



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

**CARACTERIZACIÓN DE LA FLUIDODINÁMICA EN MODELOS REALISTAS DE
ANEURISMAS CEREBRALES TIPO SACO**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

JULIO ALEJANDRO MUNIZAGA LEIVA

PROFESOR GUÍA:

SR. ÁLVARO VALENCIA M.

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:

SR. RODRIGO HERNÁNDEZ P.

SR. AMADOR GUZMAN C.

SANTIAGO DE CHILE

OCTUBRE 2009

Resumen Ejecutivo

Los aneurismas son dilataciones anormales de las arterias causadas por problemas en sus paredes. Éstos pueden originar leves molestias durante su existencia o incluso ser asintomáticos, pero son capaces de causar severos daños a la salud si revientan.

La velocidad de la sangre, los esfuerzos de corte sobre las paredes y la distribución de presión son factores muy importantes en el nacimiento y desarrollo de los aneurismas cerebrales. Debido a la gran dificultad de obtener estos datos mediante exámenes en pacientes, es que toma importancia la diversa cantidad de simulaciones que se pueden llevar a cabo en el contexto de la hemodinámica. Actualmente el Dr. Ing. Álvaro Valencia del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile desarrolla un proyecto para apoyar las decisiones médicas, en el cual las simulaciones computacionales pueden hacer más confiables los diagnósticos y las evaluaciones de pacientes que padecen esta enfermedad.

En el marco del proyecto FONDECYT titulado FLOW DYNAMICS AND ARTERIAL WALL INTERACTION IN REALISTIC CEREBRAL ANEURYSM MODELS, se desarrolla este tema de memoria, el cual se enfoca en la simulación del problema para obtener la fluidodinámica de los aneurismas cerebrales. Con la ayuda de exámenes computacionales obtenidos del Instituto de Neurocirugía Asenjo, se pueden extraer las geometrías reales de pacientes que padecen este tipo de anomalías arteriales. Esta información, sumada a la existencia de una metodología diseñada por memoristas anteriores, permite transformar el formato generado por el equipo médico en un formato útil para el programa ADINA, que es el software que se utiliza para la simulación numérica de los aneurismas.

En el presente trabajo se caracteriza la fluido-dinámica de 25 aneurismas diferentes y se realiza un análisis estadístico entre su caudal de entrada, esfuerzos de corte en las paredes (WSS), viscosidad máxima y tiempo de residencia con un factor geométrico (NSI). Además se simulan 3 casos con alteraciones en las condiciones de borde para analizar los cambios que se producen en la fluido-dinámica al asumir condiciones diferentes de velocidad, presión y viscosidad. Finalmente se obtienen conclusiones globales del comportamiento de la fluidodinámica dentro y fuera de los aneurismas, junto con las consecuencias de los cambios en las condiciones de borde y la validación del factor de forma en la estimación de las variables de interés.

ÍNDICE

Índice de Figuras	VIII
Índice de Tablas	xx
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	1
1.2.1. Ojetivos Generales	1
1.2.2. Objetivos Específicos	1
1.3. Limitaciones	2
2. Antecedentes	3
2.1. Antecedentes Biológicos	3
2.1.1. Aneurismas	3
2.1.2. Zonas preferentes	5
2.1.3. Posibles causas	7
2.1.4. Incidencia	8
2.1.5. Consecuencias	8
2.1.6. Desarrollo de los aneurismas	10
2.1.7. Consecuencias biológicas de la hemodinámica	12

2.1.8.	Exámenes	14
2.1.9.	Tratamientos	14
2.2.	Reconstrucción de caso real	16
2.2.1.	Obtención de los exámenes	17
2.2.2.	Curvas de nivel en formato CAD a partir del archivo VRML	17
2.2.3.	Creación del sólido en formato CAD	19
2.3.	Simulación computarizada	19
2.3.1.	CFD	19
2.3.2.	FSI	20
2.4.	Ecuaciones de Navier-Stokes	20
2.5.	Fluido incompresible	20
2.6.	Paredes rígidas	21
2.7.	Esfuerzo de corte en las paredes (WSS)	21
2.8.	Hipótesis de Fluido Newtoniano	22
2.9.	Caracterización laminar	24
2.10.	Perfil de velocidad de entrada	24
2.10.1.	Pulso sanguíneo	24
2.10.2.	Perfil de entrada	25
2.11.	Índices Geométricos	26
2.12.	Resumen memorias anteriores	28
3.	Metodología Específica	30
3.1.	Recopilación de geometrías	30
3.2.	Selección de geometrías	30
3.2.1.	Aneurismas con sub-aneurisma	31

3.2.2.	Geometrías con varios aneurismas	32
3.2.3.	Geometrías con doble aneurisma opuesto	32
3.2.4.	Aneurismas Terminales	33
3.2.5.	Aneurismas con Arterias	33
3.3.	Preparación de geometrías	35
3.4.	Intersecciones suavizadas	35
3.4.1.	Geometrías no escaladas	35
3.4.2.	Ejes mal ubicados	36
3.5.	Implementación del modelo en ADINA	37
3.5.1.	Preparación del Archivo	37
3.5.2.	Verificación de las geometrías	37
3.5.3.	Detalles previos	37
3.5.4.	Mallado	38
3.5.5.	Velocidad de entrada	38
3.5.6.	Presiones en las salidas	39
3.5.7.	Paredes rígidas	40
3.5.8.	Configuración	40
3.6.	Simulación con hipertensión	41
3.7.	Aumento de la velocidad de entrada al aneurisma	41
3.8.	Simulación con fluido newtoniano	41
3.9.	Recopilación de datos	42
3.9.1.	En un instante	42
3.9.2.	Para todo el tiempo de simulación	44
3.10.	Detalles de la extracción	45

3.10.1. Datos según su ubicación	45
3.10.2. Compilación de gráficos	48
4. Resultados y discusiones	50
4.1. Análisis previo de la condiciones de borde	50
4.1.1. Presiones	50
4.1.2. Perfil de velocidad de entrada	53
4.2. Tabulación de Casos y Densidades de Malla	55
4.3. Tiempo de residencia dentro del aneurisma	57
4.4. Caudal de entrada al aneurisma	61
4.4.1. Proporción de entrada al aneurisma	64
4.5. Viscosidad máxima en la sístole dentro del aneurisma	67
4.6. WSS máximo en la cima del aneurisma	70
4.7. Líneas de flujo o <i>Pathline</i>	74
4.8. WSS en toda la geometría	75
4.9. Presión en toda la geometría	77
4.10. Vorticidades	77
4.11. WSS en el aneurisma	80
4.12. Velocidades perpendiculares, flujos de entrada y salida	81
4.13. Puntos de revisión	81
4.13.1. Presión	82
4.13.2. WSS	82
4.14. Efectos de las condiciones de borde sobre los resultados	83
4.14.1. Hipertensión	83
4.14.2. Fluido Newtoniano	85

4.14.3. Cambios en la velocidad	87
5. Conclusiones	88
Bibliografía	90
A. Resultados Transientes para WSS Presión y Caudales	93
A.1. Caso 1	93
A.2. Caso 2	94
A.3. Caso 3	95
A.4. Caso 4	96
A.5. Caso 5	97
A.6. Caso 6	98
A.7. Caso 7	99
A.8. Caso 8	101
A.9. Caso 9	102
A.10. Caso 10	103
A.11. Caso 11	104
A.12. Caso 12	105
A.13. Caso 13	106
A.14. Caso 14	107
A.15. Caso 15	108
A.16. Caso 16	109
A.17. Caso 17	110
A.18. Caso 18	111
A.19. Caso 19	113

A.20. Caso 20	114
A.21. Caso 21	115
A.22. Caso 22	116
A.23. Caso 23	117
B. Caracterización Fluido-dinámica para Sístole y Diástole	118
B.1. Caso 1	119
B.2. Caso 2	122
B.3. Caso 3	125
B.4. Caso 4	128
B.5. Caso 5	131
B.6. Caso 6	134
B.7. Caso 7	137
B.8. Caso 8	142
B.9. Caso 9	145
B.10. Caso 10	148
B.11. Caso 11	151
B.12. Caso 12	154
B.13. Caso 13	157
B.14. Caso 14	162
B.15. Caso 15	165
B.16. Caso 16	168
B.17. Caso 17	171
B.18. Caso 18	174
B.19. Caso 19	179

B.20. Caso 20	182
B.21. Caso 21	185
B.22. Caso 22	190
B.23. Caso 23	193
C. Resumen base de datos aneurismas	196

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas [7].	4
2.2. Tipos de Aneurisma	4
2.3. Ubicación de Aneurismas	5
2.4. Circulo de Willis	6
2.5. Vasculatura Círculo de Willis	6
2.6. Esquema de la vasculatura del círculo de Willis con dimensiones promedio. Los valores están expresados en milímetros. Los números al interior de las arterias representan estimaciones de sus diámetros [7].	7
2.7. Localización y número de casos rotos en el círculo de Willis en el estudio de Wilson G. et al, 1954 [7].	8
2.8. Histopatología de aneurismas y estadísticas de zonas de ruptura [8].	11
2.9. Esquema del remodelamiento vascular normal (lado izquierdo) y patológico (lado derecho) [5].	13
2.10. Oclusión endovascular de aneurisma cerebral con espirales desprendibles de platino (coils).	15
2.11. Esquema tratamiento con mallas trenzadas de metal flexible (stents).	16
2.12. Ejemplo de captura 2D de un archivo VRML generado por un angiografo rotacional. Tipo de imagen con el que se comienza la reconstrucción de un caso real.	17
2.13. La primera imagen muestra un archivo VRML limpio donde se ha quitado la vasculatura sobrante, la segunda imagen muestra parte del proceso de obtención de las curvas de nivel	18
2.14. Curvas de nivel para rehacer superficie	18

2.15. Esquema explicativo del esfuerzo de corte	21
2.16. Comportamiento reológico de los diferentes tipos de fluidos; Newtoniano, pseudoplástico, dilatante y Bingham. Gráficos para el esfuerzo de corte y viscosidad en función de la tasa de corte respectivamente	23
2.17. Resumen memorias anteriores	29
3.1. Base de Dato de Geometrías: El gráfico presenta los todos los casos disponibles para simular, enumerados de 1 a 88, cada caso tiene su NSI que es el principal criterio de selección de los casos. Se debe abarcar el rango existente de la mejor manera posible. . .	31
3.2. Aneurisma con sub-aneurisma	32
3.3. Geometría con doble aneurisma	32
3.4. Aneurismas Opuestos	33
3.5. Aneurisma Terminal	33
3.6. Aneurisma con Arteria	34
3.7. Geometrías seleccionadas: Gráfico que presenta los casos seleccionados para simular con sus números de la base de datos y el factor de forma (NSI). Son elegidos aproximadamente uno por cada línea horizontal	34
3.8. Curvas de Nivel para Rehacer superficie	35
3.9. Simulación preparada	40
3.10. Comparación de la presión normal con la hipertensión que se utiliza en la simulación . .	41
3.11. Condiciones de borde vs tiempo	42
3.12. Esquema Aneurisma	45
3.13. Esquema longitudinal	46
3.14. Esquema Transversal	47
3.15. Esquema Cuello	47
3.16. Esquema Cuello	48

4.1. Esquema de condiciones de borde. A pesar de que las presiones P1 y P2 son diferentes, por simplicidad se usa la misma presión para realizar las simulaciones $P1 = P2$	50
4.2. Esquema que presenta la condición de borde en la entrada, situación que no permite que la simulación se desarrolle con éxito	51
4.3. Esquema que presenta las ubicaciones de las variables necesarias para plantear Bernoulli en un bifurcación	52
4.4. Perfil dentro de un tubo circular rígido para 60 pulsaciones por minuto. A) Es el perfil estacionario de Poiseuille. B) Muestra el perfil transiente de Womersley. Donde T es periodo en [s]	54
4.5. Perfil dentro de un tubo circular rígido para 200 pulsaciones por minuto. A) Es el perfil estacionario de Poiseuille. B) Muestra el perfil transiente de Womersley. Donde T es el periodo en [s]	54
4.6. 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 límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.	59
4.7. Correlación entre el caudal de entrada al 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 límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.	62
4.8. Correlación entre la proporción de caudal que entra al 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 límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.	65
4.9. Correlación entre la viscosidad máxima 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 límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.	69

4.10. Correlación entre el WSS en la cima 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 límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %	72
4.11. Gráfico pathline del caso 1: Presenta las características comunes que se muestran en todos los casos. El resto de los casos se pueden ver en Anexos B	74
4.12. Gráfico de esfuerzos de corte del caso 1. Presenta las características comunes que se muestran en todos los casos. El resto de los casos se pueden ver en los Anexos B	75
4.13. Gráfico de presión del caso 1. Presenta las características comunes que se muestran en todos los casos. El resto de los casos se pueden ver en los Anexos B	77
4.14. Comparación entre las magnitudes de los vórtices (primera columna) y los vectores velocidad (segunda columna) del caso 1. Este caso es sólo demostrativo. Para más detalles ver Anexo B. La pequeña figura muestra la orientación desde la cual esta tomada la imagen y las flechas indican el flujo sanguíneo	79
4.15. Gráfico de esfuerzos de corte en el aneurisma para el caso 1. Este caso sigue el patrón de todo el resto de los casos, para más detalles ver Anexos B. La pequeña figura muestra la orientación desde la cual esta tomada la imagen y las flechas indican el flujo sanguíneo	80
4.16. Gráfico de flujos de sangre en la entrada del aneurisma del caso 1. Este caso es sólo demostrativo, para más detalles ver Anexos B. La pequeña figura muestra la orientación desde la cual esta tomada la imagen y las flechas indican el flujo sanguíneo	81
4.17. Presiones y esfuerzos de corte (WSS) para todo el tiempo de simulación del caso 1. Este caso muestra el patrón que presenta en todo el resto de los casos. Para ver el resto de los casos ver el Anexo A	82
4.18. Comparación de la presión normal con la hipertensión que se utiliza en la simulación	83
4.19. Resultados de las presiones y esfuerzos de corte (WSS). Al correr una simulación aumentando la condición de borde de la presión	84
4.20. Sangre modelada como fluido de Carreau (no Newtoniano) comparado con la sangre tratada como fluido Newtoniano	85

4.21. Presiones y esfuerzos de corte (WSS) para un caso con fluido Newtoniano y otro con fluido no Newtoniano	86
4.22. Resultados de la presión y esfuerzos de corte (WSS) al aumentar la velocidad de entrada en un 20 %	87
A.1. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	93
A.2. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	94
A.3. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	94
A.4. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	95
A.5. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	95
A.6. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	96
A.7. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	96
A.8. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	97
A.9. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	97
A.10. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	98
A.11. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	98
A.12. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	99
A.13. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	99
A.14. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	100
A.15. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	100
A.16. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	101
A.17. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	101
A.18. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	102
A.19. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	102
A.20. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	103

A.21. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	103
A.22. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	104
A.23. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	104
A.24. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	105
A.25. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	105
A.26. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	106
A.27. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	106
A.28. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	107
A.29. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	107
A.30. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	108
A.31. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	108
A.32. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	109
A.33. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	109
A.34. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	110
A.35. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	110
A.36. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	111
A.37. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	111
A.38. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	112
A.39. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	112
A.40. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	113
A.41. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	113
A.42. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	114
A.43. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	114
A.44. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	115

A.45. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	115
A.46. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	116
A.47. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	116
A.48. Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma	117
A.49. Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma	117
B.1. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	119
B.2. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	120
B.3. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	121
B.4. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	122
B.5. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	123
B.6. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	124
B.7. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	125
B.8. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	126
B.9. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	127
B.10. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	128
B.11. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	129

B.12. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	130
B.13. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	131
B.14. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	132
B.15. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	133
B.16. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	134
B.17. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	135
B.18. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	136
B.19. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	137
B.20. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	138
B.21. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	139
B.22. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	140
B.23. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	141
B.24. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	142
B.25. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	143

B.26. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	144
B.27. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	145
B.28. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	146
B.29. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	147
B.30. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	148
B.31. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	149
B.32. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	150
B.33. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	151
B.34. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	152
B.35. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	153
B.36. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	154
B.37. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	155
B.38. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	156
B.39. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	157

B.40. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	158
B.41. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	159
B.42. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	160
B.43. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	161
B.44. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	162
B.45. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	163
B.46. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	164
B.47. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	165
B.48. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	166
B.49. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	167
B.50. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	168
B.51. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	169
B.52. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	170
B.53. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	171

B.54. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	172
B.55. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	173
B.56. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	174
B.57. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	175
B.58. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	176
B.59. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	177
B.60. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	178
B.61. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	179
B.62. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	180
B.63. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	181
B.64. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	182
B.65. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	183
B.66. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	184
B.67. Selección de gráficos 1	185

B.68. Selección de gráficos 2	186
B.69. Selección de gráficos 3	187
B.70. Selección de gráficos 4	188
B.71. Selección de gráficos 5	189
B.72. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	190
B.73. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	191
B.74. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	192
B.75. Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión .	193
B.76. Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte	194
B.77. Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas	195

ÍNDICE DE TABLAS

2.1. Valores para las constantes del modelo de Carreau para fluido no Newtoniano (Ecuación 2.7)	24
3.1. Distribución de imagen A para todos los casos	49
3.2. Distribución de imagen B para todos los casos	49
3.3. Distribución de imagen C para todos los casos	49
4.1. Mallas de simulaciones realizadas	56
4.2. Tiempo de residencia dentro del aneurisma	58
4.3. Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y el tiempo de residencia	59
4.4. Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y el tiempo de residencia	60
4.5. Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y el tiempo de residencia para la regresión lineal	60
4.6. Número identificador del caso, factor de forma (NSI) y caudal de entrada al aneurisma	61
4.7. Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y el caudal de entrada al aneurisma	62
4.8. Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y el caudal de entrada al aneurisma	63
4.9. Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y el caudal de entrada al aneurisma para la regresión lineal	63

4.10. Datos de la proporción de caudal que entra al aneurisma: Se agrega el indicador de cada caso y el factor de forma (NSI) de cada uno	64
4.11. Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y la variable dependiente	66
4.12. Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y la variable dependiente	66
4.13. Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y la variable dependiente dentro del aneurisma para la regresión lineal	66
4.14. Datos de las viscosidades máximas en los casos simulados. Además se agrega la ubicación del valor máximo, siendo “cima” la cima del aneurisma, “medio” el interior del aneurisma y “afuera” en la arteria o fuera del aneurisma	68
4.15. Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y la viscosidad máxima dentro del aneurisma	69
4.16. Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y la viscosidad máxima dentro del aneurisma	69
4.17. Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y la viscosidad máxima dentro del aneurisma para la regresión lineal	70
4.18. Resultados de los esfuerzos de corte en las paredes (WSS) de la cima de los aneurismas simulados, además se incorpora el factor de forma (NSI) con que se realiza la regresión .	71
4.19. Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y el esfuerzo de corte (WSS) en la cima del aneurisma	72
4.20. Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma NSI y el esfuerzo de corte (WSS) en el aneurisma	73
4.21. Valores de correlación entre el factor de forma NSI y el esfuerzo de corte (WSS) en el aneurisma para la regresión lineal	73
C.1. Base de datos aneurismas desde el 1 al 30	198
C.2. Base de datos aneurismas desde el 31 al 60	199
C.3. Base de datos aneurismas desde el 61 al 88	200

1.1 Motivación

A pesar de que ya existen varias memorias desarrolladas por el Departamento de Ingeniería Mecánica en el campo de la biomecánica, y en particular en el modelamiento de aneurismas cerebrales, aún hay cosas que faltan por hacer y es en ese punto donde está el desafío de este trabajo: Ser capaz de recopilar y usar toda investigación realizada por los memoristas anteriores de la mejor manera.

Dependiendo de la ubicación del aneurisma puede llegar a ser muy difícil mediante la observación directa, resultando muy útiles las simulaciones numéricas para conocer su comportamiento. Para ello es necesario caracterizar los esfuerzos de corte en las paredes de las arterias (WSS), los flujos, los vórtices y la distribución de presiones, tanto en la arteria como en el aneurisma.

1.2 Objetivos

1.2.1. Ojetivos Generales

- Caracterizar la fluidodinámica de aneurismas cerebrales reales tipo saco con ubicación lateral utilizando simulaciones a través de un software de *Computational Fluid Dynamics* (CFD).
- Encontrar una relación matemática entre un parámetro geométrico y las características fluido-dinámicas.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Utilizar el software de CFD ADINA para realizar las simulaciones.
- Calcular flujos de entrada al aneurisma.
- Caracterizar las distribución de esfuerzos de corte en las paredes (WSS).

- Caracterizar las estructuras vorticiales en número e intensidad.
- Calcular la distribución de presión.
- Simular al menos 20 casos de aneurismas.

1.3 Limitaciones

- La simulación está limitada al problema de fluidos que ocurre en el aneurisma.
- Las paredes de las arterias se consideran como un sólido rígido.
- Sólo se usa la sección ADINA-F de este software de CFD.
- No se reconstruirán nuevas geometrías ni se aplicarán tratamientos.

Existe una amplia cantidad de publicaciones sobre simulaciones numéricas para representar la hemodinámica de las arterias cerebrales, algunos enfocados a los fluidos [15] y otros en la interacción entre las paredes y el fluido [20]. También existen publicaciones donde se consideran casos reales -tal como se hace en este trabajo- sólo que a través de tomografías computarizadas en lugar de angiogramas. Algunas publicaciones no sólo hacen referencia al comportamiento del fluido dentro de los aneurismas, si no que también en las curvas que tienen las arterias en lugares como el círculo de Willis. Sin embargo, el objetivo final es lograr englobar todos los estudios en uno que logre representar la realidad de la mejor manera posible, tanto el comportamiento del sólido como el del fluido que incluya la vasculatura precede al aneurisma [21].

2.1 Antecedentes Biológicos

2.1.1. Aneurismas

Un aneurisma corresponde a la dilatación anormal de las paredes de un vaso sanguíneo, generalmente de una arteria, la cual es provocada por defectos en sus paredes y/o por la presión sanguínea. Los aneurismas pueden presentarse en cualquier parte del cuerpo, pero son más comunes en la pared de la aorta -la cual se extiende desde el ventrículo izquierdo del corazón hasta el abdomen- y en las arterias del cerebro ubicadas en la base de éste en el denominado círculo de Willis. Ésta última es la zona estudiada en el presente trabajo.

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 [7]. La adventicia es rica en colágeno, la media es 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.

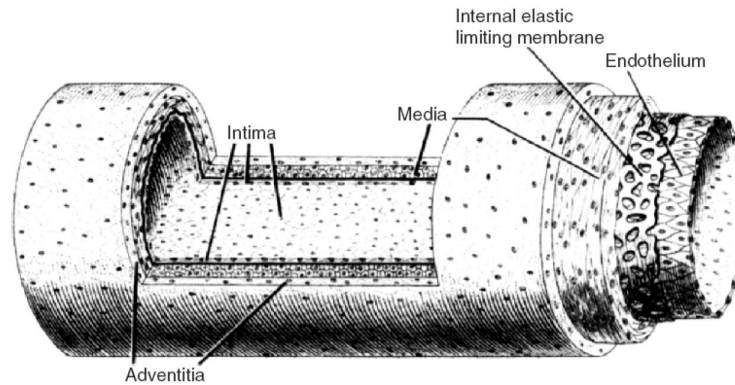


Figura 2.1: Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas [7].

Cabe destacar que los aneurismas cerebrales representan uno de los tipos de aneurismas más riesgosos y de más difícil tratamiento. Pueden ocurrir a cualquier edad, aunque son más comunes en adultos que en niños y ligeramente más comunes en mujeres que en hombres[12].

Según la forma del aneurisma se pueden clasificar en dos tipos:

Aneurisma tipo saco o sacular: corresponde a una dilatación que afecta a una sección del perímetro de la arteria, formando un cuello estrecho, tal como se muestra en la Figura 2.2. Pueden ser milímetros o incluso un poco más de un centímetro. Los aneurismas saculares gigantes pueden alcanzar perfectamente más de 2 [cm] y son más comunes en los adultos.



Figura 2.2: Tipos de Aneurisma

A su vez, los aneurismas saculares pueden ser clasificados según su ubicación en el vaso sanguíneo la cual puede ser lateral (a), de bifurcación (b) o terminal (c), como se muestra en la figura 2.3.

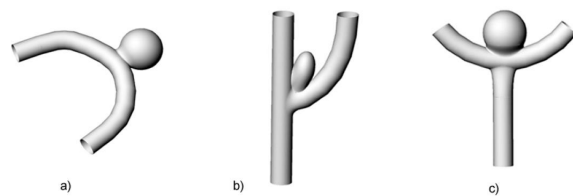


Figura 2.3: Aneurismas clasificados según su ubicación: a) Aneurisma lateral, b) Aneurisma en bifurcación y c) Aneurisma Terminal

Los aneurismas terminales o localizados en bifurcaciones arteriales pueden tener una gran variedad de configuraciones. Sin embargo, todos los aneurismas terminales tienen características comunes, incluyendo una arteria principal y una arteria secundaria. Además el 90% de los aneurismas terminales se originan en bifurcaciones asimétricas [24].

En el presente trabajo de tesis se estudian exclusivamente los aneurismas saculares con ubicación lateral.

Aneurisma fusiforme: corresponde a la dilatación que se desarrolla a lo largo de todo el perímetro de la arteria, Figura 2.2, pueden medir más de 2 centímetros y no poseen el cuello estrecho de los aneurismas tipo saco.

2.1.2. Zonas preferentes

Como se mencionó anteriormente, existen zonas del aparato circulatorio donde se desarrollan con mayor frecuencia los aneurismas, entre ellos está el Círculo de Willis dentro del cerebro (ver Figura 2.4 y 2.5), la arteria aorta en la zona abdominal, la arteria poplítea en las piernas, la arteria misentérica en la zona intertinal y la arteria esplénica que recorre el bazo. A pesar de que los aneurismas se desarrollan en variados lugares, los cerebrales son uno de los más peligrosos, tanto por sus consecuencias a la salud como por el riesgo de sus tratamientos.

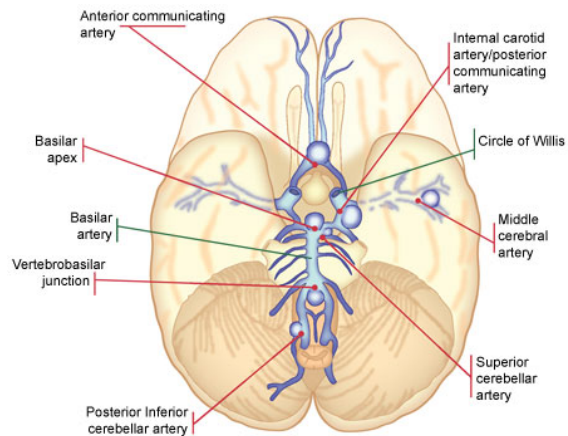


Figura 2.4: Círculo de Willis

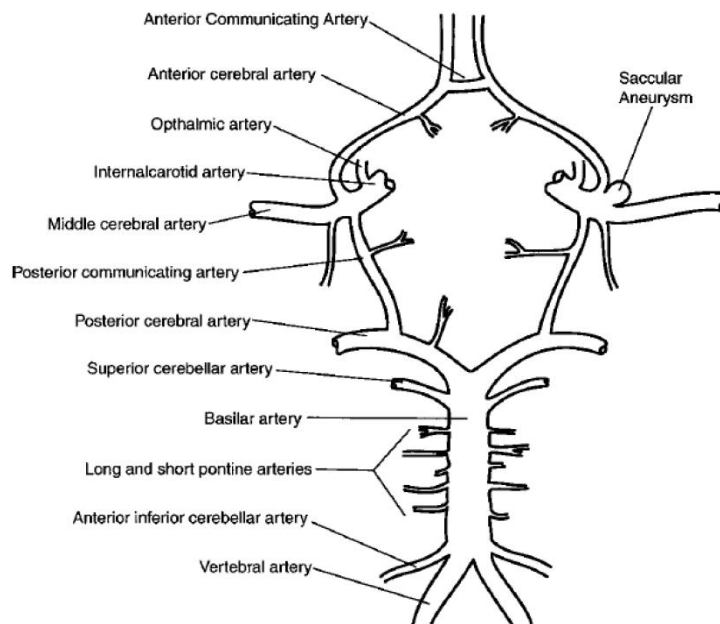


Figura 2.5: Vasculatura Círculo de Willis

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.

Desde un punto de vista ingenieril es importante contar con una estimación de las dimensiones del

círculo de Willis. Con esto se podría tener una estimación del orden de magnitud de las demás variables físicas involucradas en el problema. La figura 2.6 muestra las dimensiones promedio de la vasculatura del círculo de Willis.

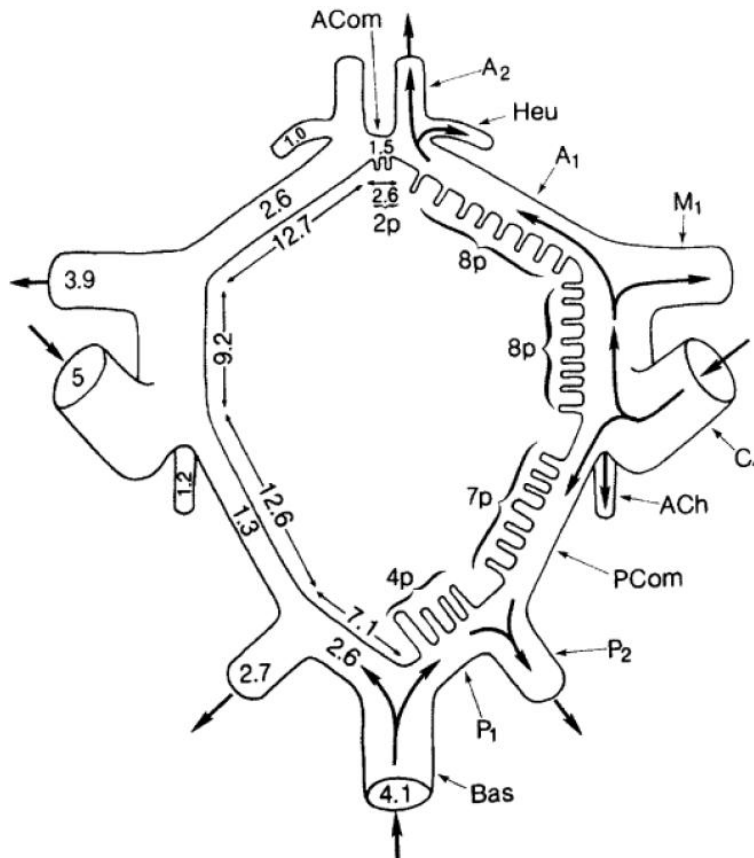


Figura 2.6: Esquema de la vasculatura del círculo de Willis con dimensiones promedio. Los valores están expresados en milímetros. Los números al interior de las arterias representan estimaciones de sus diámetros [7].

