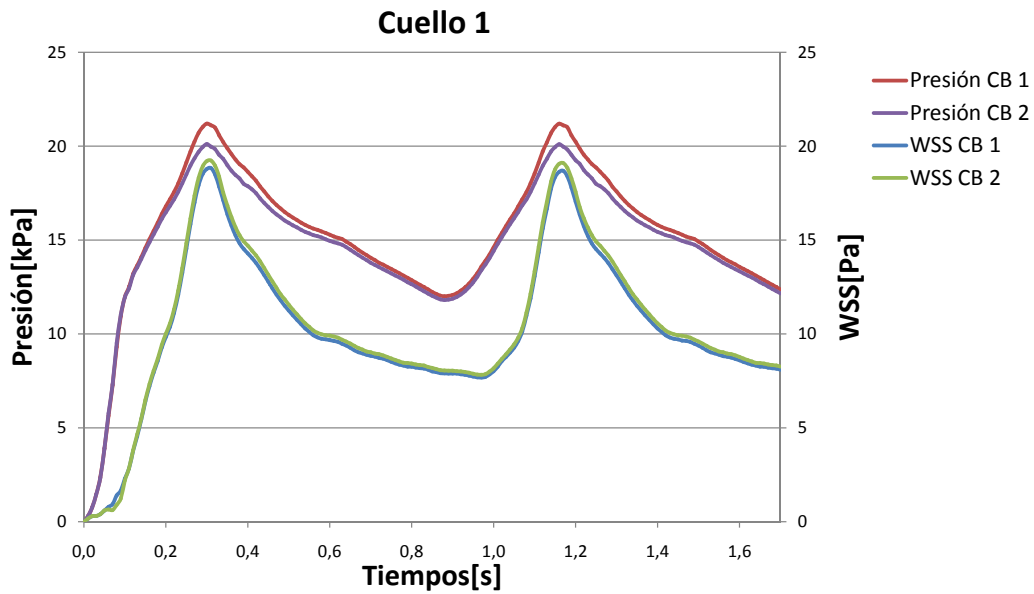


Figura 5.10: Presión y WSS en cuello 1 de aneurisma de caso 1 aplicando condición de borde a las salidas de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, y presiones iguales, CB1.

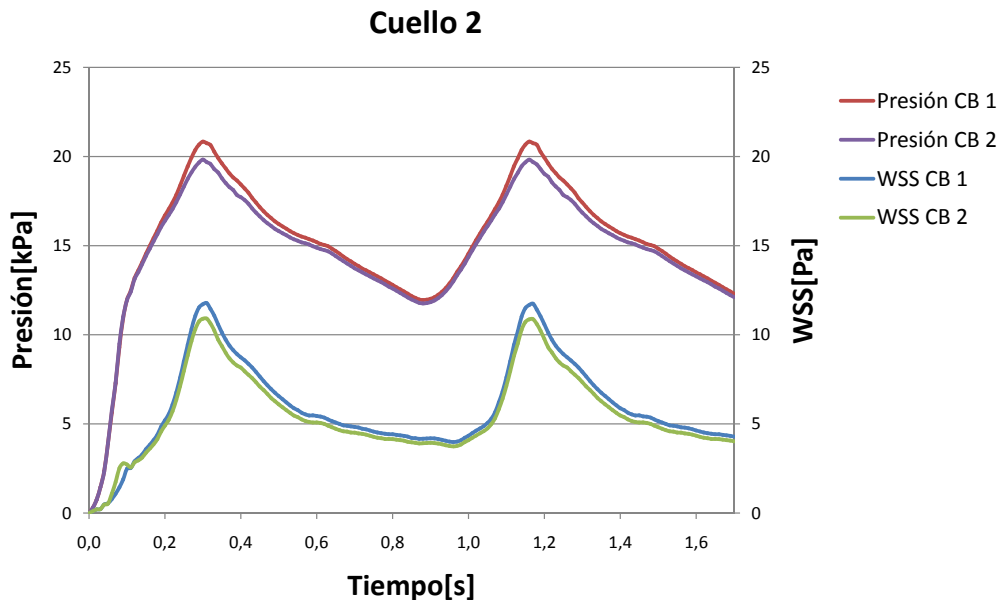


Figura 5.11: Presión y WSS en cuello 2 de aneurisma de caso 1 aplicando condición de borde a las salidas de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, y presiones iguales, CB1.

Tabla 5.10: Diferencia de presión y wss en cima y cuello de aneurisma de Caso 1 para simulación que usa la condición de borde a la salida de presiones distintas según la relación de caudales de Zamir, CB2, con respecto a la simulación que considera presiones iguales, CB1.

Diferencia	WSS	Presión	WSS	Presión	WSS	Presión
	Cuello 1	Cuello 1	Cuello 2	Cuello 2	Cima	Cima
Promedio	2.3 %	-2.6 %	-6.7 %	-2.4 %	1.0 %	-2.6 %

Las figuras 5.9, 5.10 y 5.11 indican que las mayores diferencias se encuentran en las presiones, ya que disminuyen en promedio con respecto al caso que aplica la CB1, en un 2.6 % para la cima y el cuello del aneurisma, diferencia cercana a la disminución promedio en la presión de ambas salidas para la CB2 con respecto a la presión aplicada en al CB1, correspondiente a un 2.4 %. Las diferencias de esfuerzo de corte son de un 1 %, 2.3 % y 6.7 % para la cima, cuello 1 y cuello 2 respectivamente.

### Validación del Modelo

Para validar las hipótesis que deducen la CB2, se chequeó si la hipótesis de caudales de Zamir se cumple en la simulación que aplica la condición de presiones distintas a las salida, obteniendo diferencias de caudales entre lo que debería dar según Zamir y la simulación que considera la CB2 de -7.4 % y 4.0 % para las salidas de la geometría 1 y 2 respectivamente, por lo que se considera que estas diferencias son

pequeña y la metodología propuesta para conocer los caudales a la salida de una bifurcación entrega una buena aproximación para conocer estos, pero para problemas donde se necesite mayor exactitud de caudales, se tendrá que recurrir a otra forma más precisa.

Sobre los resultados se tiene las diferencias en estos según la condición de borde usada no varían considerablemente, teniendo valores muy cercanos de WSS y pequeños cambios en la presión, lo que se explica porque las presiones usadas en la CB2 en la salida son levemente menores a la presión usada en la CB1, tal como se puede ver en la figura 3.19, es por esto que se decidió aplicar presiones iguales a las salidas, misma condición que ha sido usada en trabajos anteriores.

## **5.2. Estudio Estadístico**

Con los resultados de los 10 casos estudiados, se buscaron las relaciones estadísticas entre las variables fluidodinámicas de interés dentro del aneurisma, como son la presión y el esfuerzo de corte en la cima que es lugar donde la mayoría de los aneurismas se rompen, tiempo de residencia y caudal que entra al aneurisma con el factor de forma NSI del aneurisma. El software estadístico usado para este estudio fue StatgraphicsPlus 5.1.

Cabe recordad que los casos estudiados fueron seleccionados con el criterio de que el aneurisma se encuentre en la continuación de la arteria de entrada de la bifurcación o que presente un leve desplazamiento de esta, ya que al considerar aneurismas semi-terminales, es decir, que el aneurisma se forme en la bifurcación pero considerablemente desplazado de la zona de impacto del fluido en la bifurcación, puede ensuciar el estudio de la correlación entre las variables por las distintas características geométricas que presentarían los casos.

### **5.2.1. Presión en Cima de Aneurisma para la Sístole**

La zona que se puede considerar de mayor importancia en el aneurisma, es la cima, dado que es en aquí donde se produce la ruptura, siendo las variables fluidodinámicas que dependen de esta la presión del fluido y el esfuerzo de corte en la pared producido por su movimiento.

A continuación se muestra el estudio estadístico que relaciona linealmente la presión en la cima para la sístole de los 10 casos simulados, la que corresponde a la vez a la máxima presión en esta zona para el ciclo, con el factor de forma NSI.

Tabla 5.11: Presión de la cima del aneurisma en la sístole( $t = 1,16[s]$ ) de los casos simulados según su índice geométrico NSI.

Caso	NSI	Presión Cima[kPa]
1	0,190	21,47
2	0,115	16,94
3	0,065	33,53
4	0,021	45,52
5	0,109	16,59
6	0,114	21,60
7	0,183	19,31
8	0,151	18,76
9	0,119	18,81
10	0,051	20,47

### Gráfico del Modelo Ajustado

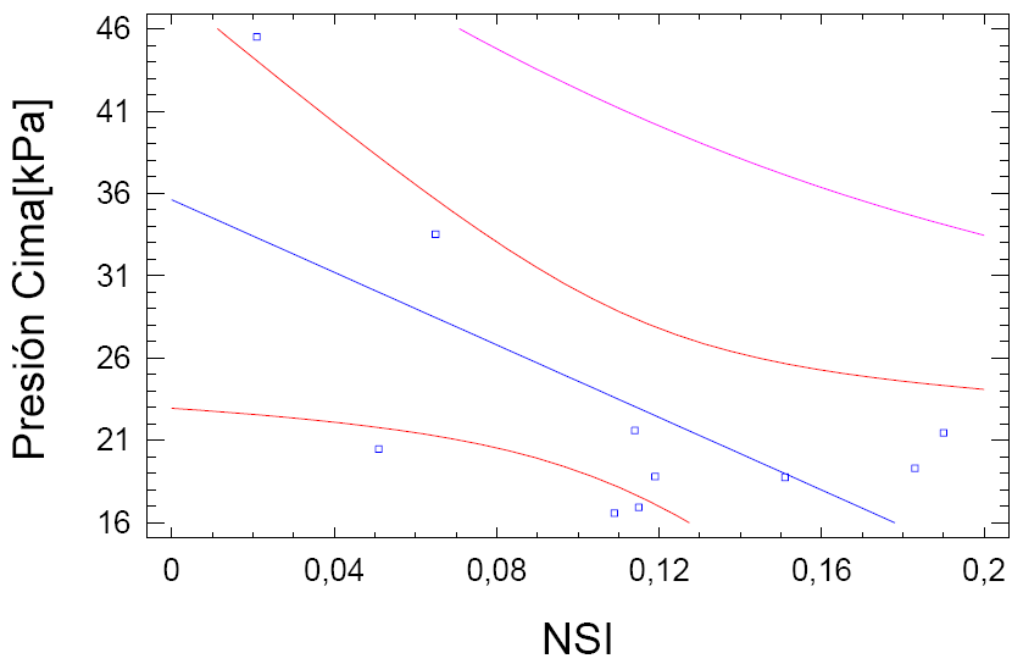


Figura 5.12: Correlación entre la presión de la cima de aneurisma en la sístole y el factor de forma NSI del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95% y las curvas lilas exteriores muestran los intervalos de predicción con una confiabilidad del 95%.



Tabla 5.12: Análisis de la regresión lineal estadística entre la presión de la cima del aneurisma en la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI.

Parámetro	Estimación	Error estándar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	35,62	5,49	6,48	0,0002
Pendiente	-110,19	44,57	-2,47	0,0386

Tabla 5.13: Análisis de la varianza de la relación estadística entre la presión de la cima del aneurisma para la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI.

Fuente	Suma de Cuadrados	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	326.93	326.93	6.11	0.0386
Residuo	427.86	53		
Total(Corr.)	754.80			

Los valores de correlación del estudio son:

- Coeficiente de Correlación = -0,658
- R-cuadrado = 43,3 %
- Error estándar de est. = 7,313
- Error absoluto medio = 5,586

La ecuación del modelo ajustado es

$$P_{cima}[kPa] = 35,62 - 110,19 * NSI \quad (5.1)$$

Dado que el p-valor en la tabla ANOVA es inferior a 0.05, existe una relación estadísticamente significativa entre la presión de la cima del aneurisma y el NSI para un nivel de confianza del 95 %.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 43,3 % la variabilidad de la presión de la cima. El coeficiente de correlación es igual a -0,658, indicando una relación moderadamente fuerte entre las variables. El error estándar de la estimación de 7,313, muestra la desviación típica de los residuos, este valor puede usarse para construir límites de la predicción.

### 5.2.2. Esfuerzo de Corte en la Cima del Aneurisma para la Sístole

El estudio del esfuerzo de corte en la pared (WSS) de la cima del aneurisma producto del movimiento del fluido es importante, dado que diversos estudios como el de Shojima[23] muestran la directa relación

entre la ruptura de aneurismas con el esfuerzo de corte en la pared, descubriendo que los altos esfuerzos de cortes son los responsables de la formación del aneurisma, pero los bajos producen un debilitamiento de la pared producto de cambios degenerativos en esta, lo que puede repercutir en la ruptura de este.

Tabla 5.14: Esfuerzo de corte en la pared (WSS) de la cima del aneurisma de los casos simulados según su índice geométrico NSI para la sístole( $t = 1,16[s]$ ).

Caso	NSI	WSS Cima[Pa]
1	0,190	0,67
2	0,115	0,68
3	0,065	11,02
4	0,021	13,34
5	0,109	0,40
6	0,114	4,84
7	0,183	3,91
8	0,151	6,38
9	0,119	4,17
10	0,051	1,88

## Gráfico del Modelo Ajustado

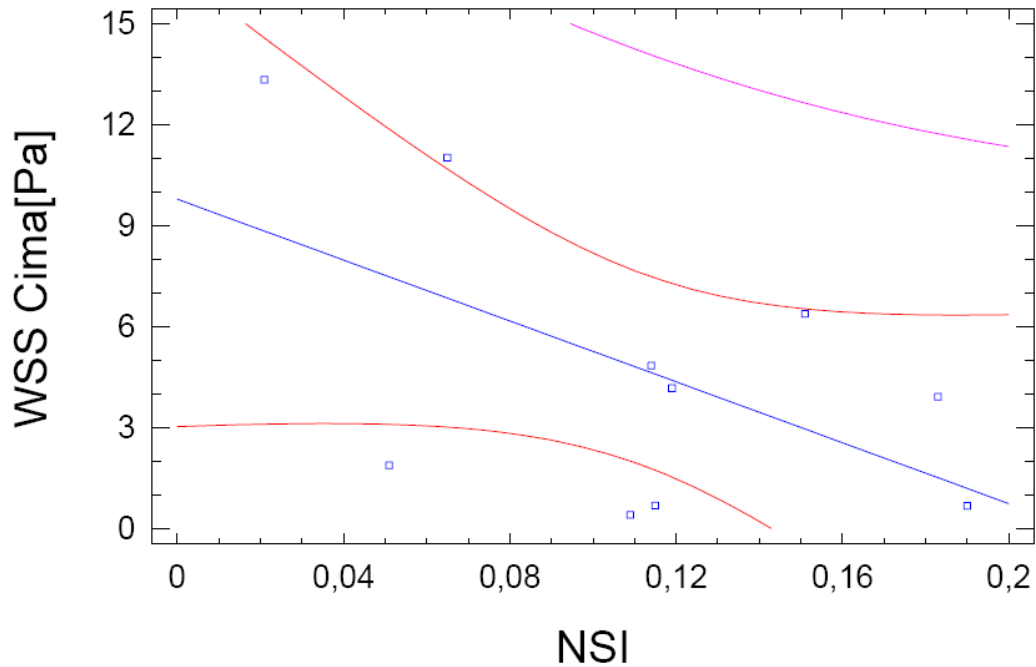


Figura 5.13: Correlación entre la esfuerzo de corte en la cima del aneurisma en la sístole y el factor de forma NSI del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los intervalos de predicción con una confiabilidad del 95 %.

Tabla 5.15: Análisis de regresión lineal de la relación estadística entre el esfuerzo de corte en la cima del aneurisma para la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI.

Parámetro	Estimación	Error estándar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	9,79	2,93	3,34	0,0103
Pendiente	-45,26	23,80	-1,90	0,0937

Tabla 5.16: Análisis de la varianza de la relación estadística entre el esfuerzo de corte en la cima de aneurisma para la sístole y el factor de forma del aneurisma NSI.

Fuente	Suma de Cuadrados	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	55.16	55.16	3.62	0.0937
Residuo	122.02	15		
Total(Corr.)	177.17			

Los valores de correlación del estudio son:

- Coeficiente de Correlación = -0,558
- R-cuadrado = 31,131 %
- Error estándar de est. = 3,901
- Error absoluto medio = 2,943

La ecuación del modelo ajustado es:

$$WSS_{cima}[Pa] = 9,79 - 45,26 * NSI \quad (5.2)$$

Dado que el p-valor en la tabla ANOVA es inferior a 0.10, existe una relación estadísticamente significativa entre el WSS en la cima del aneurisma y el NSI para un nivel de confianza del 90 %.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 31,131 % la variabilidad en el WSS de la cima del aneurisma. El coeficiente de correlación es -0,558, indicando una relación moderadamente fuerte entre las variables. El error estándar de la estimación muestra que la desviación típica de los residuos es 3,905. Este valor puede usarse para construir límites de predicción.

El error absoluto medio(MAE) de 2,948 es el valor medio de los residuos.

### **5.2.3. Tiempo de Residencia Dentro de Aneurisma**

Al relacionar linealmente el tiempo de residencia dentro del aneurisma de los casos terminales simulados mostrado en la sección 4.1 con su respectivo NSI, se tienen los siguientes resultados estadísticos:

## Gráfico del Modelo Ajustado

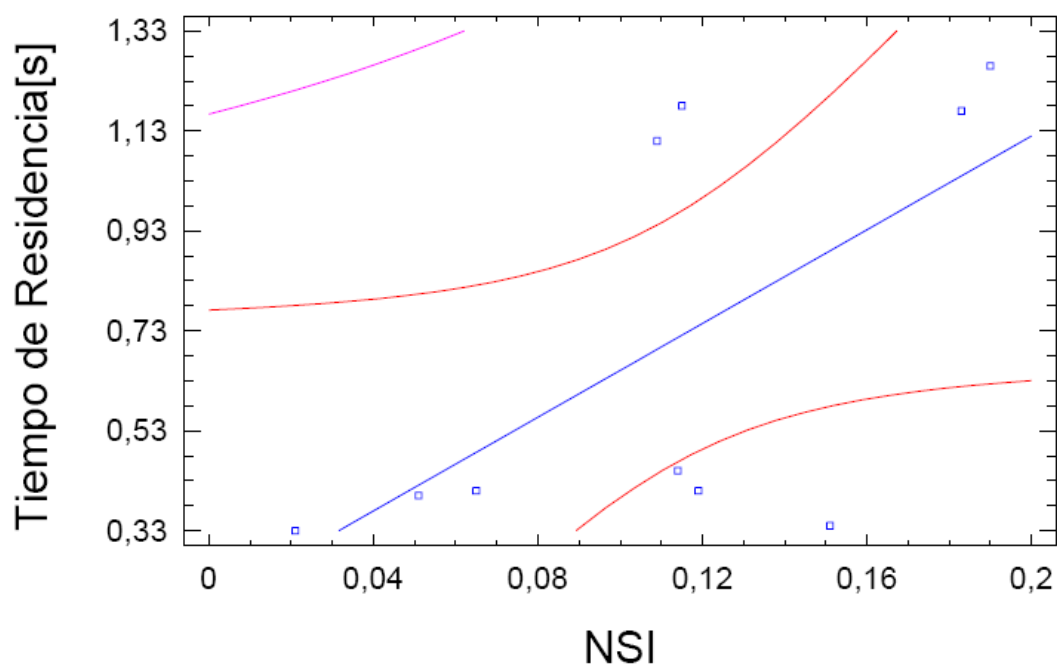


Figura 5.14: Correlación entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma NSI del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los intervalos de predicción con una confiabilidad del 95 %.

Tabla 5.17: Análisis de regresión lineal de la relación estadística entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma NSI del aneurisma.

Parámetro	Estimación	Error estándar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	0,18	0,26	0,71	0,4978
Pendiente	4,69	2,07	2,26	0,0537

Tabla 5.18: Análisis de la varianza de la relación estadística entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma NSI del aneurisma.

Fuente	Suma de Cuadrados	GL	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	0,59	1	0,59	5,11	0,0537
Residuo	0,93	8	0		
Total(Corr.)	1,52	9			

Los valores de correlación del estudio son:

- Coeficiente de Correlación = 0,624
- R-cuadrado = 38,979 %
- Error estándar de est. = 0,340
- Error absoluto medio = 0,249

La ecuación del modelo ajustado es

$$T_{residencia}[s] = 0,18 + 4,69 * NSI \quad (5.3)$$

Dado que el p-valor en la tabla ANOVA es inferior a 0.10, existe una relación estadísticamente significativa entre el tiempo de residencia y el NSI para un nivel de confianza del 90 %.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 38,979 % de la variabilidad en el tiempo de residencia. El coeficiente de correlación es igual a 0,624, indicando una relación moderadamente fuerte entre las variables. El error estándar de la estimación es 0,340, muestra la desviación típica de los residuos. Este valor puede usarse para construir límites de la predicción.

El error absoluto medio (MAE) de 0,249, es el valor medio de los residuos.