2.1.3. Posibles causas

La mayor parte de los aneurismas son congénitos ¹, presentados en personas con enfermedades genéticas de trastornos del tejido conjuntivo ² y riñón poliquístico. En menos ocasiones son causados por traumas o lesiones craneales, alta presión arterial, infecciones, tumores, arteriosclerosis, fumar cigarrillos, beber alcohol, consumo de drogas, etc. Siendo los traumas y las infecciones los principales causantes de aneurismas del tipo fusiforme, que no se verán en profundidad en este trabajo.

¹Enfermedades que se producen durante el desarrollo embrionario o durante el parto

²Tejidos que separan los órganos y a través del cual se distribuyen las estructuras vásculo-nerviosas

2.1.4. Incidencia

La detección de aneurismas se concentra en personas que se encuentran entre la cuarta y sexta década de vida. En pacientes menores de 40 años, el desarrollo de aneurismas es más común en hombres, sin embargo, sobre los 40 años la prevalencia en mujeres duplica a la prevalencia en varones. Algunos investigadores [7] reportan que la mayoría de casos de aneurismas se presentan en la zona anterior del círculo de Willis (arteria comunicante anterior, arteria cerebral anterior, arteria media cerebral, y arteria carótida interna, ver figura 2.5) con un 86 %, mientras que en el segmento posterior (arteria basilar-vertebral) sólo se desarrolla el 14 % de los casos. Otros investigadores aseguran que la diferencia es aún más radical: reportan una prevalencia del 96 % para la sección anterior y de sólo un 4 % para la posterior. Como sea, la diferencia de prevalencias entre las dos zonas es notable. En la figura 2.7 se muestran las zonas del círculo de Willis y la cantidad de casos rotos de un estudio realizado por Wilson G. *et al.* en 1954 [7].

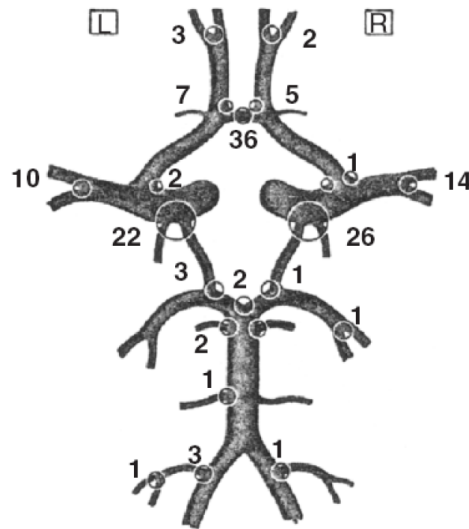


Figura 2.7: Localización y número de casos rotos en el círculo de Willis en el estudio de Wilson G. *et al.*, 1954 [7].

2.1.5. Consecuencias

Los síntomas y consecuencias de un aneurisma cerebral que no ha roto la pared de la arteria dependen del tipo de aneurisma, de su tamaño, tasa de crecimiento y de la ubicación específica en el cerebro[9].

En general, los pequeños aneurismas de tamaño constante no generan síntomas, mientras que los aneurismas de mayor tamaño, o que crecen continuamente, producen síntomas que varían desde la pérdi-

da de sensibilidad en la zona facial hasta pérdida de la visión, dependiendo de la estructura cerebral que se comprima debido al crecimiento de éste[10]. Debido a la carencia de síntomas de los pequeños aneurismas que no han provocado ruptura de la pared, la detección es frecuentemente accidental mediante el estudio de una tomografía que se realizó con otros fines médicos.

Se estima que alrededor del 8% de la población tiene algún tipo de aneurisma en el cerebro, pero la ruptura se presenta en aproximadamente 10 por cada 100.000 personas. Además, se considera que quienes han padecido de algún aneurisma tendrán al menos otro más. El 70% de las hemorragias cerebrales se deben a un aneurisma roto y entre el 20 y el 25% de estos casos terminan en el fallecimiento del paciente antes de tener atención médica[9].

La última situación posible es la de un sangrado menor, que 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. Por esta razón, es de suma importancia generar estudios que permitan predecir el comportamiento de los aneurismas, con el fin de evitar futuras complicaciones que puedan desencadenar la invalidez o muerte del paciente.

La existencia del aneurisma antes de explotar puede producir presión en algunos elementos circundantes del cerebro causando:

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

Finalmente, un aneurisma se puede romper y comenzar a sangrar. Este tipo de accidentes recibe el nombre de cerebrovascular hemorrágico pudiendo causar un daño nervioso permanente. Como síntomas externos del accidente se pueden nombrar los siguientes[9]:

- Confusión, letargo, somnolencia o estupor
- Párpado caído
- Dolores de cabeza con náuseas o vómitos

- Debilidad muscular o dificultad para mover cualquier parte del cuerpo
- Entumecimiento o disminución de la sensibilidad en cualquier parte del cuerpo
- Crisis epiléptica
- Movimiento lento, perezoso, letárgico
- Problemas del habla
- Cuello rígido (ocasionalmente)
- Comienzo súbito de irritabilidad, impulsividad o poco control del temperamento
- Cambios en la visión (visión doble o pérdida de la misma)
- Muerte

Un aneurisma cicatrizado puede volver a estallar, volviendo a provocar una hemorragia, la que puede estancarse en el espacio entre el cráneo y el cerebro, causando una complicación retardada llamada hidrocefalia, donde el exceso de líquido cefalorraquídeo en el cráneo dilata los ventrículos y éstos a su vez comprimen el tejido cerebral. Otra complicación retardada son los vasoespasmos, donde se contraen otros vasos sanguíneos limitando el flujo a áreas vitales del cerebro. Esto puede provocar accidentes cerebrovasculares o daño tisular³.

2.1.6. Desarrollo de los aneurismas

Como ya se ha mencionado, la historia natural del desarrollo de aneurismas intracraneales comprende tres etapas: patogénesis, alargamiento y ruptura. Cada una de estas etapas está regida por leyes físicas y biológicas complejas. Hoy en día no existe acuerdo generalizado sobre cuáles son específicamente los factores y en qué grado intervienen en el fenómeno [7], [8], [6].

Se sabe que los aneurismas cerebrales son más comunes que los aneurismas en otras arterias musculares; se postula que esta mayor prevalencia tiene relación con que en general las paredes arteriales son más delgadas, contienen mucho menos elastina y no poseen una capa externa elástica que las soporte [7]. Por otro lado, las arterias cerebrales son muy propensas a generar ciertos tipos de defectos: los 'cojines íntimos' (intimal pads) y los defectos mediales (medial defects).

Un cojín íntimo corresponde a un engrosamiento localizado de la capa íntima, mientras que un defecto medial corresponde a la pérdida localizada de la capa elástica intermedia que une las capas

³Daño del tejido orgánico

íntima y media. Estos defectos, por lo general, se presentan en la cúspide (apex) de las bifurcaciones arteriales. Se cree que estas imperfecciones juegan un rol fundamental en la patogénesis de aneurismas cerebrales, puesto que pueden generar un debilitamiento de las paredes arteriales. Sin embargo, no son las únicas variables explicativas para la formación de aneurismas. Se sabe que existen otros factores de riesgo como alta presión arterial, herencia genética, consumo de sustancias específicas, arteriosclerosis, anomalías hemodinámicas, etc. Esto sugiere que hay otros componentes involucradas en el proceso de patogénesis de aneurismas.

Cuando se forma el aneurisma sus paredes arteriales se van degradando. Las capas íntima y adventicia casi desaparecen y en su lugar se genera tejido conectivo. El espesor de la pared del aneurisma es por lo menos un orden de magnitud menor que el de la arteria sana, de hecho, las paredes de los aneurismas son transparentes. La ruptura se presenta, generalmente, en el domo del aneurisma; es poco frecuente que se presente en las paredes laterales y menos aún en el cuello. En la figura 2.8 se ilustra la histología de las paredes de arterias cerebrales, de aneurismas y de defectos. Además se presentan en la misma figura estadísticas de las zonas de ruptura.

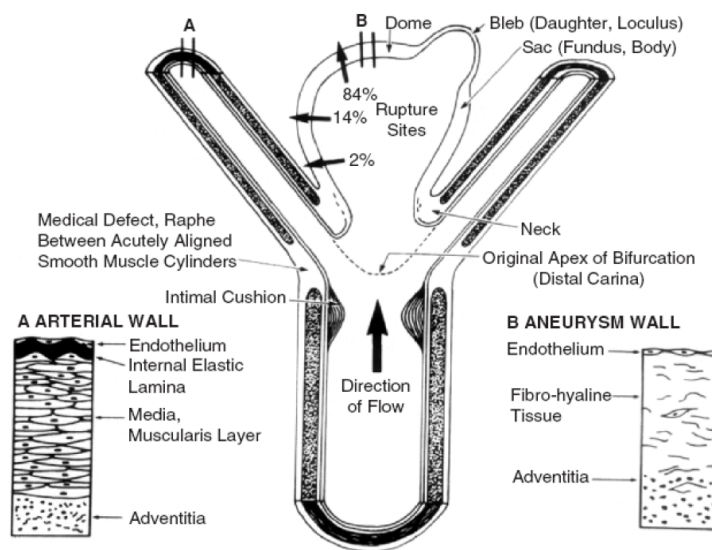


Figura 2.8: Histopatología de aneurismas y estadísticas de zonas de ruptura [8].

Se sabe poco del proceso de crecimiento de aneurismas. Se postula que ciertas inestabilidades en el sólido pueden facilitar el crecimiento acelerado de la malformación, como también la presencia de resonancias hemodinámicas, provocadas por la vorticidad al interior de los sacos [7], [8]. Es interesante notar este último efecto principalmente sobre aneurismas terminales, los cuales reciben el flujo pulsante

directamente en el interior del aneurisma. En estos casos, la turbulencia se genera incluso a bajas velocidades. Este efecto se ha corroborado midiendo ruido sobre las paredes de este tipo de aneurismas en cirugías [7]. En estas circunstancias, los pacientes están bajo la influencia de drogas que bajan su presión hasta 50 mmHg. Inclusive en estas condiciones es posible escuchar el ruido provocado por la turbulencia dentro de los sacos aneurismales. Lo anterior, avalaría la hipótesis de que un posible efecto de resonancia generaría el crecimiento de este tipo de aneurismas. Sin embargo, los científicos todavía buscan los fundamentos teóricos y experimentales para avalar las hipótesis antes descritas. Se trabaja intensamente en la búsqueda de modelos que expliquen la dinámica de paredes arteriales y hemodinámica en el desarrollo y ruptura de aneurismas intracraneales.

2.1.7. Consecuencias biológicas de la hemodinámica

Estudios recientes postulan que los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma, inducidos por el flujo sanguíneo en éste, tienen efectos directos en la patogénesis, crecimiento y ruptura de los aneurismas [5], [4]. Los esfuerzos de corte en la pared pueden ser entendidas como la fricción inducida por el flujo, debido a la viscosidad de la sangre.

El esfuerzo de corte es convertido en señales biológicas por receptores ubicados en las células del endotelio, los cuales inducen ciertas respuestas biológicas dependiendo de qué tan alto sea el esfuerzo de corte. Se asume que un esfuerzo de corte del orden de unos 2 [Pa] es adecuado para mantener la estructura de los vasos sanguíneos.

Cuando los esfuerzos de corte en la pared arterial son muy altos, se genera un proceso de adaptación de la arteria llamado "remodelamiento vascular". Los altos esfuerzos de corte activan las células del endotelio, lo que provoca el reclutamiento y activación de células inflamatorias. En el caso de un remodelamiento normal, las células inflamatorias se posicionan de forma simétrica con respecto al eje de la arteria, provocando un aumento en el diámetro interno de ella. Con esto, el esfuerzo de corte disminuye, restableciendo el equilibrio (Figura 2.9, esquema lado izquierdo). Durante la formación de un aneurisma, el remodelamiento ocurre de forma asimétrica, producto de alguna concentración de esfuerzos, que provocan el agrupamiento de células inflamatorias en una zona determinada. El remodelamiento vascular ocurre hasta que el aneurisma llega a un punto de equilibrio, o bien, se inflama hasta que se desencadena su ruptura (Figura 2.9, esquema lado derecho).

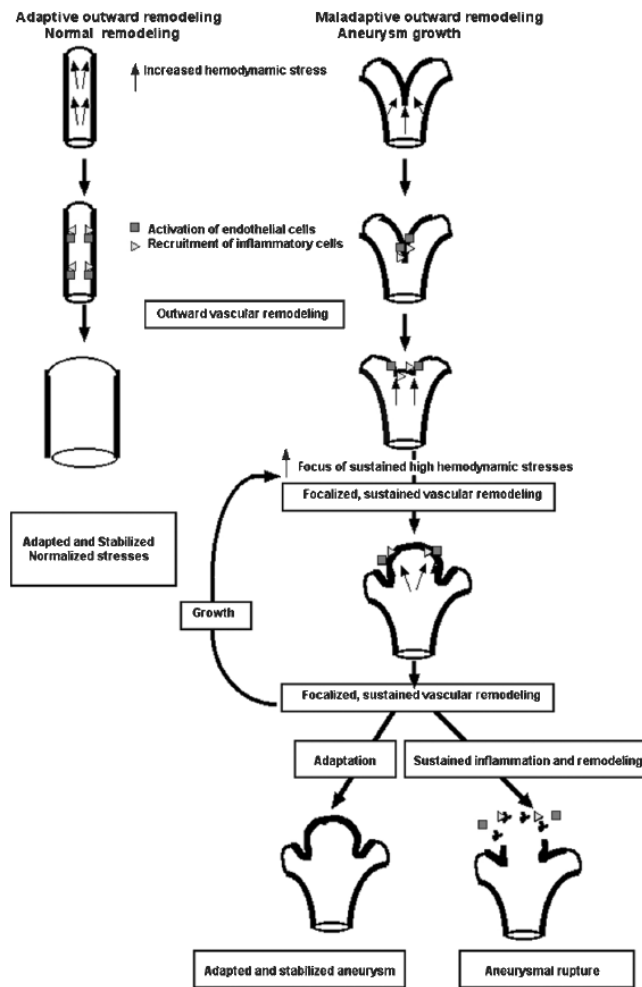


Figura 2.9: Esquema del remodelamiento vascular normal (lado izquierdo) y patológico (lado derecho) [5].

Por otro lado, los esfuerzos de corte muy bajos también pueden ser perjudiciales. Se considera que cuando el esfuerzo de corte es menor a 1 [Pa], la pared arterial se degenera producto de la apoptosis celular. Cuando una célula muere por apoptosis empaqueta su contenido, lo que evita que se produzca la respuesta inflamatoria característica de la muerte accidental o necrosis. En lugar de hincharse y reventar, las células en proceso de apoptosis se encogen, y con frecuencia se fragmentan. De esta manera, pueden ser eficientemente englobadas vía fagocitosis y, consecuentemente, sus componentes son reutilizados por macrófagos o por células del tejido adyacente. Otro efecto no deseable cuando la pared se ve solicitada por esfuerzos de corte muy bajos, es la arteriosclerosis, que es un síndrome caracterizado por el depósito e infiltración de sustancias lipídicas en las paredes de las arterias.

2.1.8. Exámenes

Un examen ocular puede mostrar incremento de la presión dentro del cerebro, incluyendo inflamación del nervio óptico o sangrado dentro de la retina. Concretamente se pueden utilizar los siguientes exámenes [9] para diagnosticar un aneurisma cerebral y determinar la causa del sangrado dentro del cerebro.

- Tomografía computarizada de la cabeza que puede identificar el sangrado y ocasionalmente localizar el aneurisma. Incluye el cráneo, el cerebro, las órbitas (cuencas de los ojos) y los senos paranasales.
- Análisis de LCR (Líquido Cefalorraquídeo) o punción espinal que puede confirmar el sangrado. Es un examen que se utiliza para medir la cantidad de glóbulos rojos y blancos en el líquido cefalorraquídeo, el cual es un líquido transparente que circula en el espacio que rodea la médula espinal y el cerebro.
- Resonancia magnética nuclear del cráneo o imágenes por resonancia magnética del cráneo (IRM) puede ser una alternativa en lugar de la tomografía computarizada, pero no es tan sensible al sangrado dentro del cerebro.
- Angiografía cerebral convencional o angiografía de la cabeza con tomografía espiral computarizada que se utiliza para señalar la localización y tamaño del aneurisma.
- Se puede hacer un EEG (electroencefalograma) si se presentan convulsiones.

En el Servicio de Neurorradiología, campo médico de la Universidad de Chile, se realizan cerca de 6250 exámenes de Resonancia Magnética, 17000 Tomografías Computadas y 1000 Angiografías, donde el Angiograma es el más común [14] para la detección de los aneurismas. Este examen entrega una imagen tridimensional del circuito vascular cerebral, permitiendo su localización. Además, permite construir un modelo CAD del defecto y la vasculatura circundante a él. Estos modelos en CAD se pueden incorporar al software de CFD y de esta manera se pueden simular aneurismas reales.

2.1.9. Tratamientos

Para la selección de un tratamiento específico no existe un regla general según el tipo de aneurisma o paciente. El tratamiento, o la ausencia de éste, debe ser elegido cuidadosamente por el médico tratante, tomando en cuenta muchos factores externos al aneurisma, como por ejemplo su estado general de salud, edad, antecedentes médicos, gravedad, signos vitales, etc.

Para esta anomalía existen dos tipos de tratamiento: a cráneo abierto y endovascular.

La cirugía convencional mediante el clipeado microquirúrgico, un método habitual desde hace 30 años, en donde a cráneo abierto se separa el aneurisma (craneotomía). Si bien es de práctica cotidiana y sus beneficios con respecto al crecimiento de los aneurismas son contundentes, la morbilidad y mortalidad que acompañan al método han llegado a una meseta con pocas posibilidades de mejorar.

El segundo tipo de tratamiento es el endovascular, son procedimientos que tiene como único objetivo el excluir de la circulación a los aneurismas para evitar su ruptura, puede ser por medio de espirales de platino o una malla de metal flexible (desarrollado por Javier Pérez[17]). 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 médicos, la gravedad del cuadro clínico, sus signos vitales y síntomas, entre otros.

Existen varias técnicas de oclusión endovascular de aneurisma cerebral, la más común y que mejores resultados ha mostrado es la oclusión endovascular de aneurisma cerebral con espirales desprendibles de platino, la cual se esquematiza en la Figura 2.10.

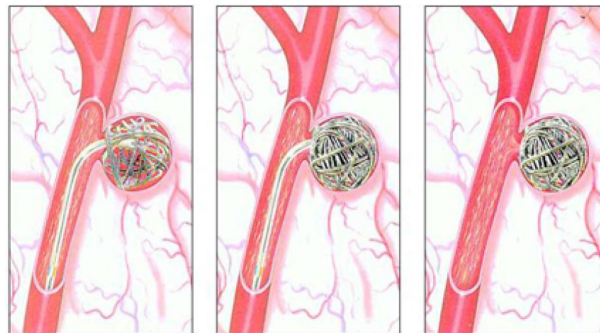


Figura 2.10: Oclusión endovascular de aneurisma cerebral con espirales desprendibles de platino (coils).

Otra técnica es la oclusión con espirales desprendibles de platino soportada por la remodelación del cuello con stent, derivación de flujo con colocación exclusiva de stent en la arteria portadora del aneurisma, entre otros. En la Figura 2.11 se muestra un esquema que ejemplifica el tratamiento con stent.

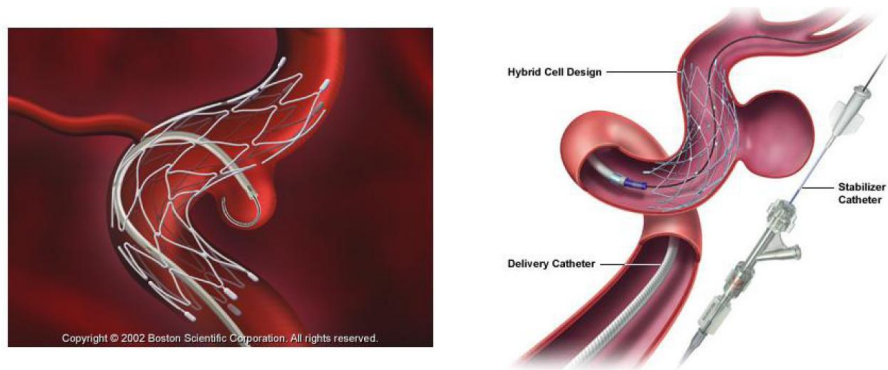


Figura 2.11: Esquema tratamiento con mallas trenzadas de metal flexible (stents).

En memorias anteriores se han desarrollado metodologías que incluyen la creación de un modelo de stent [17] y coil que se ajustan a la geometría de la arteria portadora del aneurisma, y el ensamble de este modelo al aneurisma. Estos diseños han sido simulados en programas de elementos finitos para estudiar el efecto del modelo de stent sobre variables mecánicas relevantes, como esfuerzo de corte en la pared, velocidades de flujo, entre otros.

2.2 Reconstrucción de caso real

Para poder llevar a cabo una simulación computacional, lo primero es tener definida la geometría que determine el marco en el que ésta se lleva a cabo. Muchos estudios de esta índole son desarrollados en base a idealizaciones de la forma real que tiene la arteria, el aneurisma y la vasculatura circundante con el fin de simplificar la tarea de definir la geometría de trabajo, ya que realizar un dibujo más real sería un trabajo artístico y la subjetividad de su interpretación no tendría valor científico. Es por esta razón que toma importancia la creación de una metodología para poder realizar simulaciones en geometrías provenientes de casos reales. Hoy en día, gracias a los avances en computación y en las tecnologías de exámenes médicos es posible la reconstrucción con la ayuda del *software* y *hardware* adecuado.

Cabe mencionar que los pasos siguientes son sólo un resumen de la metodología completa desarrollada por Morales [27], que se pueden encontrar en su trabajo de título paso por paso con detalles e imágenes explicativas.

2.2.1. Obtención de los exámenes

El primer paso para poder definir una geometría real es tener al alcance el examen médico generado por un angiógrafo rotacional. El Instituto de Neurocirugía Asenjo (INCA) posee estos instrumentos de alta tecnología. El examen realizado a través de este equipo entrega archivos computacionales tridimensionales en formato VRML (Figura 2.12, que en términos prácticos es una matriz de 3 dimensiones donde cada casilla posee la información de un color o pixel). Como son sólo imágenes que no determinan un sólido o una superficie, no pueden ser ingresadas directamente a un programa y ser simuladas.



Figura 2.12: Ejemplo de captura 2D de un archivo VRML generado por un angiógrafo rotacional. Tipo de imagen con el que se comienza la reconstrucción de un caso real.

2.2.2. Curvas de nivel en formato CAD a partir del archivo VRML

El segundo paso consiste en convertir el archivo VRML en uno compatible con los programas de CAD, donde las superficies curvas y volúmenes sean entendidos como tales. Para esto se usa el programa 3D Doctor, el que es capaz de trabajar de manera conjunta con imágenes en píxeles y CAD.

Esta parte del proceso requiere de bastante trabajo humano, por lo que dista mucho de ser automático. Lo primero es eliminar todas las manchas y vasculaturas adyacentes al examen que no tienen relación con la arteria que porta al aneurisma (Figura 2.13 A). Posteriormente es necesario incorporar planos de corte en lugares estratégicos, lo que puede ser complicado cuando el plano de corte pasa por más de un lugar (Figura 2.13B), generando más de una curva de nivel. Para esto es necesario dividir la vasculatura en secciones que después se deben unir. Como resultado final se tiene el diseño de la geometría como un conjunto de curvas de nivel (Figura 2.14).

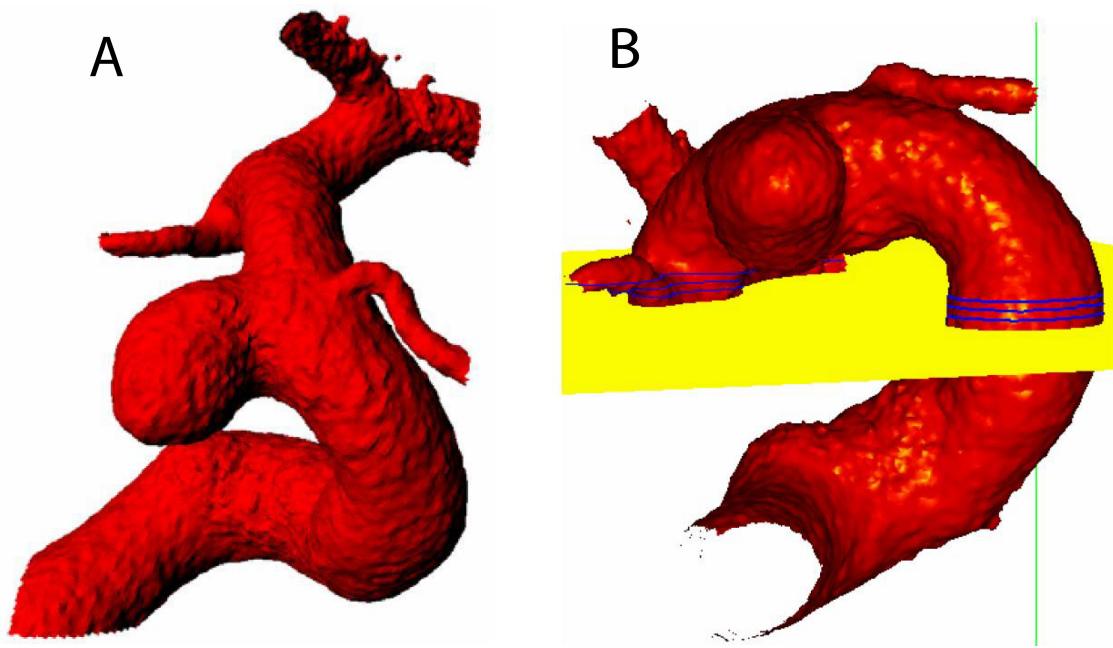


Figura 2.13: La primera imagen muestra un archivo VRML limpio donde se ha quitado la vasculatura sobrante, la segunda imagen muestra parte del proceso de obtención de las curvas de nivel

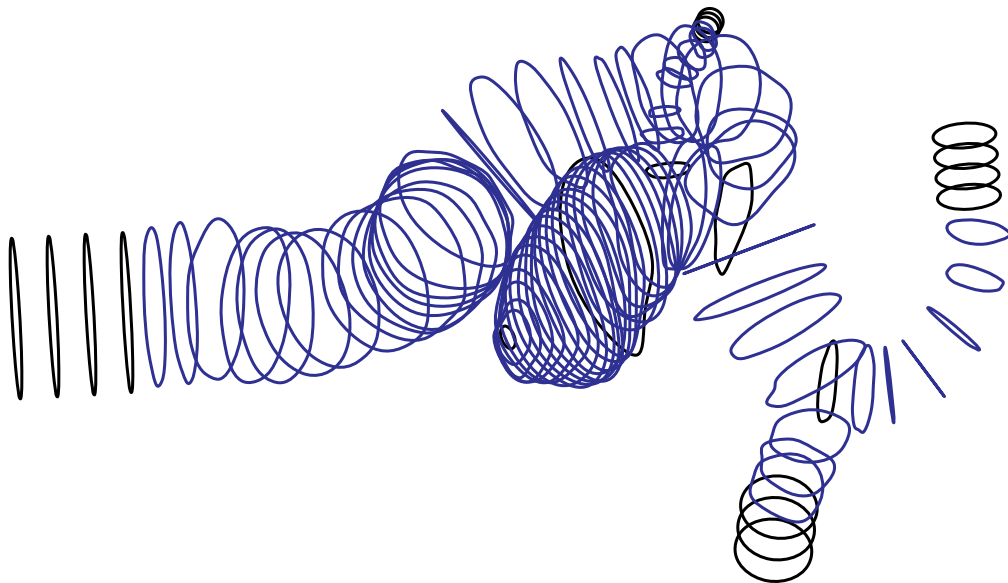


Figura 2.14: Curvas de nivel para rehacer superficie

2.2.3. Creación del sólido en formato CAD

Como 3D Doctor es un programa básico en el sentido del diseño en CAD, es necesario realizar esta última operación usando un programa más completo como es el Rhinocero. Este programa trabaja con superficies y puede generarlas como una interpolación suave de los anillos generados con anterioridad. En un comienzo, posterior a la interpolación de la superficie por las curvas de nivel, se realizaba un suavizado a la unión entre el aneurisma y las salidas a la arteria principal. Esta suavización producía una forma más real de la geometría completa y no tenía problemas para ser mallada en Fluent, pero con la incorporación de las simulaciones en sólido y FSI en ADINA, surgió el problema que ADINA no era capaz de mallar radios de curvatura tan pequeños como los existentes en esas suavizaciones, obligando a rehacer los últimos pasos de las geometrías como se explica en la metodología específica para poder realizar las simulaciones.

Una vez que se tienen las superficies interpoladas se procede a cerrar con tapas las entradas, salidas y la cima del aneurisma, para luego forzar al programa a transformar el conjunto de superficies en un sólido. Con este paso el archivo CAD está listo para ser ocupado en cualquier *software* de simulación o CAD.

2.3 Simulación computarizada

2.3.1. CFD

Los *softwares* de simulación CFD (*Computational Fluid Dynamics*) han sido utilizados para resolver problemas de mecánica de fluidos con geometrías complejas y condiciones de borde. Este tipo de análisis es capaz de entregar la velocidad del fluido, el campo de presiones y otros valores relacionados con la solución.

De los resultados se pueden obtener además patrones óptimos para un fluido, ya sea con ajustes en la geometría o con las condiciones de entrada. La aplicación de esta tecnología para modelar la hemodinámica en cuerpos vasculares es relativamente nueva, sin embargo, tiene un enorme potencial para predecir y solucionar una gran variedad de patologías, junto con la posible mejora de sus tratamientos. Debido a que los aneurismas y cada paciente pueden tener características diferentes, cada aneurisma debe ser estudiado de manera independiente [18].

2.3.2. FSI

La sigla FSI (*Fluid Structure Interaction*) quiere decir interacción fluido-estructura. Este fenómeno ocurre cuando un fluido interactúa con un sólido o una estructura, generando como consecuencia de la presión una deformación en la estructura, que a la vez altera al fluido, el que nuevamente cambia su efecto sobre la estructura. Estas interacciones pueden ser estables u oscilantes y se requieren programas que resuelvan problemas FSI para poder realizar simulaciones de este tipo.

En las memorias que se han realizado en el departamento, se han utilizado dos *software* de simulación numérica: Fluent [18] y ADINA [19]. Para este trabajo de título se utiliza el *software* ADINA.

2.4 Ecuaciones de Navier-Stokes

Las ecuaciones de Navier-Stokes permiten modelar genéricamente 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.

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

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

En las Ecuaciones 2.1 y 2.2, ρ es la densidad del fluido, t el tiempo, \vec{v} el vector velocidad, $\vec{\tau}$ el tensor de esfuerzos y \vec{f}^B el vector de fuerzas externas actuantes sobre el fluido. El tensor de esfuerzos se define por la Ecuación 2.3.