#### **5.2.4. Razón entre Caudal de Entrada a Aneurisma y Caudal de Geometría**

Como en la modelación de los casos se considera como condición de borde a la entrada un perfil de Womersley tal que la velocidad media debe ser la mostrada en la figura 2.5, el caudal varia de un caso a otro dependiendo del diámetro de la sección de entrada, lo que implica, que no es válido estudiar estadísticamente la cantidad de caudal que entra al aneurisma, es por esto, que en vez de estudiar cantidades se estudiaron los porcentajes del caudal de la geometría que entra al aneurisma, teniendo los siguientes resultados:

Tabla 5.19: Caudal en geometrias

Caso	NSI	$Q_{aneurisma}[cm^3/s]$	$Q_{geometria}[cm^3/s]$	$Q_{aneurisma}/Q_{geometria}[\%]$
1	0,190	0,96	1,47	65,4 %
2	0,115	0,59	1,79	32,9 %
3	0,065	7,40	10,75	68,8 %
4	0,021	2,07	13,43	15,4 %
5	0,109	0,89	2,58	34,5 %
6	0,114	2,45	2,96	82,8 %
7	0,183	2,05	3,24	63,4 %
8	0,151	0,21	4,24	4,9 %
9	0,119	3,29	11,65	28,2 %
10	0,051	1,95	9,36	20,8 %

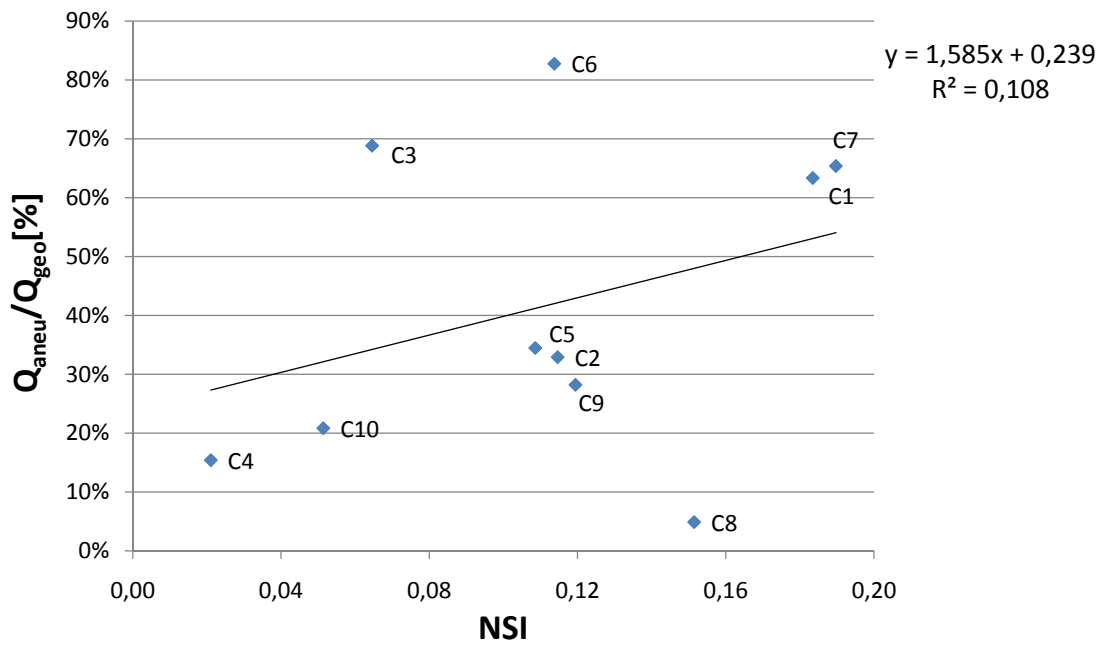


Figura 5.15: Regresión lineal del porcentaje de caudal que entra al aneurisma del caudal total de la geometría con el índice geométrico NSI del aneurisma.

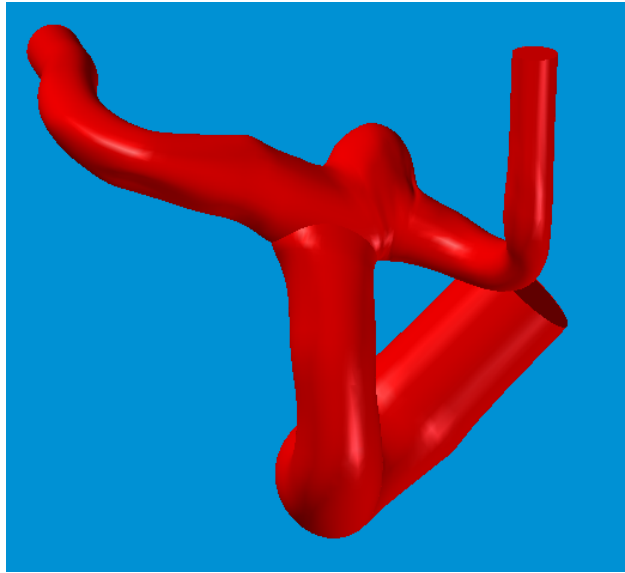


Figura 5.16: Geometría de caso 10, la que presenta el aneurisma levemente desplazado de la zona de impacto del fluido en la bifurcación.

La regresión mostrada en la figura 5.15 tiene un  $p - valor = 0,35$  lo que indica, que el nivel de confianza de la relación estadística no es significativa para un nivel de confianza del 90% o superior, y al comparar los resultados de la razón de caudales con la geometría del caso, se aprecia que los casos que presentan los porcentajes más pequeños son el caso 8, 4 y 10, lo que se explica por dos fenómenos, el caso 8 se debe a que no es capaz de recibir un caudal considerable por el pequeño tamaño del aneurisma, y los casos 4 y 10 tienen la característica común de que el aneurisma esta levemente desplazado de la continuación de la arteria de entrada a la bifurcación, por lo que es de esperarse que una parte significativa del caudal de la geometría pase directamente a las salidas. Por lo anterior, se concluye que, la proporción de caudales depende de la alineación del aneurisma con la arteria de entrada a la bifurcación como también del tamaño del aneurisma.



---

## Capítulo 6

### Conclusiones

---

Según los resultados obtenidos y análisis de estos en el presente trabajo de título, se tienen las siguientes conclusiones:

- Se logro modelar los 10 casos de aneurismas cerebrales terminales disponibles en la base de datos del laboratorio de fluidodinámica del departamento, corrigiendo geometrías que fueron suavizadas por anteriores memoristas que simularon en Fluent, pero que esto trae problemas en el mallado en ADINA, se escalaron casos que no contaban con esta información y se cálculo el índice geométrico de aneurismas NSI de todos los casos terminales simulados.
- Se aplico con éxito la condición de borde de presiones distintas a las salidas, las que fueron deducidas en base a la hipótesis de caudales de Zamir, encontrando pequeñas diferencias de resultados con respecto al aplicar la mismas condición de presiones en las salidas, lo que se debe a las pequeñas diferencias en magnitud de las presiones aplicadas entre ambas condiciones de borde, es por esto que se decide simular las demás geometrías usando la condición de presión en las salidas aplicada en trabajos anteriores, es decir, la misma presión en el tiempo para todas las salidas.
- Al considerar el fluido como newtoniano se subestiman los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma a lo más en un 5 %, cuya diferencia máxima está en la cima del aneurisma, pero las presiones son prácticamente las mismas con respecto a usar un modelo de fluido no-newtoniano, por lo que se concluye que es una buena aproximación usar un modelo newtoniano, lo que proporciona una ganancia en el tiempo computación, el que disminuyo para el caso simulado en un 3 %.
- Al simular aplicando el método de integración temporal de Runge-Kutta de segundo orden, no se presentaron diferencias significativas ni aparecieron fenómenos no vistos en la simulación que usa el método de Euler, el que corresponde a una aproximación numérica de primer orden, por lo que se concluye que no es necesario para los casos simulados con el paso de tiempo aplicado en la modelación, cambiar el método de integración temporal a uno de segundo orden a costa de un mayor tiempo computacional.

- Se logro sanar gráficamente un caso, extirpando el aneurisma y dejando la geometría como se esperaba que fuese antes de que se produjera la malformación en la arteria, este fue modelado para estudiar cómo cambian los resultados fluidodinámicos de la bifurcación enferma con respecto a la sana, encontrando una disminución de un 94 % en el esfuerzo de corte en la pared y una disminución de un 4.1 % en la presión.
- Se realizo un estudio estadístico considerando los 10 casos terminales disponibles para encontrar relaciones fluidodinámicas del aneurisma con su factor de forma NSI.
- Se encontró una relación estadística lineal para aneurismas cerebrales terminales de la presión en la cima del aneurisma con el factor de forma NSI para una confiabilidad del 95 %.
- Se encontró una relación estadística lineal para aneurismas cerebrales terminales del esfuerzo de corte en la pared de la arteria en la cima del aneurisma con el factor de forma NSI para una confiabilidad del 90 %.
- Se encontró una relación estadística lineal para aneurismas cerebrales terminales del tiempo de residencia del fluido dentro del aneurisma con el factor de forma NSI con una confiabilidad del 90 %.
- Se encontró que no existe una relación estadística línea de aneurismas cerebrales terminales para el porcentaje de caudal que entra al aneurisma del caudal total de la geometría con su factor de forma NSI.

---

## Capítulo 7

### Bibliografía

---

- [1] ADINA, INC. 2008. Theory and Modeling Guide, Volumen III: ADINA CFD & FSI. Watertown. ADINA R&C, Inc.
- [2] ARAYA, S. 2008. Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido-estructura. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [3] BOTTO, S. 2005. Simulación de la hemodinámica en una geometría aproximada de aneurisma con un modelo de tratamiento endovascular. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [4] BOWERMAN, B. Y O'CONNELL, R. 1990. Lineal statistical models an applied approach, 2<sup>a</sup> ed. Miami, PWS-Kent.
- [5] BRAIN ANEURYSM. Incidence rates of brain aneurysms. [en línea] <http://www.brainaneurysm.com/> [consulta: 30 septiembre 2009].
- [6] CROZER KEYSTONE. Aneurismas. [en línea] <http://www.crozer.org/CrozerWeb/Templates/Common/content.aspx?pageid=P03316> [consulta: 30 septiembre 2009].
- [7] DESARROLLOS ARGENTINOS. 2009. Calculan el riesgo de los aneurismas. [en línea] <http://desarrollos-argentinos.blogspot.com/2009/01/calculan-el-riesgo-de-los-aneurismas.html> [consulta: 30 septiembre 2009].
- [8] FERATO.COM. Aneurisma. [en línea] <http://www.ferato.com/wiki/index.php/Aneurisma> [consulta: 15 septiembre 2009].
- [9] FIGUEROA, H. 2008. Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido estructura. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [10] HOLZAPFEL G.A., OGDEN R.W. 2003. Biomechanics of soft tissue in cardiovascular systems. New York, Springer.

- [11] INSTITUTO DE NEUROCIRUGÍA ASENJO. La sección de neurorradiología intervencional. [en línea] <http://www.neurorradiologia.cl/2009/intervencional.php> [consulta: 15 septiembre 2009].
- [12] LEDERMANN, D. 2006. Modelación de aneurismas cerebrales: simulación fluidodinámica y estructural. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [13] MARTINEZ, J. 2001. Anestesia para la cirugía de los aneurismas intracraneales. Parte I. [en línea] <http://www.uam.es/departamentos/medicina/anesnet/forconred/neuro/aneurismas/aneurismas1.htm> [consulta: 30 septiembre 2009].
- [14] MEDLINE PLUS. 2009. Aneurisma cerebral. [en línea] <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001414.htm> [consulta: 15 septiembre 2009].
- [15] MOIN, P. 2007. Fundamental of engineering numerical analysis. New York, Cambridge.
- [16] MORALES, H. 2006. Simulación de la hemodinámica de geometrías 3D aproximadas de aneurismas y análisis estadísticos de los casos. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [17] MUNIZAGA, J. 2009. Caracterización de la fluidodinámica en modelos realistas de aneurismas cerebrales tipo saco. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [18] MUÑOZ, C. 2004. Simulación numérica del flujo tridimensional e inestable en aneurisma tipo saco-terminal de la arteria basilar. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [19] O'CALLAGHAN, S., WALSH, M. Y MCGLOUGHLIN, T. 2006. Numerical modelling of newtonian and non-newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis. *Journal of Medical Engineering and Physics*.
- [20] PEREZ, J. 2008. Simulación fluidodinámica de tratamiento endovascular en modelos de aneurismas cerebrales. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [21] RAGHAVAN, M. L., MA, B. Y HARBAUGH, R. E. 2005. Quantified aneurysm shape and rupture risk, *J. Neurosurg* 102:355-362.
- [22] SANDVE, M., ISAKSEN, J., MARDAL, K., ROMNER, B., MORGAN, M. Y INGEBRIGTSEN, T. 2007. Computation of hemodynamics in the circle of willis. *Stroke* 2007;38;2500-2505.
- [23] SHOJIMA, M., OSHIMA, M., TAKAGI, K., TORII, R. Y HAYAKAWA, M. 2004. Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm: computational fluid dynamic study of 20 middle cerebral artery aneurysms. *Stroke* 2004;35;2500-2505.

- [24] SOLÍS, F. 2005. Hemodinámica e interacción sangre-arteria en casos simulados de aneurismas intracraneanos. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.
- [25] THUBRIKAR, MANO J. 2007. Vascular mechanics and pathology. New York, Springer.
- [26] TORRENS, P. 2007. Análisis del comportamiento mecánico y caracterización geométrica de aneurismas cerebrales reales aislados. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile.
- [27] UNIVERSITY OF MARYLAND, MEDICAL CENTER. 2008. Aneurisma cerebral-Información general.[en línea] [http://www.umm.edu/esp\\_ency/article/001414.htm](http://www.umm.edu/esp_ency/article/001414.htm) [consulta: 15 septiembre 2009].
- [28] WIKIPEDIA. Aneurisma. [en línea] <http://es.wikipedia.org/wiki/Aneurisma> [consulta: 15 septiembre 2009].
- [29] ZAMIR, M. 2000. The physics of pulsatile flow. New York, Springer.
- [30] ZÁRATE, A. 2004. Simulación de flujo sanguíneo en aneurisma cerebral. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile.

---

## Anexo A

### Simulaciones de Caso 1 con Modificaciones en la Modelación

---

Se desea comparar los resultados de las simulaciones al aplicarle modificaciones al modelo usado en trabajos anteriores, con los siguientes cambios:

- Supuesto de fluido newtoniano
- Presiones distintas en las salidas
- Integración temporal usando método de Runge-Kutta de segundo orden

Los cambios anteriores fueron modelados en el caso 1 y cuyos resultados son comparados con los de la modelación de la misma geometría pero usando la metodología descrita en la sección 3.2.

# A.1. Caso 1 Integrado Temporalmente en Segundo Orden

## Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

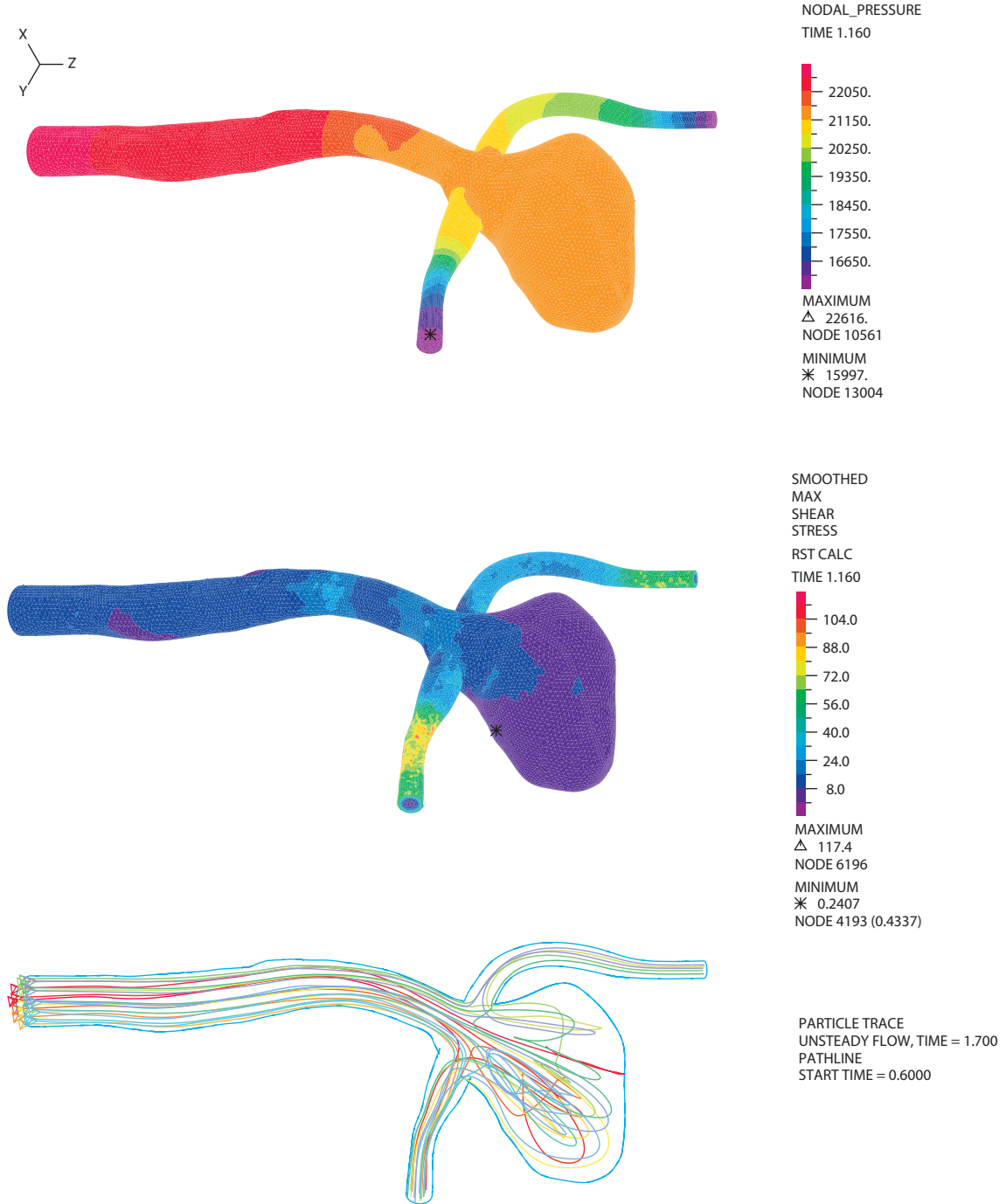


Figura A.1: Distribución de Presiones y WSS para la sístole.

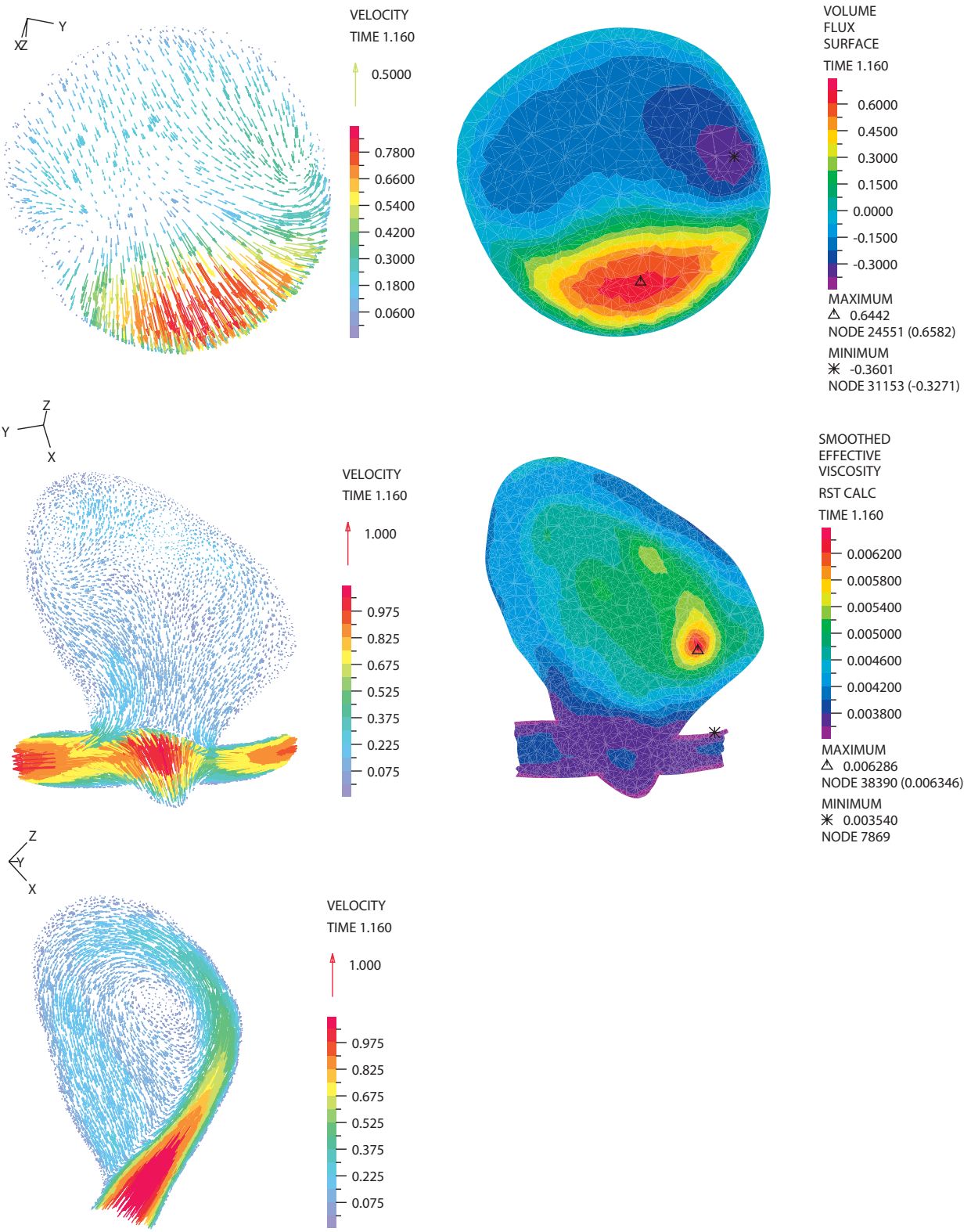


Figura A.2: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole.