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

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

2.5 Fluido incompresible

Un flujo se clasifica como compresible o incompresible dependiendo del nivel de variación de la densidad del fluido durante ese flujo. La incompresibilidad es una aproximación y se dice que el flujo es incompresible si la densidad permanece aproximadamente constante a lo largo de todo el flujo. Por lo

tanto, el volumen de todas las porciones del fluido permanece inalterado sobre el curso de su movimiento cuando el flujo o el fluido es incompresible. Los líquidos son en la práctica muy poco compresibles, por lo que se considera esta aproximación en las simulaciones.

2.6 Paredes rígidas

Las paredes rígidas son una buena aproximación para las arterias pequeñas como las capilares, pero no tan buena para arterias de mayor tamaño [15], ya que se pueden sobrestimar los esfuerzos de corte en las paredes (WSS), a pesar de eso, esta aproximación no cambia la distribución de éstos.

2.7 Esfuerzo de corte en las paredes (WSS)

El esfuerzo de corte (comúnmente denominado con la letra griega τ) es la fuerza tangencial F [N] que se aplica a una sección de un medio continuo en una de sus caras de área A [m^2] (Ecuación 2.4 y Figura 2.15).

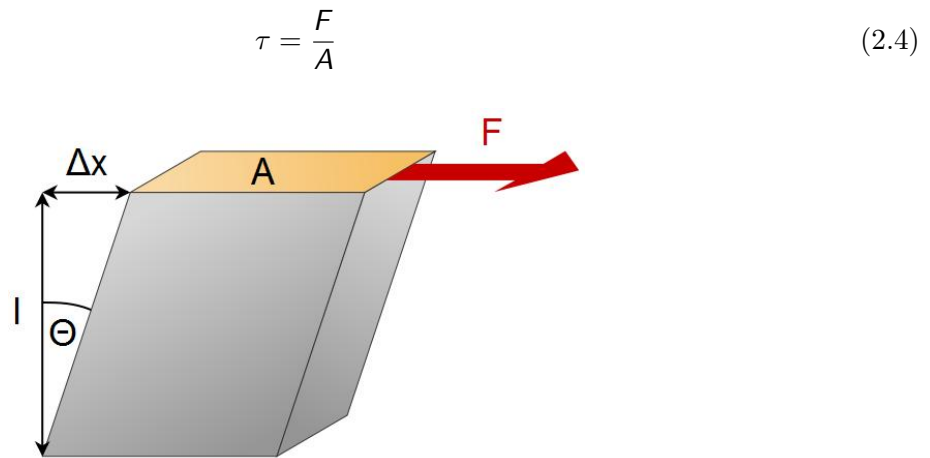


Figura 2.15: Esquema explicativo del esfuerzo de corte

Se le denomina esfuerzo de corte en las caras o WSS (Wall Shear Stress), a los esfuerzos de corte que se producen en la paredes cuando se desplaza un fluido por su interior. Para este caso el WSS depende del gradiente de la velocidades en dirección del centro, es decir depende de $\frac{\delta V_x}{\delta y}$ en donde "x" es la dirección de desplazamiento del flujo e "y" es perpendicular a la pared.

El cálculo de este esfuerzo depende si el fluido es newtoniano o no newtoniano, para más información ir a la Sección 2.8.

2.8 Hipótesis de Fluido Newtoniano

A pesar de que todos los fluidos son viscosos, suponerlos como un fluido ideal, es decir que tiene viscosidad nula, en algunos casos no es una mala aproximación. Sin embargo en la mayoría de los casos esto no es así y se necesita un modelo de viscosidad que puede depender tanto de la tasa cortante como de la temperatura según la aplicación. Los modelos de viscosidad se pueden clasificar en 2 grupos: los newtonianos cuya viscosidad es constante y los no newtonianos donde la viscosidad depende de la tasa de corte ($\frac{\delta V_x}{\delta y}$).

El estudio de la respuesta de los materiales a esfuerzos se conoce como reología. Una variable importante que se relaciona con la viscosidad de los fluidos es el esfuerzo de corte. La ley de potencia es una forma de describir el comportamiento de materiales viscosos y para flujos paralelos está dada como se presenta en la Ecuación 2.5.

$$\tau = k \cdot \left(\frac{\delta v_i}{\delta x_i} \right)^n \quad (2.5)$$

Para un fluido newtoniano “k” es la viscosidad absoluta o dinámica y “n” es igual a 1. En este caso la tasa de corte y el esfuerzo de corte son proporcionales.

Un fluido no newtoniano cuyo comportamiento se describe mediante la Ecuación 2.5 con $n \leq 1$ se conoce como pseudoplástico; este nombre se origina porque el incremento de la tasa de corte causa una disminución en la viscosidad efectiva. Es decir, con un incremento en la tasa de corte el líquido se “adelgaza”. Por otra parte, si $n \geq 1$, el fluido se conoce como dilatante, aquí el fluido se “engruesa” con un aumento en la tasa de corte.

Además, existen los llamados materiales lineales de Bingham, donde se presenta únicamente un desplazamiento finito para un esfuerzo cortante menor que un valor y para el cual existe un comportamiento viscoso newtoniano cuando el esfuerzo cortante es mayor. Esto quiere decir que los fluidos necesitan un esfuerzo de corte inicial para comenzar su deformación, su comportamiento se rige por la Ecuación 2.6.

$$\tau = \tau_o + \mu_B \frac{\delta V_x}{\delta y} \quad (2.6)$$

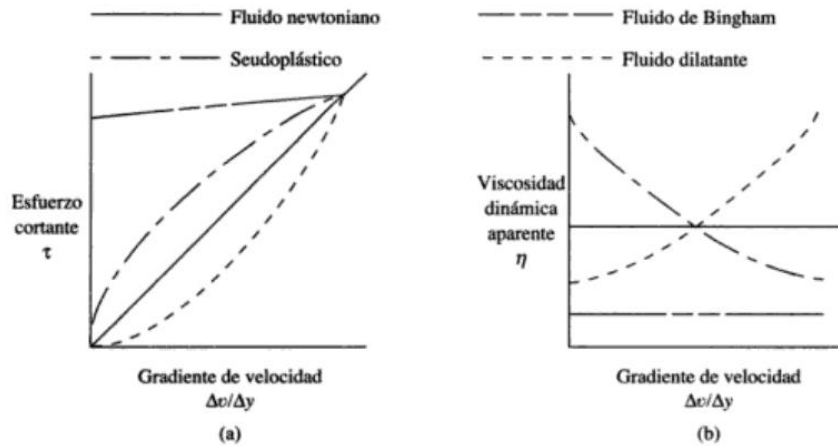


Figura 2.16: Comportamiento reológico de los diferentes tipos de fluidos; Newtoniano, pseudoplástico, dilatante y Bingham. Gráficos para el esfuerzo de corte y viscosidad en función de la tasa de corte respectivamente

En gran parte de la vasculatura del cuerpo humano es razonable considerar el flujo sanguíneo como Newtoniano, 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.

Para modelar de mejor forma el efecto no Newtoniano del flujo sanguíneo se utiliza comúnmente el modelo pseudoplástico de Carreau (Ecuación 2.7). En este modelo, la viscosidad del fluido no es constante y depende de la tasa de deformación del éste. En la publicación de Sandve [15], se puede apreciar una simulación donde se comparan los resultados suponiendo el fluido como Newtoniano y no-Newtoniano.

$$\mu\left(\frac{\delta V_x}{\delta y}\right) = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)\left(1 + A \cdot \left(\frac{\delta V_x}{\delta y}\right)^2\right)^n \quad (2.7)$$

Es claro que los efectos no-Newtonianos comienzan a hacerse patentes cuando $\dot{\gamma}^2 \gg \frac{1}{A}$, de lo contrario, el fluido se comportará como Newtoniano. Para el caso de la sangre, O'Callaghan [3] obtuvo las constantes del modelo de Carreau. Estos valores serán utilizados en las simulaciones CFD aquí consideradas y se muestran en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Valores para las constantes del modelo de Carreau para fluido no Newtoniano (Ecuación 2.7)

Parámetro	Valor	Unidades
Densidad	1050	$\frac{kg}{m^3}$
μ_{∞}	0.00345	$Pa \cdot s$
μ_0	0.056	$Pa \cdot s$
A	10.976	-
n	-0.3216	-

2.9 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 2.8.

$$Re = \frac{\rho \vec{v} D}{\nu} \quad (2.8)$$

En la Ecuación 2.8, D es el diámetro hidráulico de la tubería donde escurre el fluido, \vec{v} la velocidad media del flujo en una sección y ν la viscosidad cinemática del fluido. Para valores inferiores a 2500 ($Re \leq 2500$) el fluido se considera laminar. Para determinar si el flujo sanguíneo es laminar o turbulento se consideran los siguientes valores de referencia: $\rho = 1050 [kg/m^3]$, $D = 3 [mm]$, $v = 0,5 [m/s]$ y $\nu = 0,003 [Pa \cdot s]$. Con estos valores se obtiene $Re = 525 \leq 2500$, por lo que se considera al flujo sanguíneo como laminar.

Según Martin Sandve *et al.* [15], se produce turbulencia para un Reynold mayor a 2000, siendo muy extraño en arterias sanas, ya que se asocia con arteriosclerosis.

2.10 Perfil de velocidad de entrada

Para poder simular correctamente un aneurisma, es necesario entregarle al *software* la velocidad de entrada a la arteria que contiene al aneurisma como condición de borde. Por lo tanto hay que imponer con criterio un pulso y un perfil de velocidad para poder realizar la simulación.

2.10.1. Pulso sanguíneo

Para poder solucionar el problema del pulso, Ledermann [26] en su trabajo desarrolló una metodología para reconstruir el pulso de velocidad sanguínea propio de cada paciente, utilizando una aproximación por series de Fourier de la velocidad, obtenida a través de exámenes Doppler Duplex Color, en arterias

carótidas. Sin embargo ésto incorpora una variable extra a los datos que dificulta aun más la generalización de los resultados, ya que el pulso sanguíneo de una persona no es constante. El miedo a un examen médico puede alterar al paciente aumentando o disminuyendo sus pulsaciones, ésto sumado a que todos los pacientes tienen pulsos sanguíneos diferentes.

En estudios anteriores de aneurismas [31] se utilizó un pulso de velocidad común para todos los casos. Este pulso correspondía al de una persona sana por lo que no reflejaba la realidad de cada paciente. Una metodología intermedia es la desarrollada por Araya en su trabajo de título [29], en la cual se considera un pulso de velocidad promedio, obtenido de una población de estudio, el cual posteriormente aplicó a sus simulaciones. Para efectos de esta memoria, se utilizará el pulso de velocidad promedio de Araya en cada una de las simulaciones.

2.10.2. Perfil de entrada

Ahora bien, para un flujo Newtoniano unidireccional estacionario al interior de un tubo rígido, 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 [2]. Si $k_s = \frac{P_i - P_o}{l}$, donde P_i y P_o son las presiones en la salida y entrada del tubo respectivamente y μ es la viscosidad, entonces el perfil de velocidades de Poiseuille esta dado por la Ecuación 2.9.

$$u_s(r) = \frac{k_s}{4\mu}(r^2 - a^2) \quad (2.9)$$

Sin embargo, estas condiciones simplificadas no se cumplen al interior de las arterias, puesto que el flujo es pulsante, es decir, la presión depende de la variable temporal, además de la longitudinal. En este caso, para obtener el perfil de velocidades a la entrada de la geometría se utiliza la ecuación de Womersley, para flujo Newtoniano pulsante dentro de un tubo rígido. 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 esta dada por la suma de solución estacionaria de Poiseuille $u_s(r)$ y la velocidad oscilatoria $u_\phi(r, t)$ como lo indica la Ecuación 2.10 [2].

$$u_t(r, t) = u_s(r) + u_\phi(r, t) \quad (2.10)$$

Para encontrar $u_\phi(r, t)$, es necesario resolver la ecuación diferencial que se presenta en la Ecuación 2.11

$$\mu \left(\frac{\partial^2 u_\phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\phi}{\partial r} \right) - \rho \frac{\partial u_\phi}{\partial t} = k_\phi(t) \quad (2.11)$$

Donde $k(t) = k_s + k_\phi(t)$.

La Ecuación (2.12) muestra el perfil de velocidades oscilatorias de la solución para una presión con la forma $k_\phi = k_s(\cos)(\omega t + i \cdot \text{sen}(\omega t))$ (En general la curva de la presión puede ser aproximada por una serie de Fourier pero estas soluciones deben ser numéricas), siendo a el radio del tubo, ρ la densidad del fluido, μ su viscosidad y $e^{i\omega t}$ la fase en que varía el gradiente de presión.

$$u_\phi(r, t) = \frac{ik_s a^2}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{J_0(\zeta)}{J_0(\Lambda)} \right) e^{i\omega t} \quad (2.12)$$

Donde las variables adicionales incluidas quedan definidas por:

$$\Omega = \sqrt{\frac{\rho\omega}{\mu}} a \quad (2.13)$$

$$\Lambda = \left(\frac{i-1}{\sqrt{2}} \right) \Omega \quad (2.14)$$

$$\zeta = \Lambda \frac{r}{a} \quad (2.15)$$

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \quad (2.16)$$

J_0 , es la función de Bessel, ella se puede encontrar tabulada en libros y pre programada en la mayoría de los *softwares* de matemáticas.

En lugar de la presión es el perfil de velocidades promedio propuesto por Araya el que utiliza como entrada para calcular el perfil de Womersley y así aplicarlo como condición de borde a la entrada de la vasculatura. Se sigue la metodología desarrollada por Muñoz [1] para la implementación del perfil en ADINA, la cual está programada en el software de cálculo MATLAB.

2.11 Índices Geométricos

La información señalada en este apartado es obtenida de la memoria de Hernán Figueroa [28].

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.

$$D = 4 \cdot \frac{A}{p} \quad (2.17)$$

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:

$$AR = \frac{H}{D_n} \quad (2.18)$$

$$BF = \frac{D_{max}}{D_n} \quad (2.19)$$

$$BL = \frac{H_b}{H} \quad (2.20)$$

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 de posicionamiento del máximo abultamiento. Para finalizar con la clasificación de índices de orden cero, se tienen los índices tridimensionales de forma. Éstos 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 tiene la siguiente fórmula:

$$CR = \frac{V}{V_{ch}} \quad (2.21)$$

Por lo tanto, si el 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. El IPR es definido para un aneurisma sacular como sigue:

$$IPR = \frac{S}{V^{2/3}} \quad (2.22)$$

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 [30], hacen uso de un índice equivalente al IPR llamado NSI, el cual corresponde a:

$$NSI = 1 - (18\pi)^{1/3} \cdot \frac{V^{2/3}}{S} \quad (2.23)$$

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[30] como:

$$BMR = \frac{\text{Superficie Manto}}{\text{Superficie Base}} \quad (2.24)$$

2.12 Resumen memorias anteriores

Como se mencionó anteriormente, hay muchas memorias desarrolladas y en desarrollo dentro del marco del proyecto FONDECYT. Dentro de las principales variables generales que han sido tratadas en las memorias, se pueden mencionar: simulación FSI o CFD, modelos reales o ideales, el software ADINA o Fluent y con tratamientos endovascular o aneurisma no tratado.

En la Figura 2.17, se puede ver comparativamente un breve resumen sobre las memorias que se han realizado, sus principales aportes, conclusiones y métodos ocupados.

Año	Autor	Modelo	Software	Características principales	Simulación	Comentarios
2005	Solís	Ideal	ADINA	Énfasis en el sólido	FSI	
2004	Zarate	Real	FLUENT	Flujo pulsante, Fluido Newtoniano con paredes rígidas	CFD	Desarrollo de metodología para reconstrucción de aneurismas reales
2005	Botto	Real	FLUENT	Tratamiento tipo Coiling + 3 simulaciones	CFD	Tratamiento endovascular
2006	Morales	Real	FLUENT	Condición de Womersley para la velocidad. Correlaciones para los esfuerzos (WWS) en función de parámetros geométricos y descripción fluido dinámica. Realizado para 30 casos.	CFD	Nueva metodología que disminuye el tiempo de reconstrucción de 6 días a menos de uno
2006	Ledermann	Real	ADINA	Pulso sanguíneo real sobre aneurismas terminales	FSI	Realizó nueva estrategia para definir el mallado de la simulación, nuevas condiciones de borde. Se descartan como útiles las simulaciones exclusivas de sólido y se concluye que el error de las simulaciones CFD no es significativo
2007	Araya	Real	ADINA	Datos promedios para pulsos sanguíneos, único y representativo a partir de 9 casos	FSI	Mejora las metodologías de Morales y Ledermann, tanto para la simulación como para la reconstrucción de los casos reales. Valida los resultados de las simulaciones CFD. Las simulaciones sólo estructurales entregan desplazamientos máximos en lugares diferentes que las FSI
2008	Figuroa	Real	ADINA	Comparación FSI y CFD con simulaciones estructurales puras	FSI y CFD	Espesor variable al aneurisma
2008	Pérez	Real	ADINA	Tratamiento endovascular tipo stent	CFD	

Figura 2.17: Resumen memorias anteriores

METODOLOGÍA ESPECÍFICA

El trabajo consiste en la simulación de aneurismas reales tipo saco. Para ésto se cuenta con una base de datos de 88 casos de aneurismas vasculares, denominados como **geometrías** a lo largo de la memoria. Las geometrías son obtenidas a partir de exámenes médicos a pacientes del Instituto de Neurocirugía Asenjo. Estos exámenes médicos son transformados a formato CAD, usando un largo proceso de **reconstrucción de aneurismas** [27] en el que se emplean diferentes *softwares* de CAD como 3D Doctor, Rhinoceros y Solid Edge.

3.1 Recopilación de geometrías

La reconstrucción de aneurismas ha sido un trabajo lento. La primera metodología de reconstrucción fue creada por Zárate [25] y luego mejorada por Morales [27]. Durante los trabajos que han sido realizados en temas relacionados, los memoristas han reconstruido geometrías para incorporarlas a la base de datos, sin embargo, la gran mayoría de ellas no han sido simuladas.

El primero paso es juntar las 88 geometrías reconstruidas por los memoristas anteriores en una sola carpeta. Muchas geometrías tienen formatos o versiones diferentes debido a que han sido reconstruidas por diferentes personas sin una convención al respecto. Las geometrías que están en formato de 3dm son guardadas en formato parasolid para utilizarlas en Solid Edge. Las geometrías en formato par de Solid Edge académico son abiertas usando Solid Work y guardadas como parasolid para Solid Edge, con el fin de que puedan ser abiertas desde cualquier versión de Solid Edge y no solamente desde uno con versión académica. Debido que hay muchas geometrías en formato Solid Edge, éste es el formato en el que se guardan todas las geometrías.

3.2 Selección de geometrías

En este trabajo de título no se reconstruyen nuevas geometrías, por lo que se invierte el tiempo en maximizar el cuidado y cantidad de simulaciones para diferentes aneurismas. Una de las primeras decisiones es seleccionar cuáles son las 20 geometrías del total de 88 existentes, el criterio es que ellas

tienen que tener características comunes para que no aumenten las variables del problema a la hora de analizar los resultados y que cubran de una manera amplia y completa el factor de forma (NSI). Es por eso que se agregan 20 líneas horizontales al gráfico de la Figura 3.1 para facilitar su selección visual.

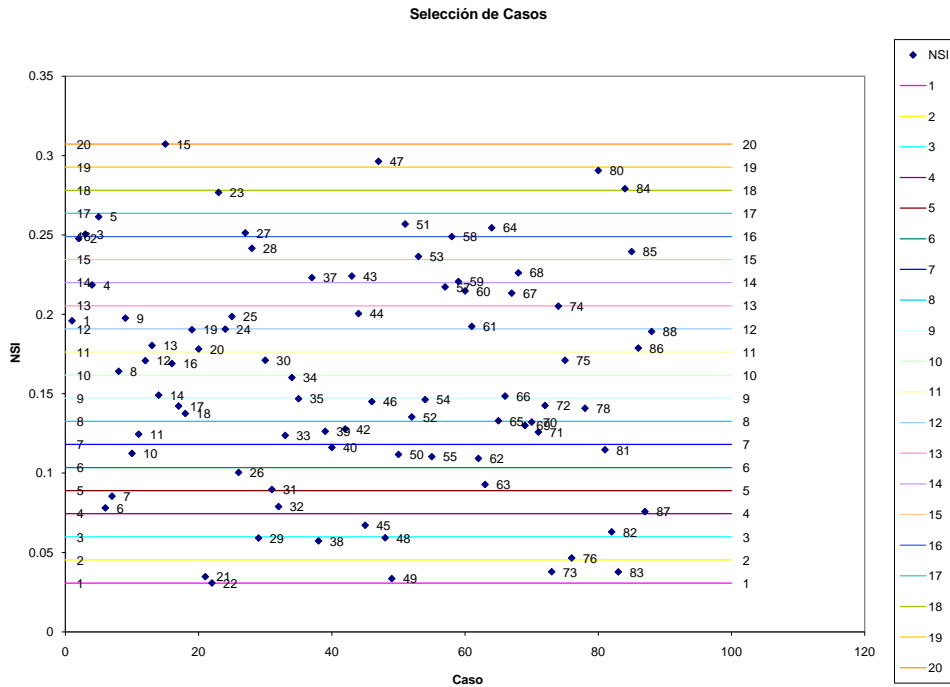


Figura 3.1: Base de Dato de Geometrías: El gráfico presenta los todos los casos disponibles para simular, enumerados de 1 a 88, cada caso tiene su NSI que es el principal criterio de selección de los casos. Se debe abarcar el rango existente de la mejor manera posible.

Existen diferentes tipos de geometrías en la base de datos, las cuales se han clasificado en las siguientes categorías:

3.2.1. Aneurismas con sub-aneurisma

Son geometrías que tienen un aneurisma que sobresale del aneurisma, Figura 3.2.

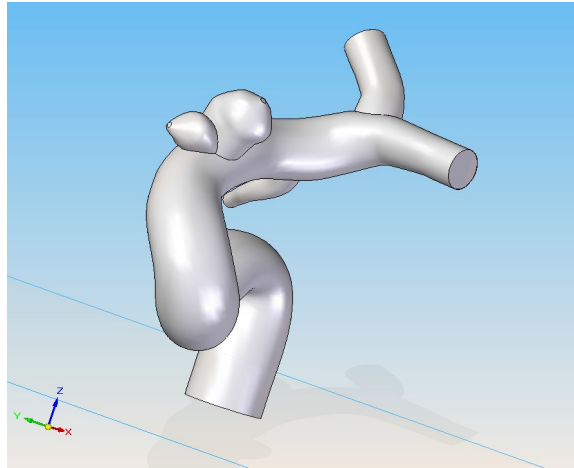


Figura 3.2: Aneurisma con sub-aneurisma

3.2.2. Geometrías con varios aneurismas

Geometrías que poseen más de un aneurisma en la arteria, Figura 3.3.

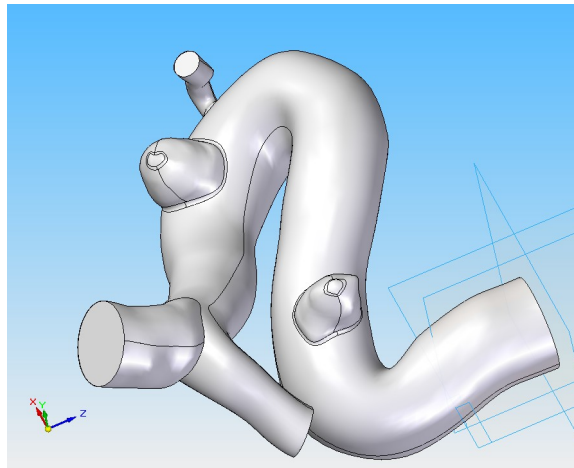


Figura 3.3: Geometría con doble aneurisma

3.2.3. Geometrías con doble aneurisma opuesto

Estas geometrías pertenecen a la categoría 3.2.2 de varios aneurismas, pero además deben cumplir que dos de ellos estén ubicados de forma opuestos, en la misma sección de la arteria, Figura 3.4.

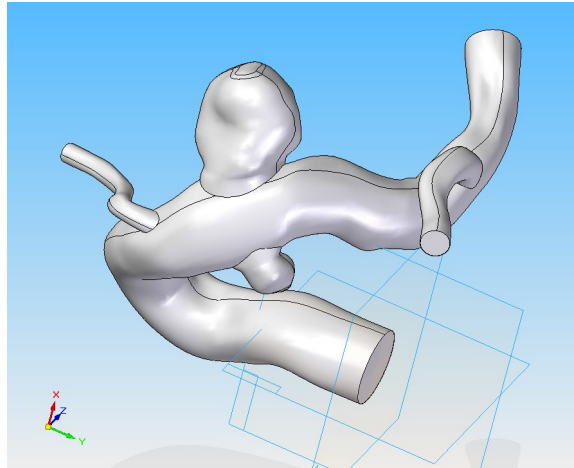


Figura 3.4: Aneurismas Opuestos

3.2.4. Aneurismas Terminales

Se denominan aneurismas terminales a los que se producen en una bifurcación de arterias, Figura 3.5.

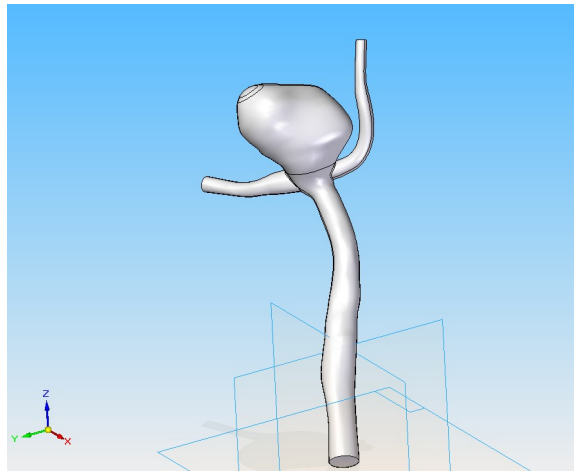


Figura 3.5: Aneurisma Terminal

3.2.5. Aneurismas con Arterias

Finalmente a la última clasificación pertenecen las geometrías cuyo aneurisma posee pequeñas arterias que salen del mismo aneurisma. Figura 3.6.

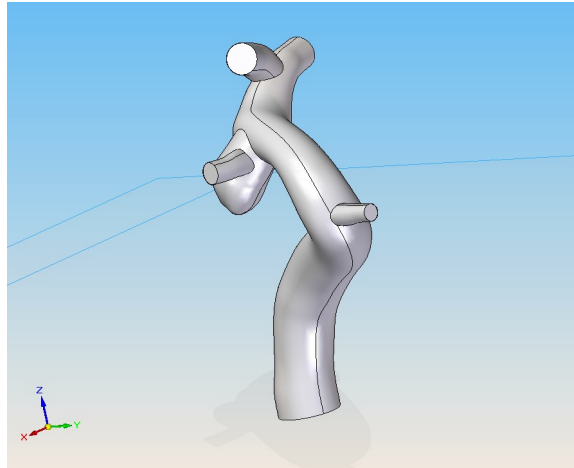


Figura 3.6: Aneurisma con Arteria

Tras revisar todas las geometrías, se han seleccionado las que no poseen ninguna de estas anomalías y dentro de este subconjunto se eligen las 20 geometrías que se muestran en el gráfico de la Figura 3.7.

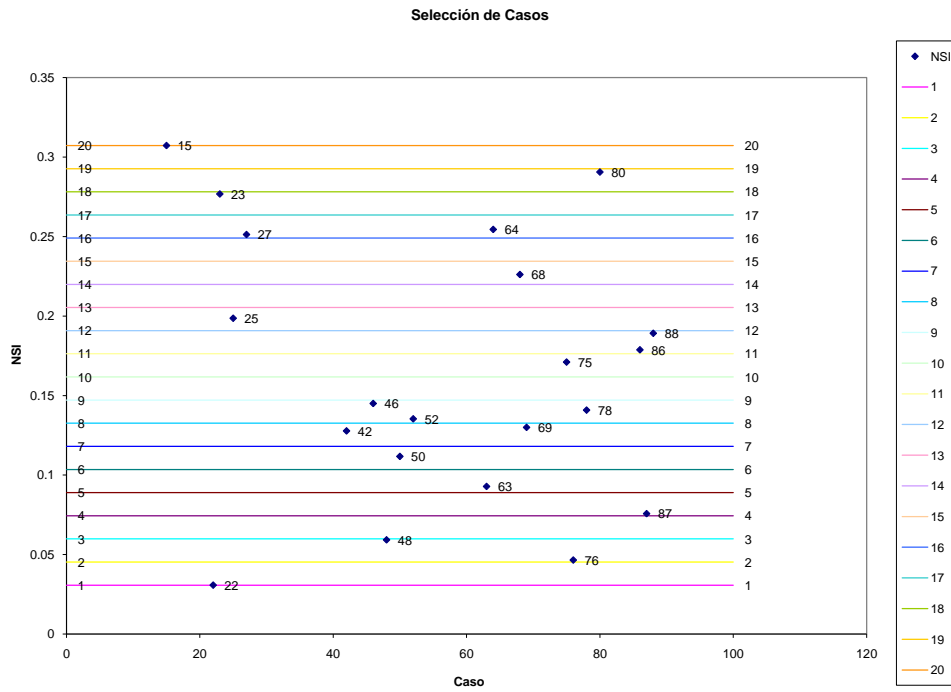


Figura 3.7: Geometrías seleccionadas: Gráfico que presenta los casos seleccionados para simular con sus números de la base de datos y el factor de forma (NSI). Son elegidos aproximadamente uno por cada línea horizontal

3.3 Preparación de geometrías

No todas las geometrías están listas para ser simuladas, ya que algunas requieren de pequeñas correcciones. A continuación se presentan los problemas encontrados y sus soluciones.

3.4 Intersecciones suavizadas

Morales [27] en los últimos pasos de su metodología de reconstrucción, realizó un suavizado en las uniones de arterias y de las mismas con el aneurisma. Cuando estas geometrías son simuladas en Fluent no causan ningún problema, pero en ADINA tienen problemas al ser malladas. Lamentablemente no es tan simple como eliminar el suavizado, ya que junto con él se elimina toda la superficie de interpolación. Para solucionar este problema hay que eliminar la superficie y rehacerla sin hacer el suavizado, partiendo de una imagen semejante a la de la Figura 3.8, y rehacer la superficie según la metodología de Morales [27].

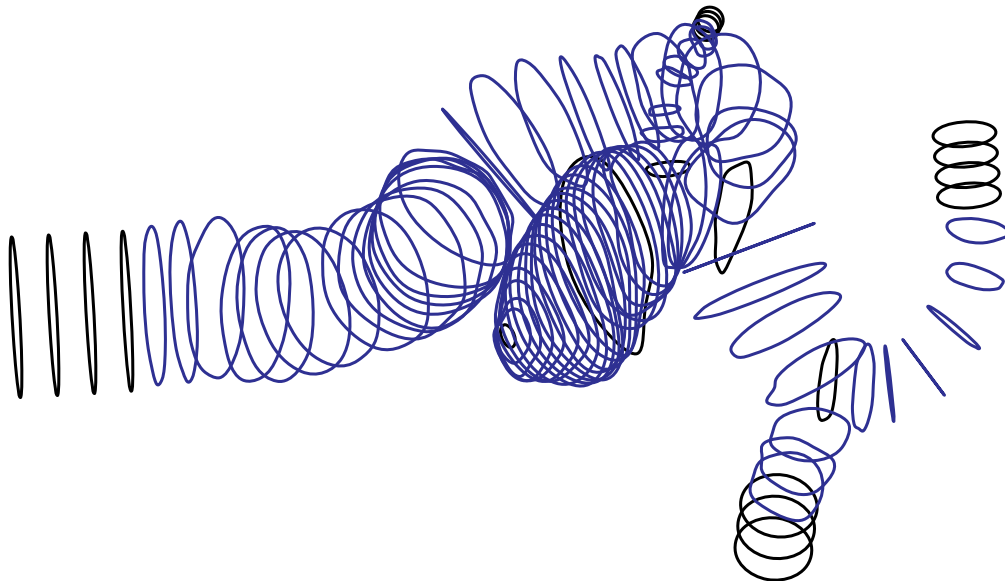


Figura 3.8: Curvas de Nivel para Rehacer superficie

3.4.1. Geometrías no escaladas

El problema consiste en que el tamaño del aneurisma y sus arterias no poseen el tamaño real, pudiendo tener metros de diámetro y litros de volumen. Esto ocurre porque el archivo VRML (formato de la angiografía rotacional), es una imagen en pixeles sin información del tamaño del aneurisma,

constituyendo una foto en 3 dimensiones de la cual no se tiene información de ningún valor de medida, por lo que no hay manera de saber su tamaño real.

Este problema lo tienen desde un principio todas las geometrías. Sin embargo, en las primeras reconstrucciones de aneurismas realizadas por Zarate [25] y Morales [27], el escalamiento fue hecho de manera posterior y sólo para los geometrías que ellos simularon, por lo que sus reconstrucciones no se encuentran escaladas. Para solucionar este problema se usa la misma metodología de escalamiento que es explicada con detalle en la memoria de Morales [27].

3.4.2. Ejes mal ubicados

Para poder aplicar de manera satisfactoria el perfil de velocidad de Womersley (pulso sanguíneo en la entrada), los ejes o planos de referencia deben estar ubicados de tal manera que la cara de entrada al aneurisma esté contenida en el plano XY, y el centro del círculo que forma la cara esté contenido en el eje Z, sin importar la dirección de este eje.

Hay varias formas de solucionar este problema dependiendo de qué tan diferente de lo debido se encuentren los ejes. Si los ejes sólo deben ser rotados, la forma más rápida es usar Rhinoceros. Dicho programa tiene dentro del menú “modificar” la opción “rotar ejes”, se selecciona la geometría completa usando “edición”, luego “seleccionar todo”, después “rotar”, se selecciona el eje de rotación y se especifica el ángulo.

Si los ejes requieren traslación para lograr la ubicación correcta, la solución se realiza dentro de Solid Edge y se explica a continuación:

- Abrir la geometría en Solid Edge.
- Realizar una proyección de 2mm de largo y del mismo diámetro que la entrada (se debe hacer con círculo en base a 3 puntos).
- Crear una pieza con un cilindro de 2mm de largo de 2mm de diámetro, donde una de sus caras pertenezca al plano XY y su centro al eje Z.
- Crear un conjunto e insertar el cilindro creado anteriormente.
- Insertar en el mismo conjunto el aneurisma y aplicar la condición “coincidir caras” sobre la cara del cilindro que no pertenece al plano XY. Orientar la restricción de alineación plana de forma que la proyección realizada y el cilindro queden superpuestos.
- Aplicar la restricción de alineación de ejes sobre el cilindro y la proyección del aneurisma.

- Hacer un vaciado en el eje Z en la dirección donde no se encuentre el aneurisma.
- Guardar el archivo como parasolid.
- Abrir el archivo parasolid con la sección pieza de Solid Edge.
- Guardar el archivo como parasolid nuevamente.

3.5 Implementación del modelo en ADINA

En memorias anteriores se ha desarrollado una implementación consolidada de modelos de aneurismas reales. Se han realizado muchos cambios en una amplia variedad de detalles, sin embargo, no se han hecho cambios en las memorias más recientes, por lo que se seguirán las recomendaciones probadas por los últimos memoristas Araya [29], Figueroa [28] y Pérez [17].

A continuación se describen las instrucciones necesarias para preparar una simulación:

3.5.1. Preparación del Archivo

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

3.5.2. Verificación de las geometrías

1. Medir el radio de entrada con Solid Edge. Hacer una proyección de la entrada y hacer coincidir un círculo para medir el diámetro.
2. Verificar que exista el coeficiente de escalamiento. Se puede saber fácilmente si está escalada por los órdenes de magnitud.
3. Si no se tiene el coeficiente de escalamiento, escalar según las instrucciones de Morales [27]
4. Verificar que el eje Z sea perpendicular a la entrada del aneurisma y que la entrada pertenezca al plano XY.

3.5.3. Detalles previos

1. Anotar el número de caras (fases) que muestra la línea de comando.

2. Anotar el número de la cara de entrada y de las caras de salida (usando zoom y moviendo la geometría).

3.5.4. Mallado

1. Model Materials → Manage Materials → get MDB → Retrieve
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 0.00019 (m) (se tiene que ir cambiando) → Body N° 1
4. Meshing → Create Mesh → Body N° 1
5. Geometry → Measure → Measure: Volumen of a Body → Body N° 1
6. Verificar que tenga más de 500 elementos/ mm^3 (tener precaución con las unidades). De ser así pasar a la implementación de la velocidad.
7. Si no se cumple la condición hay que eliminar la malla. Meshing → Delete mesh → Body N° 1, e ir al paso 3.

3.5.5. Velocidad de entrada

1. Para poder incorporar esta condición, la malla se debe haber realizado en el primer intento, por lo tanto, si no fue así hay que rehacer todos los pasos anteriores con los parámetros correctos para crear la malla.
2. Activar vista de símbolos de nodos (node Symbols).
3. Poner vista X-Z o Y-Z y hacer zoom a la entrada.
4. Rotar la vista un poco para que se vea una línea y no puntos en la entrada.
5. Meshing → Nodes → Node Set → add → Doble clic en el label para rellenar y seleccionar los nodos de la entrada, luego ESC y OK.
6. Meshing → Nodes → Define → export y guardar el archivo con todos los nodos.
7. Cambiar la vista y revisar la selección de los nodos.

8. Grabar como *.in

9. Editar los archivos *.in y *.txt de la siguiente manera:

- En nodos.txt agregar @CLEAR en la primera línea, @ en la penúltima línea y * última línea.
- En el *.in pegar el nodos.txt justo antes del primer @CLEAR
- Borrar los 0 1 que están después de los nodos al final del archivo (cortarlos, pegarlos en otro archivo y usar reemplazar)
- Finalmente se debe cortar todo lo que no pertenezca a la siguiente estructura:

```
@CLEAR
NODOS
@
*
@CLEAR
Texto cualquiera
@
*
NODESET
@CLEAR
Los números de los nodos de entrada
```

10. Correr rutina de MATLAB

11. Editar el dat.in que general la rutina de MATLAB (sacar el archivo nodos.txt y agregar todo lo que se le borró menos los 0 1)

12. Abrir el dat.in en ADINA

13. (Sólo si la velocidad está al revés, saliendo del aneurisma) Model → Usual boundary conditions → loads → Apply → Load Type: Velocity, Apply to: Node set → define $Z = Z_{anterior} \cdot -1$.

3.5.6. Presiones en las salidas

1. Control Time Function → add → import, seleccionar *.txt con perfil de presión

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.

3.5.7. Paredes rígidas

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

3.5.8. Configuración

Seleccionar los siguientes parámetros:

1. ADINA CFD
2. Transient
3. \dot{a} → Euler → parámetro de integración 0.5
4. NO FSI
5. Incompressible
6. Model → flow assumptions → desmarcar includes heat transfer
7. Control → time step → 170 steps 0.01 magnitud
8. Control → Solutions Process... → FCBIE =CFBI -C → Outer iteration... → Advanced Settings... → Pressure-Velocity Coupling Method = SIMPLEC

Finalmente la simulación se debe ver como la Figura 3.9 antes de ser simulada.

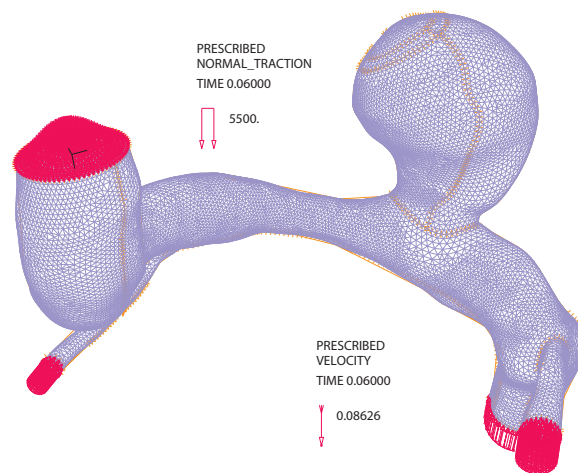


Figura 3.9: Simulación preparada

3.6 Simulación con hipertensión

Se realiza una simulación en la que se carga una presión aumentada en las salidas. Este perfil no es una ponderación de la presión anterior sino que es un perfil totalmente diferente obtenido de simulaciones realizadas por memoristas anteriores que se puede ver en la Figura 3.10.

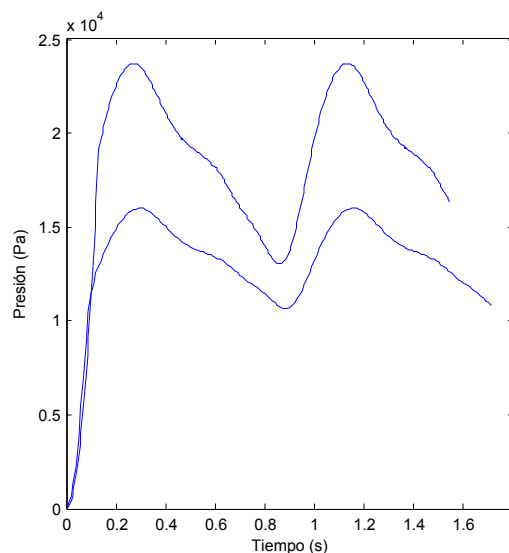


Figura 3.10: Comparación de la presión normal con la hipertensión que se utiliza en la simulación

3.7 Aumento de la velocidad de entrada al aneurisma

Con el fin de ver el efecto de la velocidad de entrada, se multiplican todos los puntos del perfil de entrada por 1.2, aumentando en 20 % la velocidad de entrada.

3.8 Simulación con fluido newtoniano

Para analizar el efecto en la fluido-dinámica del aneurisma, se realiza una simulación asumiendo que la sangre es un fluido newtoniano. Por comodidad, esto fue hecho sin cambiar el modelo del fluido, sólo se cambia la constante del modelo que marca la asíntota de la viscosidad alta por la de las bajas, manteniendo la viscosidad baja para toda la geometría.

3.9 Recopilación de datos

A partir de la solución entregada por ADINA, se pueden extraer numerosos gráficos de bandas para un instante y los datos de un nodo o elemento para todo el tiempo de simulación. Es por esta razón que los resultados se pueden dividir en los datos instantáneos de sístole y diástole y los datos para todo el tiempo de simulación, entre 0 y 1.7 [s].

3.9.1. En un instante

Estos datos son obtenidos durante la velocidad máxima (sístole) y durante la velocidad mínima (diástole). Para obtener estos puntos se realiza una pequeña rutina en Matlab que encuentra los mínimos y máximos de la función que se aplica como condición de borde de velocidad a la entrada del aneurisma, dando como resultado que en el tiempo 1.16 [s] se encuentra la velocidad máxima y en el momento 0.96 [s] la mínima. Estos gráficos se muestran en la Figura 3.11. Además se puede observar que tanto la presión como la velocidad tiene un valor inicial nulo, esto fue incluido en los trabajos anteriores para facilitar la convergencia de ADINA en los primeros pasos de la simulación y no tienen ninguna validez física.

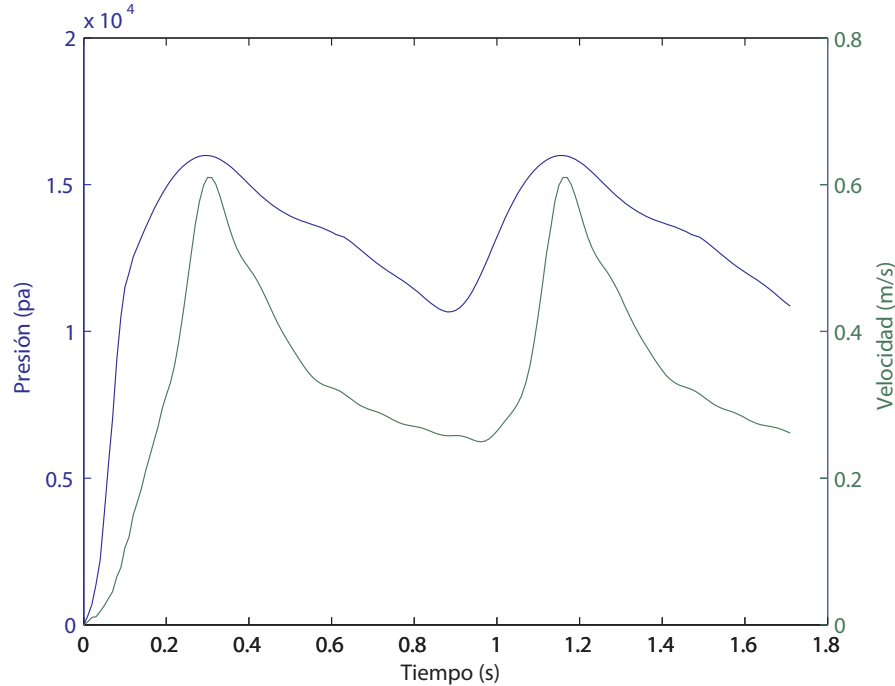


Figura 3.11: Condiciones de borde vs tiempo

Presión

Para obtener este gráfico se usa la opción Display → Band Plot → Create → Band Plot Variable: Stress, Nodal_Pressure → Smoothing Technique: Average.

WSS

Los esfuerzos de corte en las paredes se grafican con la opción Display → Band Plot → Create → Band Plot Variable: Stress, Max_Shear_Stress → Smoothing Technique: Average.

Vorticidad

Para obtener este gráfico se proyecta el vector vorticidad en el sentido del vector normal al plano de corte. Es necesario definir la función vorticidad de la misma forma que se explica en la Sección 3.2, pero con la función de la Ecuación 3.1.

$$\sum_{i=x,y,z} \langle OMEGA - i \rangle * \langle SURFACE_NORMAL - i \rangle \quad (3.1)$$

Donde OMEGA-X es la componente vorticial del plano YZ presentado en ADINA como OMEGA-YZ, OMEGA-Y es la componente vorticial del plano XZ presentado en ADINA como OMEGA-XZ y OMEGA-Z es la componente vorticial del plano XY presentado en ADINA como OMEGA-XY.

Viscosidad efectiva

Se utiliza la opción Display → Band Plot → Create → Band Plot Variable: Fluid Variable, Effective_Viscosity → Smoothing Technique: Average.

Velocidad

Estos gráficos son de vectores y colores, donde no sólo el tamaño del vector representa la magnitud, sino que también el color lo hace. La escala de los vectores es 1 ó 0.5 dependiendo de las magnitudes, la que cambia para mejorar su visualización y la comparación entre ellos. Se utiliza la opción Display → Vector Plot → Create → Vector Plot Variable: Velocity → Smoothing Technique: Average.

3.9.2. Para todo el tiempo de simulación

Velocidad de entrada al aneurisma

Para calcular la velocidad de entrada es necesario anular las velocidades de salida, ya que si éstas se consideran el caudal será siempre cero. Para evitar ese problema se define una nueva función en el menú Definitions → Variable → Resultant → Add → Expression: Ecuación 3.2

$$\langle VOLUME_FLUX_SURFACE \rangle *STEP(\langle VOLUME_FLUX_SURFACE \rangle) \quad (3.2)$$

La función Step toma el valor cero para los negativos, multiplicando por cero todos los valores negativos de la velocidad.

Es importante hacer hincapié en que el plano de corte tiene que estar definido para que un vector sea positivo si apunta hacia el interior del aneurisma.

Velocidad de entrada y salida de la geometría

Para el caso del caudal de salida y entrada a la geometría no es necesario definir una nueva función se usa $\langle VOLUME_FLUX_SURFACE \rangle$ (componente de la velocidad normal al plano, positiva y negativa), de esa manera, se sabe el caudal neto de entrada y caudal neto de salida para poder verificar la ecuación de conservación de masa.

En la entrada del aneurisma no hay velocidades contrarias al caudal normal de sangre -ya que éstas son impuestas como condiciones de borde para que no sean así-, sin embargo, en las salidas no hay nada que impida que esto ocurra. Es por esta razón que se usa la función predefinida y no la definida para el caudal de entrada al aneurisma. Es necesario que en las salidas se reste el caudal que está entrando al que está saliendo para entregar un caudal neto de salida.

Integración de la velocidad

Para calcular el caudal de entrada o de salida es necesario realizar una integración a la sección de interés. Primero hay que generar un plano de corte y una zona, posteriormente hay que definir la integral en el menú Definitions → Model Point (Special) → Mesh Integration → Add. Finalmente se exportan los resultados del caudal para todos los tiempos en el menú List → Value List → Model Point. Usando la variable $\langle VOLUME_FLUX_SURFACE \rangle$ o la definida para el caudal de entrada al aneurisma según sea necesario.

Trayectoria dentro de la geometría

Para graficar la trayectoria hay que seleccionar el tiempo de comienzo de la trayectoria y luego se usa el menú Display → Particle Trace plot → Create. Se definen los nodos al comienzo de la trayectoria en Trace Rake, doble click sobre la casilla, se seleccionan los nodos y se pulsa Esc. Finalmente Trace Option: Pathline.

Punto de revisión

Son variables fluido-dinámicas para todo el tiempo de simulación, esto se obtiene en el menú Definitions → Model Point → Element y se selecciona el elemento sometido a la revisión. Para obtener los datos se usa el menú Graph → List. Finalmente se extraen los datos en el menú List → Value List → Model Point y se selecciona la opción average smooth.

3.10 Detalles de la extracción

3.10.1. Datos según su ubicación

Geometría completa

- Presión (sístole)
- WSS (sístole)

Aneurisma

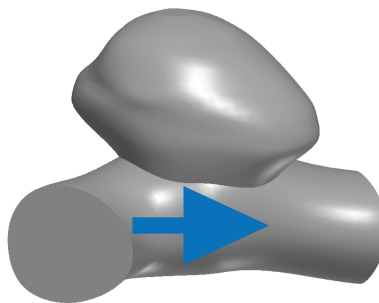


Figura 3.12: Esquema que representa la orientación de los gráficos de aneurismas de todos los casos, la arteria es sólo referencial ya que no es visible en los gráficos

- WSS (sístole)

Entrada a la geometría

- Caudal

salidas de la geometría

- Caudal

Plano longitudinal

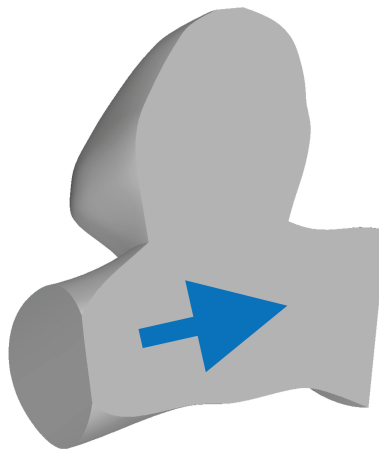


Figura 3.13: Esquema que representa la orientación del plano de corte longitudinal y el sentido del flujo sanguíneo para determinar su orientación

- Viscosidad Efectiva (sístole)
- Vectores de Velocidad (sístole y siástole)
- Vorticidad (sístole)

Plano transversal

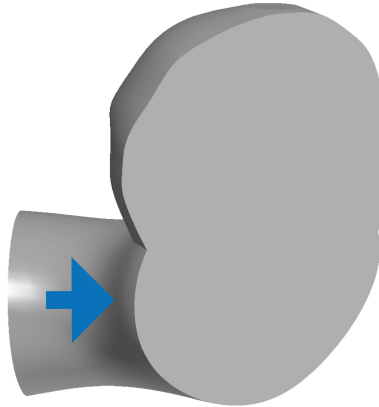


Figura 3.14: Esquema que representa la orientación del plano de corte transversal al aneurisma y el sentido del flujo sanguíneo para determinar su orientación

- Vectores de velocidad (sístole y diástole)
- Vorticidad (sístole)

Plano cuello

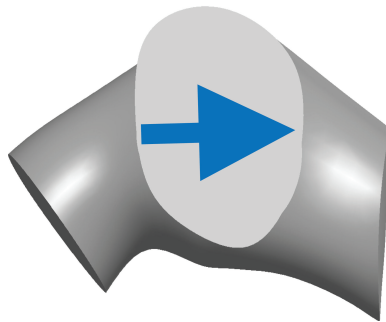


Figura 3.15: Esquema que representa la orientación del plano de corte en el cuello del aneurisma y el sentido del flujo sanguíneo para determinar su orientación

- Vectores de velocidad (sístole y diástole)
- Vorticidad (sístole)
- Velocidad normal al corte en el cuello (sístole)

Cima del aneurisma

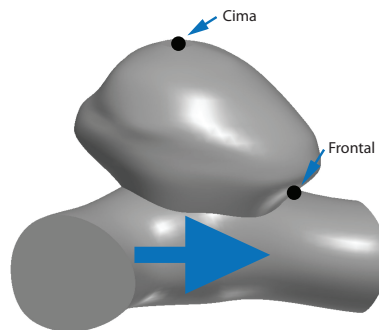


Figura 3.16: Esquema que representa la ubicación de los puntos de control Cima y Frontal

- Punto de verificación de los WSS
- Punto de verificación de presión

Parte frontal del aneurisma

- Punto de verificación de los WSS
- Punto de verificación de presión

3.10.2. Compilación de gráficos

Se puede notar en la Sección 3.10 **Detalles de extracción** que no se muestran todas las combinaciones posibles de gráficos. A primera vista se ve que no hay gráficos de magnitud y muy pocos de diástole. Para la selección de gráficos se realizan primero todos los posibles para el caso 21. Se aprecia que varios gráficos pueden ser eliminados y evitando así una sobrecarga innecesaria de figuras en el informe. Se observa que todos los gráficos tienen la misma distribución y que el gráfico de magnitud se puede ver también en el de vectores de velocidades. Por lo tanto, todos los gráficos de magnitud se eliminan y sólo se dejan los gráficos de diástole para apreciar el cambio de velocidad dentro del aneurisma entre la diástole y la sístole. Por último, sólo se deja un gráfico de viscosidad para ver cómo cambia dentro del aneurisma.

Con estas reducciones quedan 3 imágenes por cada caso. La distribución de gráficos de la imagen A se puede ver en la Tabla 3.1, B en la Tabla 3.2 y C en la Tabla 3.3.

Tabla 3.1: Distribución de imagen A para todos los casos

Pathline, líneas de flujo de toda la geometría
WSS, esfuerzos de corte en las paredes para toda la geometría
Presión, Distribución de presión para toda la geometría

Tabla 3.2: Distribución de imagen B para todos los casos

Corte longitudinal, vectores velocidad en diástole	Corte longitudinal, vectores velocidad en sístole
Corte transversal, diástole, vectores velocidad en diástole	Corte transversal, vectores velocidad en sístole
Corte en el cuello, diástole, vectores velocidad en diástole	Corte en el cuello, vectores velocidad en sístole

Tabla 3.3: Distribución de imagen C para todos los casos

Corte longitudinal, vorticidad en sístole	Corte transversal, vorticidad en sístole
Corte en el cuello, vorticidad en sístole	Corte longitudinal, viscosidad en sístole
Corte en el cuello, Velocidades perpendiculares en sístole	WSS en el Aneurisma completo

RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1 Análisis previo de la condiciones de borde

Cabe recordar que para simular un caso se imponen $n + 1$ condiciones para todo el tiempo de simulación, siendo n el número de salidas que tenga la geometría. Se impone la velocidad de entrada y la presión en las n salidas.

4.1.1. Presiones

Para el caso de la presión se impone una condición de borde en todas salidas del sistema de arterias que contiene al aneurisma. Esta presión es la misma para todas las salidas $P1 = P2$ (Figura 4.1), situación que no tiene porque ser de esa manera ($P1 \neq P2$), ya que el corte en las salidas de cada conjuntos de arterias que componen la geometría es arbitrario, y las presiones pueden ser distintas en cada una de las salidas.

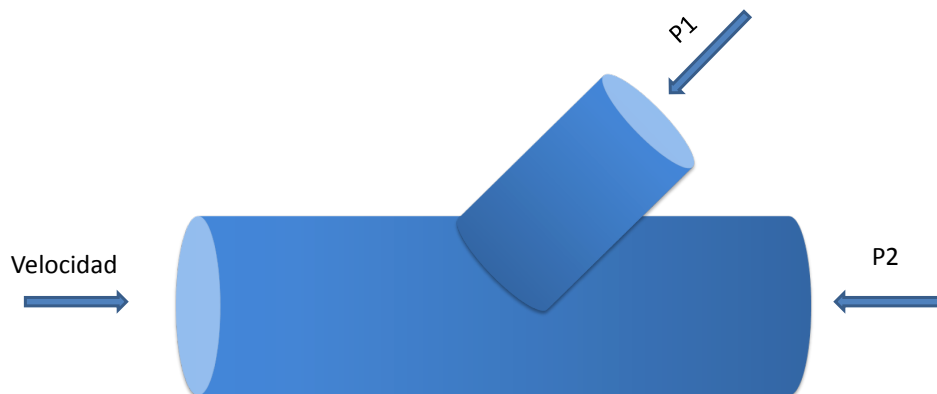


Figura 4.1: Esquema de condiciones de borde. A pesar de que las presiones $P1$ y $P2$ son diferentes, por simplicidad se usa la misma presión para realizar las simulaciones $P1 = P2$

Para solucionar este problema lo primero que se intenta es imponer la presión en la entrada como

se muestra en la Figura 4.2. Lamentablemente ésto no entrega resultados satisfactorios ya que ADINA impone además de la presión en la entrada presión nula en todas las salidas, quedando con exceso de restricciones y evitando la correcta solución. Buscando una explicación se concluye que al pasar de imponer tres condiciones (caso con dos salidas) a sólo dos condiciones, no habría la cantidad correcta de condiciones de borde para resolver el problema. Para protegerse de este problema ADINA siempre asume presión 0 en ambas salidas si no se ha asignado otra presión. Lo correcto sería que se diera condiciones en una sola salida, pero como no es capaz de elegir en cuáles imponerla lo impone en todas, causando el problema de exceso de restricciones.



Figura 4.2: Esquema que presenta la condición de borde en la entrada, situación que no permite que la simulación se desarrolle con éxito

Para solucionar el problema de las presiones se propone hacer un cálculo previo para estimar las presiones. La mejor manera de hacer ésto es calcular las pérdidas de carga usando la ecuación de Darcy-Weisbach. Sin embargo el diámetro variable y la textura de la arteria hace muy difícil hacer una buena aproximación del Reynolds y la rugosidad relativa.

Para evitar los problemas de las pérdidas se usa la ecuación de Bernoulli que evita la necesidad de incorporar las pérdidas. Una de las hipótesis del teorema de Bernoulli es que sólo se debe aplicar para una línea de corriente. Para poder aplicarlo a una bifurcación se suponen 2 volúmenes de control diferentes en la entrada antes de la bifurcación como se muestra en la Figura 4.3.

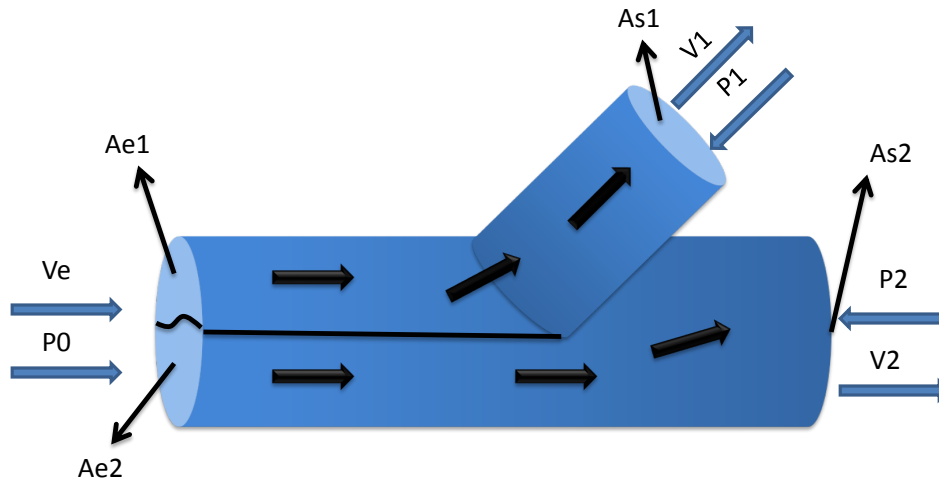


Figura 4.3: Esquema que presenta las ubicaciones de las variables necesarias para plantear Bernoulli en un bifurcación

Estos volúmenes están definidos de tal manera que Ae1 (área entrada 1) lleva todo el caudal que sale por As1 (área salida 1) y Ae2 (área entrada 2) lleva todo el caudal que sale por As2 (área salida 2). Para la primera línea de flujo se escribe la Ecuación 4.1 y la Ecuación 4.2 para la segunda línea de flujo. Además de las condiciones anteriores se incorpora la restricción de la Ecuación 4.3, donde se establece que las áreas de entrada Ae1 y Ae2 sumen el área de entrada, y la conservación de masa en las Ecuaciones 4.4 y 4.5. Estas son condiciones fluido-dinámicas y geométricas habituales, pero aportan un sistema de 5 ecuaciones y 6 incógnitas que no restringen qué caudal o velocidad recorre alguna de las bifurcaciones entregando infinitas soluciones.

Para poder resolver el problema se debe incorporar una condición extra, ya sea con Bernoulli o con Darcy-Weisbach. La condición genérica es que las velocidades minimicen las pérdidas de carga totales, pero para el caso de las arterias existe la ley del cubo (Cube law) que a partir de datos experimentales en arterias entrega ecuaciones más simples que las de minimización (Ecuaciones 4.6 y 4.7). La ley dice que los caudales de las arterias son proporcionales al cubo del radio.

$$\frac{1}{2}\rho V_e^2 + P_o = \frac{1}{2}\rho V_1^2 + P_1 \quad (4.1)$$

$$\frac{1}{2}\rho V_e^2 + P_o = \frac{1}{2}\rho V_2^2 + P_2 \quad (4.2)$$

$$A_{s1} + A_{s2} = A_{Entrada} \quad (4.3)$$

$$A_{e1} \cdot V_e = A_{s1} \cdot V_1 \quad (4.4)$$

$$A_{e2} \cdot V_e = A_{s2} \cdot V_2 \quad (4.5)$$

$$A_{s1} \cdot V_1 = \alpha r_1^3 \quad (4.6)$$

$$A_{s2} \cdot V_2 = \alpha r_2^3 \quad (4.7)$$

Donde V_i representa la velocidad media [m/s], A_i el área [m^2], $\rho = 1050$ densidad de la sangre en [kg/m^3], P presión [Pa], y r_i el radio en [m]. Cada uno en la zona respectiva que se muestra en la Figura 4.3.