## Resultados Transientes

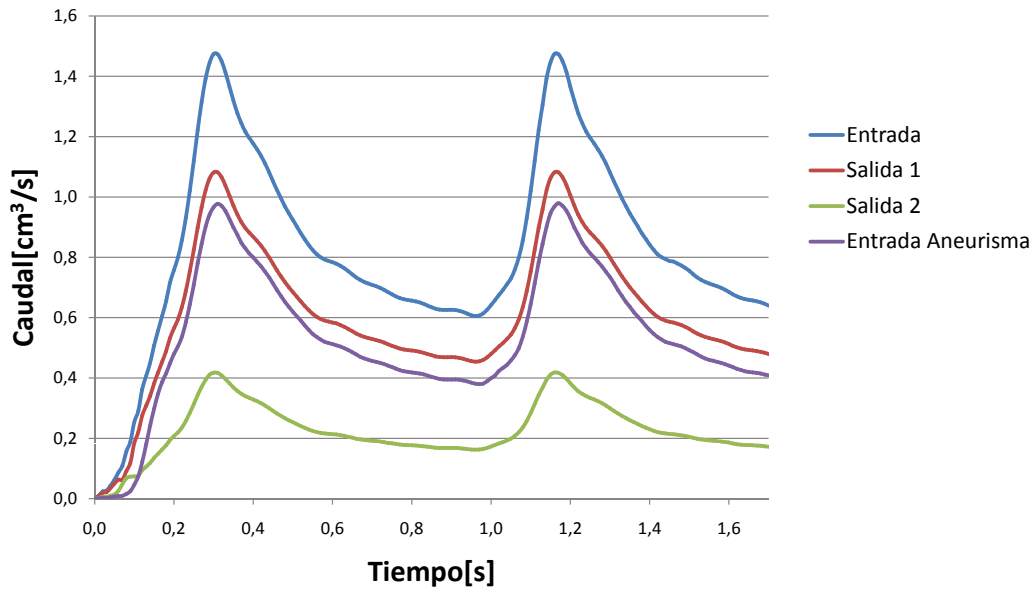


Figura A.3: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma.

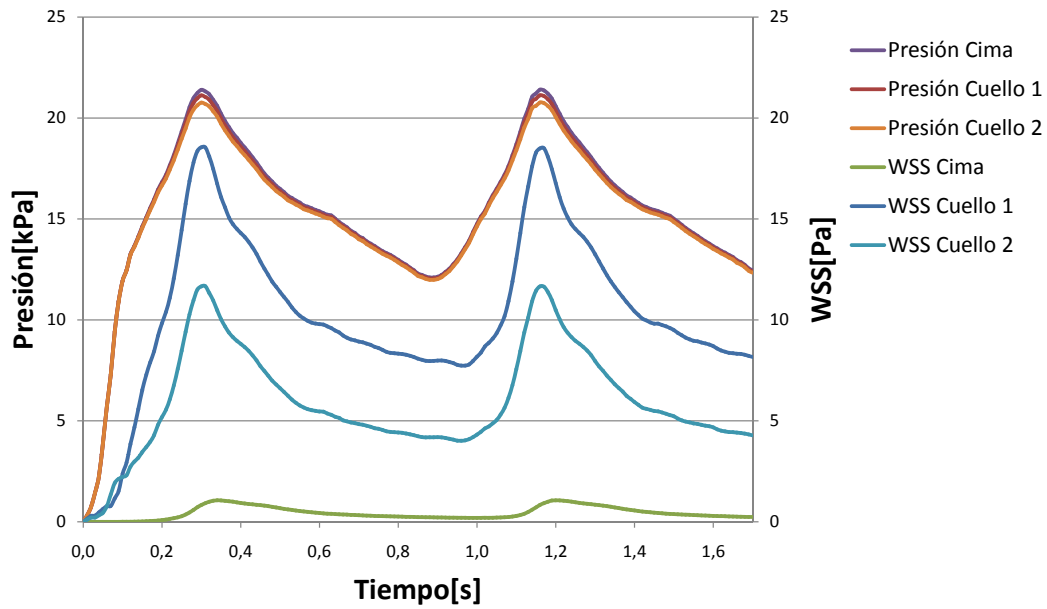


Figura A.4: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma.

## A.2. Caso 1 con Presiones a la Salida Distintas

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

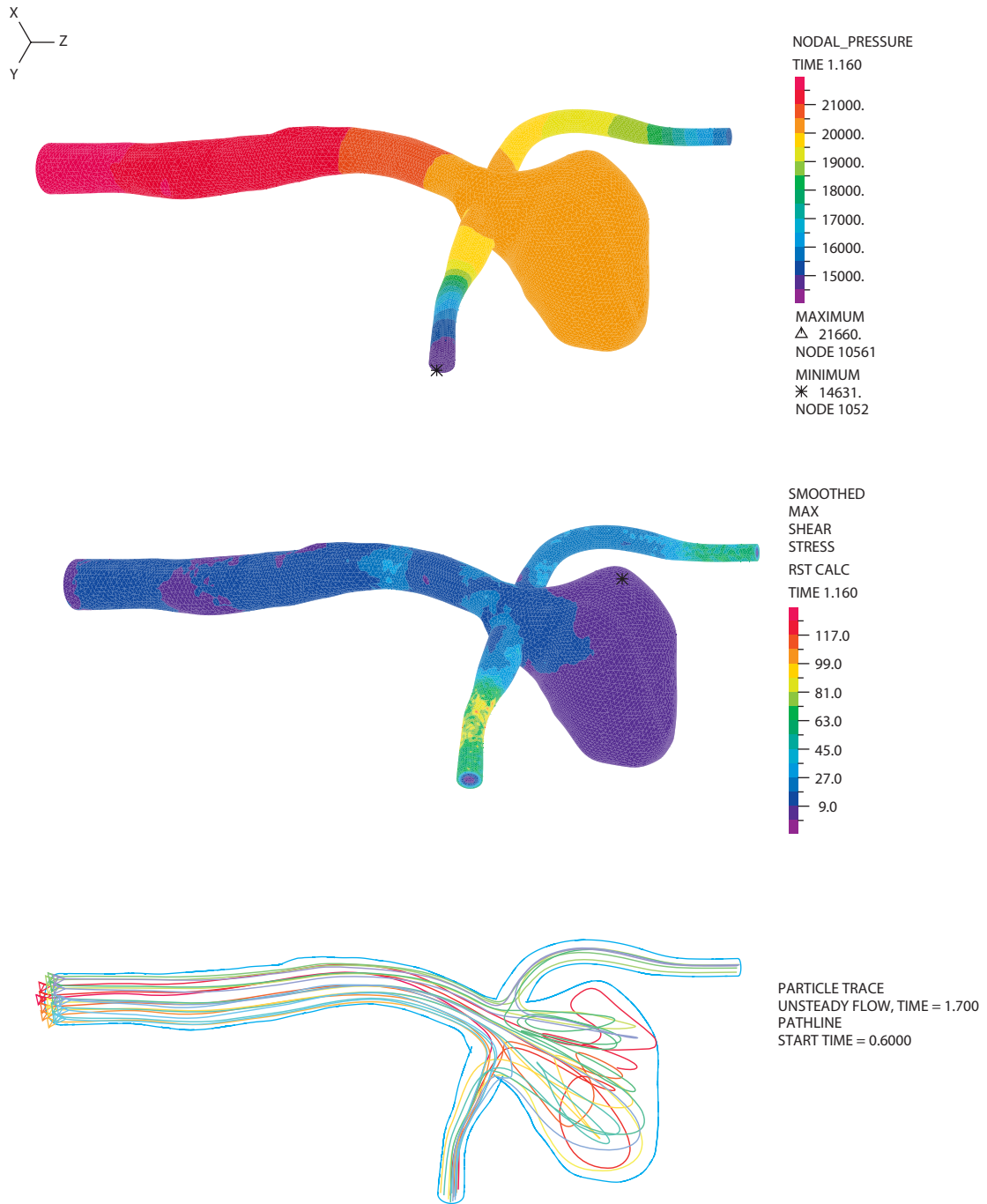


Figura A.5: Distribución de Presiones y WSS para la sístole.

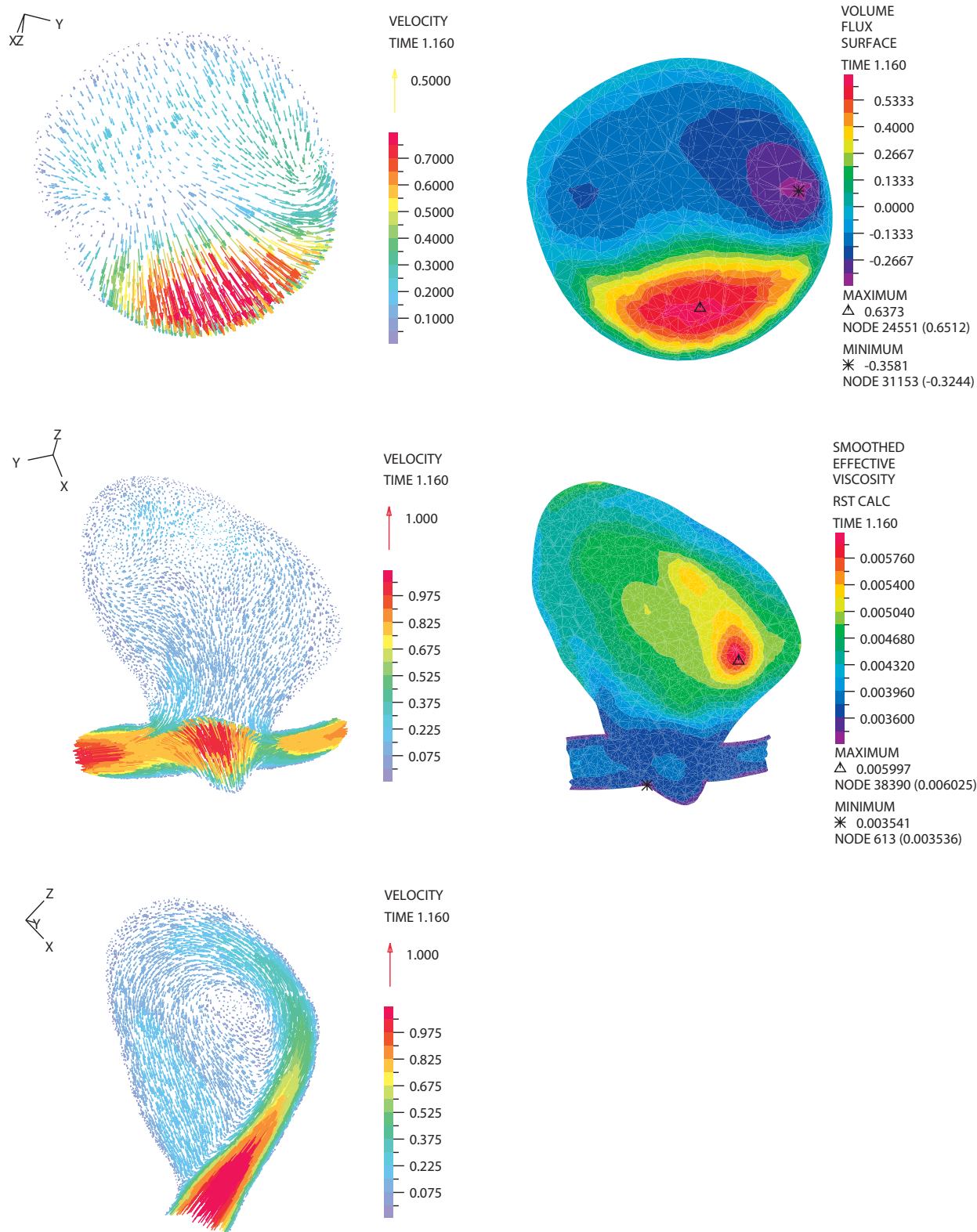


Figura A.6: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole.

## Resultados Transientes

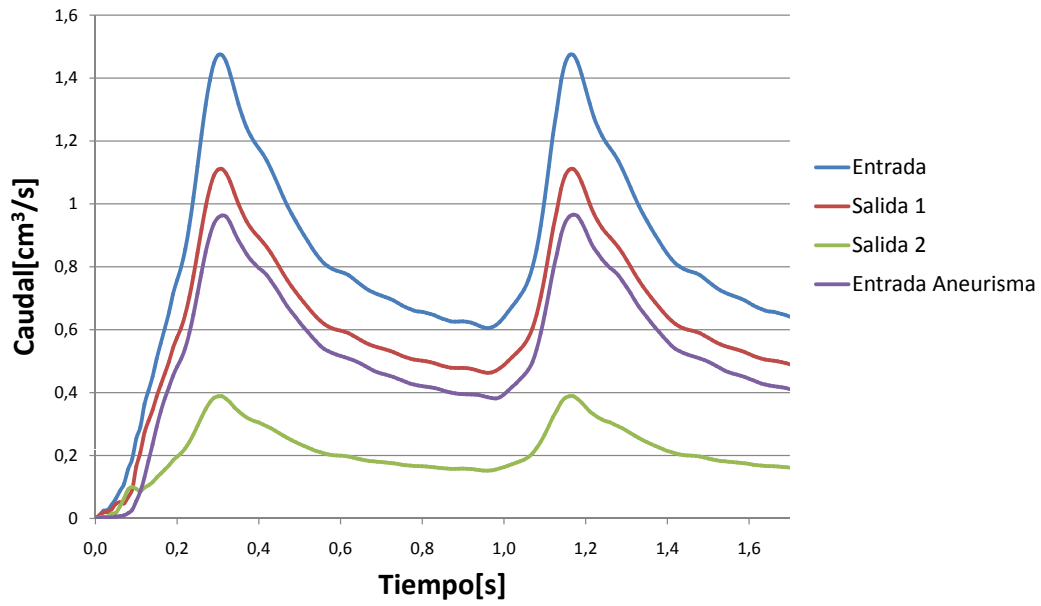


Figura A.7: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma.

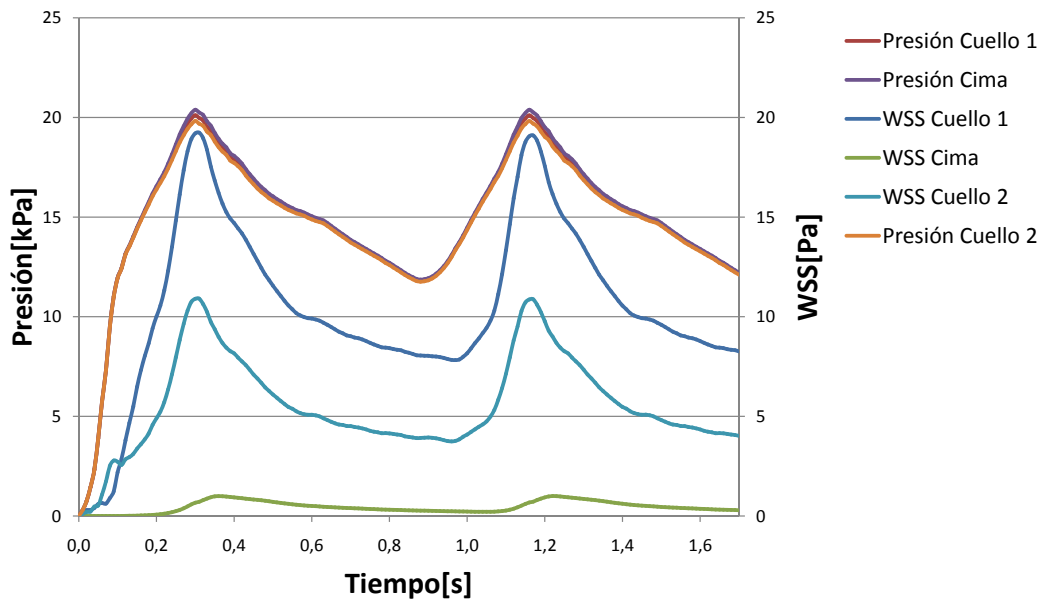


Figura A.8: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma.

### A.3. Caso 1 Newtoniano

#### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

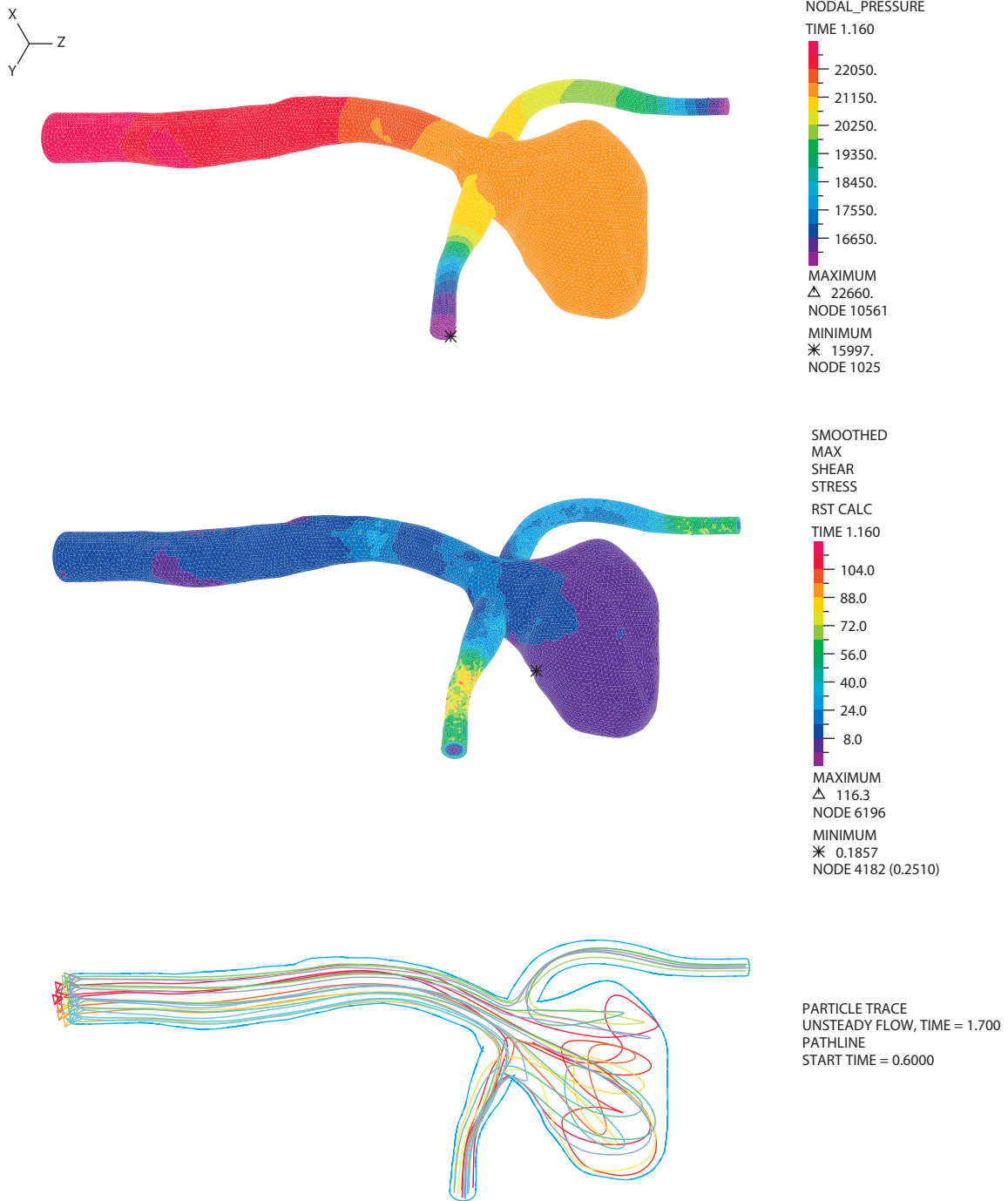


Figura A.9: Distribución de Presiones y WSS para la sístole.

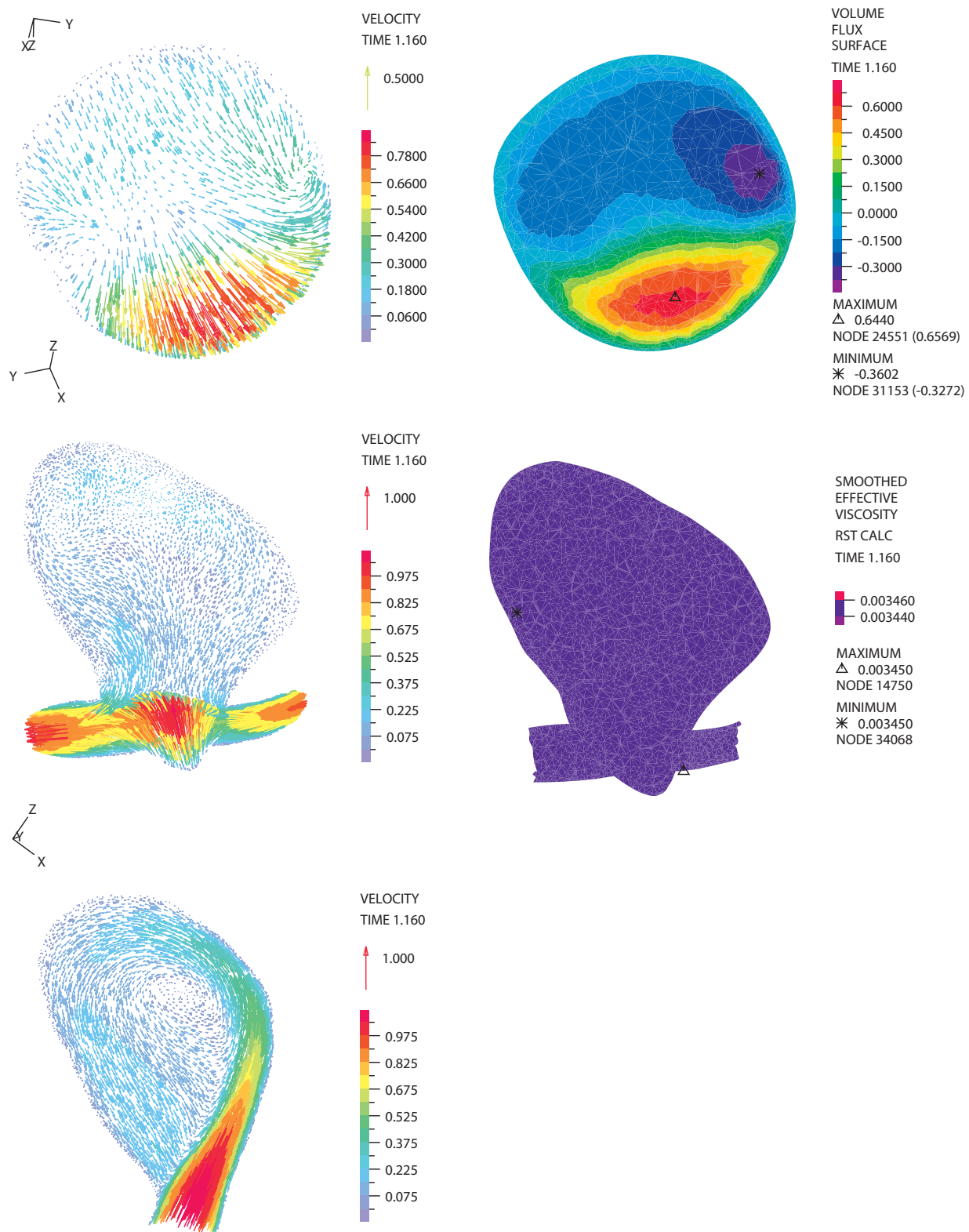


Figura A.10: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole.

## Resultados Transientes

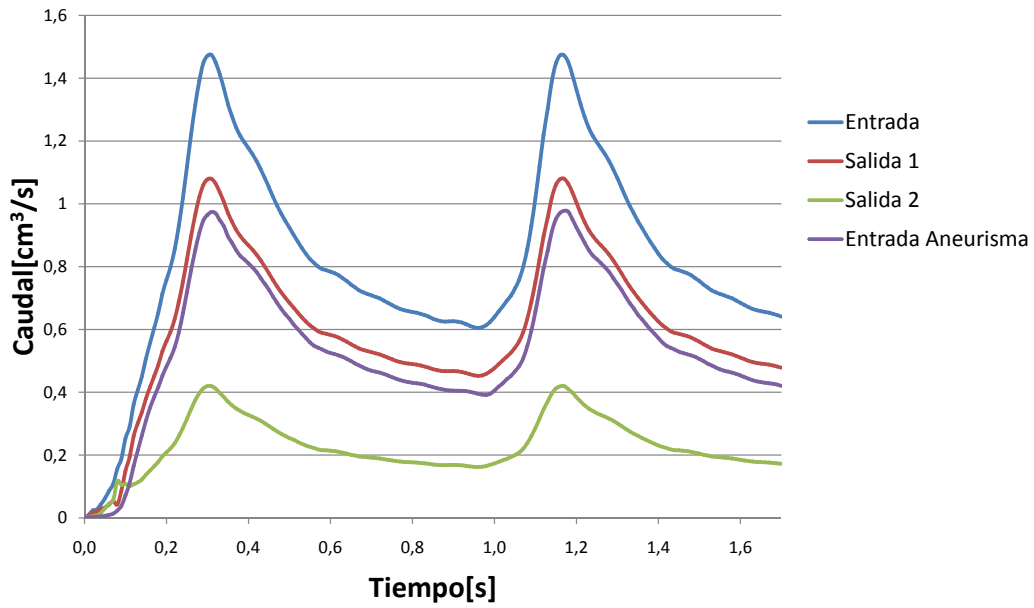


Figura A.11: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma.

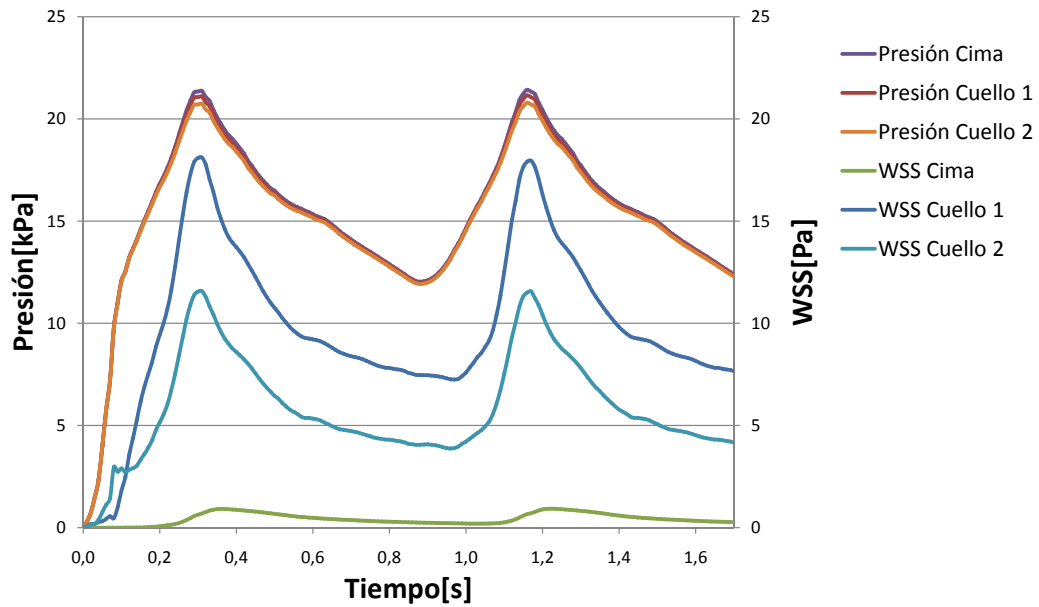


Figura A.12: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma.

---

## Anexo B

### Simulaciones de Casos Considerados en Estudio Estadístico

---

Para el estudio estadístico de las variables fluidodinámicas de aneurismas cerebrales terminales se tomo como referencia la simulación de los 10 casos terminales disponibles en el laboratorio de fluidodinámicas, el caso 1 mostrado en detalle en secciones anteriores más los otros 9 mostrados en este anexo, y con ellos se buscaron relaciones para la presión y esfuerzo de corte en la pared para la cima del aneurisma, porcentajes de caudal que entra al aneurisma y tiempo de residencia en el aneurisma. El estudio estadístico se muestra en la sección 5.2.



## B.1. Caso 2

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

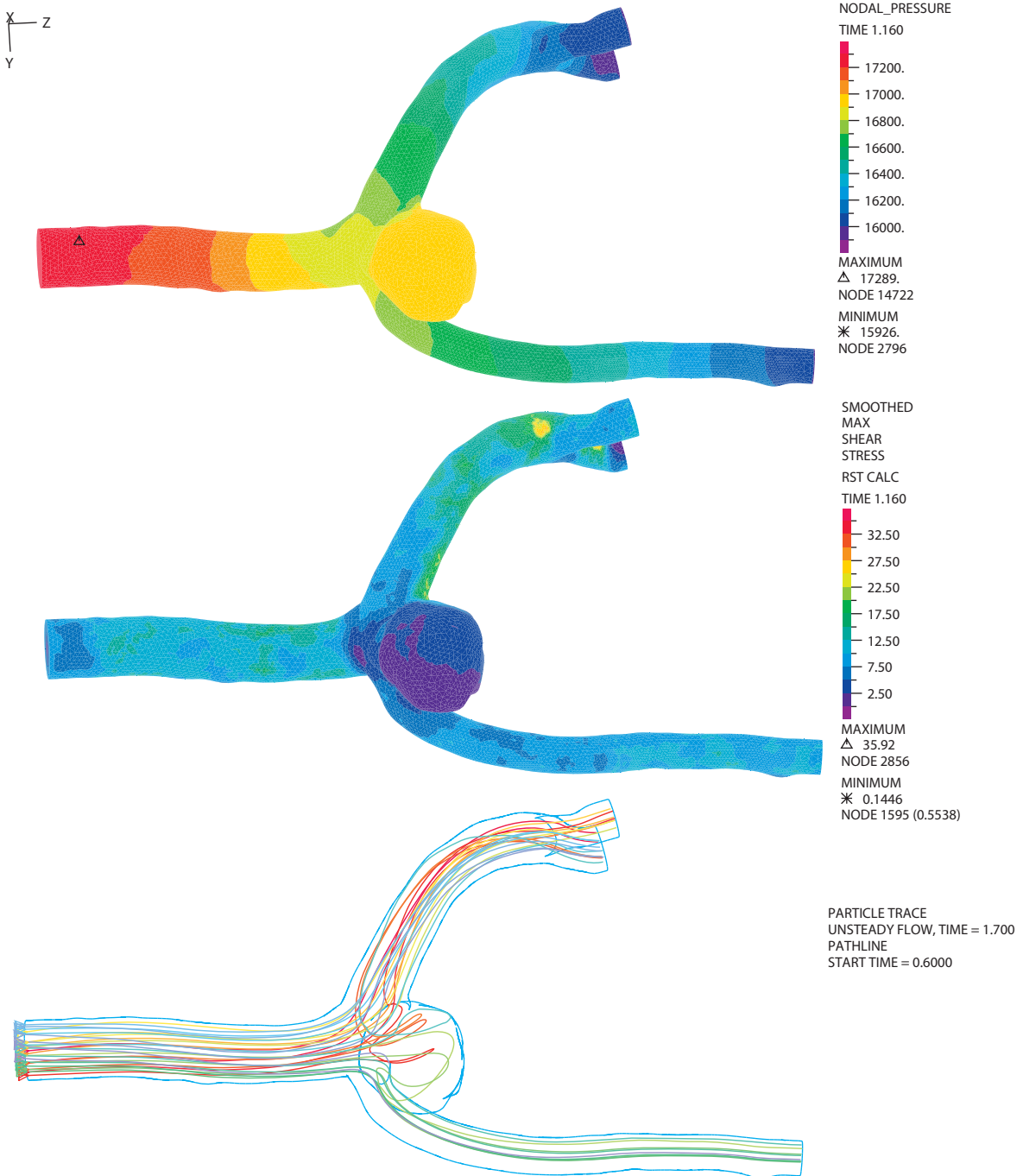


Figura B.1: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 2.

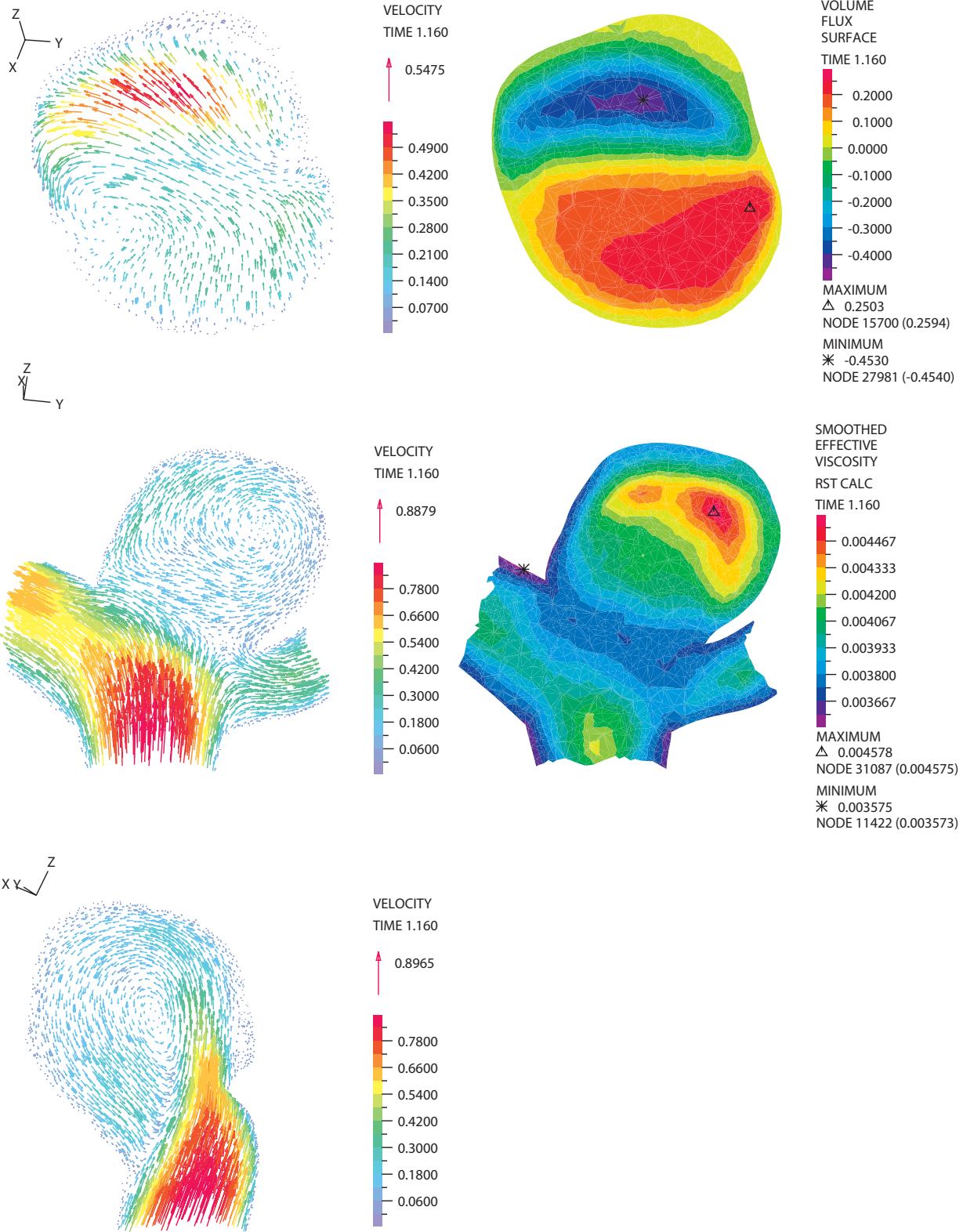


Figura B.2: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 2.

## Resultados Transientes

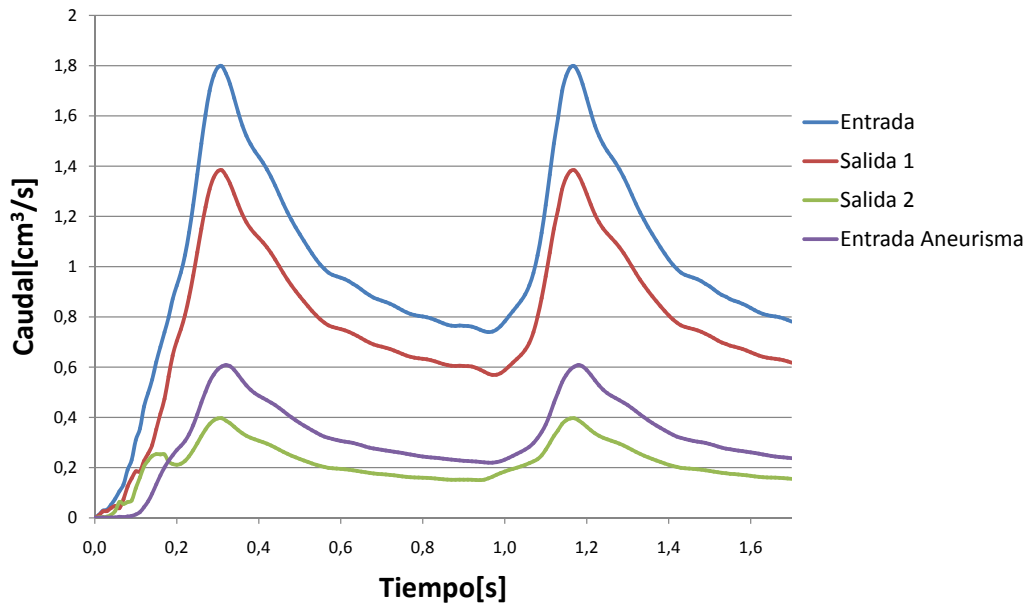


Figura B.3: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 2.

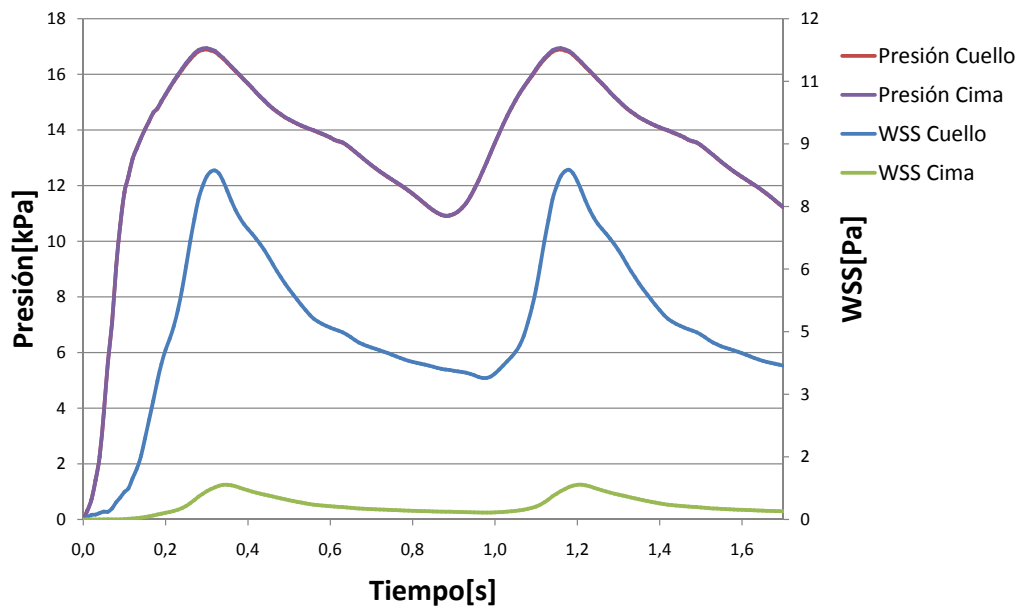


Figura B.4: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 2.

## B.2. Caso 3

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

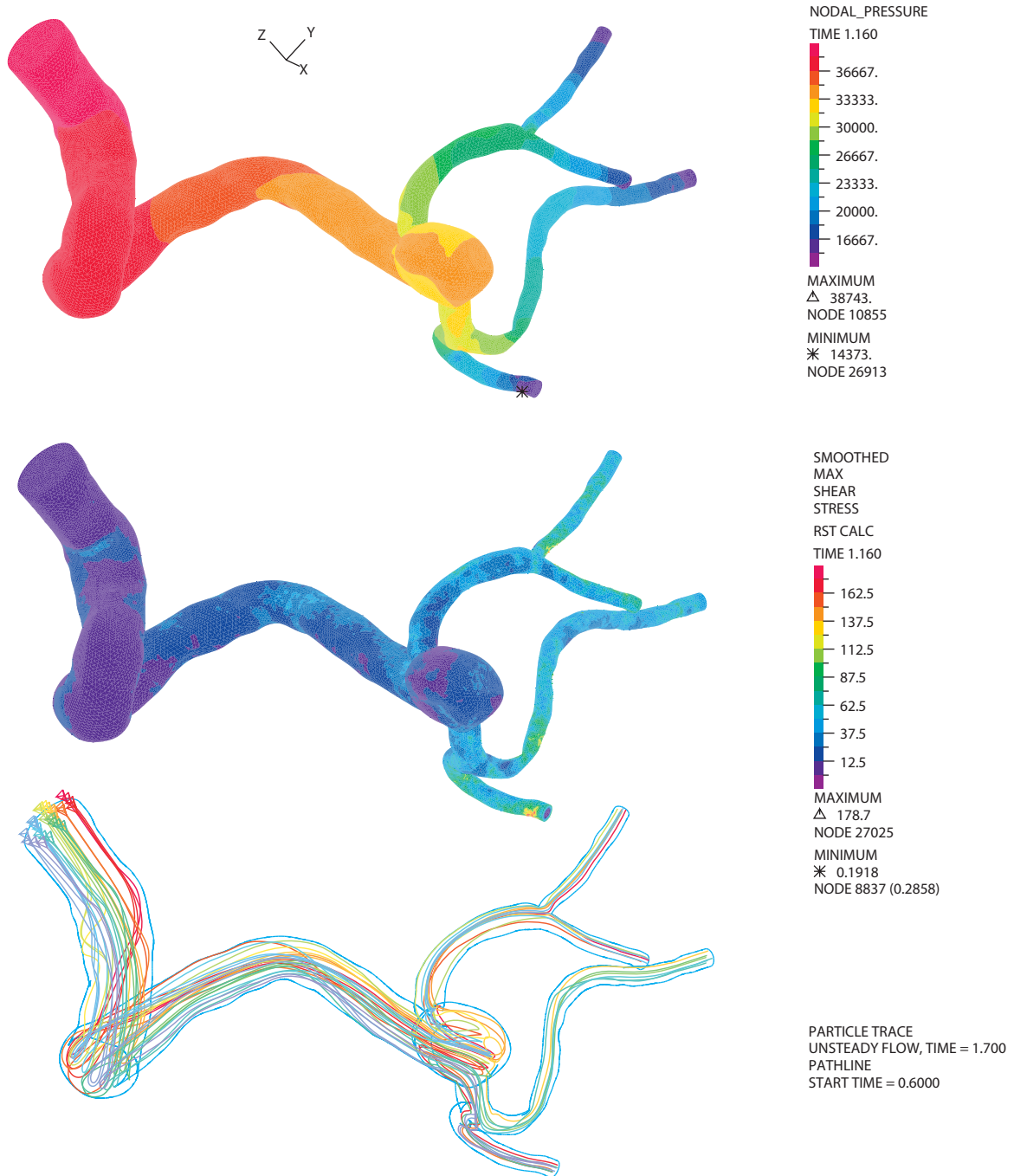


Figura B.5: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 3.