4.1.2. Perfil de velocidad de entrada

Es cierto que el perfil de velocidad Womersley para flujo pulsante dentro de un tubo es apropiado para el caso del flujo de la sangre dentro de arterias, pero de todas maneras es interesante recalcar qué tan diferente y qué forma tiene este perfil en comparación al perfil parabólico de Poiseuille para flujo estacionario.

Teóricamente un perfil estacionario difiere de un perfil transiente debido a que la inercia del fluido dificulta que éste adquiera la forma de uno estacionario cuando las aceleraciones son altas. Dependiendo del tiempo que se mantenga una presión determinada, el fluido puede o no alcanzar la forma de un perfil estacionario, estando cada vez más lejos para cambios de frecuencia o aceleraciones muy altas. Debido a esto, es que para pulsos de presión de periodos muy largos (mayores a 10 segundos), la forma del perfil de velocidad será la misma que la de uno estacionaria, pero cuando el periodo se hace menor (como por ejemplo el del pulso sanguíneo a 60 pulsaciones por minuto como se ve en la Figura 4.4), la forma del perfil ya es notoriamente diferente (pulso sanguíneo para el cual son realizadas las simulaciones). Además, como información adicional la Figura 4.5 muestra cuan diferente puede llegar al ser el perfil, para un pulso sanguíneo acelerado de un deportista a 200 pulsaciones por minuto.

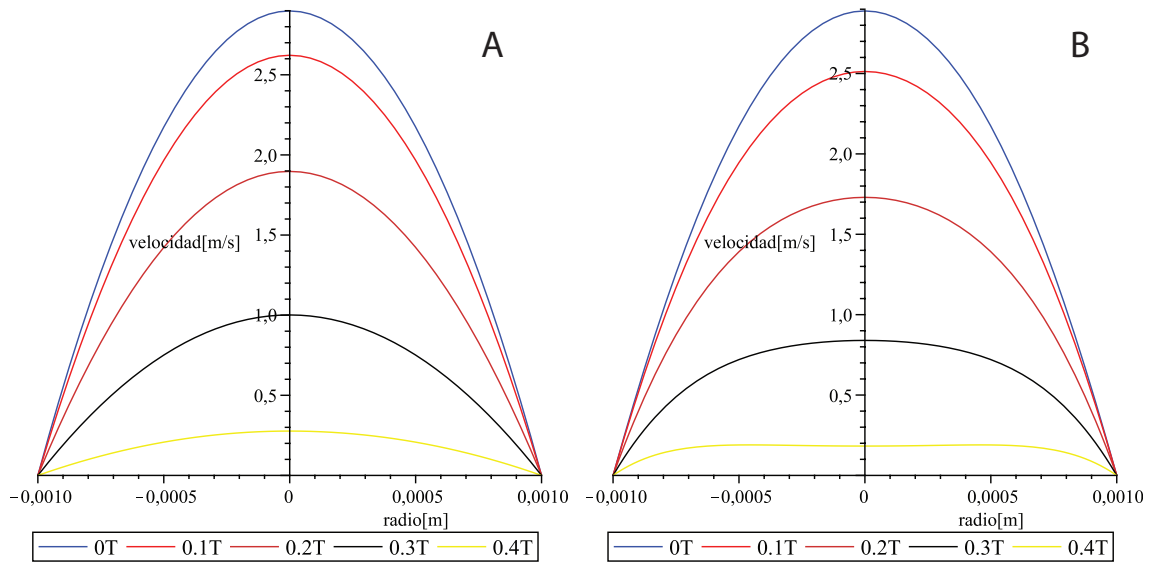


Figura 4.4: Perfil dentro de un tubo circular rígido para 60 pulsaciones por minuto. A) Es el perfil estacionario de Poiseuille. B) Muestra el perfil transiente de Womersley. Donde T es periodo en [s]

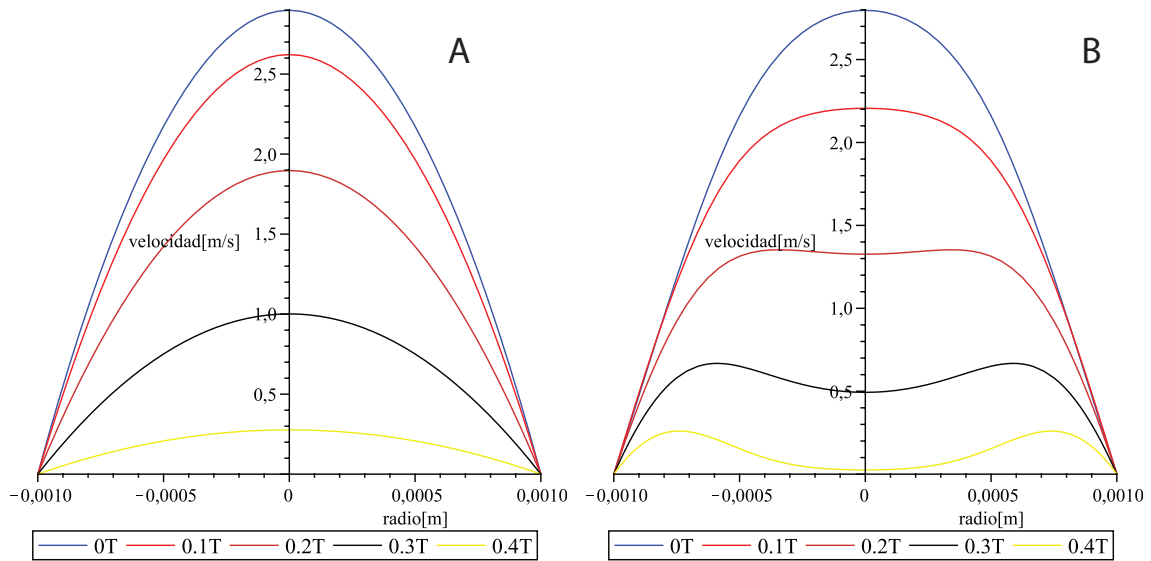


Figura 4.5: Perfil dentro de un tubo circular rígido para 200 pulsaciones por minuto. A) Es el perfil estacionario de Poiseuille. B) Muestra el perfil transiente de Womersley. Donde T es el periodo en [s]

4.2 Tabulación de Casos y Densidades de Malla

En esta sección se muestra un resumen de todos los casos simulados con las densidades de malla de cada uno.

En la Tabla 4.1 se presentan las densidades de mallas para los casos simulados. Donde el número de elementos son las cantidad de ellos en toda la geometría, el volumen es el de toda la geometría, la densidad se calcula usando la Ecuación 4.8 con volumen en [m^3] y el largo es la distancia entre elementos que se le entrega a ADINA, que es sólo una referencia para el programa ya que el mismo ajusta automáticamente los lugares en lo que se necesita.

$$Densidad = \frac{Elementos}{Volumen} \cdot 10^9 \quad (4.8)$$

Como las geometrías son diferentes unas de otras, tanto en forma como en tamaño, es necesario mallar con un tamaño de elementos diferentes para cada caso.

Tabla 4.1: Mallas de simulaciones realizadas

Caso	N° de Dato	Elementos	Volumen m^3	Densidad elementos/ mm^3	largo
1	15	334819	$5,07 \cdot 10^{-7}$	660	0.000200
2	22	238992	$4,32 \cdot 10^{-7}$	554	0.000200
3	23	239590	$4,79 \cdot 10^{-7}$	500	0.000200
4	27	652800	$1,13 \cdot 10^{-6}$	578	0.000190
5	42	330063	$6,24 \cdot 10^{-7}$	529	0.000180
6	46	396282	$7,76 \cdot 10^{-7}$	511	0.000200
7	48	326523	$5,06 \cdot 10^{-7}$	646	0.000190
8	50	458228	$8,31 \cdot 10^{-7}$	551	0.000175
9	51	526993	$7,35 \cdot 10^{-7}$	717	0.000170
10	52	367770	$6,70 \cdot 10^{-7}$	549	0.000200
11	63	472341	$7,25 \cdot 10^{-7}$	651	0.000183
12	64	208577	$4,04 \cdot 10^{-7}$	516	0.000250
13	68	478778	$9,54 \cdot 10^{-7}$	502	0.000185
14	69	229754	$4,37 \cdot 10^{-7}$	526	0.000200
15	73	436073	$7,92 \cdot 10^{-7}$	550	0.000180
16	76	656631	$1,30 \cdot 10^{-6}$	505	0.000190
17	78	240770	$4,86 \cdot 10^{-7}$	496	0.000190
18	86-87	327798	$5,84 \cdot 10^{-7}$	561	0.000190
19	88	847957	$7,86 \cdot 10^{-7}$	1079	0.000170
20	75	458988	$1,00 \cdot 10^{-6}$	458	0.000190
21	75H	458988	$1,00 \cdot 10^{-6}$	458	0.000190
22	75N	458988	$1,00 \cdot 10^{-6}$	458	0.000190
23	75V	458988	$1,00 \cdot 10^{-6}$	458	0.000190
24	75X	458988	$1,00 \cdot 10^{-6}$	458	0.000190
25	66-67	524417	$9,62 \cdot 10^{-7}$	545	0.000175
26	38	312510	$5,72 \cdot 10^{-7}$	546	0.000165

El hecho que ADINA aumente la densidad de malla en las zonas que lo necesiten a pesar de que el usuario le entregue una distancia mayor entre los nodos, produce que la densidad promedio sea un valor engañoso. Si bien la densidad promedio cumple con el criterio de mallado, es probable que ciertas zonas de la malla posean una densidad menor a la recomendada y por lo tanto este criterio no es confiable.

Se propone definir un distancia máxima entre nodos y que ADINA además refine las zonas que lo necesitan. La consecuencia será tener un promedio de densidad más alto, pero se puede decir con certeza que ninguna zona de la geometría tendrá una densidad de elementos demasiado baja.

4.3 Tiempo de residencia dentro del aneurisma

Para obtener una dato cuantitativo del tiempo de renovación de la sangre, se toma el tiempo máximo que tarda un elemento de la muestra en recorrer completamente el aneurisma. Sin embargo, como la muestra es finita y está limitada a la densidad de malla, se toman aproximadamente 200 muestras por milímetro cuadrado de sección de entrada. Como el tiempo no es constante es necesario tomar arbitrariamente un tiempo de inicio. Este tiempo no puede ser al comienzo porque los primeros pasos de la simulación no tienen sentido físico, además de que presentan fluctuaciones muy grandes en algunos casos. Tampoco puede ser al final porque el tiempo de permanencia sumado al de inicio podría superar el tiempo de simulación. Tomando en cuenta lo expuesto anteriormente se decide tomar la primera sístole (0.3[s]) para comenzar la simulación.

En la Tabla 4.2 se presenta el número que identifica cada caso, junto con su factor de forma y el tiempo de residencia, que es calculado con la Ecuación 4.9.

$$\textit{Tiempo de residencia} = (\textit{Tiempo de salida}) - 0,3 \quad (4.9)$$

Tabla 4.2: Tiempo de residencia dentro del aneurisma

Caso	NSI Aneurisma	Tiempo de residencia [s]
1	0.307	1.4
2	0.031	0.11
3	0.277	0.2
4	0.251	0.95
5	0.128	1.37
6	0.145	0.31
7.1	0.296	1.4
7.2	0.059	0.1
8	0.112	0.26
9	0.257	1.15
10	0.135	1.1
11	0.093	0.25
12	0.254	1.4
13	0.226	1.4
14	0.130	1.21
15	0.038	0.18
16	0.047	1.08
17	0.141	0.32
18.1	0.179	1.4
18.2	0.076	0.1
19	0.189	1.4
20	0.171	1.02

Se realiza un análisis de regresión con modelo lineal $Y = a + b \cdot X$, donde la variable dependiente es el tiempo de residencia y la variable independiente el factor de forma (NSI), dando como resultado la Ecuación 4.10 que se ajusta a los datos de las simulaciones. El resultado de la regresión se muestra como una recta azul en el gráfico contenido en la Figura 4.6. Las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 %, para el tiempo de residencia medio de muchas observaciones para los valores dados del NSI. Los límites exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

$$\text{Tiempo de Residencia} = 0,233 + 3,668 \cdot \text{NSI} \quad (4.10)$$

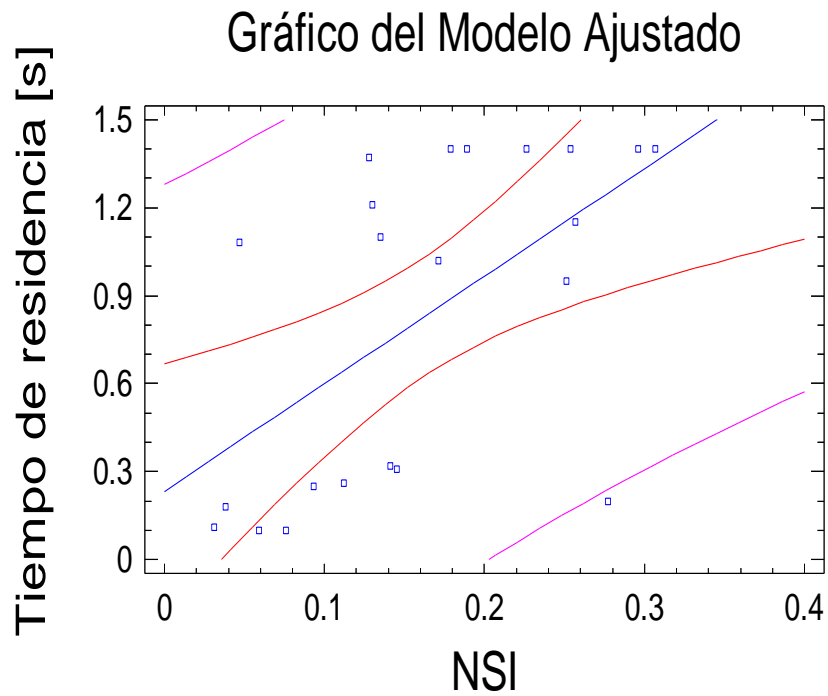


Figura 4.6: **Correlación entre el tiempo de residencia dentro del aneurisma y el factor de forma (NSI) del aneurisma:** La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

Tabla 4.3: **Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y el tiempo de residencia**

Parámetro	Estimación	Error Estandar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	0.232561	0.208763	1.114	0.2785
Pendiente	3.66845	1.14784	3.19595	0.0045

Tabla 4.4: Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y el tiempo de residencia

Análisis de varianza					
Fuente	Suma de cuadrados	GL	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	2.11897	1	2.11897	10.21	0.0045
Residuo	4.14911	20	0.207455		
Total (Corr.)	6.26808	21			

Tabla 4.5: Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y el tiempo de residencia para la regresión lineal

Estadístico	Valor
Coefficiente de Correlación	0.581427
R-cuadrado	33.8058
R-cuadrado (ajustado para g.l.)	30.4961
Error estándar de est.	0.455473
Error absoluto medio	0.368862
Estadístico de Durbin-Watson	2.44253 (P=0.0929)
Autocorrelación residual en Lag 1	-0.22456

Dado que el P-valor en la tabla ANOVA es inferior a 0.01, se puede concluir que existe una relación estadísticamente significativa entre tiempo de residencia y el factor de forma (NSI) para un nivel de confianza del 99 %.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 33.8 % de la variabilidad en el tiempo de residencia.

El coeficiente de correlación es igual a 0.581, indicando una relación moderadamente fuerte entre las variables.

El error estándar de la estimación muestra que la desviación típica de los residuos es 0.455. Este valor se usa para construir límites de la predicción para las nuevas observaciones.

El error absoluto medio (MAE) de 0.369 es el valor medio de los residuos.

El estadístico Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si existe alguna correlación significativa basada en el orden en el que se han introducido los datos en el fichero. Dado que el P-valor es superior a 0.05, como es de esperar no hay indicio de autocorrelación serial en los residuos.

4.4 Caudal de entrada al aneurisma

El caudal de entrada al aneurisma es un parámetro que podría ser importante para cuantificar la cantidad de sangre que circula por el aneurisma. Por esta razón se toman los datos de caudal de entrada a cada uno de los aneurismas simulados. Los resultados se presentan en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6: Número identificador del caso, factor de forma (NSI) y caudal de entrada al aneurisma

Caso	NSI	Caudal entrada [mm^3/s]
1	0.307	1.1186
2	0.031	3.0619
3	0.277	2.0790
4	0.251	3.6270
5	0.128	1.8851
6	0.145	0.2548
7.1	0.296	0.1854
7.2	0.059	0.6651
8	0.112	0.6787
9	0.257	1.1183
10	0.135	0.7994
11	0.093	4.0032
12	0.254	0.3459
13	0.226	1.2542
14	0.130	0.2511
15	0.038	0.1194
16	0.047	3.9211
17	0.141	0.2871
18.1	0.179	0.6995
18.2	0.076	0.4110
19	0.189	2.3816
20	0.171	2.1993

A continuación se busca si existe una dependencia entre el caudal de entrada y el factor de forma, para esto se realiza un análisis de regresión lineal con la forma $Y = a + b \cdot X$. Como resultado del ajuste se obtiene la Ecuación 4.11.

$$Caudal = 1,72 - 1,84 \cdot NSI \quad (4.11)$$

El resultado de la regresión se muestra como una recta azul en el gráfico contenido en la Figura 4.7.

Las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 %, para el tiempo de residencia medio de muchas observaciones para los valores dados del NSI. Los límites exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

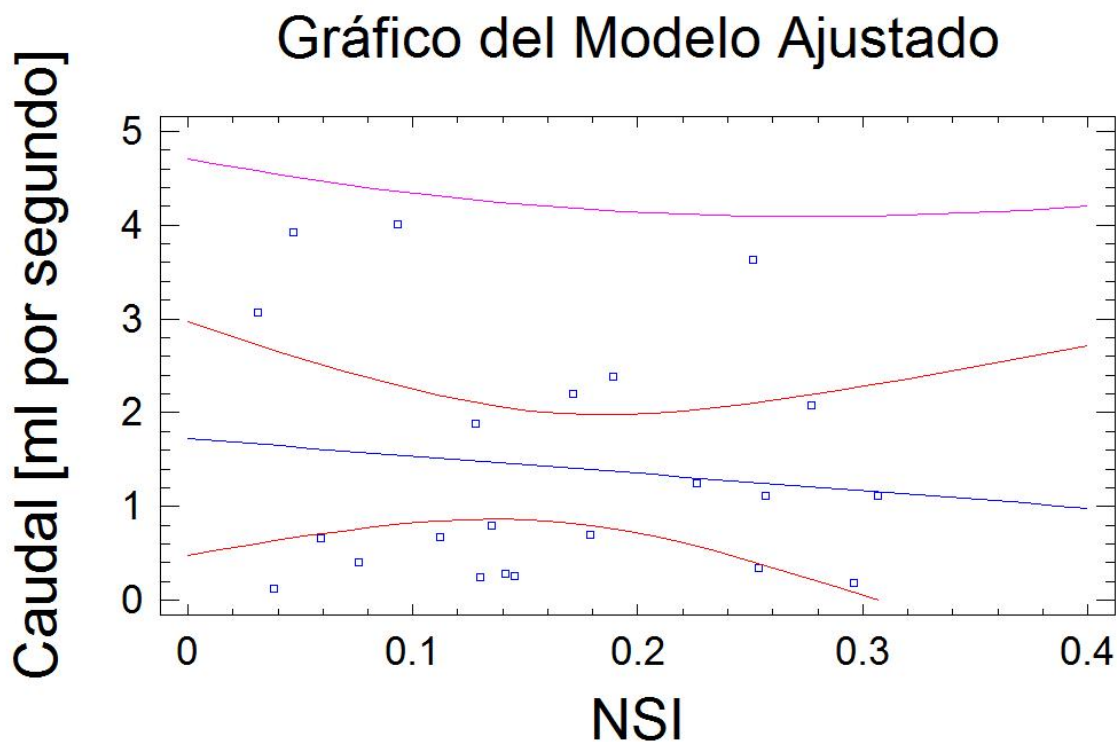


Figura 4.7: **Correlación entre el caudal de entrada al aneurisma y el factor de forma (NSI) del aneurisma.** La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

Tabla 4.7: Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y el caudal de entrada al aneurisma

Parámetro	Estimación	Error Estandar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	1.72169	0.59558	2.89077	0.0090
Pendiente	-1.84379	3.27469	-0.563043	0.5797

Tabla 4.8: Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y el caudal de entrada al aneurisma

Análisis de varianza					
Fuente	Suma de cuadrados	GL	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	0.535282	1	0.535282	0.32	0.5797
Residuo	33.7698	20	1.68849		
Total (Corr.)	34.3051	21			

Tabla 4.9: Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y el caudal de entrada al aneurisma para la regresión lineal

Estadístico	Valor
Coefficiente de Correlación	-0.124914
R-cuadrado = 1.56036	
R-cuadrado (ajustado para g.l.) = -3.36163	
Error estándar de est.	1.29942
Error absoluto medio	1.05211
Estadístico de Durbin-Watson	1.9831 (P=0.4951)
Autocorrelación residual en Lag 1	-0.000880115

Dado que el p-valor en la tabla ANOVA es mayor a 0.01, no existe relación estadísticamente significativa entre el caudal de entrada al aneurisma y el factor de forma (NSI) para un nivel de confianza del 90 % o superior.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 1.56 % de la variabilidad en el caudal de entrada al aneurisma. El coeficiente de correlación es igual a -0.12, indicando una relación relativamente débil entre las variables. El error estándar de la estimación muestra que la desviación típica de los residuos es 1.3. Este valor se usa para construir los límites de la predicción para las nuevas observaciones.

El error absoluto medio (MAE) de 1.05 es el valor medio de los residuos. El estadístico Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se han introducido los datos en el fichero. Dado que el p-valor es superior a 0.05, no hay indicio de autocorrelación serial en los residuos.

4.4.1. Proporción de entrada al aneurisma

Temiendo que los malos resultados al intentar relacionar el factor de forma (NSI) con el caudal de entrada al aneurisma, sean causado por las diferencias de caudal de entrada a la geometría, se intenta relacionar el NSI con la proporción de caudal que entra al aneurisma con respecto al total que entra a la geometría, como se muestra en la Ecuación 4.12.

$$\frac{Q_{\text{entrada aneurisma}}}{Q_{\text{entrada}}} = \text{Porcentaje de entrada} \quad (4.12)$$

Usando esta relación se construye la Tabla 4.10 que contiene los resultados de las simulaciones.

Tabla 4.10: Datos de la proporción de caudal que entra al aneurisma: Se agrega el indicador de cada caso y el factor de forma (NSI) de cada uno

Caso	NSI	Porcentaje de entrada
1	0.307	22 %
2	0.031	46 %
3	0.277	23 %
4	0.251	44 %
5	0.128	23 %
6	0.145	3 %
7.1	0.296	2 %
7.2	0.059	7 %
8	0.112	6 %
9	0.257	10 %
10	0.135	11 %
11	0.093	48 %
12	0.254	8 %
13	0.226	12 %
14	0.130	5 %
15	0.038	2 %
16	0.047	41 %
17	0.141	4 %
18.1	0.179	8 %
18.2	0.076	5 %
19	0.189	55 %
20	0.171	27 %

A continuación se busca si existe una dependencia entre la proporción del caudal que entra al

aneurisma respecto al que entra a la geometría (variable dependiente) y el factor de forma (NSI) (variable independiente), para esto se realiza un análisis de regresión lineal con la forma $Y = a + b \cdot X$. Como resultado del ajuste se obtiene la Ecuación 4.13.

$$\text{Proporcion de entrada} = 0,211 - 0,152 \cdot \text{NSI} \quad (4.13)$$

Esta ecuación se muestra como una recta azul en el gráfico contenido en la Figura 4.8. Las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 %, para el tiempo de residencia medio de muchas observaciones para los valores dados del NSI. Los límites exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

Gráfico del Modelo Ajustado

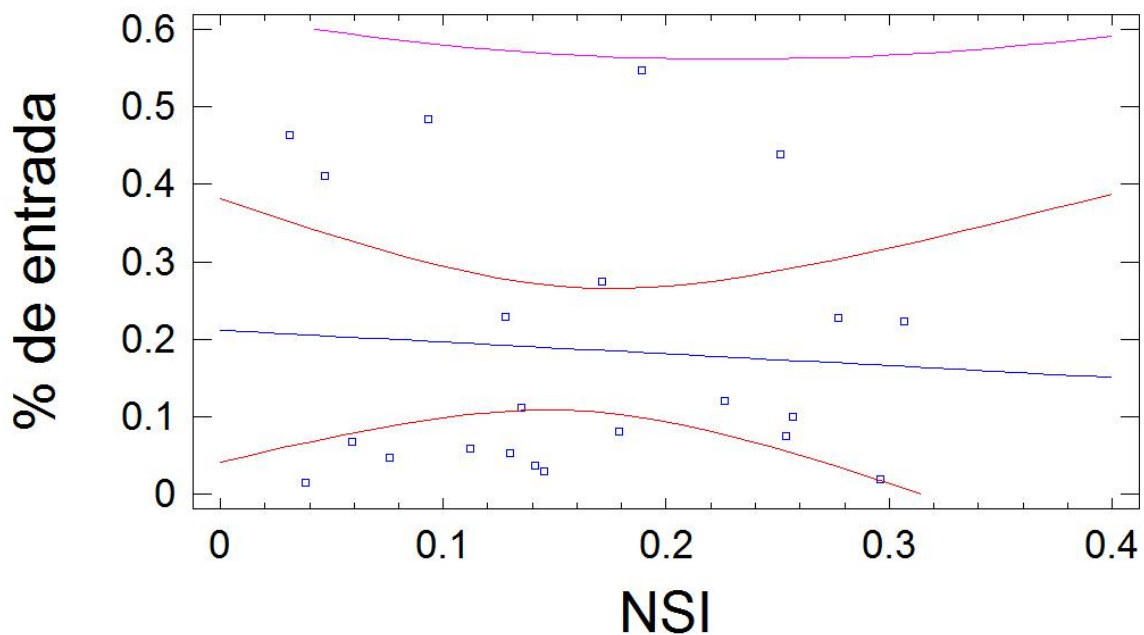


Figura 4.8: Correlación entre la proporción de caudal que entra al aneurisma y el factor de forma (NSI) del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

Tabla 4.11: **Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y la variable dependiente**

Parámetro	Estimación	Error Estandar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	0.211537	0.0814593	2.59684	0.0172
Pendiente	-0.152038	0.447889	-0.339453	0.7378

Tabla 4.12: Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y la variable dependiente

Análisis de varianza					
Fuente	Suma de cuadrados	GL	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	0.00363966	1	0.00363966	0.12	0.7378
Residuo	0.631728	20	0.0315864		
Total (Corr.)	0.635368	21			

Tabla 4.13: Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y la variable dependiente dentro del aneurisma para la regresión lineal

Estadístico	Valor
Coficiente de Correlación	-0.0756864
R-cuadrado	0.572843 porcentaje
R-cuadrado (ajustado para g.l.)	-4.39851
Error estándar de est.	0.177726
Error absoluto medio	0.147542
Estadístico de Durbin-Watson	1.81383 (P=0.3409)
Autocorrelación residual en Lag 1	0.0841901

Dado que el p-valor en la tabla ANOVA es mayor a 0.01, no existe relación estadísticamente significativa entre la proporción de caudal de entrada y el NSI para un nivel de confianza del 90% o superior.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 0.57% de la variabilidad en la variable dependiente. El coeficiente de correlación es igual a -0.076, indicando una relación relativamente débil entre las variables. El error estándar de la estimación muestra que la desviación típica de los residuos es 0.18. Este valor se usa para construir los límites de la predicción para las nuevas observaciones.

El error absoluto medio (MAE) de 0.148 es el valor medio de los residuos. El estadístico Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se han introducido los datos en el fichero. Dado que el p-valor es superior a 0.05, no hay indicio de autocorrelación serial en los residuos.

4.5 Viscosidad máxima en la sístole dentro del aneurisma

Como el fluido ocupado para realizar las simulaciones es un fluido no Newtoniano, la viscosidad tanto en la geometría como dentro del aneurisma, va cambiando dependiendo del tiempo y la posición. Por esa razón se busca si existe una relación entre la viscosidad máxima y el factor de forma (NSI) de los aneurismas examinados. Para realizar esta tarea se toman los datos de las viscosidades máximas de las simulaciones. Al margen también se anota la ubicación del valor máximo, ya que se ve una clara preferencia en los aneurismas con NSI alto a generar viscosidades altas en su cima, para los que poseen NSI intermedios en el medio del aneurisma y los con NSI más pequeños fuera del aneurisma. Los valores y ubicaciones se pueden ver en la Tabla 4.14.