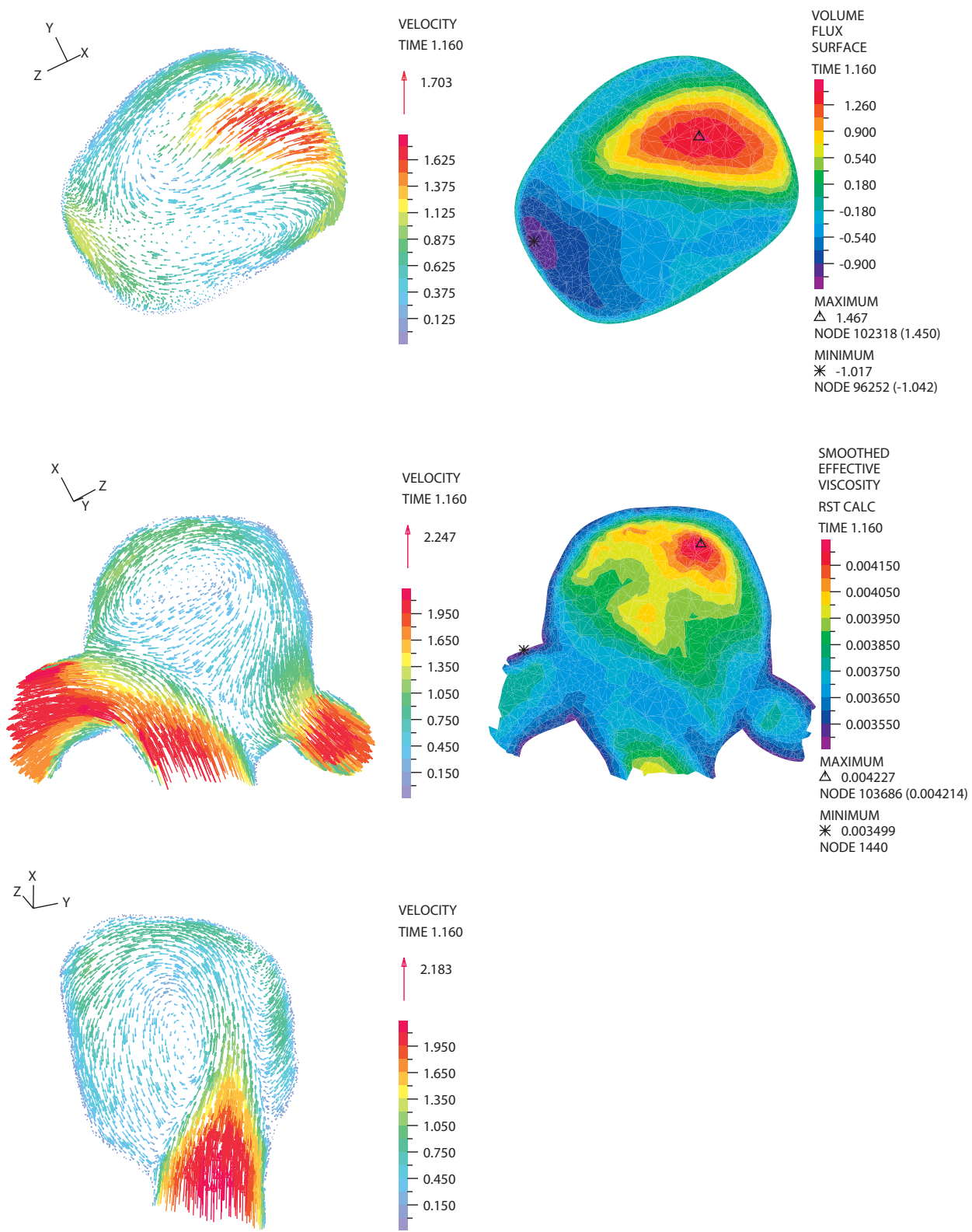


Figura B.6: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 3.

## Resultados Transientes

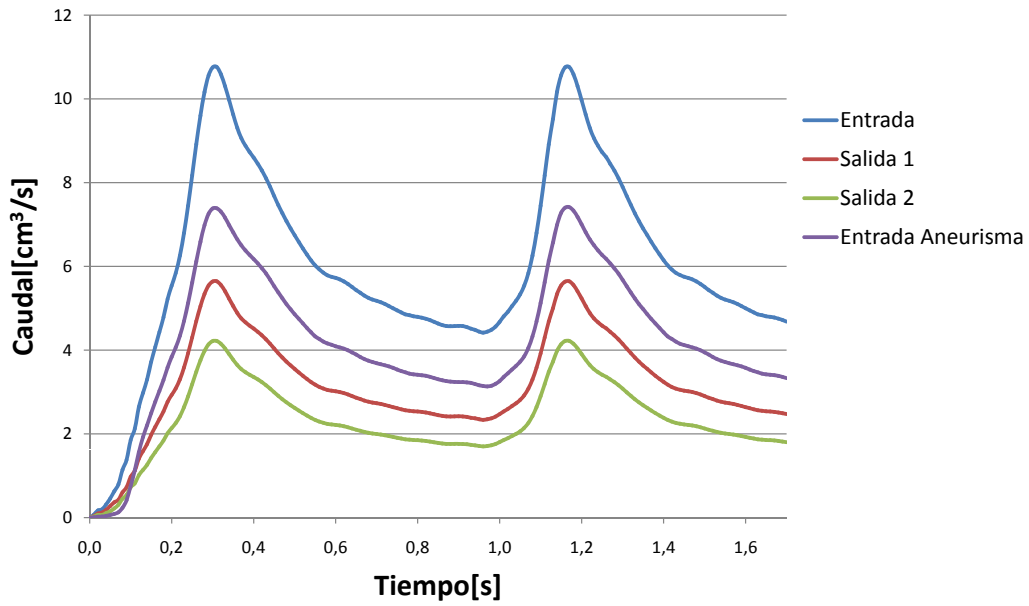


Figura B.7: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 3.

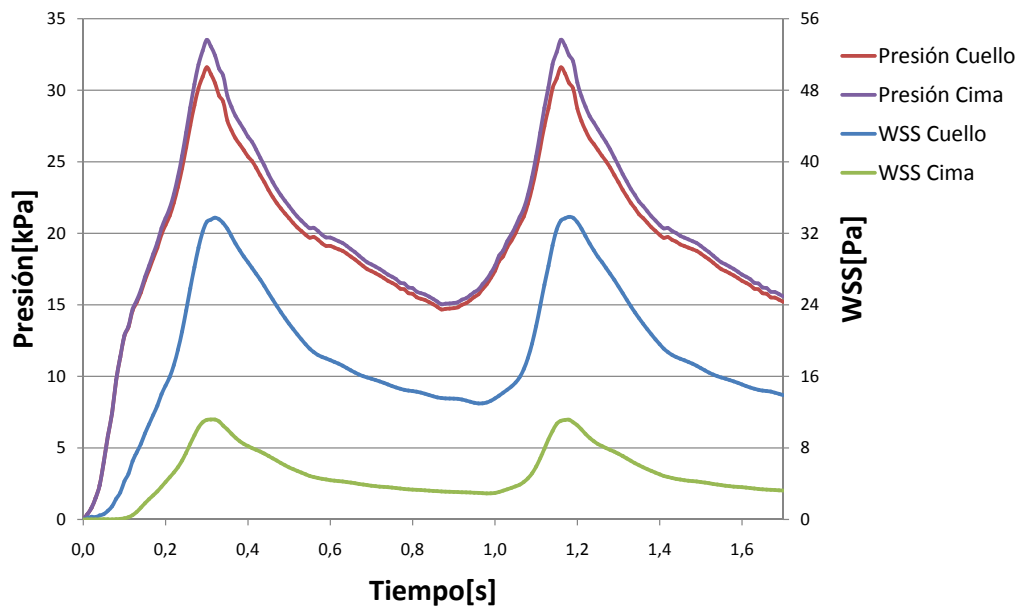


Figura B.8: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 3.

### B.3. Caso 4

#### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

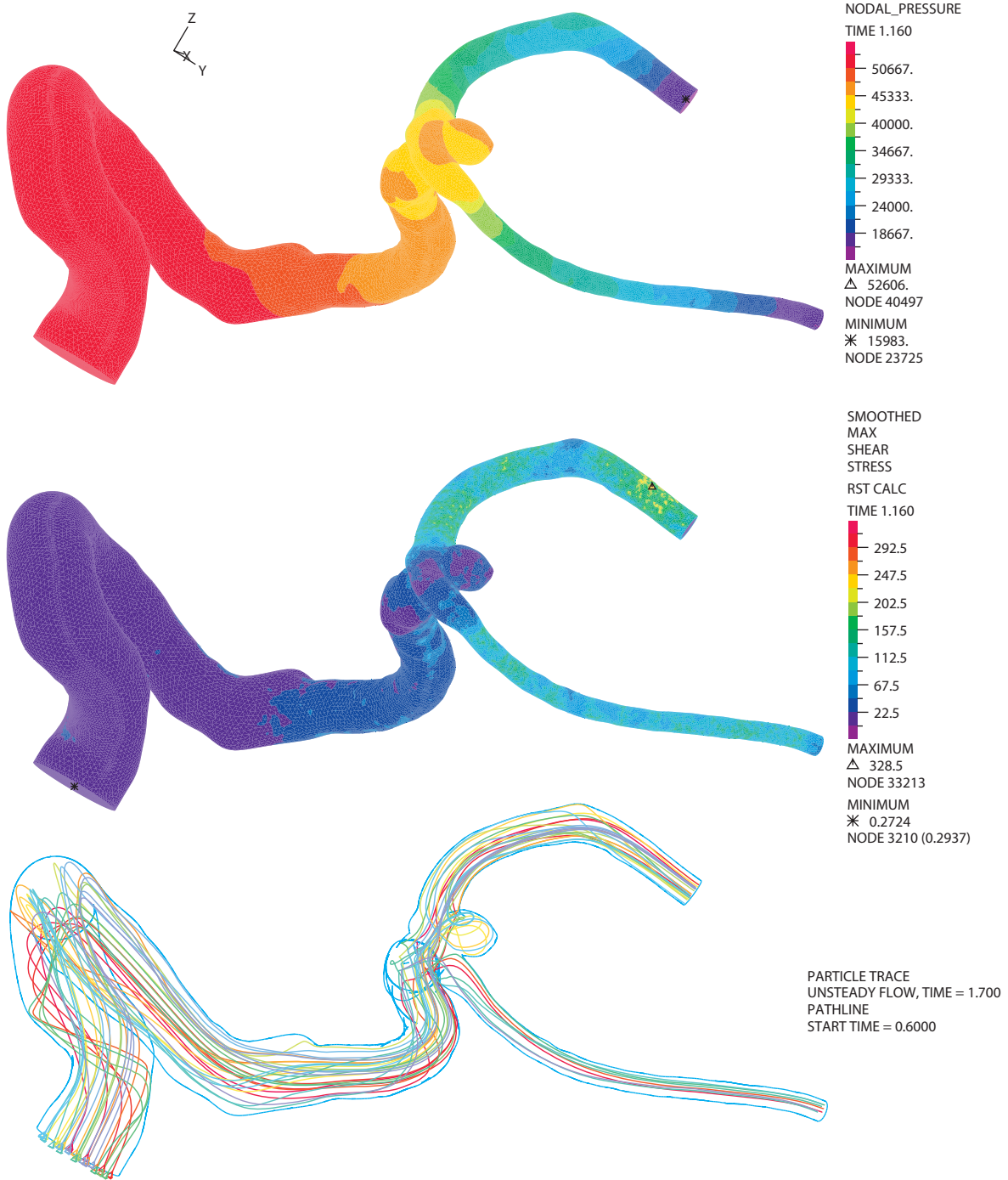


Figura B.9: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 4.

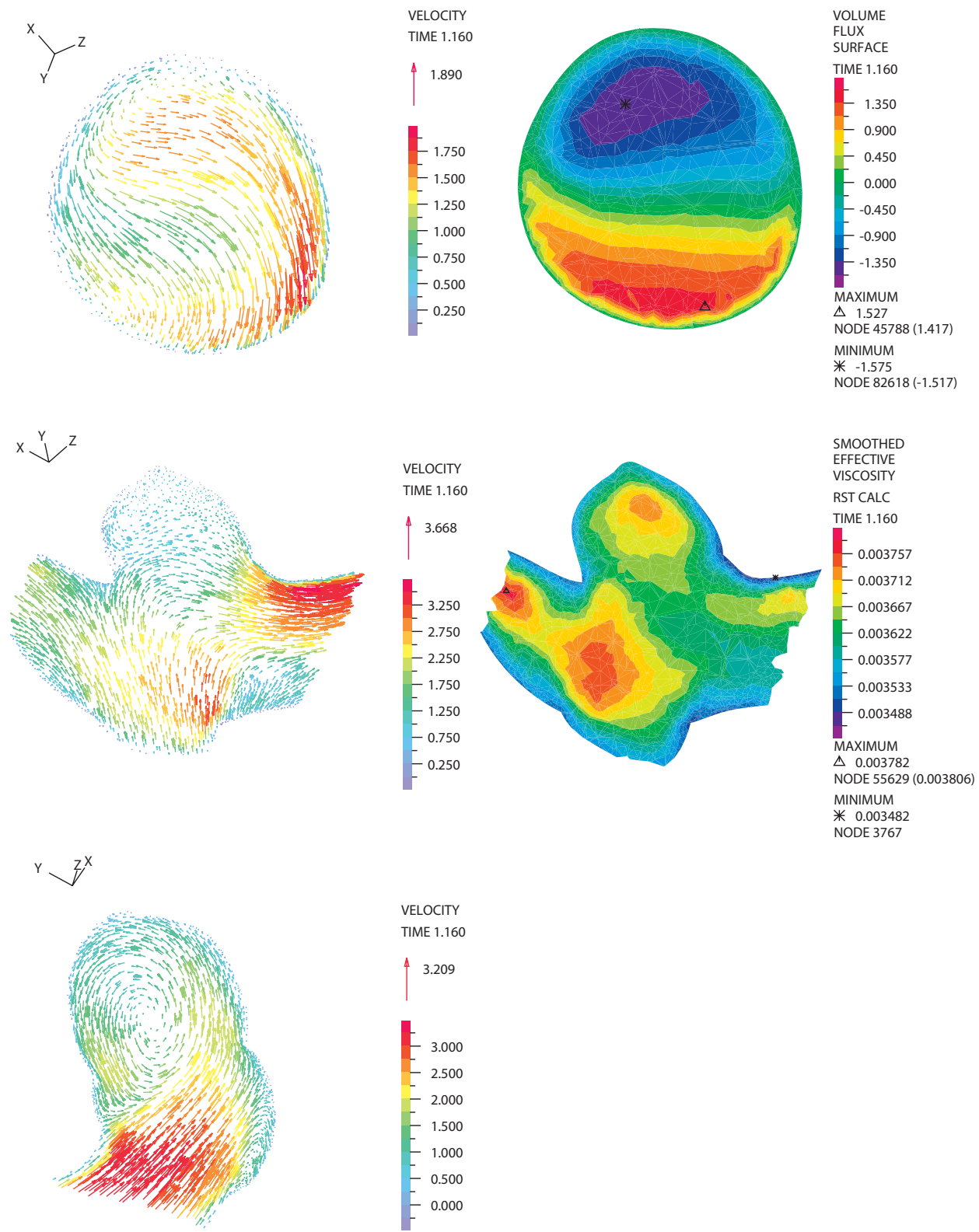


Figura B.10: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 4.



## Resultados Transientes

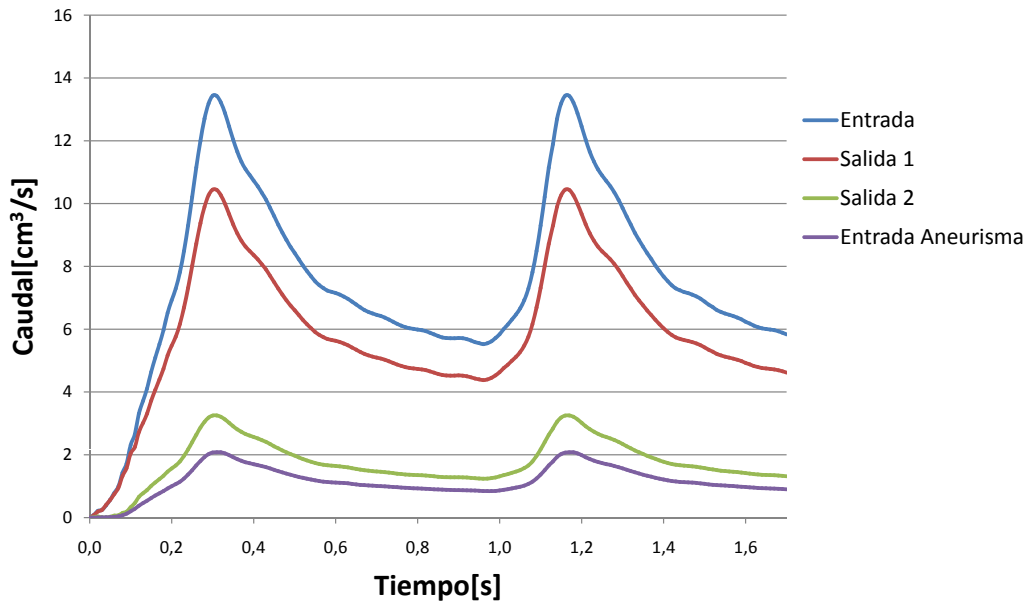


Figura B.11: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 4.

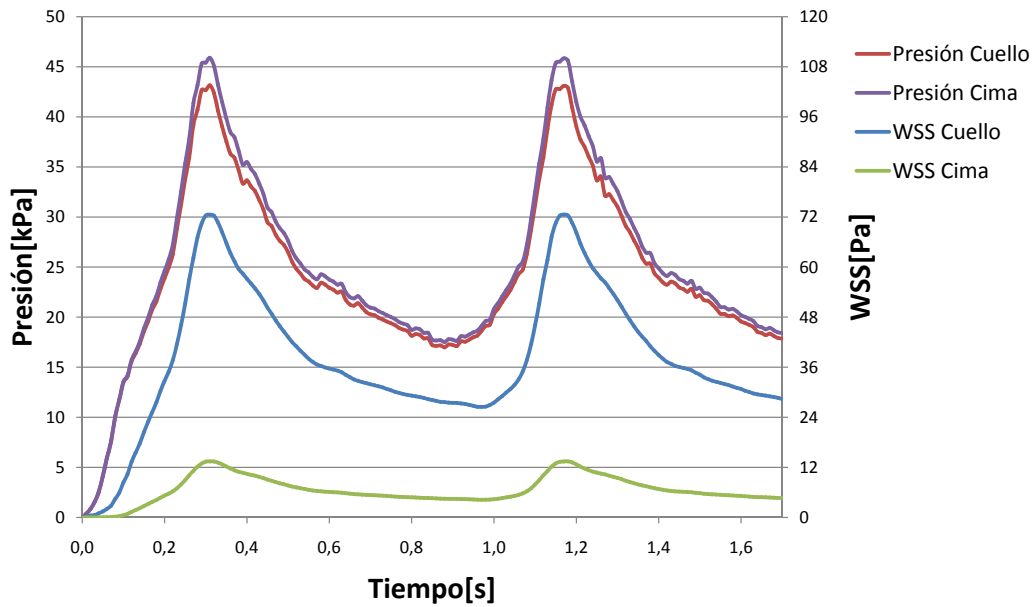


Figura B.12: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 4.

## B.4. Caso 5

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

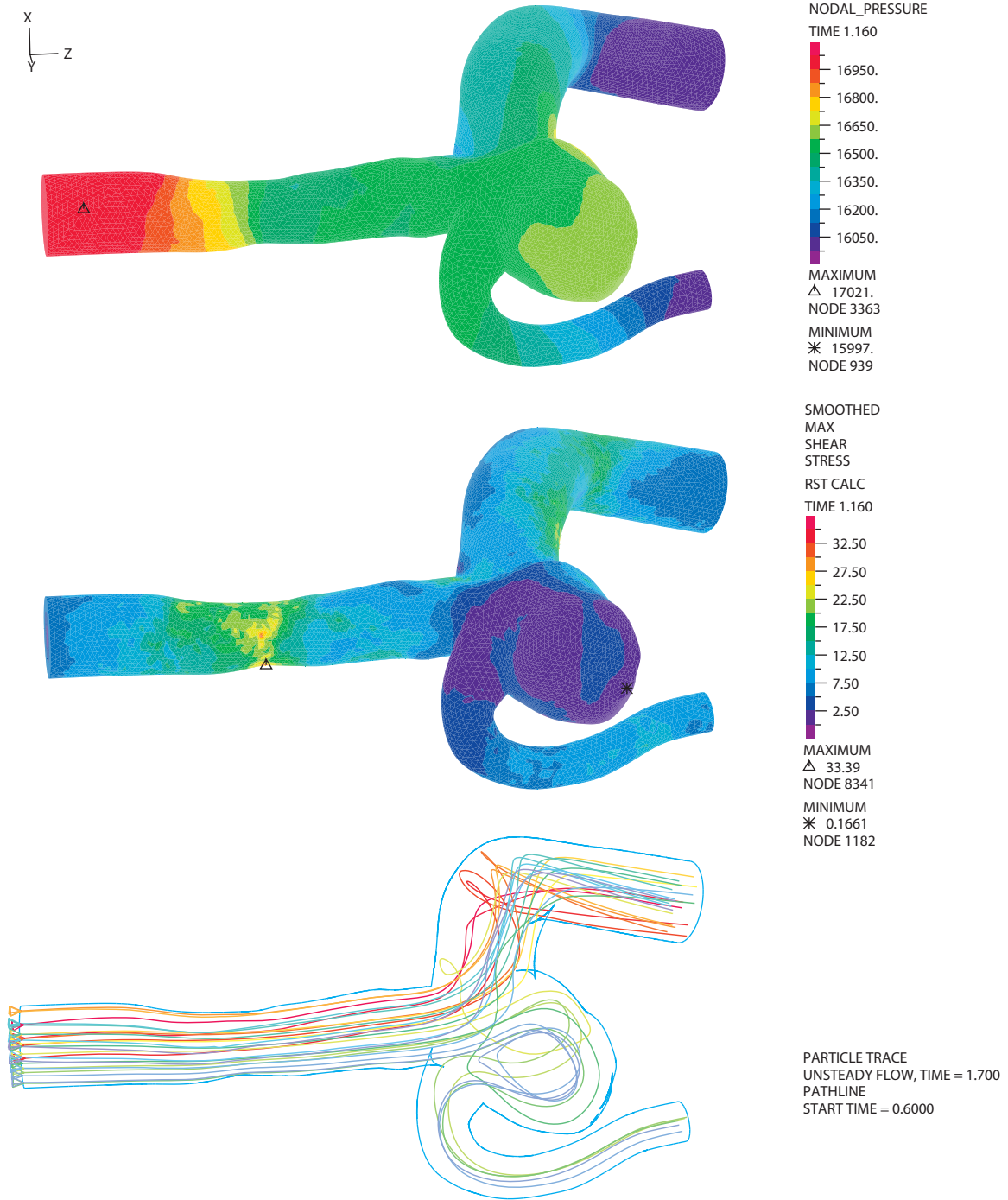


Figura B.13: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 5.

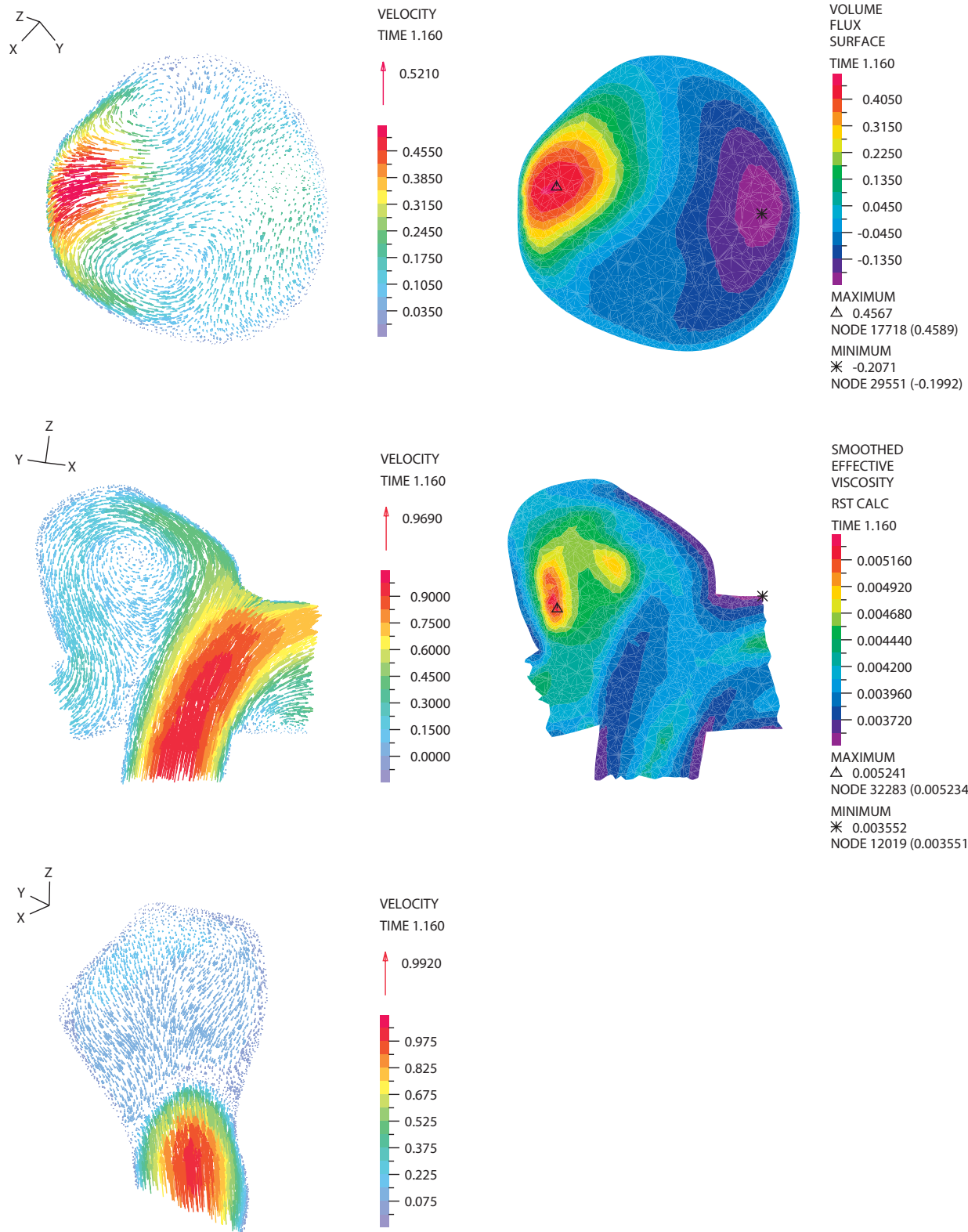


Figura B.14: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 5.

## Resultados Transientes

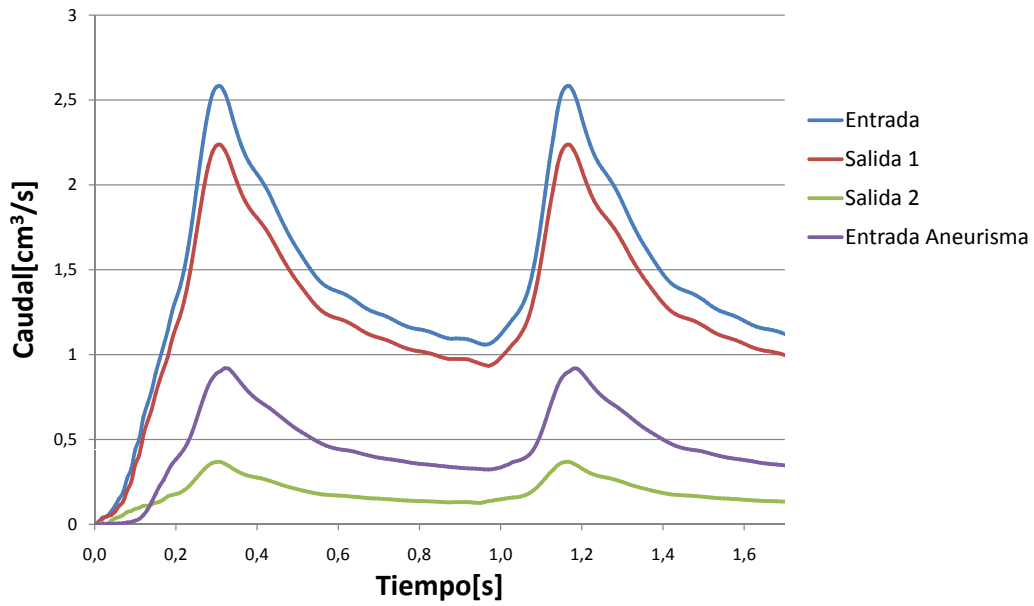


Figura B.15: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 5.

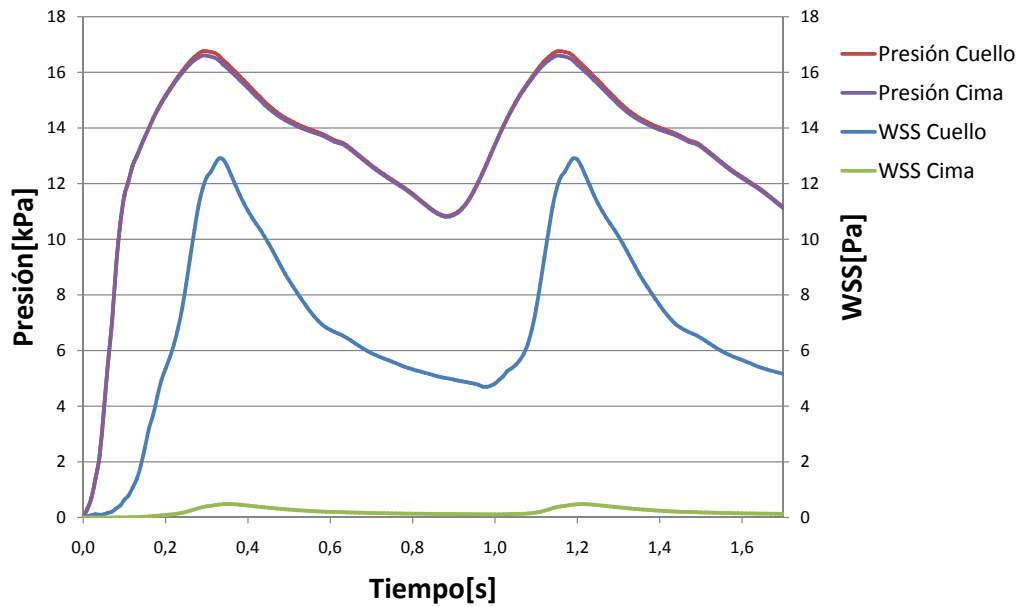


Figura B.16: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 5.

## B.5. Caso 6

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

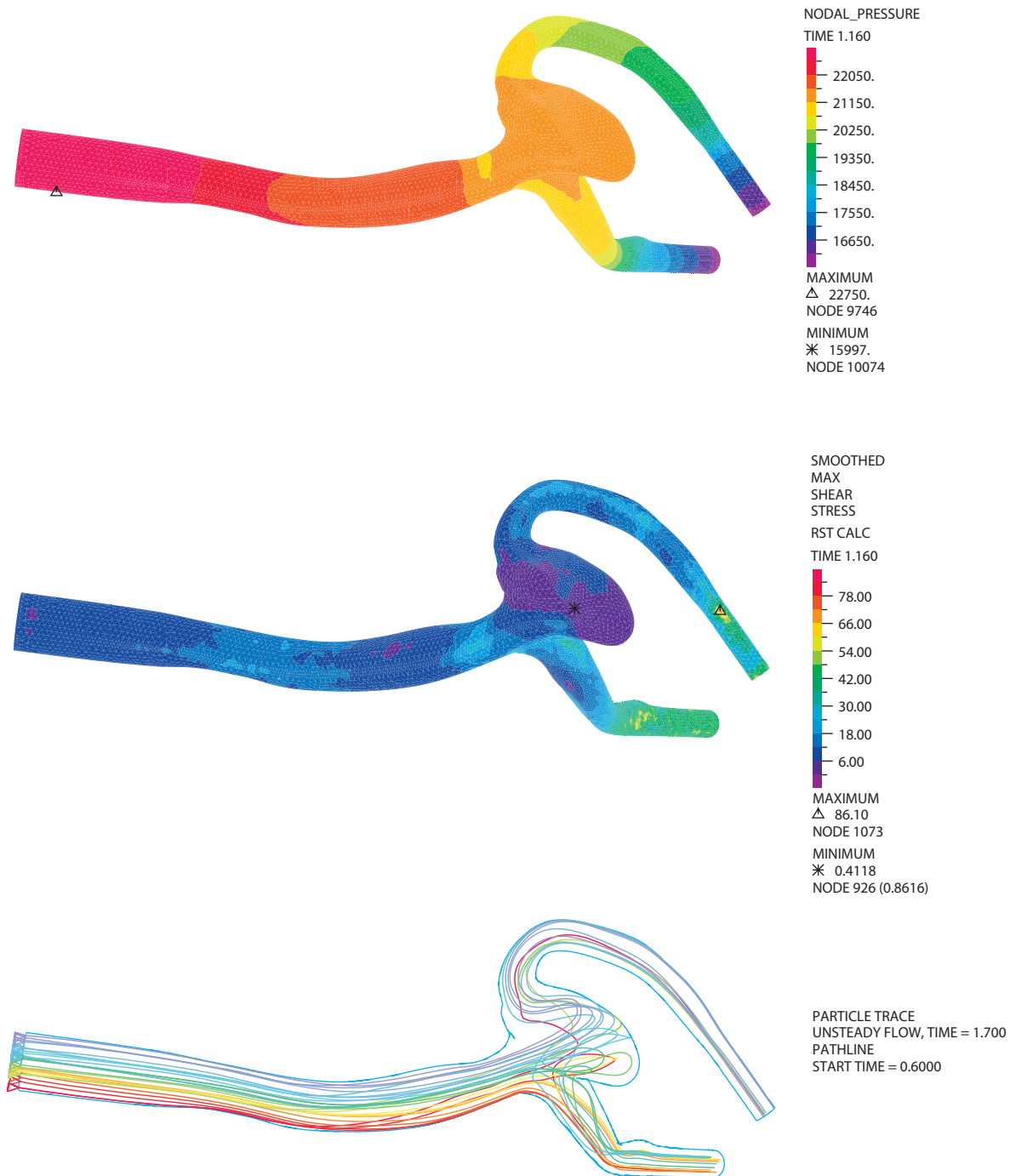


Figura B.17: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 6.

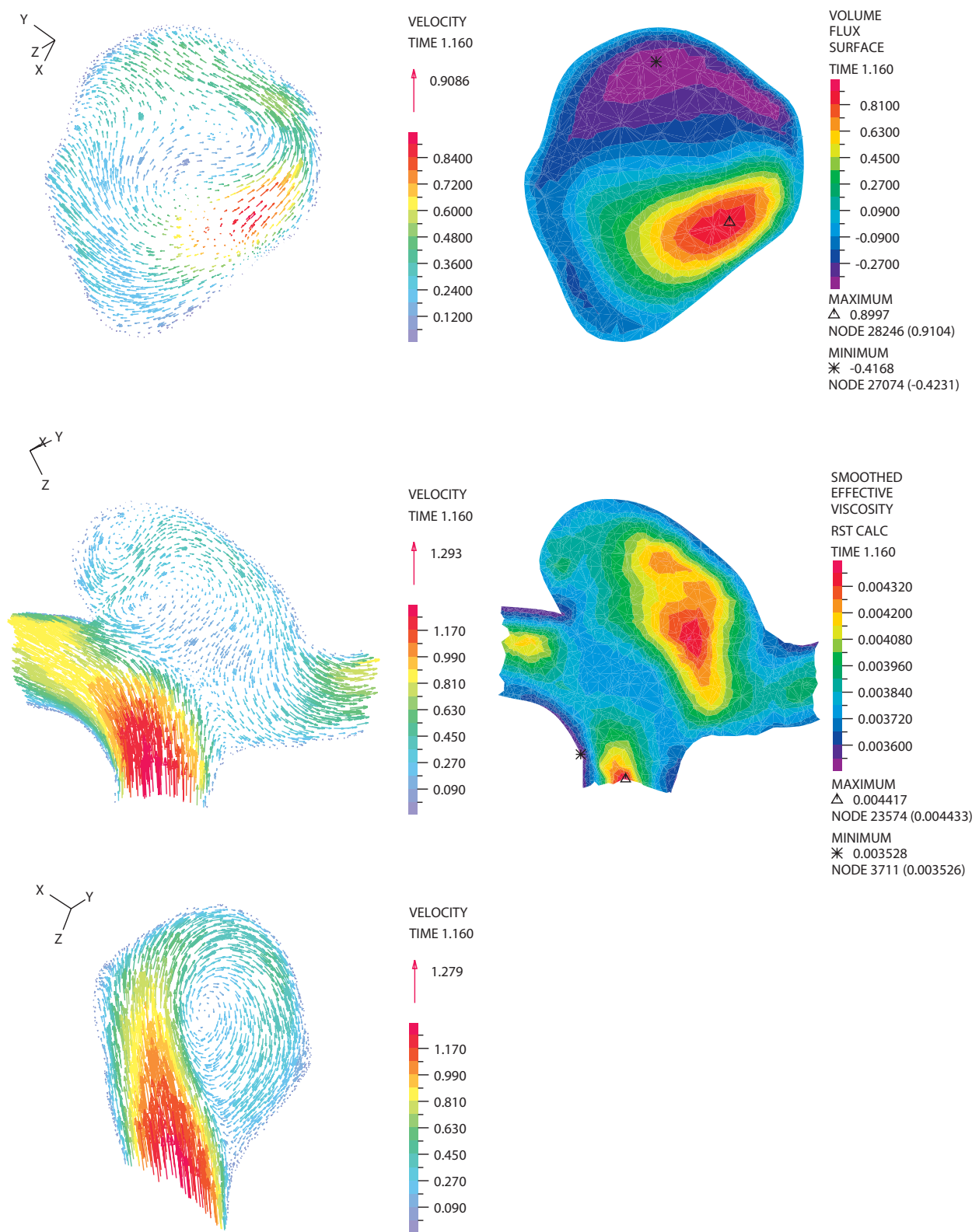


Figura B.18: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 6.

## Resultados Transientes

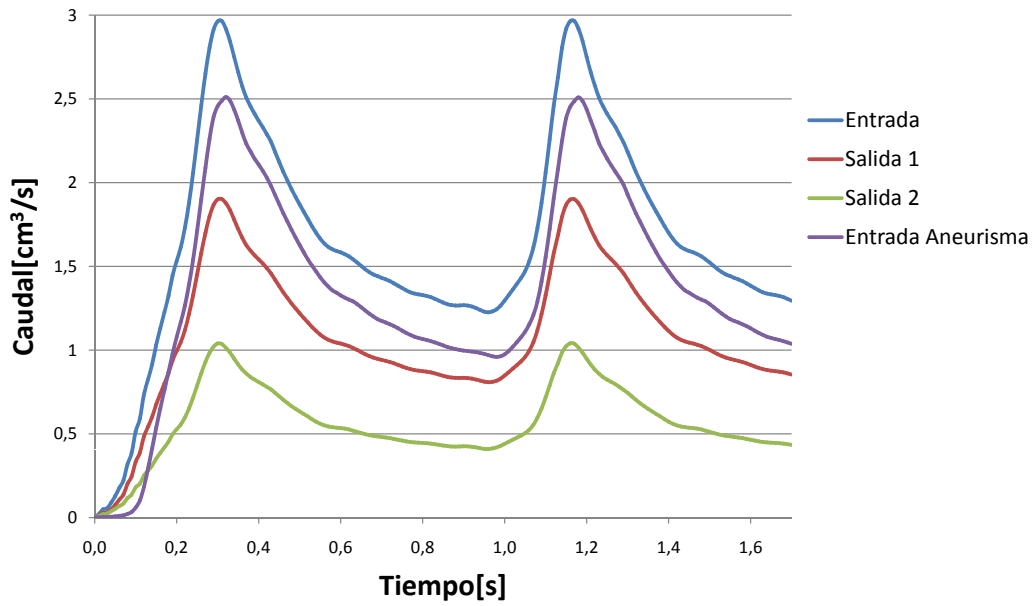


Figura B.19: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 6.

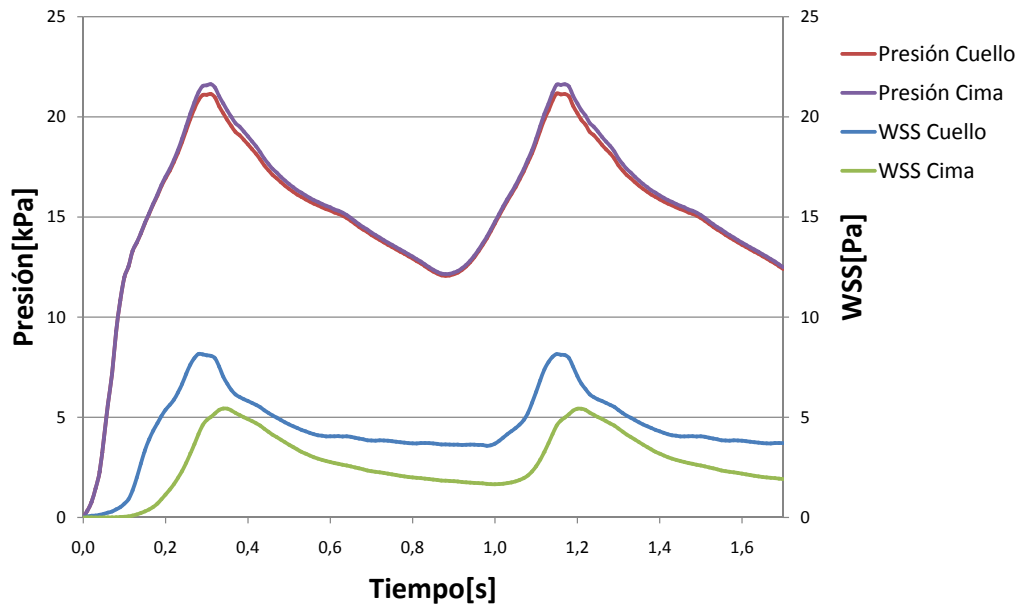


Figura B.20: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 6.

## B.6. Caso 7

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

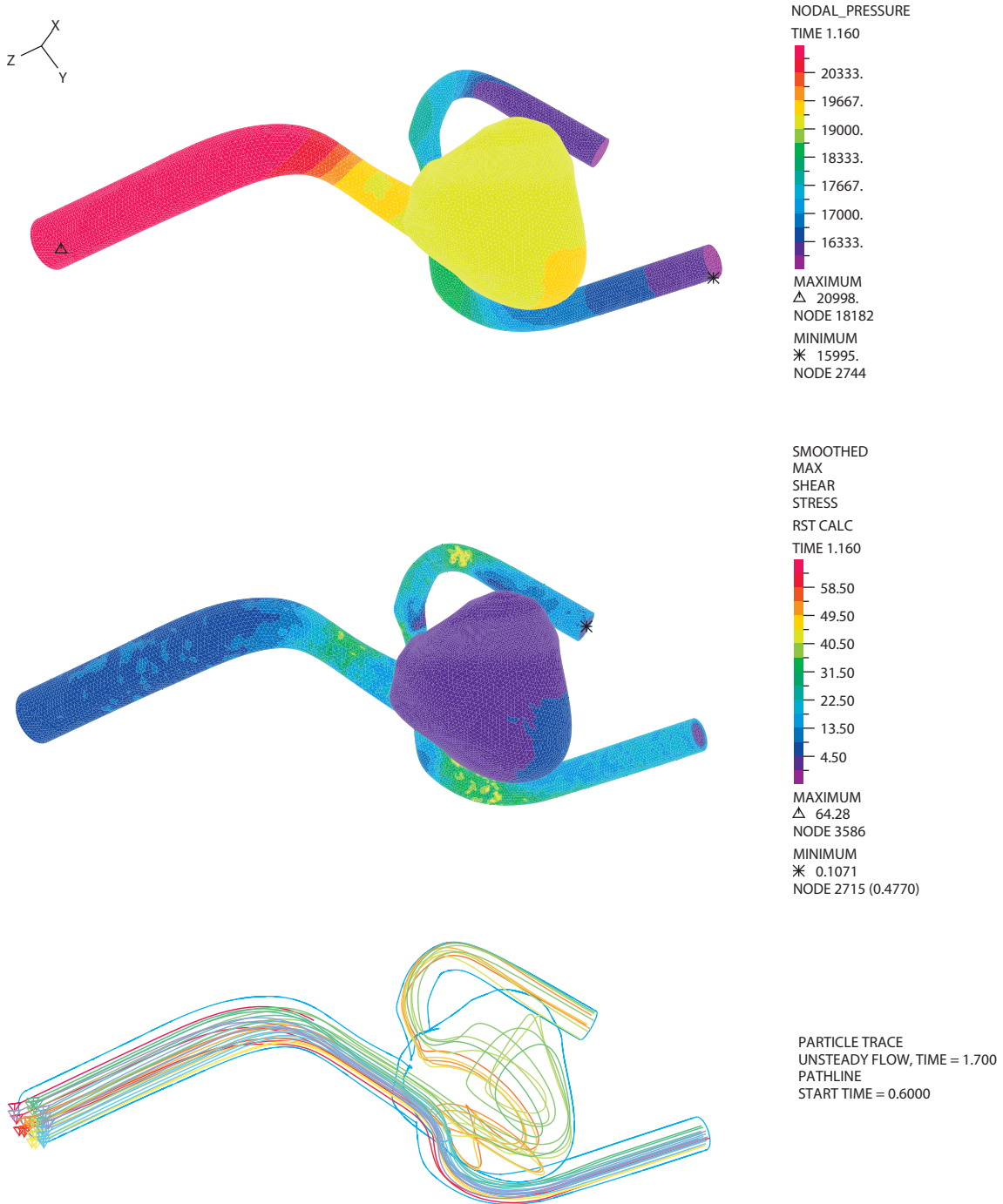


Figura B.21: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 7.