Tabla 4.14: **Datos de las viscosidades máximas en los casos simulados.** Además se agrega la ubicación del valor máximo, siendo “cima” la cima del aneurisma, “medio” el interior del aneurisma y “afuera” en la arteria o fuera del aneurisma

Caso	NSI	Ubicación	Viscosidad máxima
1	0.307	Cima	0.05514
2	0.031	Afuera	0.004686
3	0.277	Medio	0.005573
4	0.251	Medio	0.005368
5	0.128	Medio	0.004999
6	0.145	Cima	0.008345
7.1	0.296	Cima	0.006228
7.2	0.059	Afuera	0.004338
8	0.112	Medio	0.004327
9	0.257	Medio	0.00605
10	0.135	Medio	0.005595
11	0.093	Medio	0.004617
12	0.254	Cima	0.009721
13	0.226	Medio	0.00566
14	0.130	Medio	0.005224
15	0.038	Afuera	0.004254
16	0.047	Medio	0.004759
17	0.141	Medio	0.004683
18.1	0.179	Medio	0.006241
18.2	0.076	Medio	0.004889
19	0.189	Medio	0.005102
20	0.171	Medio	0.005109

Posteriormente se realiza un análisis de regresión modelo Lineal $Y = a + b \cdot X$, que da como resultado el ajuste que se presenta en la Ecuación 4.14. Esta ecuación se muestra como una recta azul en el gráfico contenido en la Figura 4.9. Las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 %, para el tiempo de residencia medio de muchas observaciones para los valores dados del NSI. Los límites exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

$$Viscosidad = 0,00417 + 0,00870 \cdot NSI \quad (4.14)$$

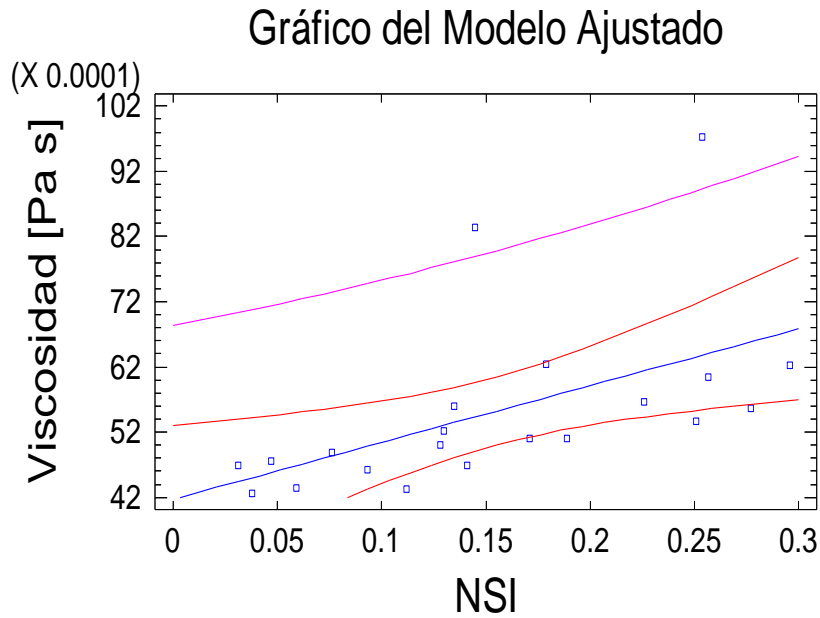


Figura 4.9: **Correlación entre la viscosidad máxima dentro del aneurisma y el factor de forma (NSI) del aneurisma.** La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 % y las curvas lilas exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

Tabla 4.15: Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y la viscosidad máxima dentro del aneurisma

Parámetro	Estimación	Error Estandar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	0.004172	0.000543	7.68842	0
Pendiente	0.008701	0.003125	2.78472	0.0118

Tabla 4.16: Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el factor de forma (NSI) y la viscosidad máxima dentro del aneurisma

Análisis de varianza					
Fuente	Suma de cuadrados	GL	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	1.02E-05	1	1.02E-05	7.75	0.0118
Residuo	2.51E-05	19			
Total (Corr.)	3.53E-05	21			

Tabla 4.17: Valores de correlación entre el factor de forma (NSI) y la viscosidad máxima dentro del aneurisma para la regresión lineal

Estadístico	Valor
Coefficiente de Correlación	0.538372
R-cuadrado	28.9844
R-cuadrado (ajustado para g.l.)	25.2467
Error estándar de est.	0.001149
Error absoluto medio	0.000713
Estadístico de Durbin-Watson	2.27641 (P=0.2653)
Autocorrelación residual en Lag 1	-0.14546

Dado que el P-valor en la tabla ANOVA es inferior a 0.05, se puede concluir que existe una relación estadísticamente significativa entre la viscosidad máxima y el factor de forma (NSI) para un nivel de confianza del 95 %.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 28.98 % de la variabilidad en la viscosidad máxima.

El coeficiente de correlación es igual a 0.54, indicando una relación moderadamente fuerte entre las variables.

El error estándar de la estimación muestra que la desviación típica de los residuos es 0.00115. Este valor se usa para construir límites de la predicción para las nuevas observaciones.

El error absoluto medio (MAE) de 0.000713 es el valor medio de los residuos.

El estadístico Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si existe alguna correlación significativa basada en el orden en el que se han introducido los datos en el fichero. Dado que el P-valor es superior a 0.05, como es de esperar no hay indicio de autocorrelación serial en los residuos.

4.6 WSS máximo en la cima del aneurisma

El esfuerzos de corte en las paredes es una de las variables más importantes a considerar dentro del aneurisma para poder relacionarla con su ruptura. Como se menciona en los antecedentes, cuando los esfuerzos de corte aumentan en la pared interior de una arteria, la pared aumenta el grosor de sus paredes y el diámetro interno, disminuyendo la velocidad media al interior de la arteria y consecuentemente disminuyendo los esfuerzos de corte. Sin embargo, la disminución de los esfuerzos de corte -a través de tratamientos endovasculares- evita que los aneurismas exploten, ya que la consecuente disminución del

caudal logra coagular la sangre al interior del aneurisma. Esto sugiere que tanto altos esfuerzos de corte altos como bajos pueden evitar el desarrollo o ruptura de un aneurisma.

Con el fin de poder predecir los esfuerzos de corte en las paredes se extraen los datos de los WSS en la cima de todos los aneurismas simulados. Estos datos se presentan en la Tabla 4.18

Tabla 4.18: Resultados de los esfuerzos de corte en las paredes (WSS) de la cima de los aneurismas simulados, además se incorpora el factor de forma (NSI) con que se realiza la regresión

Caso	NSI	WSS en la cima
1	0.307	$4,00 \cdot 10^{-2}$
2	0.031	4.605798
3	0.277	4.9861
4	0.251	1.064118
5	0.128	6.047664
6	0.145	1.657116
7.1	0.296	0.341679
7.2	0.059	8.560916
8	0.112	5.212954
9	0.257	1.991282
10	0.135	0.970278
11	0.093	2.685672
12	0.254	0.188835
13	0.226	1.631856
14	0.130	7.60E-01
15	0.038	3.402074
16	0.047	2.394102
17	0.141	2.940524
18.1	0.179	0.894524
18.2	0.076	2.214516
19	0.189	1.962594
20	0.171	8.327552

Se realiza a los datos la regresión lineal, donde la variable independiente es el factor de forma (NSI) y la dependiente es el esfuerzo de corte en la paredes (WSS) medido en la cima del aneurisma. La regresión se se presenta en la Ecuación 4.15. Esta ecuación se muestra como una recta azul en el gráfico contenido en la Figura 4.10. Las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95 %, para el tiempo de residencia medio de muchas observaciones para los valores dados del NSI. Los límites exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95 %.

$$WSS = 4,82966 - 12,2452 \cdot NSI \quad (4.15)$$

Gráfico del Modelo Ajustado

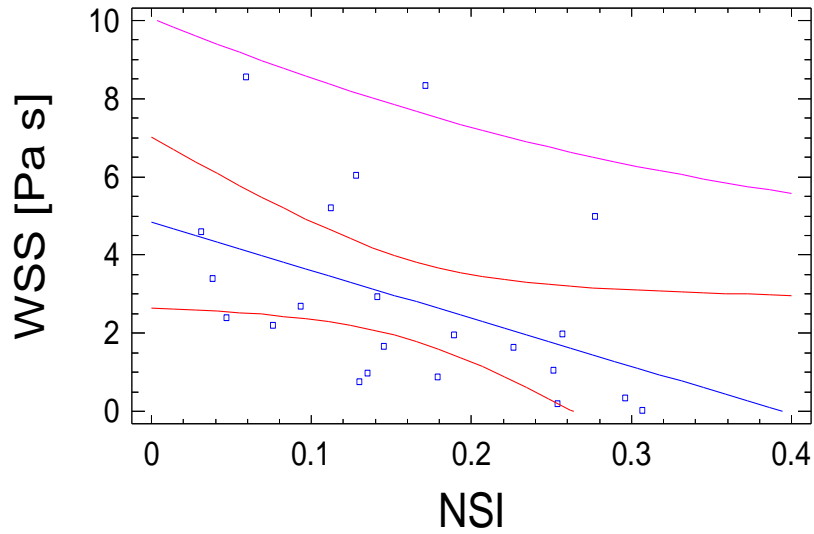


Figura 4.10: Correlación entre el WSS en la cima del aneurisma y el factor de forma (NSI) del aneurisma. La recta azul es la regresión, las curvas rojas muestran el intervalo de confianza para una confiabilidad del 95% y las curvas lilas exteriores muestran los límites de predicción para nuevas observaciones también con una confiabilidad del 95%.

Tabla 4.19: Parámetros de interés de la regresión lineal aplicada entre el factor de forma (NSI) y el esfuerzo de corte (WSS) en la cima del aneurisma

Parámetro	Estimación	Error Estandar	Estadístico T	P-Valor
Ordenada	4.82966	1.04533	4.62024	0.0002
Pendiente	-12.2452	5.74755	-2.13051	0.0457

Tabla 4.20: Análisis de variabilidad y grados de libertad sobre la regresión lineal entre el facto de forma NSI y el esfuerzo de corte (WSS) en el aneurisma

Análisis de varianza					
Fuente	Suma de cuadrados	GL	Cuadrado medio	Cociente-F	P-Valor
Modelo	23.6097	1	23.6097	4.54	0.0457
Residuo	104.029	20	5.20145		
Total (Corr.)	127.639	21			

Tabla 4.21: Valores de correlación entre el facto de forma NSI y el esfuerzo de corte (WSS) en el aneurisma para la regresión lineal

Estadístico	Valor
Coefficiente de Correlación	-0.43009
R-cuadrado	18.4973
R-cuadrado (ajustado para g.l.)	14.4221
Error estándar de est.	2.28067
Error absoluto medio	1.69076
Estadístico de Durbin-Watson	1.53209 (P=0.1389)
Autocorrelación residual en Lag 1	0.078563

Dado que el p-valor en la tabla ANOVA es inferior a 0.05, existe relación estadísticamente significativa entre el esfuerzo de corte (WSS) y el factor de forma (NSI) para un nivel de confianza del 95 %.

El estadístico R-cuadrado indica que el modelo explica un 18.5 % de la variabilidad de los esfuerzos de corte (WSS). El coeficiente de correlación es igual a -0.43, indicando una relación relativamente débil entre las variables.

El error estándar de la estimación muestra que la desviación típica de los residuos es 2.28. Este valor se usa para construir los límites de la predicción para las nuevas observaciones.

El error absoluto medio (MAE) de 1.69076 es el valor medio de los residuos.

El estadístico Durbin-Watson (DW) examina los residuos para determinar si hay alguna correlación significativa basada en el orden en el que se han introducido los datos en el fichero. Dado que el P-valor es superior a 0.05, como es de esperar no hay indicio de autocorrelación serial en los residuos.

4.7 Líneas de flujo o Pathline

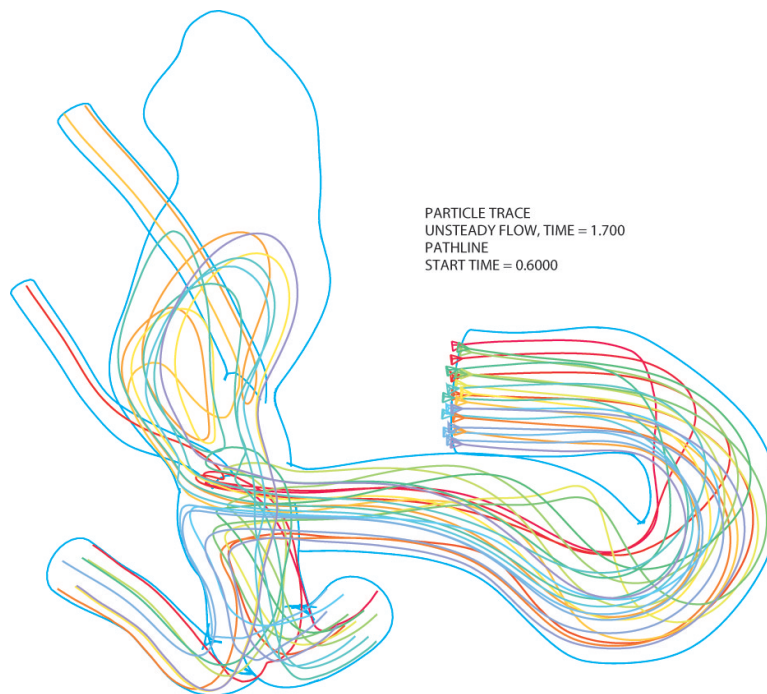


Figura 4.11: **Gráfico pathline del caso 1:** Presenta las características comunes que se muestran en todos los casos. El resto de los casos se pueden ver en Anexos B

Los gráficos pathline (ver Figura 4.11) muestran de una manera muy general cómo se comporta el fluido dentro del aneurisma. Esta mirada global puede mostrar fenómenos difíciles de notar con gráficos en corte o donde sólo se ve la pared del aneurisma, como son todo el resto de los gráficos del presente trabajo. La gran debilidad de estos gráficos es que dependen de los nodos que se seleccionen en la entrada, los que son elegidos de manera aleatoria y no son todos los nodos de la entrada, ya que con su cantidad hace imposible generar un gráfico claro. Podrían existir fenómenos que no se vislumbran debido a no haber elegido los nodos adecuados.

Sólo se incorpora un gráfico para mostrar las conclusiones comunes que se pueden extraer de todas las figuras, incluyendo el caso 1 presentado en la Figura 4.11 como ejemplo.

Lo primero que resalta es que el perfil de velocidades va cambiando a medida que se recorre la vasculatura, ya que las líneas después de la primera curva en la arteria se comienzan a mover hacia el centro y exterior de las mismas. Esto podría demostrar que el verdadero perfil de velocidades no es como el impuesto, pero se desconoce si hay realmente una curva antes del aneurisma, por lo que no es

posible afirmarlo. Además se aprecia, que después de una curva y que la arteria recorra un tramo en línea recta, las velocidades se estabilizan, quedando de manera muy semejante a la que tenían antes de la curva. Un análisis en profundidad de este problema se puede ver en el trabajo de título de Figueroa [28].

Se puede apreciar cómo algunas líneas de flujo entran a los aneurismas, sin embargo, al examinar los casos, se aprecia que los aneurismas más cortos tienen pocas o casi nulas líneas de flujo, y los aneurismas de mayor largo tienen muchas que recorren la mezcla de vórtices que hay dentro de ellos.

Se ve claramente cómo las líneas dan vueltas en varias direcciones dentro del aneurisma, algunas entran a un vórtice y otras a varios simultáneamente. También es importante notar que estos vórtices no se encuentran en el resto de la vasculatura, se encuentran en todos los aneurismas pero no son comunes en las arterias analizadas.

Las alteraciones que causa el aneurisma en el torrente sanguíneo no son significativas si se comparan con las alteraciones normales provocadas por las curvas de la vasculatura y los cambios en el diámetro de sección.

4.8 WSS en toda la geometría

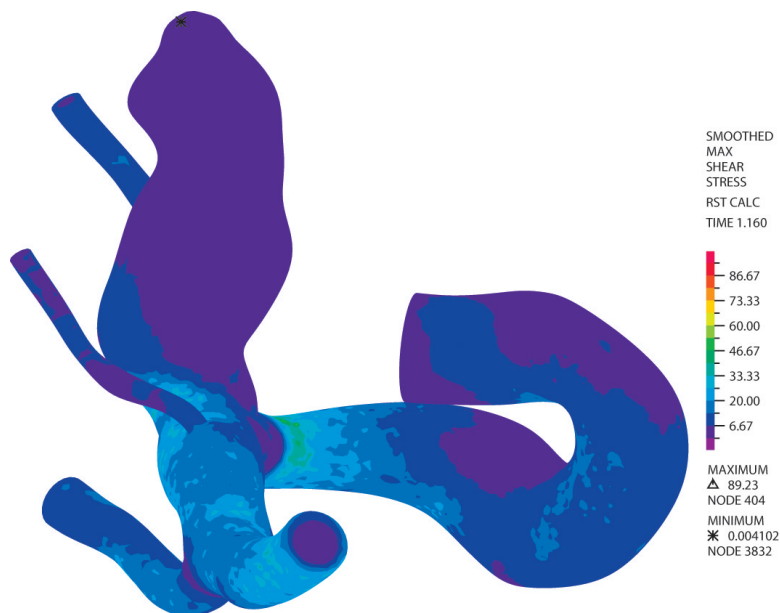


Figura 4.12: **Gráfico de esfuerzos de corte del caso 1.** Presenta las características comunes que se muestran en todos los casos. El resto de los casos se pueden ver en los Anexos B

Una dificultad común en los gráficos de tres dimensiones es la elección del ángulo para mostrar la imagen en dos dimensiones, ya que es muy difícil encontrar una vista que muestre: el mínimo, el máximo, el aneurisma completo, las salidas y la entrada. Es por esta razón que muchas de las imágenes no muestran uno o varios de estos puntos. A pesar del problema anterior, se pueden realizar discusiones importantes.

Los esfuerzos máximos no están dentro del aneurismas en ningún caso, pero sí los mínimos en varios. Esto ocurre porque, aunque la viscosidad es más alta a medida que la velocidad disminuye, la velocidad toma un papel más importante causando que los esfuerzos de corte estén en los lugares de mayor velocidad y no de mayor viscosidad, como por ejemplo la arteria principal cuando ésta disminuye su diámetro.

La condición de borde de perfil parabólico donde la velocidad es nula en la superficie, causa que los esfuerzos de corte sean bastante pequeños en la entrada hasta incluso tener el WSS mínimo en su cercanía. A pesar de este problema se puede ver que los WSS en el aneurisma son de tan bajo orden como los de la entrada. Es por esto que se concluye que los WSS bajos o mínimos en la entrada del aneurismas no tienen ninguna ninguna justificación física.

4.9 Presión en toda la geometría

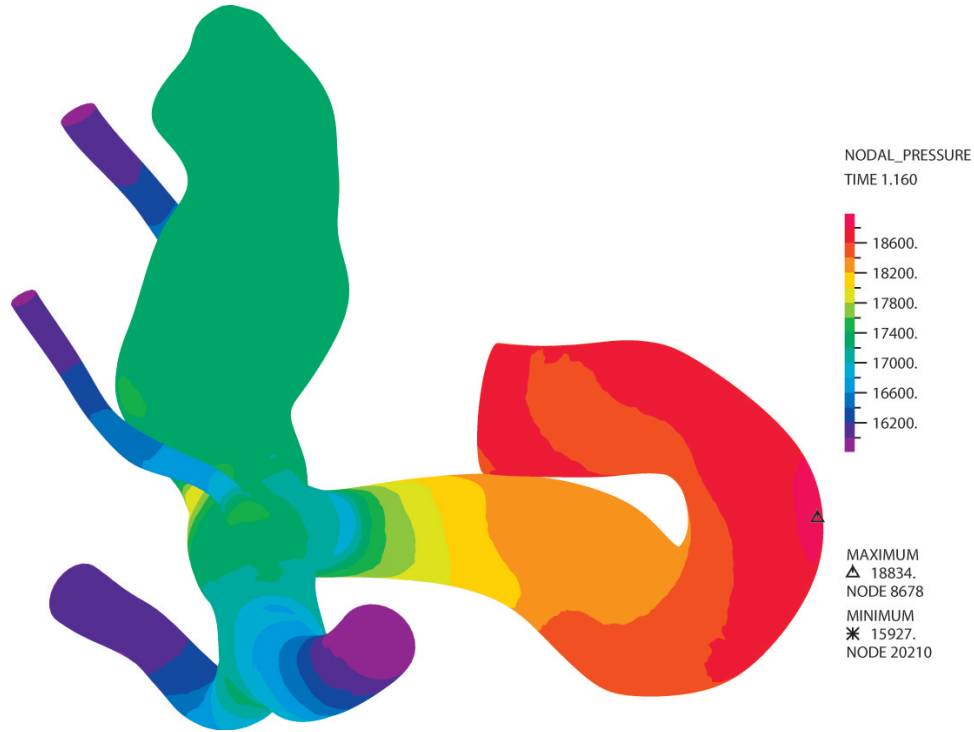


Figura 4.13: **Gráfico de presión del caso 1.** Presenta las características comunes que se muestran en todos los casos. El resto de los casos se pueden ver en los Anexos B

Lo que vuelve importante este gráfico es que es la primera verificación de que la simulación ha sido exitosa, ya que la presión debe descender a medida que se recorre la geometría por las pérdidas que se producen en su camino y porque la sección disminuye aumentando la presión cinemática, lo que también disminuye la presión estática.

La última conclusión que se extrae de todos estos gráficos es que la presión es constante dentro del aneurisma en relación a los cambios que se producen en toda la geometría y durante el tiempo. Esto se demuestra más adelante de manera cuantitativa.

4.10 Vorticidades

Cuando las geometrías no tienen ninguna simetría ni resultados esperados -como es el caso de los aneurismas reales-, es muy difícil determinar la cantidad de vórtices, ya que éstos pueden estar en cualquier parte y con las herramientas disponibles sería necesario revisar una malla de planos para

poder encontrar todos los vórtices. Otro problema que dificulta contar los vórtices es que en dos planos diferentes puede aparecer el mismo vórtice, siendo difícil diferenciar si corresponde al mismo u otro.

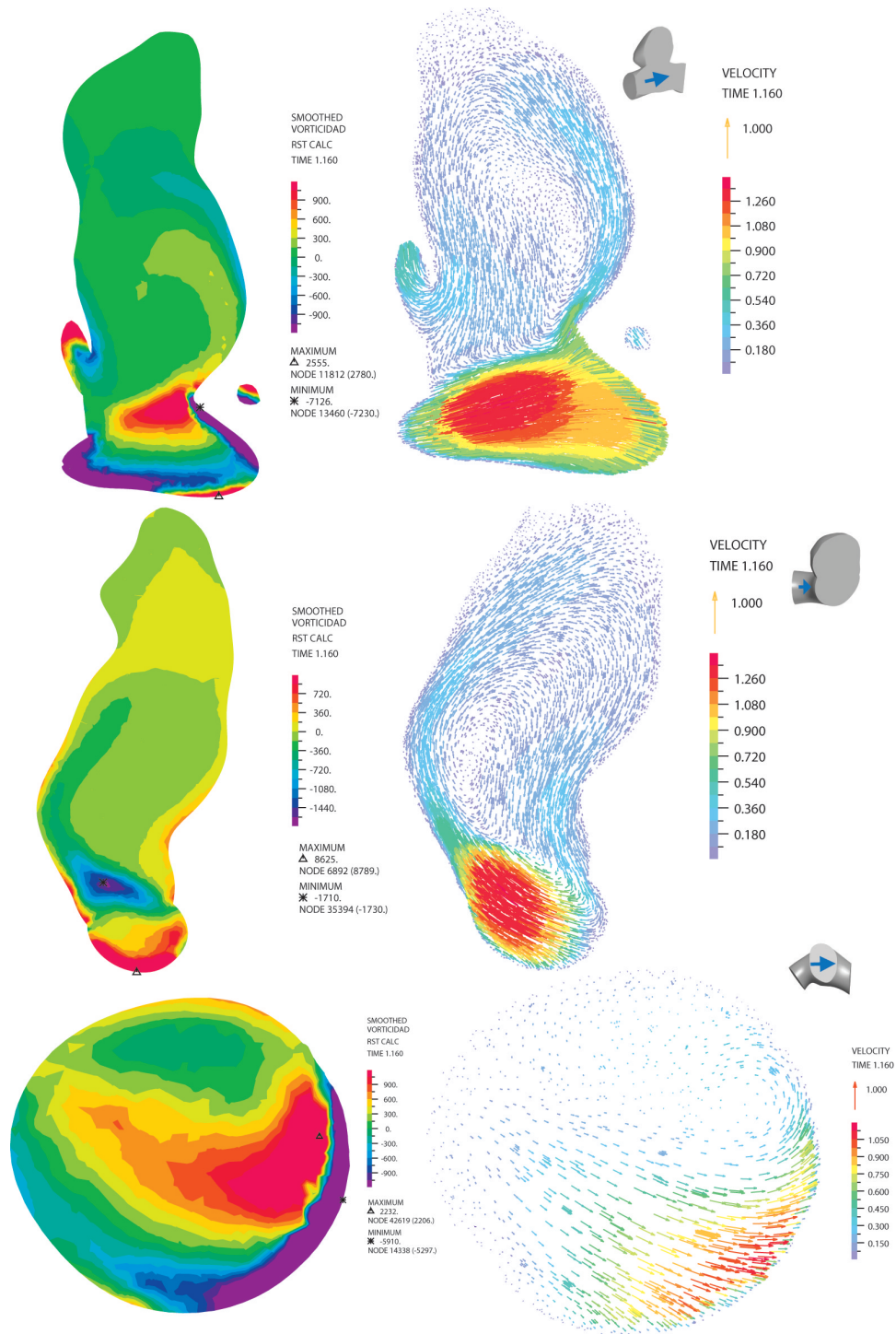


Figura 4.14: Comparación entre las magnitudes de los vórtices (primera columna) y los vectores velocidad (segunda columna) del caso 1. Este caso es sólo demostrativo. Para más detalles ver Anexo B. La pequeña figura muestra la orientación desde la cual esta tomada la imagen y las flechas indican el flujo sanguíneo

Sin embargo ésta no es la razón por la que estos gráficos dan malos resultados. Los vórtices se pueden ver y contar claramente en los gráficos vectoriales de velocidad que se muestran en la Figura 4.14. Como se dijo anteriormente este número no tiene porqué tener relación con la cantidad total de vórtices dentro del aneurisma.

Como último punto en contra se puede decir que el gráfico mismo de vorticidad no es confiable. Se ven valores muy altos cerca de las paredes y los valores que no están en las paredes no concuerdan directamente con los de los gráficos vectoriales. Es necesario tener mucha imaginación en la mayoría de los casos para encontrar una relación que debería ser clara. Estos resultados no se presentan por la poca confiabilidad de ellos.

4.11 WSS en el aneurisma

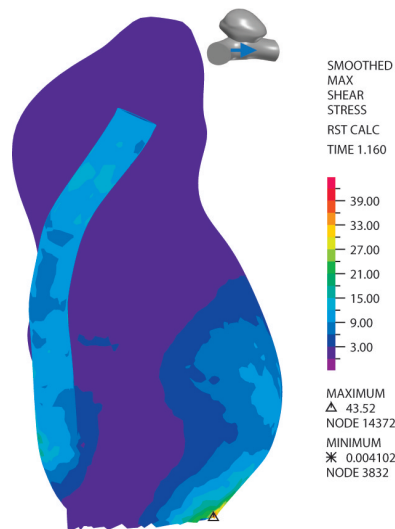


Figura 4.15: **Gráfico de esfuerzos de corte en el aneurisma para el caso 1.** Este caso sigue el patrón de todo el resto de los casos, para más detalles ver Anexos B. La pequeña figura muestra la orientación desde la cual esta tomada la imagen y las flechas indican el flujo sanguíneo

La finalidad de estos gráficos es mostrar que los WSS en el aneurisma no son máximos en la cima o en las partes superiores donde el tejido orgánico suele colapsar. De hecho, éstos son máximos muy cerca de la arteria, en el comienzo del aneurisma, donde el fluido sanguíneo entra en él. El lugar de entrada se puede apreciar claramente en el gráfico de velocidades perpendiculares (Volumen Flux Surface) que se hace en el plano de corte del cuello del aneurisma, analizado en la Sección 4.12

4.12 Velocidades perpendiculares, flujos de entrada y salida

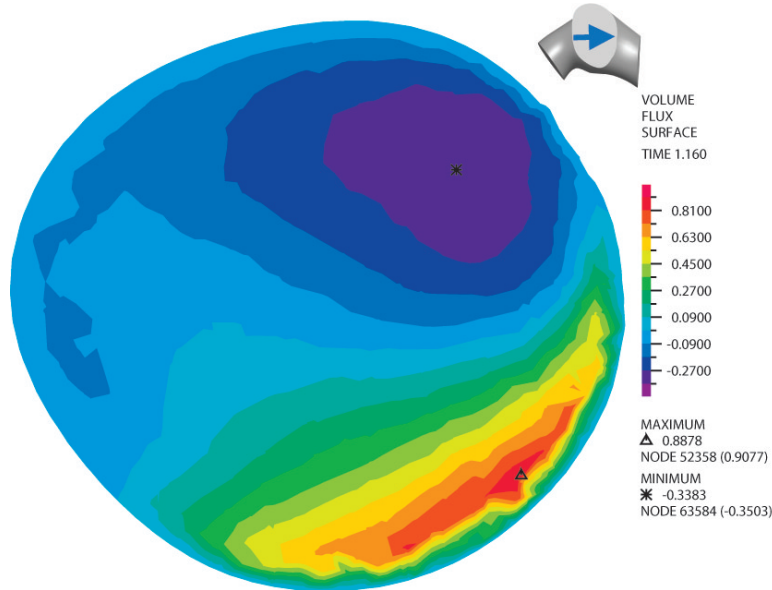


Figura 4.16: **Gráfico de flujos de sangre en la entrada del aneurisma del caso 1.** Este caso es sólo demostrativo, para más detalles ver Anexos B. La pequeña figura muestra la orientación desde la cual esta tomada la imagen y las flechas indican el flujo sanguíneo

En estos gráficos se puede apreciar el lugar de entrada y salida del flujo sanguíneo del aneurisma. En ellos también se puede ver que la sección de entrada a cada aneurisma está dividida en dos sub-regiones: una positiva y otra negativa. La sub-región positiva se refiere a la zona de entrada y la negativa a la de salida.

En estas figuras se puede ver algo interesante que no es intuitivo, la zona de entrada no está a la derecha o la izquierda como podría esperarse. Esta zona se encuentra hacia arriba o abajo del gráfico dependiendo de la vasculatura que rodee al aneurisma y en todos los casos la entrada se encuentra más hacia la derecha, salvo la excepción del caso 63 que se encuentra a la izquierda. Debido a la similitud de todos los casos, no se encuentran razones para concluir que existe alguna relación entre el factor de forma del aneurisma y el lugar de entrada a éste.

4.13 Puntos de revisión

Como se dijo con anterioridad en la metodología, esto consiste en extraer la presión y los WSS en dos puntos estratégicos del aneurisma. La ubicación de estos puntos se puede encontrar en la metodología

específica.

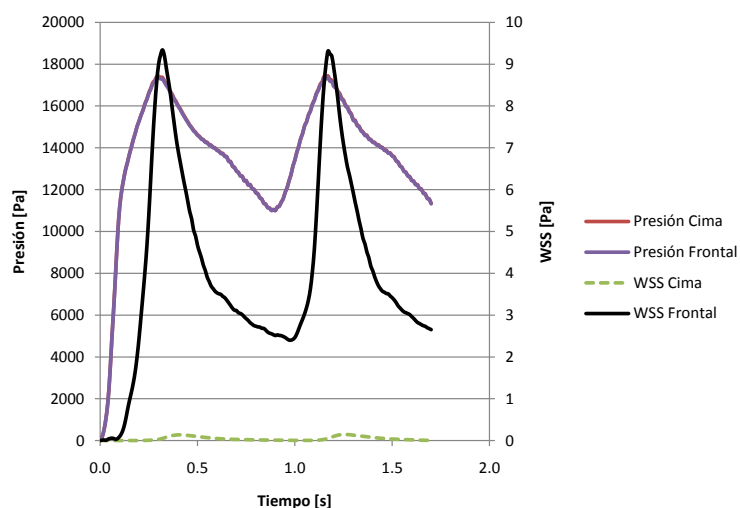


Figura 4.17: Presiones y esfuerzos de corte (WSS) para todo el tiempo de simulación del caso 1. Este caso muestra el patrón que presenta en todo el resto de los casos. Para ver el resto de los casos ver el Anexo A

4.13.1. Presión

El resultado es categórico. La presión en la cima y la parte frontal del aneurisma es invariante en relación a los cambios que se producen por el pulso sanguíneo.