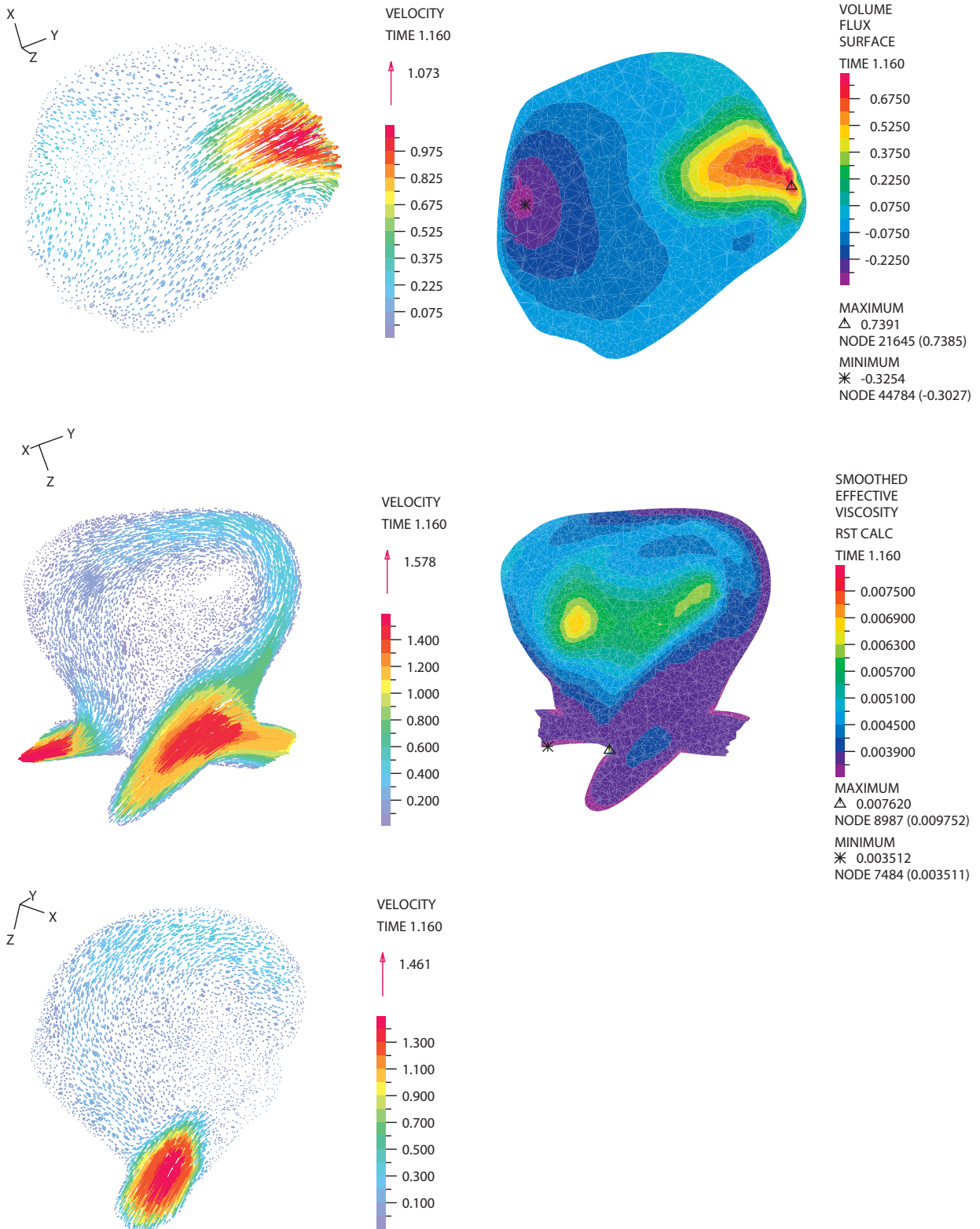


Figura B.22: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 7.

## Resultados Transientes

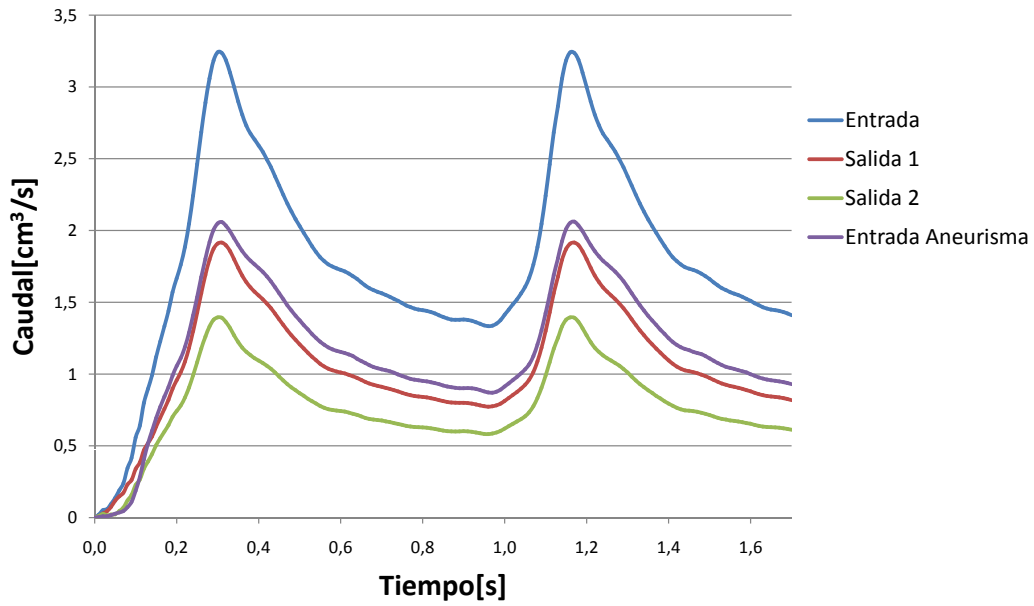


Figura B.23: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 7.

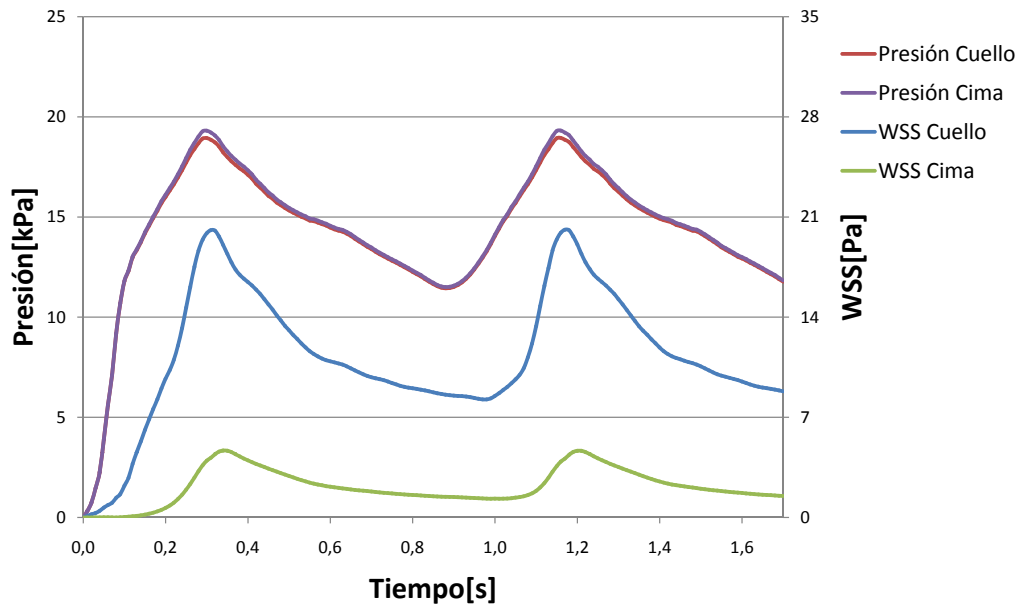


Figura B.24: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 7.

## B.7. Caso 8

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

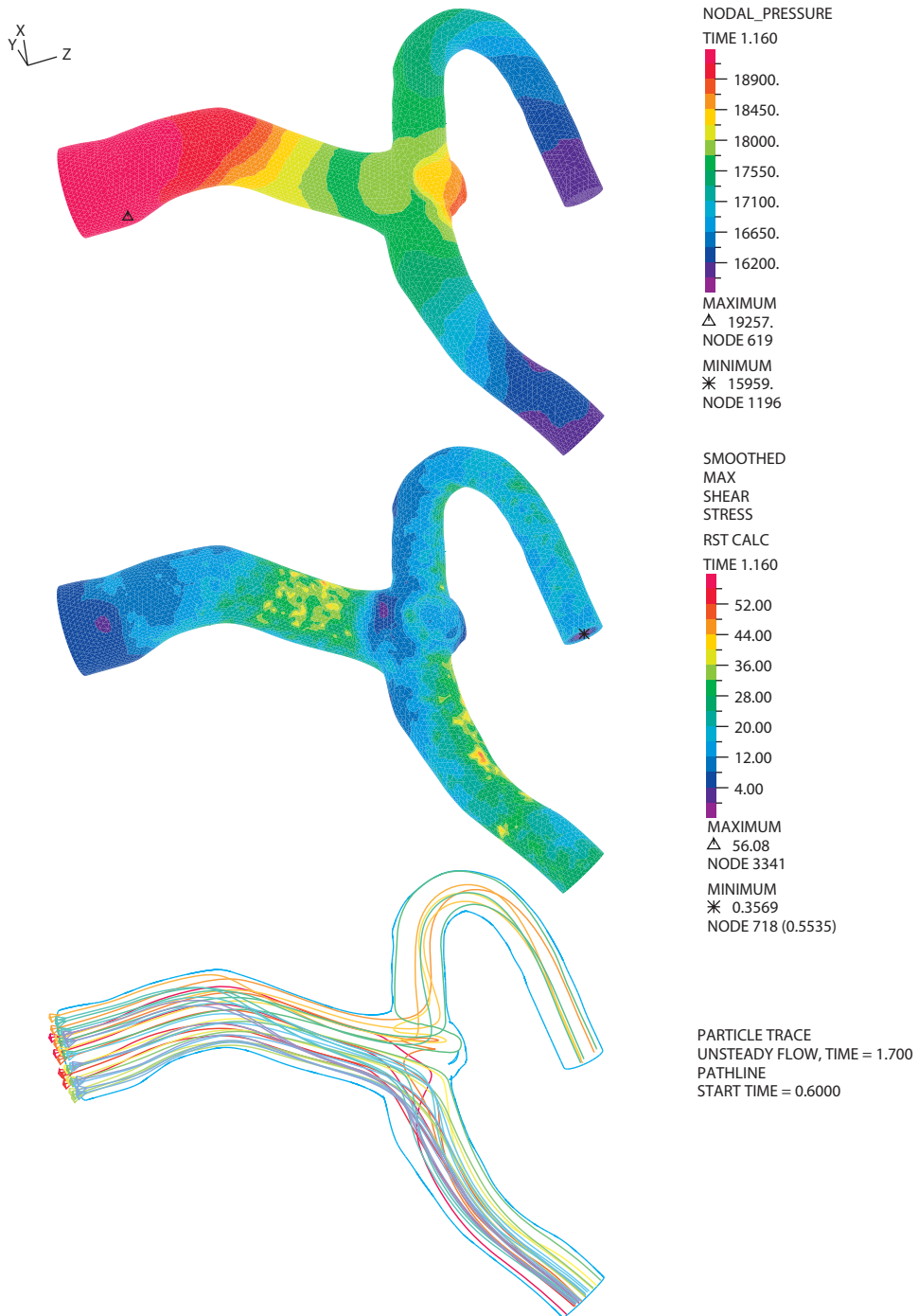


Figura B.25: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 8.

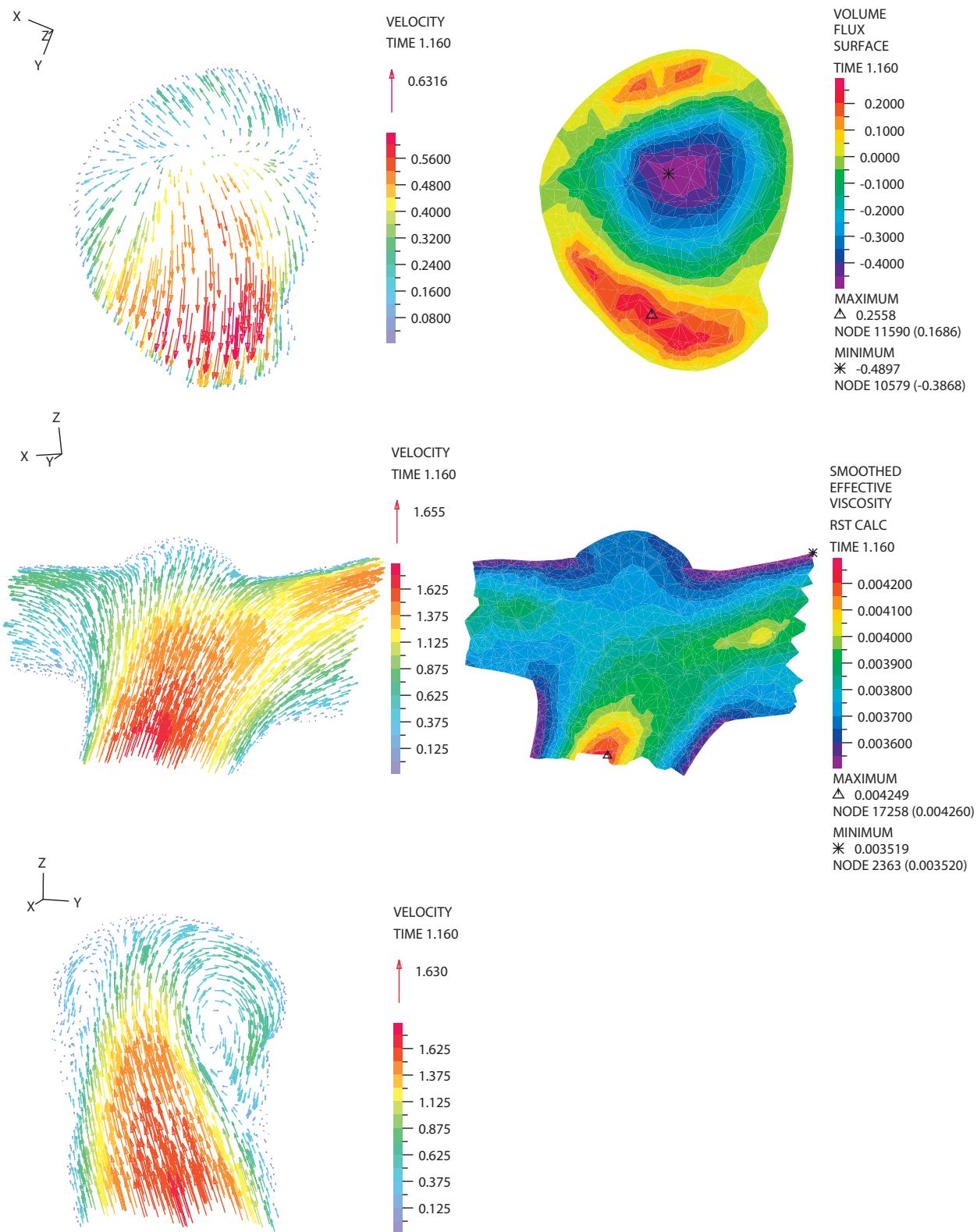


Figura B.26: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 8.

## Resultados Transientes

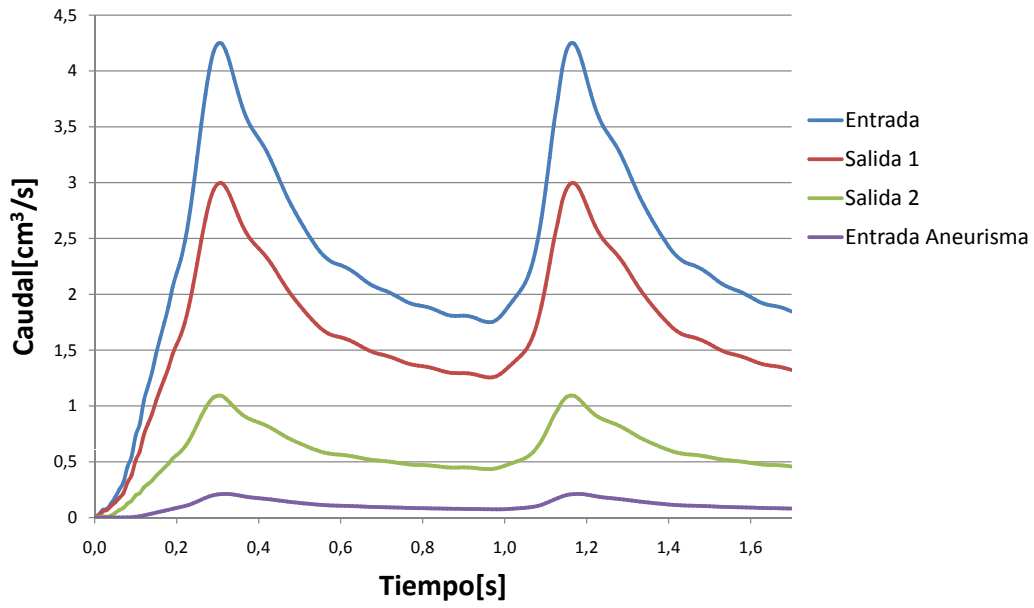


Figura B.27: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 8.

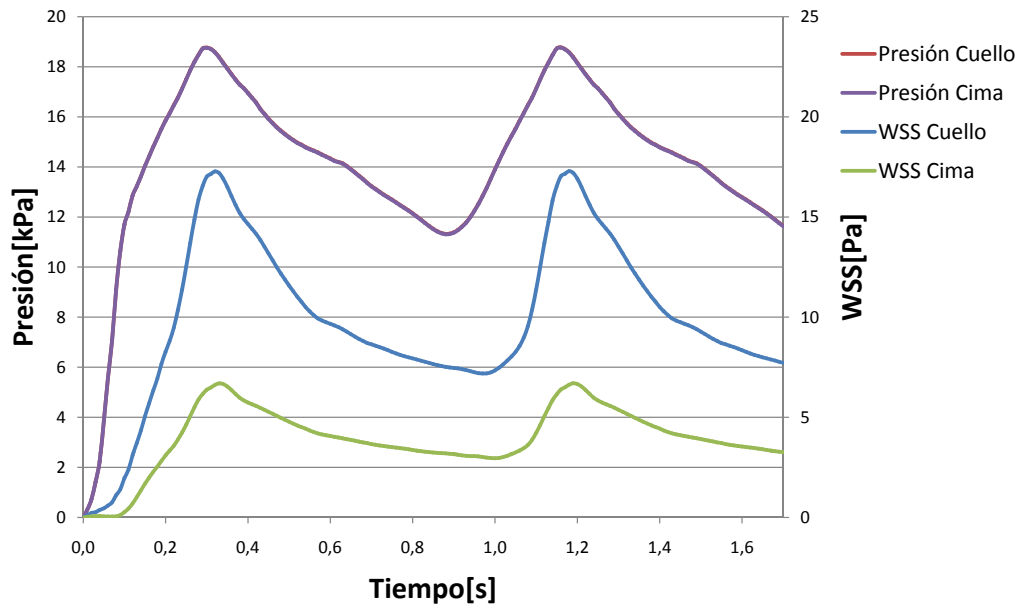


Figura B.28: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 8.