4.13.2. WSS

Como se comenta en la Sección 4.11, los esfuerzos máximos no se producen en la cima del aneurisma, sino que en el borde de la entrada. Es por esta razón que se realizaron gráficos comparativos entre ellos, para así finalmente concluir que para todos los casos, y para todo el tiempo de simulación, los esfuerzos de corte en las paredes (WSS) son mayores en la zona frontal que en la cima del aneurisma.

Se aprecia una gran diferencia entre la cima y la zona frontal en algunos casos y muy poca en otros. No es sencillo concluir algo sobre esto porque los puntos fueron tomados de manera arbitraria y esta diferencia puede ser causa de la selección de un punto con esfuerzos de corte muy bajos en la cima y uno con esfuerzos muy altos en la zona frontal, sin necesariamente implicar una fenómeno físico dentro del aneurisma.

4.14 Efectos de las condiciones de borde sobre los resultados

Para poder realizar la simulación es necesario imponer ciertas condiciones para todos los instantes. Para el caso de estas simulaciones en específico se impone una presión en las salidas, una velocidad en la entrada y las características del fluido (sangre).

4.14.1. Hipertensión

Usando la presión de un paciente con hipertensión que se presenta en la Figura 4.18, se realiza esta simulación manteniendo el resto de las condiciones de borde.

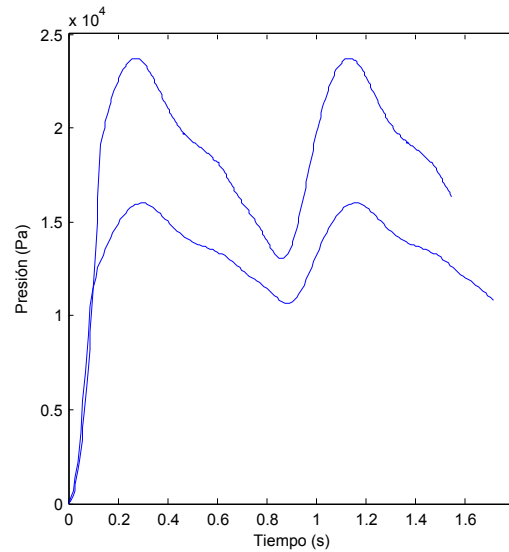


Figura 4.18: Comparación de la presión normal con la hipertensión que se utiliza en la simulación

Al cambiar esta condición de borde no se detectan cambios notorios en ninguno de los gráficos de bandas que se presentan en los Anexos B. A pesar de que las escalas de valores cambian, las distribuciones siguen siendo las mismas. Esto es esperable, ya que la presión no debiera influir mayormente en ningún resultado su presencia sólo es para nivelar los resultados a un escala real.

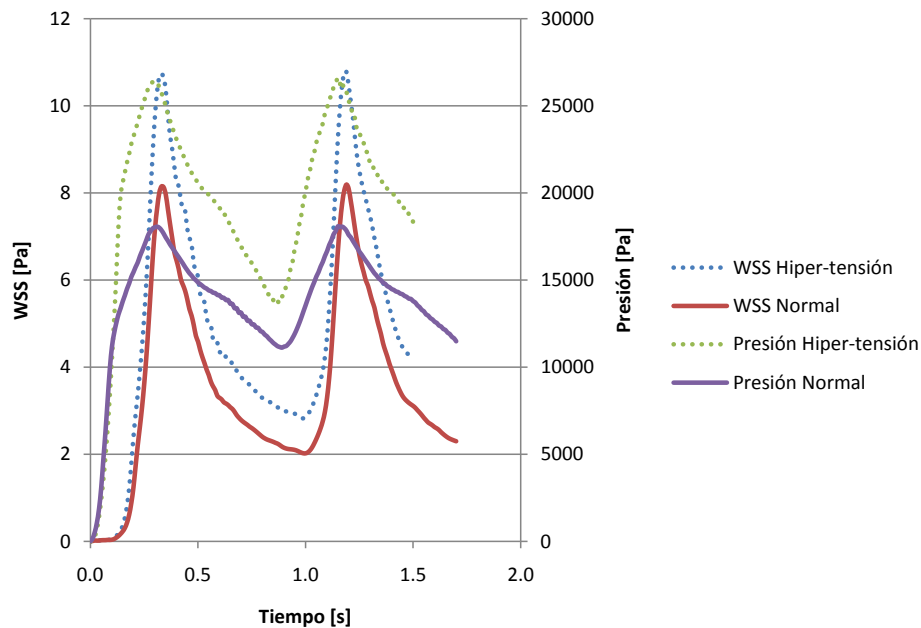


Figura 4.19: **Resultados de las presiones y esfuerzos de corte (WSS).** Al correr una simulación aumentando la condición de borde de la presión

Presión

Al incorporar un perfil de presión más alto en las salidas de la geometría, se puede ver que la presión aumenta en promedio un 39 % para el tiempo de simulación en la cima. Si tomamos en cuenta que la condición de borde de presión con hipertensión es un 39 % más alta que la presión, se puede decir que el cambio de presión en la cima del aneurisma fue proporcional al cambio de presión de la condición de borde. Resultado esperable y satisfactorio en la simulación, ya que la pérdida de carga en la geometría no depende de la presión de entrada, así la diferencia entre cualquier par de puntos arbitrarios debería mantenerse constante. Se puede apreciar el cambio para todo el intervalo de tiempo en la Figura 4.19

WSS

Para el caso de los WSS, el mismo 39 % de aumento promedio en la presión causa un aumento del 34 % en los WSS en la cima del aneurisma.

No se encuentra una explicación clara para que los esfuerzos de corte (WSS) aumenten al aumentar la presión. Se intenta en vano calcular nuevamente los datos y tomar 5 puntos en la cima del aneurisma para tener un promedio sobre los (WSS) y no un dato puntual. A pesar de que en muchos casos la

varianza entre los 5 puntos elegidos era muy alta, el caso 75 donde se realizaron los cambios en las condiciones de borde no era uno de ellos, sus esfuerzos de corte no cambian mayormente manteniendo el 34 % que se había calculado con anterioridad. Se puede apreciar el cambio para todo el intervalo de tiempo en la Figura 4.19

4.14.2. Fluido Newtoniano

Claramente la primera diferencia entre estas simulaciones es que la viscosidad en este caso es constante (ver Figura 4.20), sin embargo no se aprecia ninguna diferencia evidente en los gráficos de bandas del Anexo B.

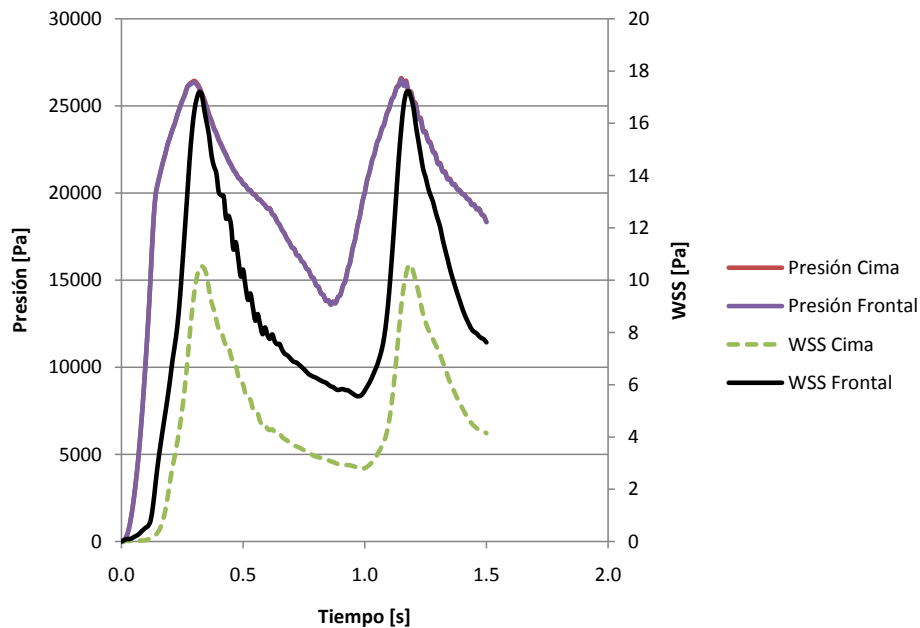


Figura 4.20: Sangre modelada como fluido de Carreau (no Newtoniano) comparado con la sangre tratada como fluido Newtoniano

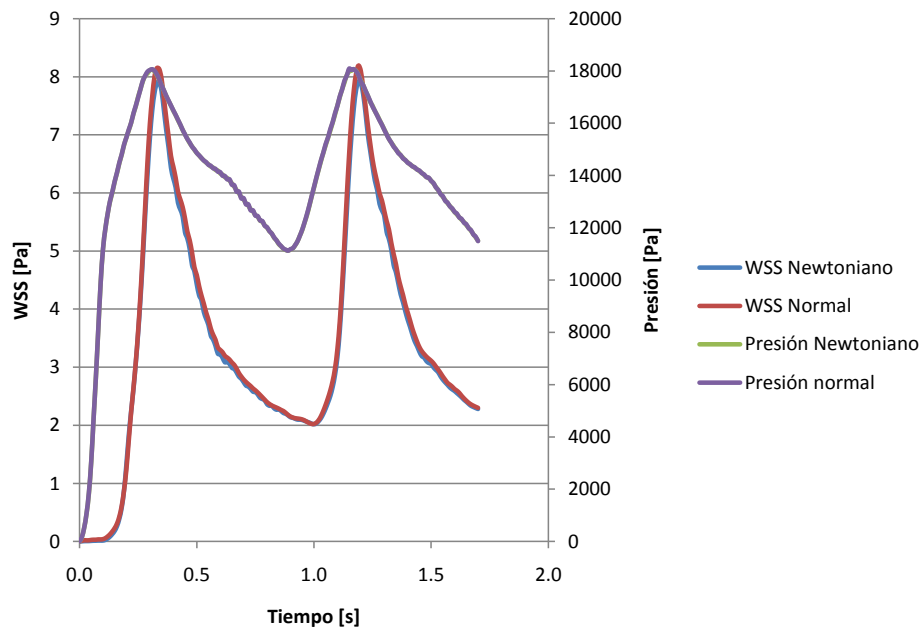


Figura 4.21: Presiones y esfuerzos de corte (WSS) para un caso con fluido Newtoniano y otro con fluido no Newtoniano

Presión

El cambio en la condición de fluido no newtoniano a fluido newtoniano produce una diferencia del 0.1% en la presión de la cima del aneurisma. Este cambio tan pequeño permite concluir que el asumir fluido newtoniano no afecta la presión en la cima del aneurisma, ya un cambio del 0.1% podría ser perfectamente un error de aproximación numérica y no tener relación alguna con el cambio en la condición de borde. Se puede apreciar el cambio para todo el intervalo de tiempo en la Figura 4.21

WSS

Para los WSS se ve que estos disminuyen en promedio de 7% respecto al caso de fluido no newtoniano. Ya que los esfuerzos de corte dependen directamente de la viscosidad y ésta es diferente, es esperable que los WSS sean también diferentes. Sin embargo el cambio es demasiado pequeño para poder sacar alguna conclusión confiable sobre la diferencia, sólo se puede decir que la diferencia es mínima siendo una muy buena aproximación realizar una simulación con fluido no Newtoniano. Se puede apreciar el cambio para todo el intervalo de tiempo en la Figura 4.21

4.14.3. Cambios en la velocidad

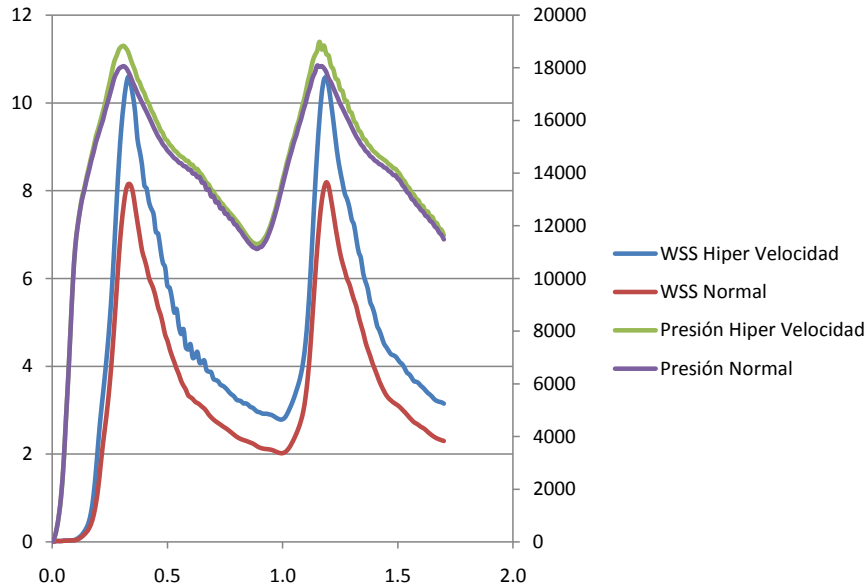


Figura 4.22: Resultados de la presión y esfuerzos de corte (WSS) al aumentar la velocidad de entrada en un 20 %

Presión

La velocidad se aumenta en un 20 %, produciendo un aumento del 2 % en la presión de la cima del aneurisma. Este cambio es pequeño y podría deberse a errores numéricos y no a una diferencia real causada por el cambio de velocidad. Se puede apreciar el cambio para todo el intervalo de tiempo en la Figura 4.22

WSS

Al aumentar la velocidad en un 20 %, los WSS en la cima del aneurisma aumentan en un 34 %. Los esfuerzos de corte se ven doblemente afectados por un cambio en la velocidad, ya que además de depender de la velocidad dependen de la viscosidad, que a su vez depende de la velocidad. Es por esta razón que los WSS cambian a medida que se cambia la velocidad. Se puede apreciar el cambio para todo el intervalo de tiempo en la Figura 4.22

CONCLUSIONES

- Se logra realizar 26 simulaciones de aneurismas reales de manera exitosa usando el software ADINA. Cada simulación se revisa y cumple con las relaciones físicas esperadas para las presiones y WSS. Además se cumple la conservación de masa en cada una de ellas, al verificar que el caudal de entrada es la suma de los de salida.
- Se logra calcular los flujos de entrada al aneurisma, definiendo una nueva función en ADINA que usa la función escalón para anular el caudal de salida.
- Se caracteriza para todos los casos la distribución de esfuerzos de corte en la pared del aneurisma, calculando sus máximos y además encontrando sus ubicaciones. De este punto se desprende que los esfuerzos de corte en las paredes (WSS) máximos no se encuentran en la cima, sino que en el zona donde entra el flujo sanguíneo al aneurisma. Además de manera general, los esfuerzos de corte máximos no se encuentran en el aneurisma ni cerca de él, sino que en la salida principal de la geometría de menor diámetro.
- Se logra graficar la vorticidad proyectando las tres componentes de ella en cada uno de planos de corte realizados al aneurisma (longitudinal, transversal y cuello). Sin embargo, esto entrega resultados muy poco claros con valores muy altos en las cercanías de las paredes del aneurisma. No se logran cuantificar la intensidad ni la cantidad de vórtices de manera confiable.
- La presión es uniforme dentro del aneurisma en relación a los cambios que se producen entre sístole y diástole. De esto se concluye que la presión no es un factor dominante en el comportamiento de los aneurismas.
- Los WSS dependen fuertemente de la velocidad de entrada al aneurisma, por lo que es importante poner especial atención en los parámetros con los que se configura el perfil de velocidad de entrada, ya que afectan fuertemente los resultados.
- Un aumento en un 39 % de la presión, produce un aumento promedio del mismo 39 % de la presión dentro del aneurisma.

- Al cambiar los parámetros del fluido a uno newtoniano, la presión se mantiene y los WSS bajan un 7 %. Estas cantidades son muy pequeñas para una simulación, por lo que se concluye que una simulación con fluido newtoniano es una buena aproximación para la sangre.
- Se encuentra que el tiempo de residencia dentro del aneurisma tiene relación con el factor de forma (NSI) con una confiabilidad del 99 %, además se encuentra que tiene una fuerte relación con una regresión lineal.
- Se encuentra que los esfuerzos de corte (WSS) dependen del factor de forma (NSI) con una confiabilidad del 95 %, sin embargo la regresión lineal interpreta débilmente los resultados. Se recomienda buscar nuevas curvas para interpolar los datos.
- Se concluye que la viscosidad máxima dentro del aneurisma depende del factor de forma (NSI) con una confiabilidad del 95 % y que sigue fuertemente la regresión lineal aplicada a los datos.
- El caudal de entrada al aneurisma no tiene relación el factor de forma (NSI) del aneurisma, ni tampoco lo tiene el porcentaje que entra al aneurisma con respecto al total que entra en la geometría.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] **MUÑOZ F.** (2007) *Implementación de Perfiles de Velocidad Oscilatorios en ADINA*. Informe Final Curso ME717, Departamento de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [2] **ZAMIR M.** (2000) *The Physics of Pulsatile Flow*. 1° Edición. Springer, New York.
- [3] **O'CALLAGHAN S. et al.** *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 28(1): 70-74.
- [4] **SHOJIMA M. et al.** (2004) *Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm*. Journal of the American Heart Association 35: 2500-2505.
- [5] **HASHIMOTO T. et al.** (2006) *Intracranial aneurysms: links among inflammation, hemodynamics and vascular remodeling* Neurological Research 28(4): 372-380.
- [6] **VALENCIA A. et al.** (2006) *Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery*. Computers and Structures 84(21) 1326-1337.
- [7] **THUBRIKAR M. J.** (2007) *Vascular Mechanics and Pathology*. Editorial Springer, University of Virginia Health Sciences Center. Charlottesville, USA.
- [8] **HOLZAPFEL G. A., OGDEN R. W.** (2003) *Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems*. 1° Edición. Springer, New York.
- [9] **MEDLINE PLUS, ENCICLOPEDIA MÉDICA.** (1997) *Aneurisma cerebral*. [en línea] ¡<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001414.htm>¡[Consulta: 05 de Agosto de 2008].
- [10] **ESMAS.** (2004) [en línea] ¡<http://www.esmas.com>¡[Consulta: 29 de Marzo de 2009].
- [11] **SATOSHI T. et al.** (2008) *Intra-aneurysmal hemodynamics in a large middle cerebral artery aneurysm with wall atherosclerosis*. Surgical Neurology 70(5): 454-462.

- [12] **NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDERS AND STROKE (NINDS).** (2008) *Cerebral Aneurysm Information Page.* [en línea] http://www.ninds.nih.gov/disorders/cerebral_aneurysm/cerebral_aneurysm.htm [Consulta: 23 de Agosto de 2008].
- [13] **CEBRAL J. R. et al.** (2005) *Characterization of Cerebral Aneurysms for Assessing Risk of Rupture By Using Patient-Specific Computational Hemodynamics Models.* American Journal of Neuroradiology 26:2550-2559.
- [14] **INSTITUTO DE NEUROCIRUGÍA ASENJO.** (2009) *Servicio de Neurorradiología.* [en línea] <http://www.neuroradiologia.cl/> [Consulta: 15 de septiembre de 2008].
- [15] **MARTIN S. A. et al.** (2007) *Computation of Hemodynamics in the Circle of Willis.* Stroke 38: 2500-2505.
- [16] **B S., SOLIS F.** *Hemodinámica en Aneurismas Laterales Saculares.* Presentación Final Curso ME717, Departamento de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [17] **PEREZ J.** (2008) *Simulación fluidodinámica de tratamiento endovascular en modelos de aneurismas cerebrales.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [18] **MUÑOZ C.** (2004) *Simulación numérica del flujo tridimensional e inestable en aneurisma tipo saco-terminal de la arteria basilar.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [19] **BOTTO S., SOLÍS F.** (2005) *Hemodinámica e interacción sangre-arteria en casos simulados de aneurismas intracraneanos.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [20] **OSHIMA M., TORII R.** (2006) **Numerical evaluation of elastic models in blood flow-arterial wall interaction.** International Journal of Computational Fluid Dynamics 20(3-4): 223-228.
- [21] **HUMPHREY J. D., TAYLOR C. A.** (2008) **Annual Reviews Intracranial and Abdominal Aortic Aneurysms: Similarities, Differences, and Need for a New Class of Computational Models.** Annual review of biomedical engineering 10: 221-246.
- [22] **STEINMAN D. A. et al.** (2006) **Image-Based Computational Simulation of Flow Dynamics in a Giant Intracranial Aneurysm.** American Journal of Neuroradiology 24:559-566.

- [23] **SATOSHI T. et al.** (2001) **Intra aneurysmal flow dynamics study featuring an acrylic aneurysm model manufactured using a computerized tomography angiogram as a mold.** American Journal of Neuroradiology 28:622-627.
- [24] **GADEA M. S.** (2004) *Aneurismas Intracraneales Gigantes.* Neuroeje 18(1): 3. [En línea] <http://www.binasss.sa.cr/revistas/neuroeje/18n1/neuart2.pdf> [Consulta: 02 de septiembre de 2008].
- [25] **ZÁRATE A.** (2004) *Simulación de Flujo Sanguíneo en Aneurisma Cerebral.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [26] **LEDERMANN D.** (2006) *Modelación de Aneurismas Cerebrales: Simulación Fluidodinámica y Estructural.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [27] **MORALES H.** (2006) *Simulación de la hemodinámica de geometrías 3D aproximadas de aneurismas y análisis estadísticos de los casos.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [28] **FIGUEROA H.** (2008) *Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido estructura.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [29] **ARAYA S.** (2008) *Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido-estructura.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [30] **TORRENS P.** (2007) *Análisis del comportamiento mecánico y caracterización geométrica de aneurismas cerebrales reales aislados.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.
- [31] **BOTTO S.** (2005) *Simulación de la Hemodinámica en una Geometría Aproximada de Aneurisma con un Modelo de Tratamiento Endovascular.* Tesis de Pregrado de Ingeniería Civil Mecánica. Santiago, Universidad de Chile, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas.

RESULTADOS TRANSIENTES PARA WSS PRESIÓN Y CAUDALES

En esta sección se presentan 2 tipos de gráficos. El primero contiene el caudal de entrada a la geometría, el cual es siempre único ya que existe una sola entrada por caso. Además contiene los caudales de salida que varían entre 1 y 5 salidas dependiendo del caso. Por último contiene el caudal de entrada al aneurisma, que por no tener otra salida sólo representa una circulación, es decir que el caudal de salida del aneurisma es el mismo que el de entrada.

A.1 Caso 1

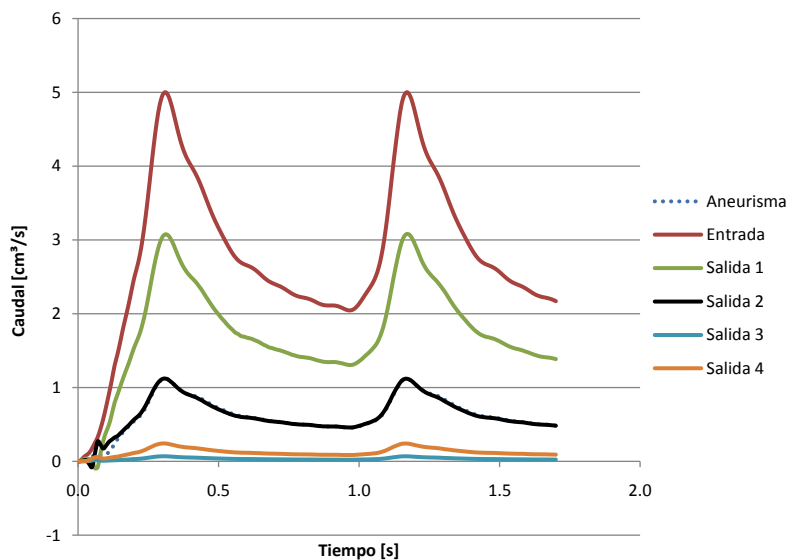


Figura A.1: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

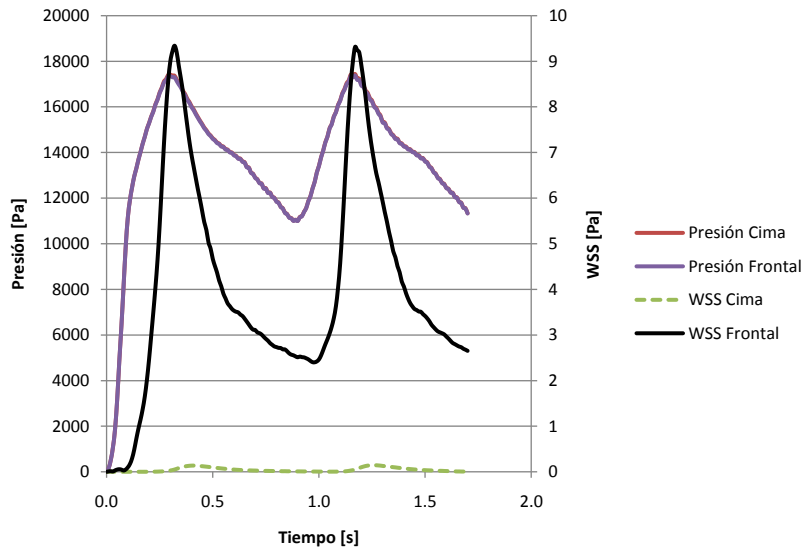


Figura A.2: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.2 Caso 2

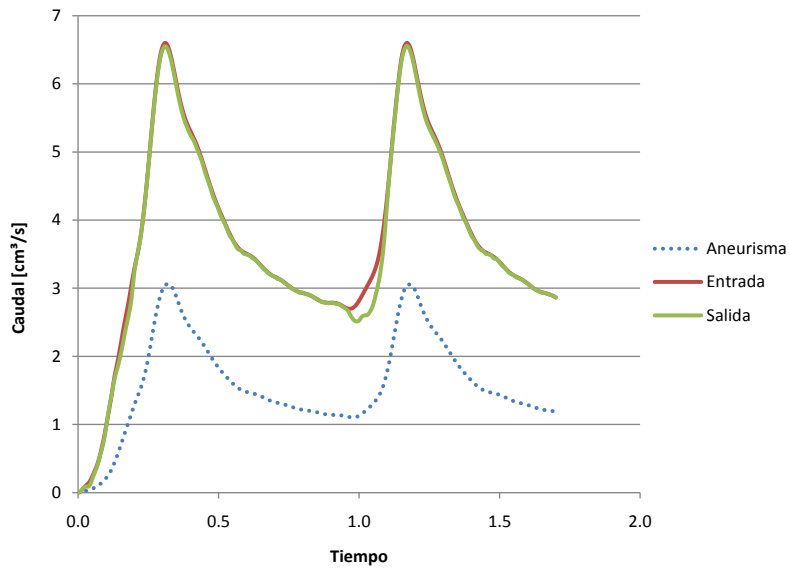


Figura A.3: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

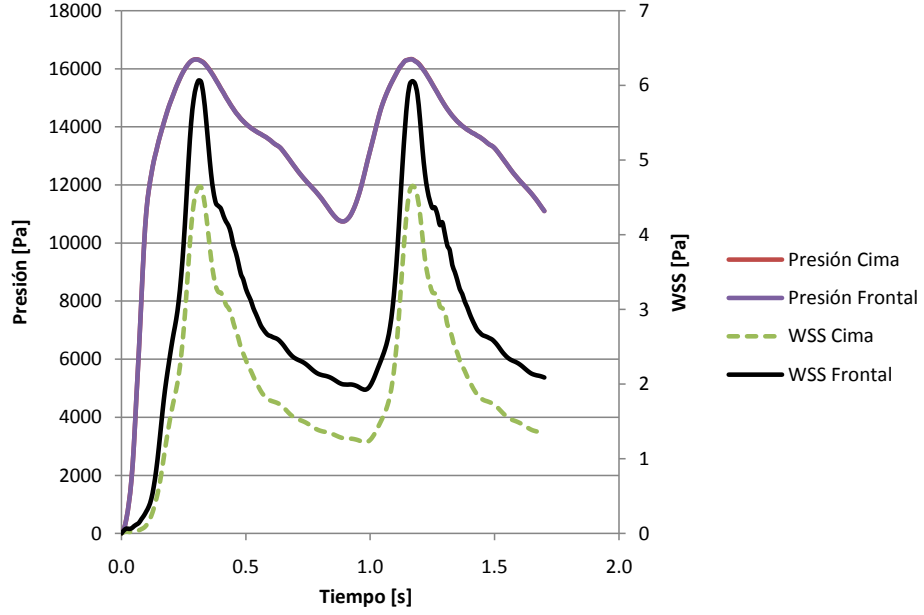


Figura A.4: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronral del aneurisma