## B.8. Caso 9

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

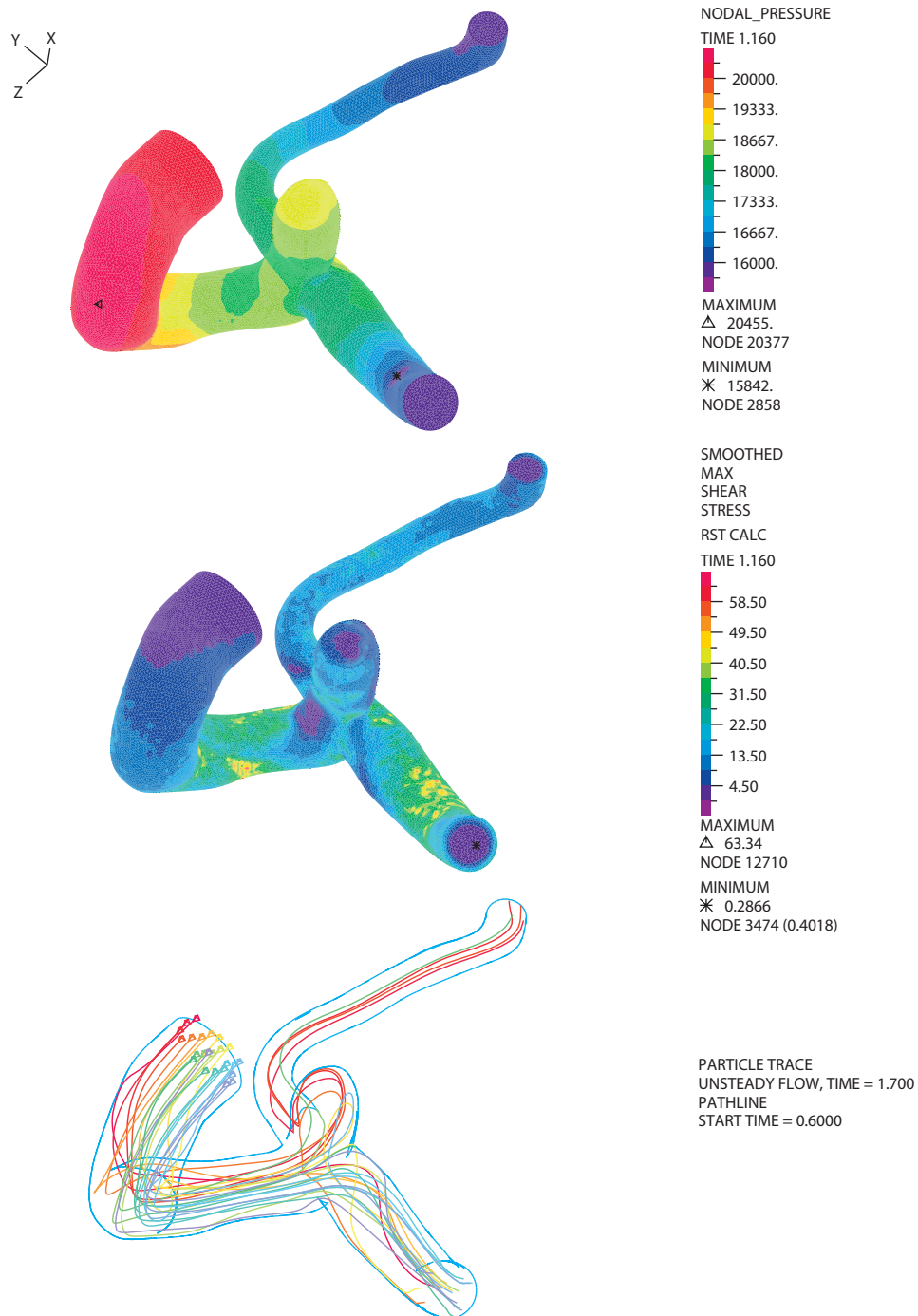


Figura B.29: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 9.

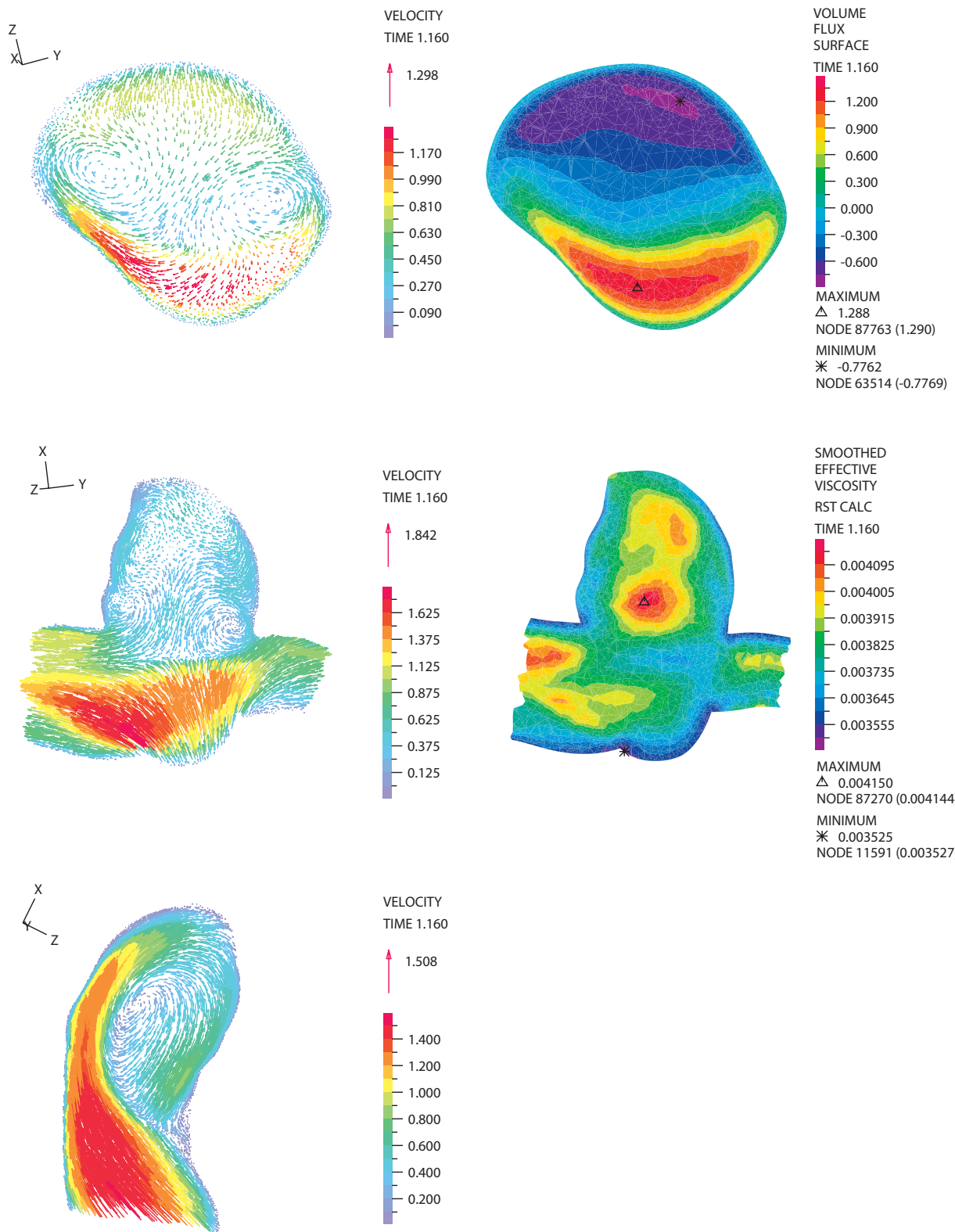


Figura B.30: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 9.

## Resultados Transientes

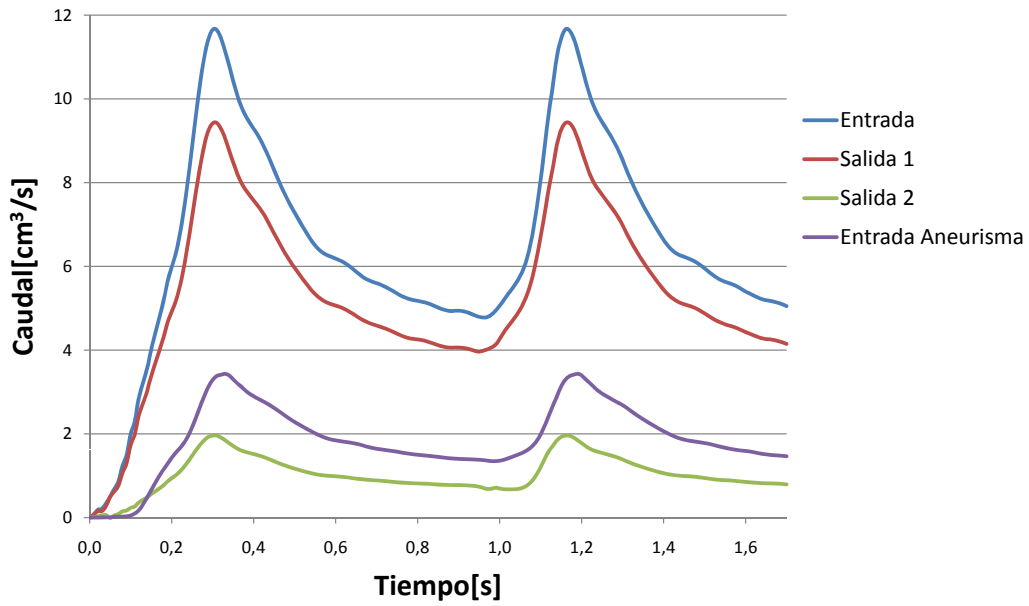


Figura B.31: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 9.

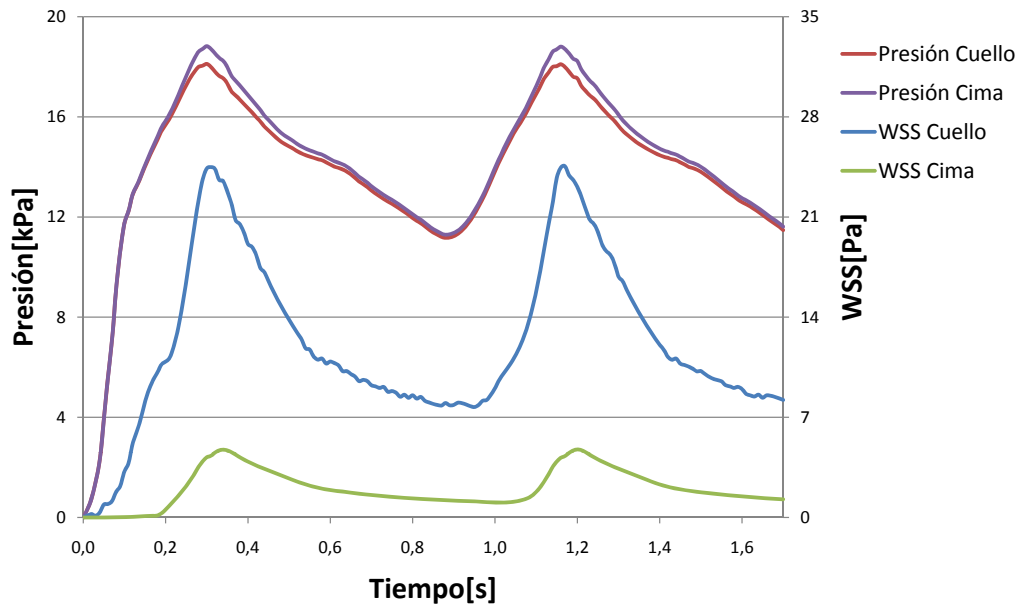


Figura B.32: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 9.



## B.9. Caso 10

### Caracterización Fluido-dinámica para la Sístole

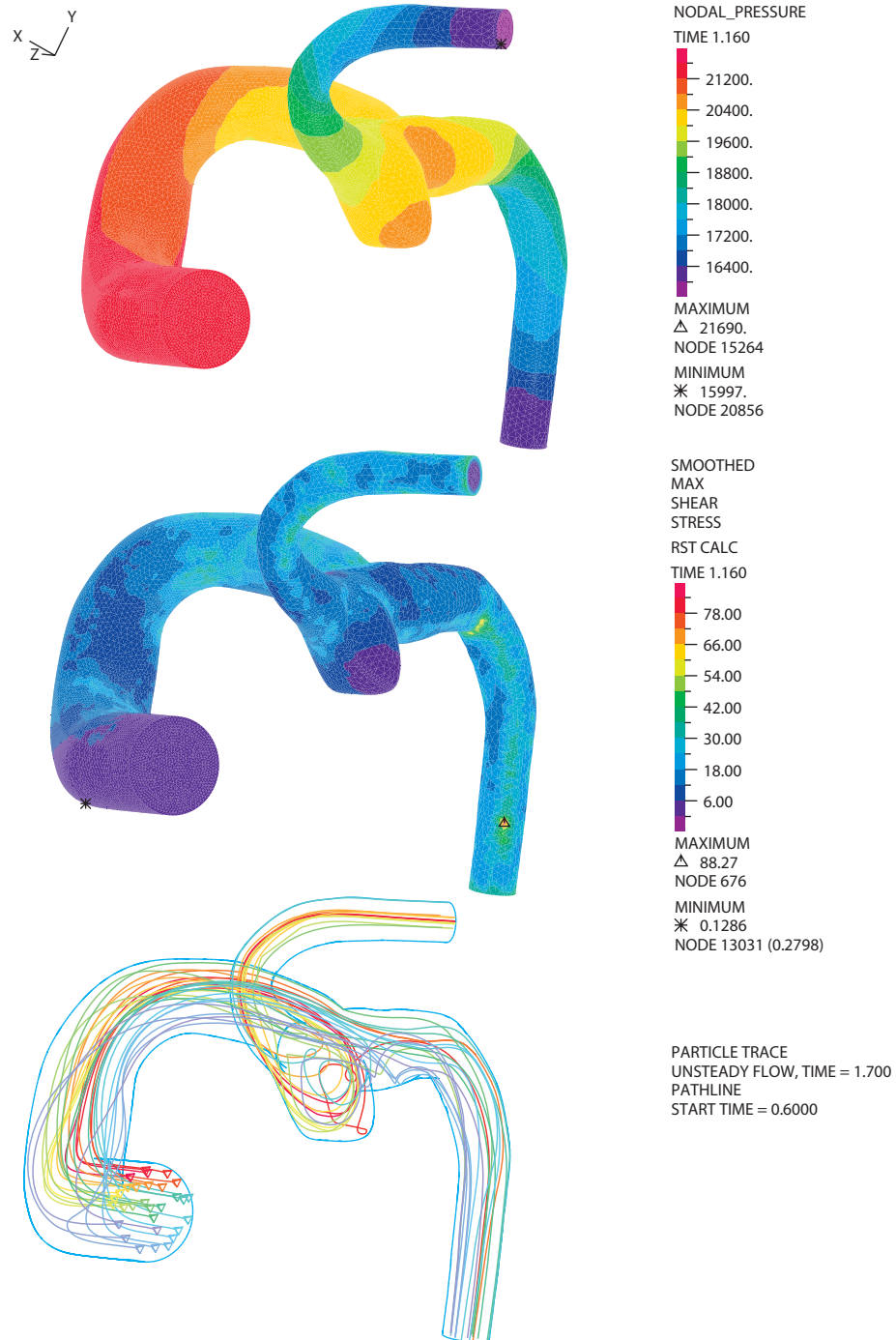


Figura B.33: Distribución de Presiones y WSS para la sístole de caso 10.

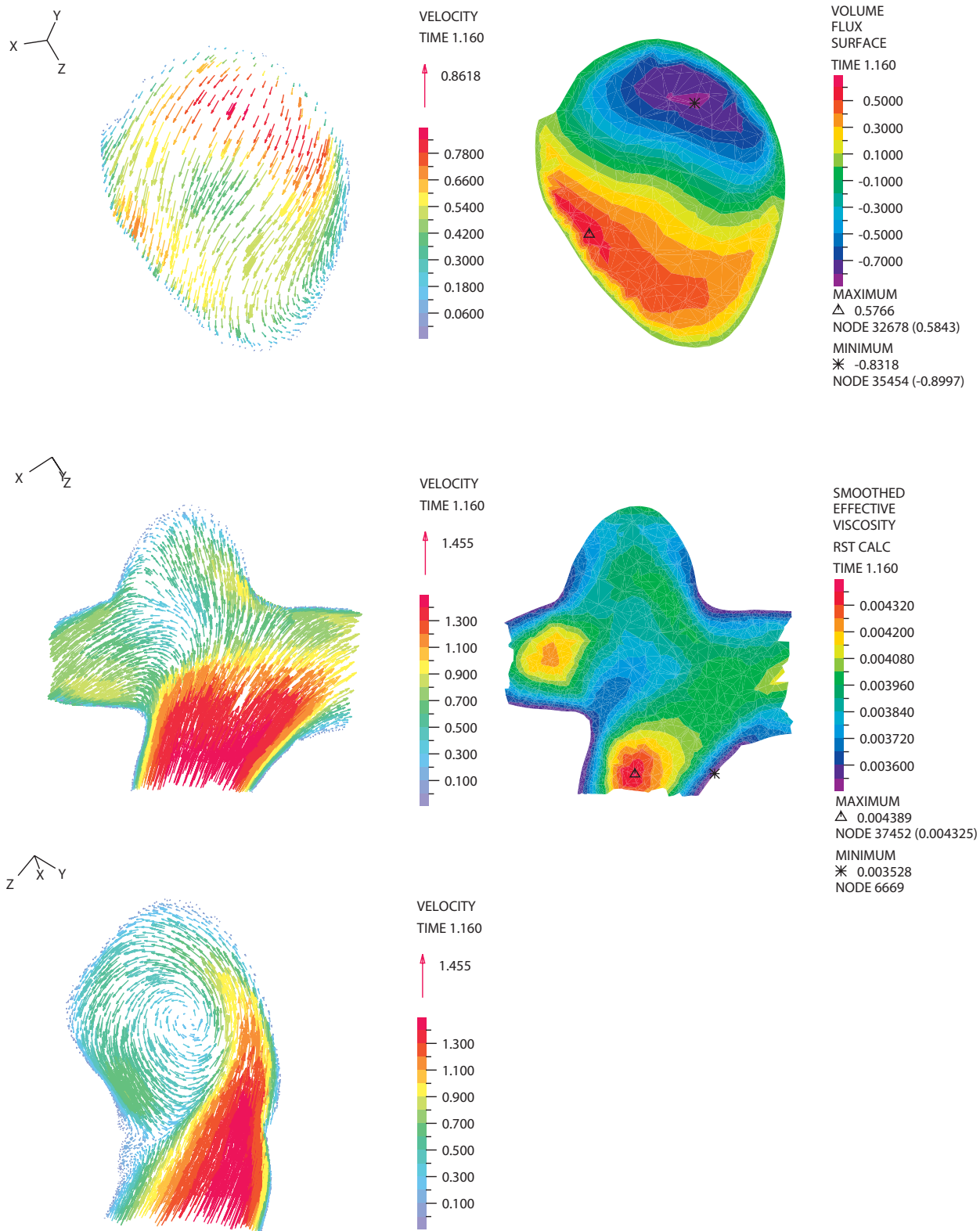


Figura B.34: Resultados en planos de corte cuello, longitudinal y transversal del aneurisma para la sístole de caso 10.

## Resultados Transientes

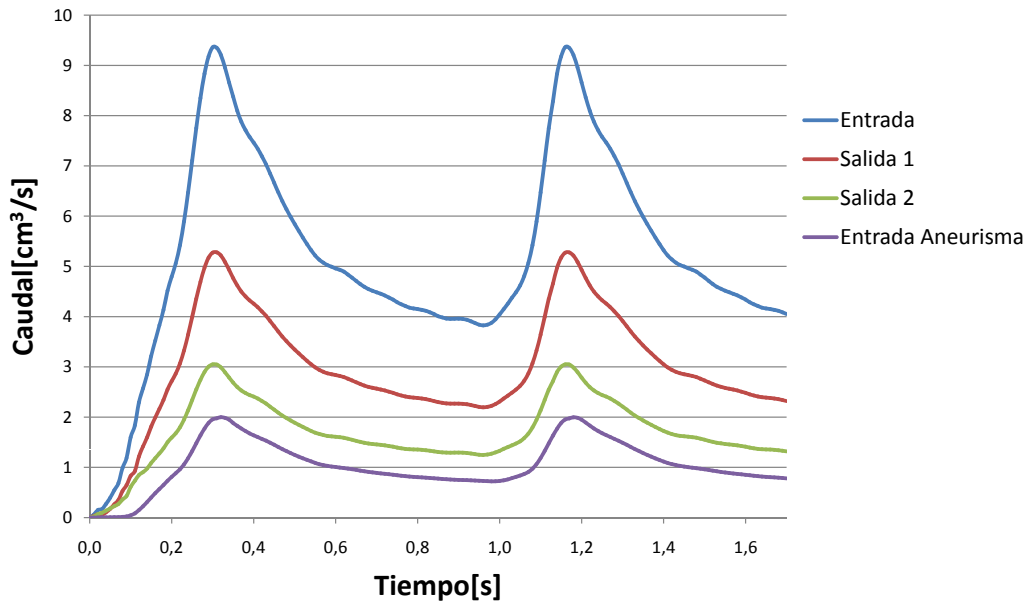


Figura B.35: Caudales de entrada y salidas a la geometría, y caudal de entrada al aneurisma de caso 10.

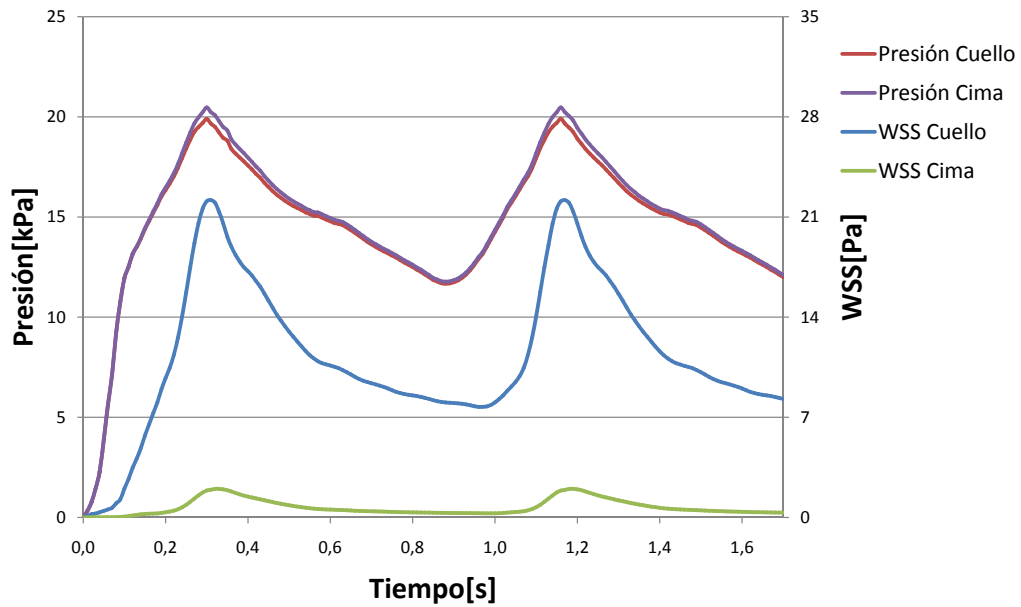


Figura B.36: Presión y WSS en cima y cuello del aneurisma de caso 10.