A.3 Caso 3

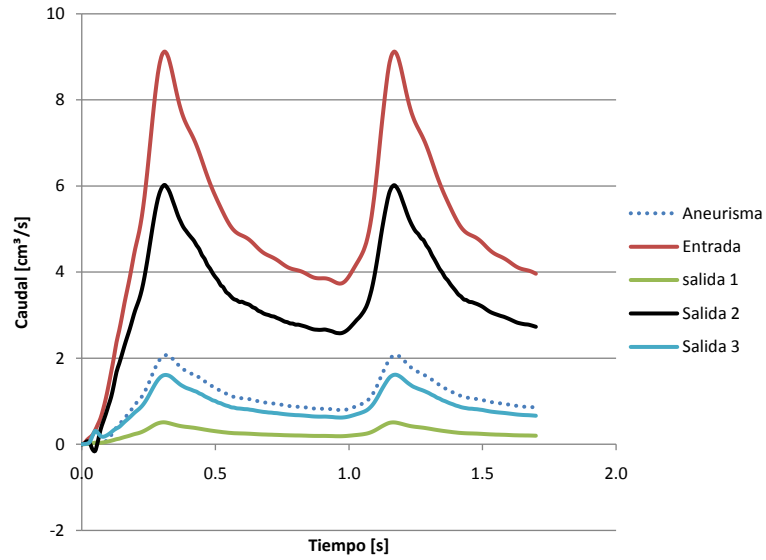


Figura A.5: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

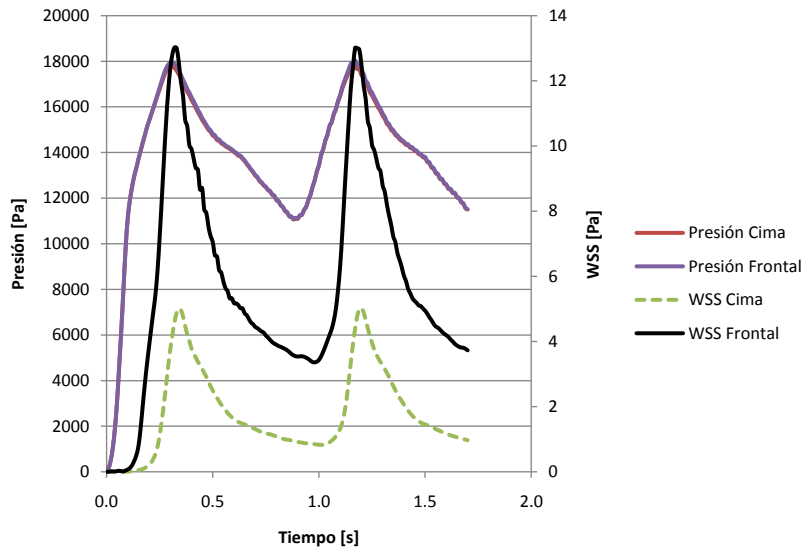


Figura A.6: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.4 Caso 4

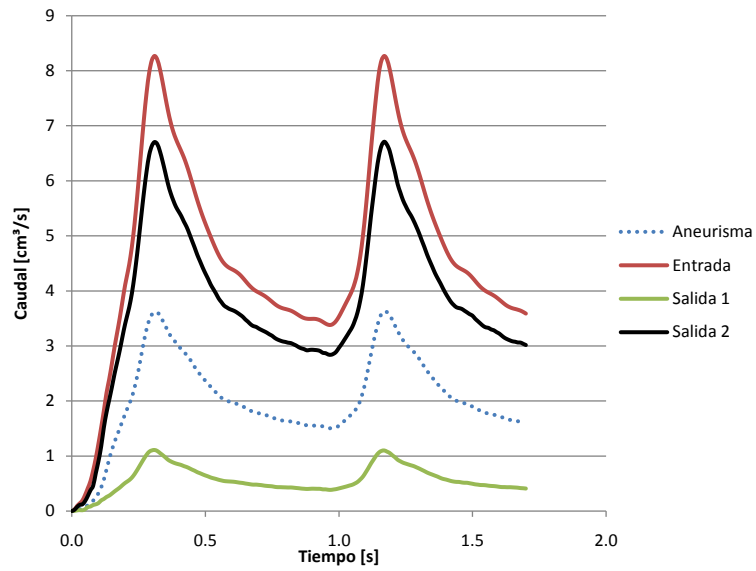


Figura A.7: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

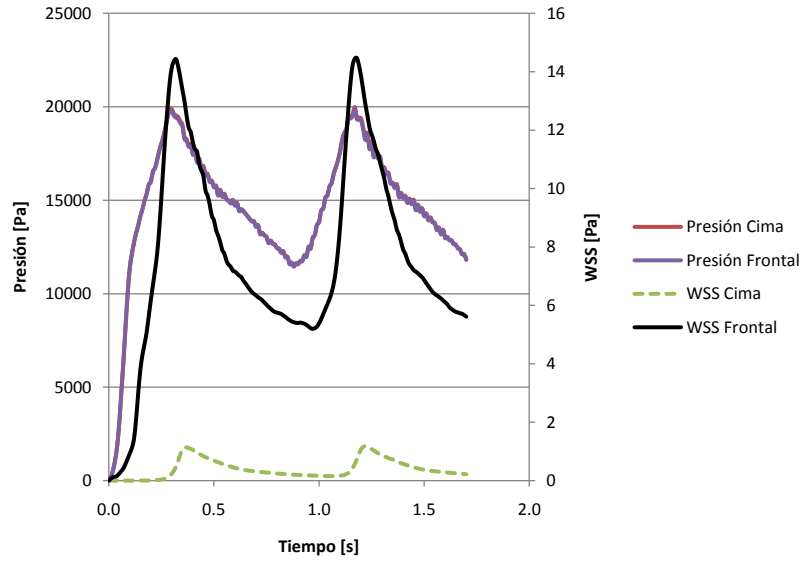


Figura A.8: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.5 Caso 5

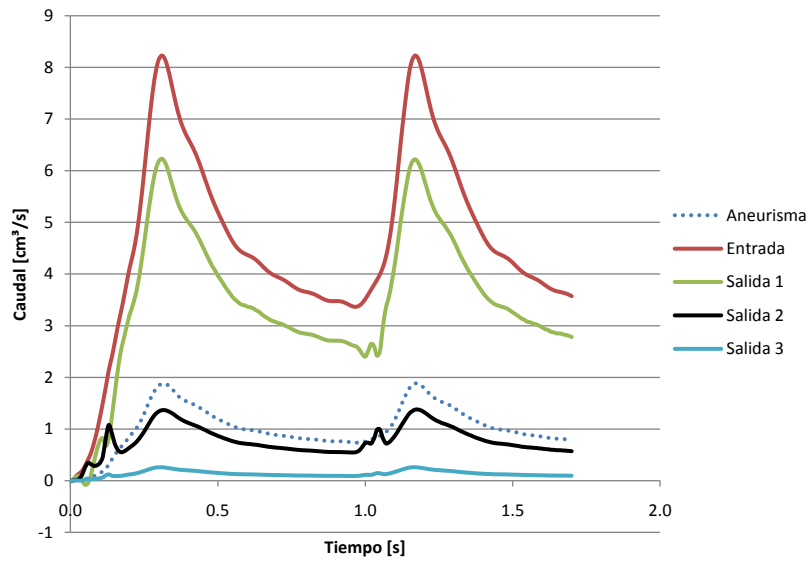


Figura A.9: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

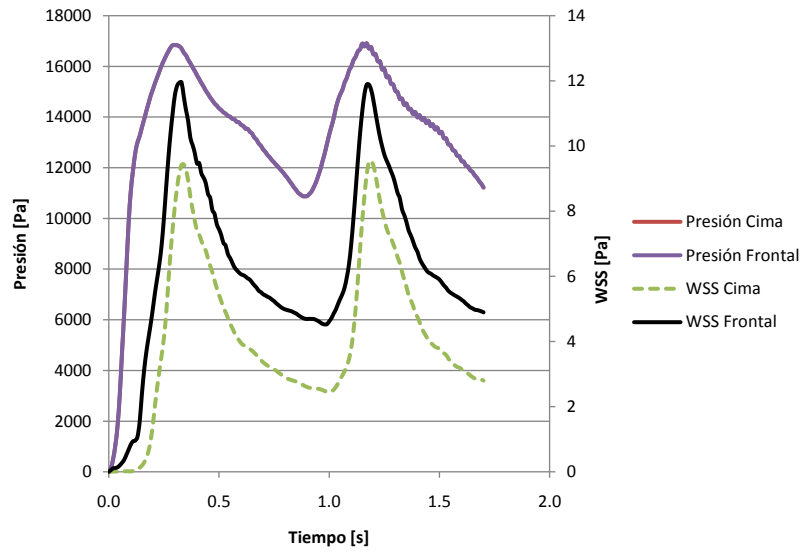


Figura A.10: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.6 Caso 6

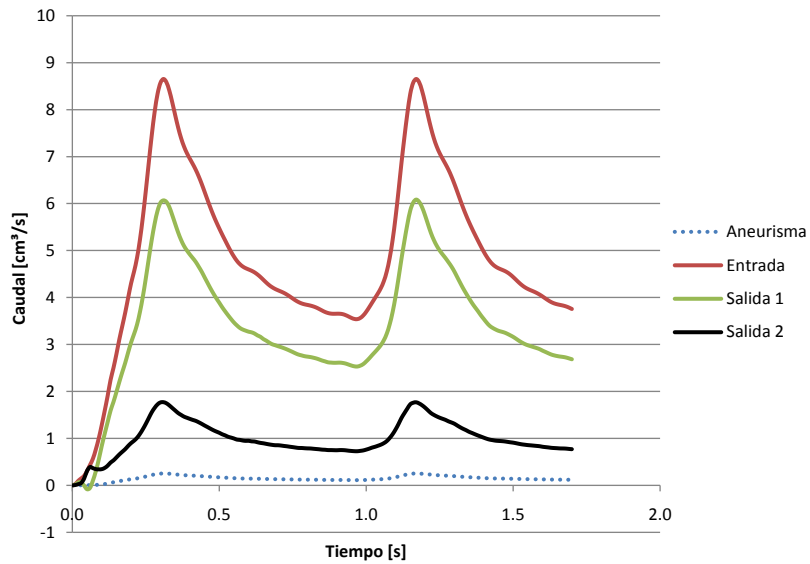


Figura A.11: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

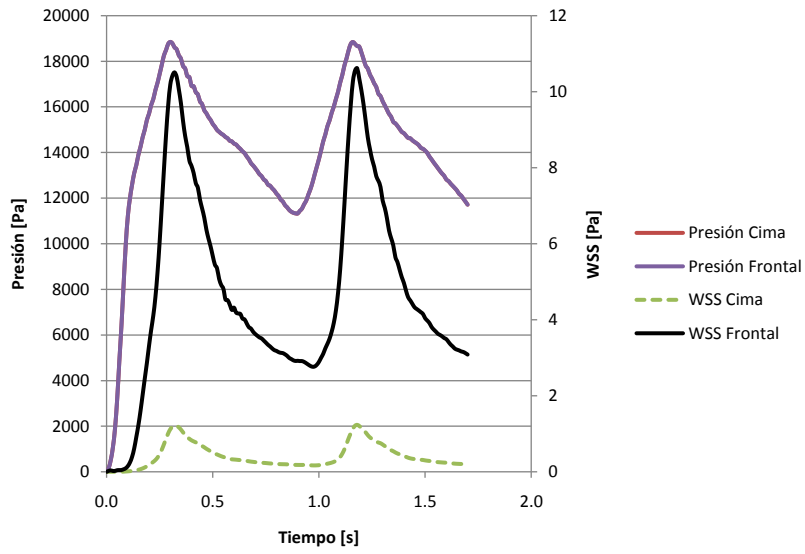


Figura A.12: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.7 Caso 7

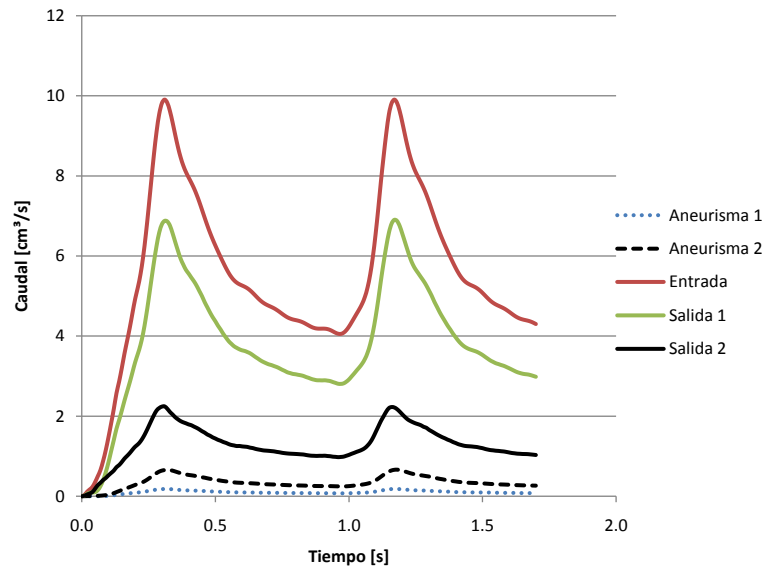


Figura A.13: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

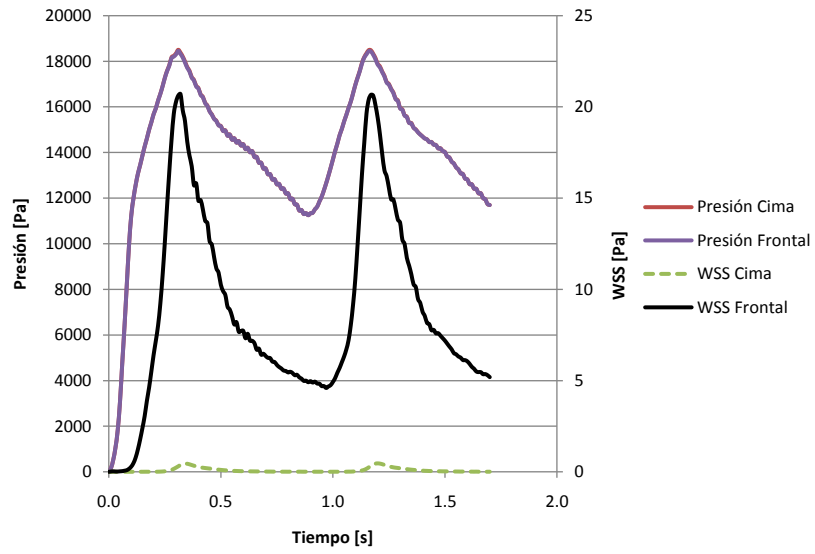


Figura A.14: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

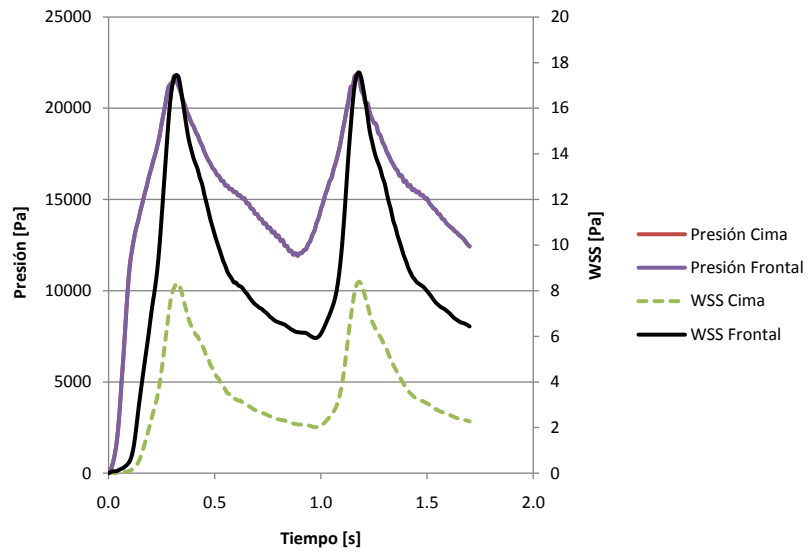


Figura A.15: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.8 Caso 8

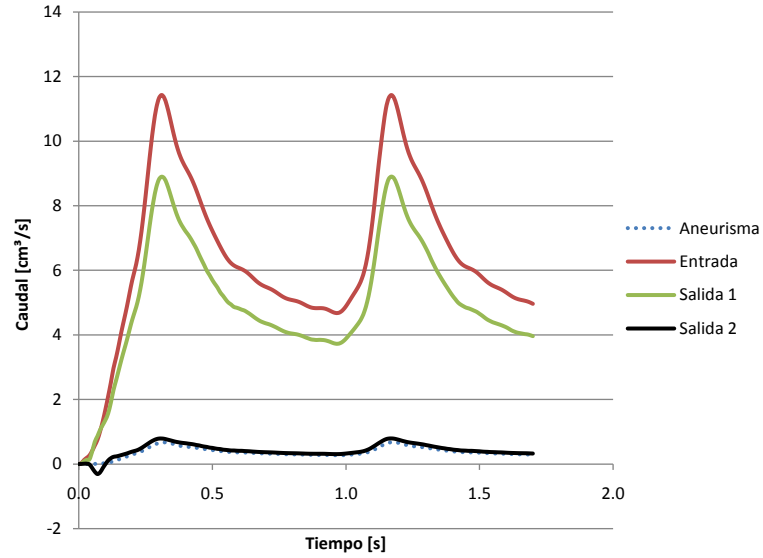


Figura A.16: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

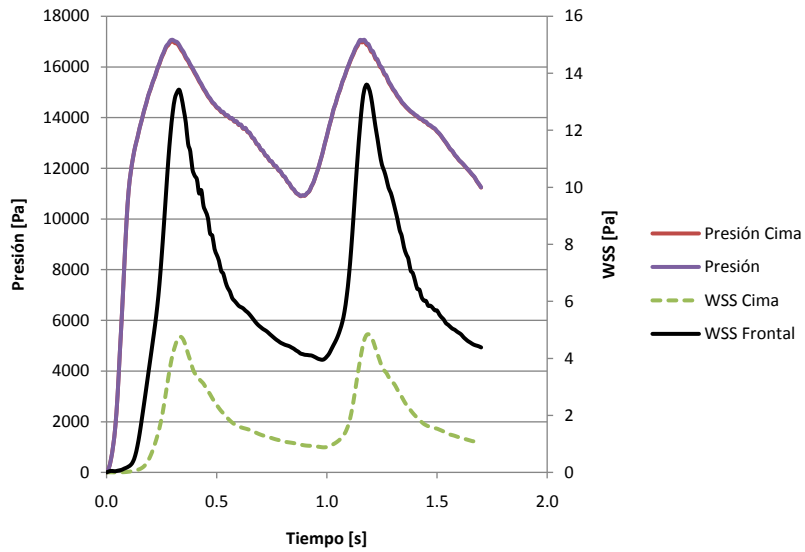


Figura A.17: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.9 Caso 9

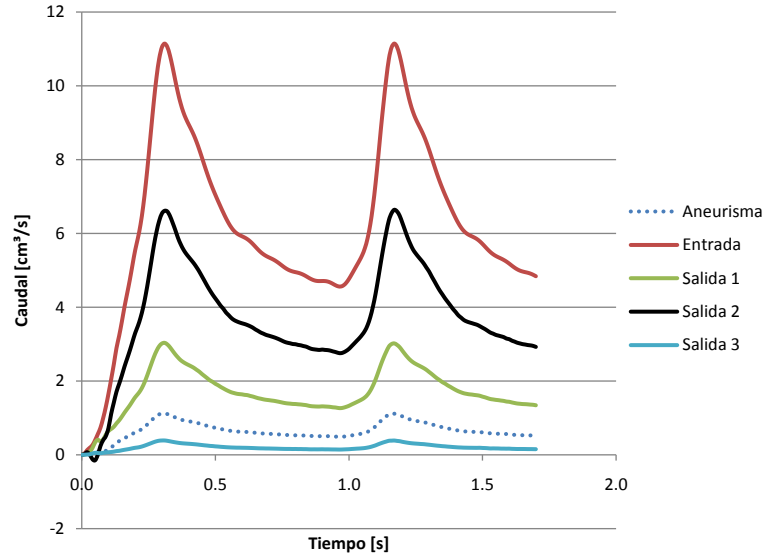


Figura A.18: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

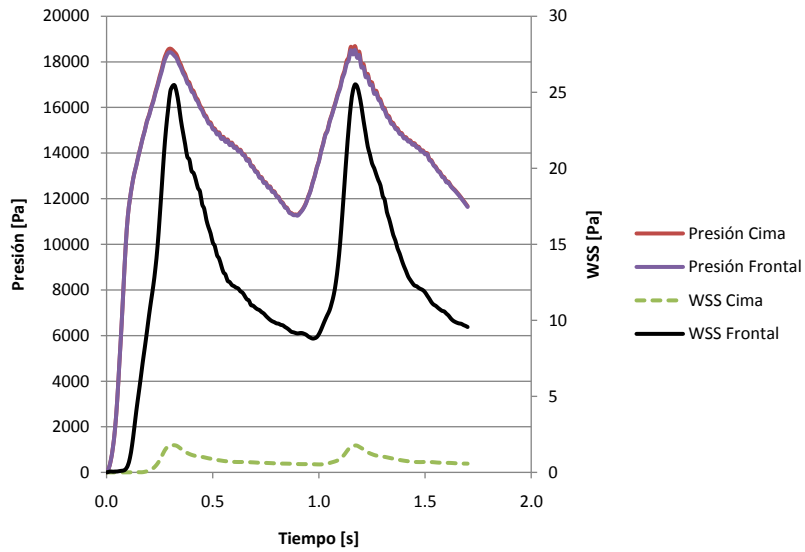


Figura A.19: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.10 Caso 10

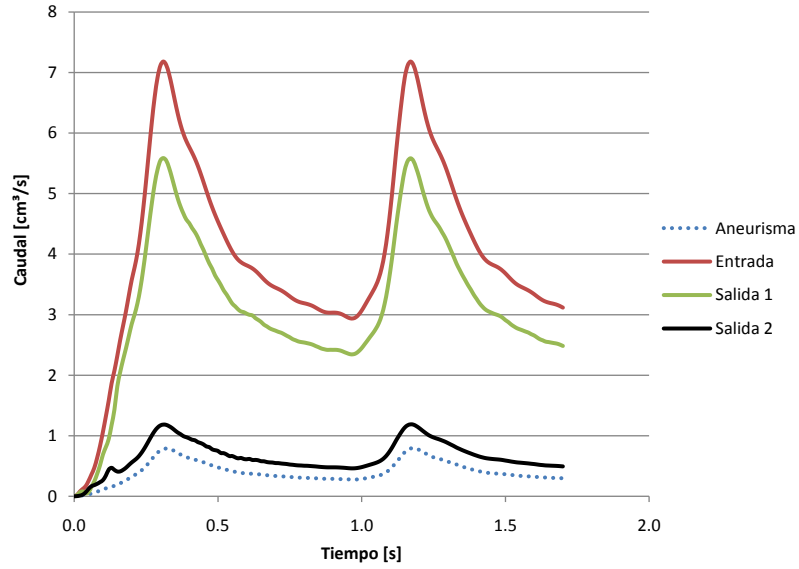


Figura A.20: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

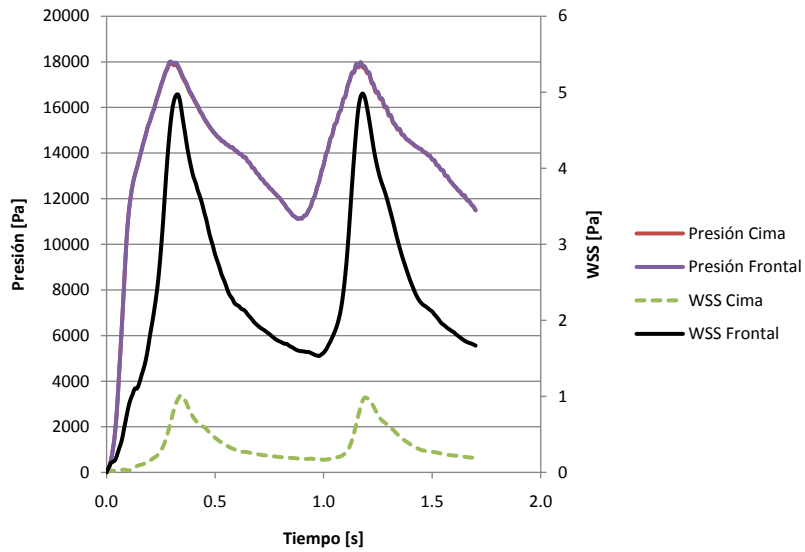


Figura A.21: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.11 Caso 11

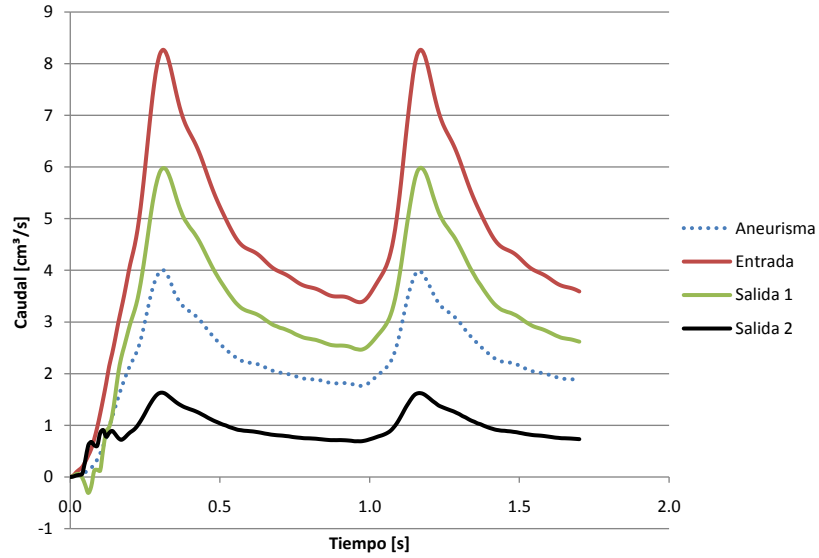


Figura A.22: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

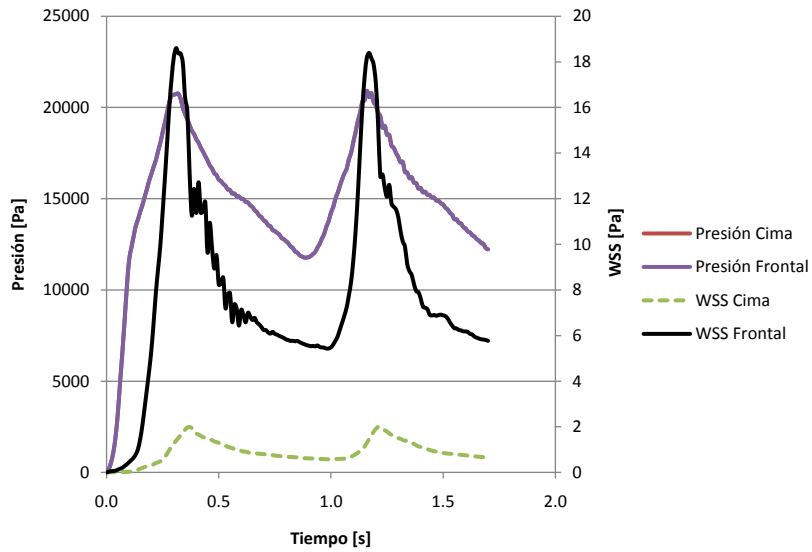


Figura A.23: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.12 Caso 12

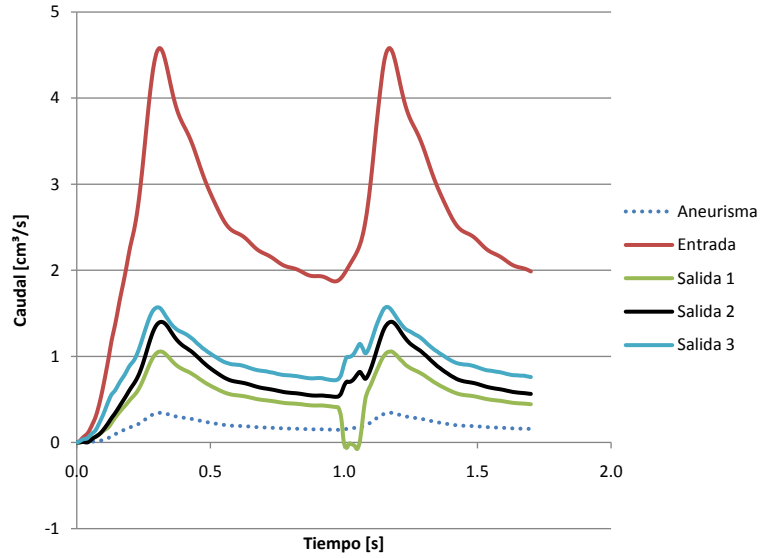


Figura A.24: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

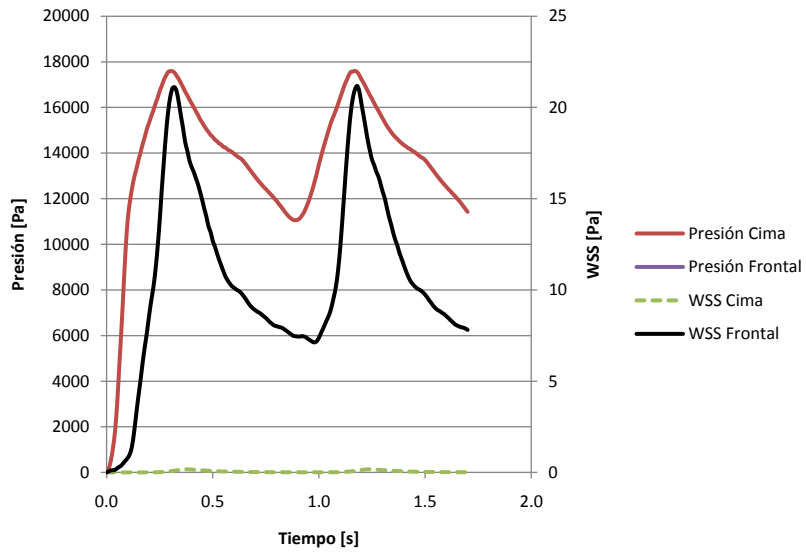


Figura A.25: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.13 Caso 13

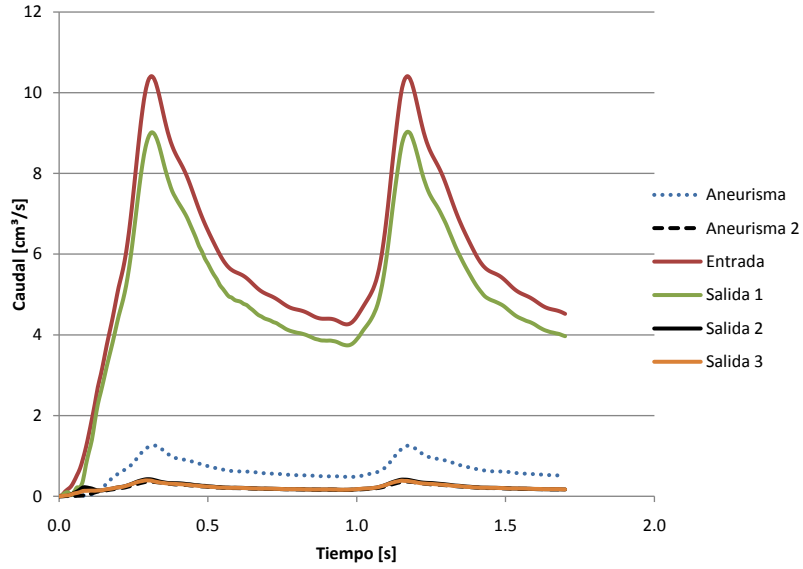


Figura A.26: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

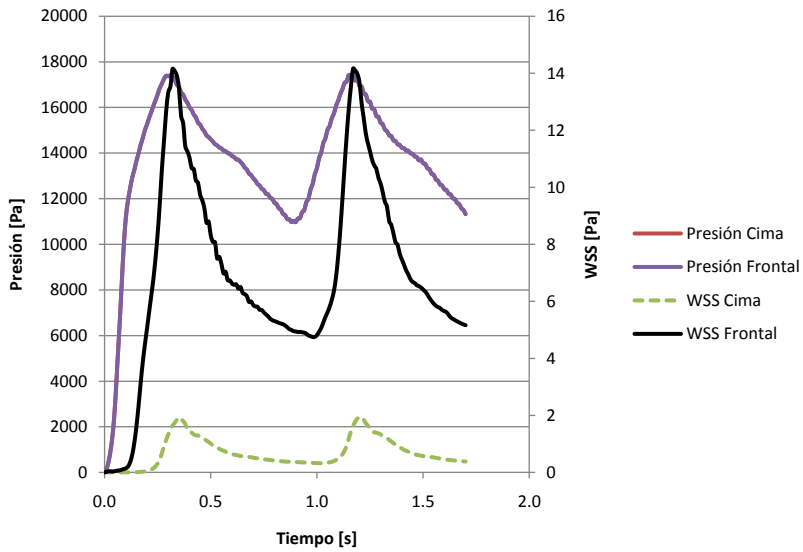


Figura A.27: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

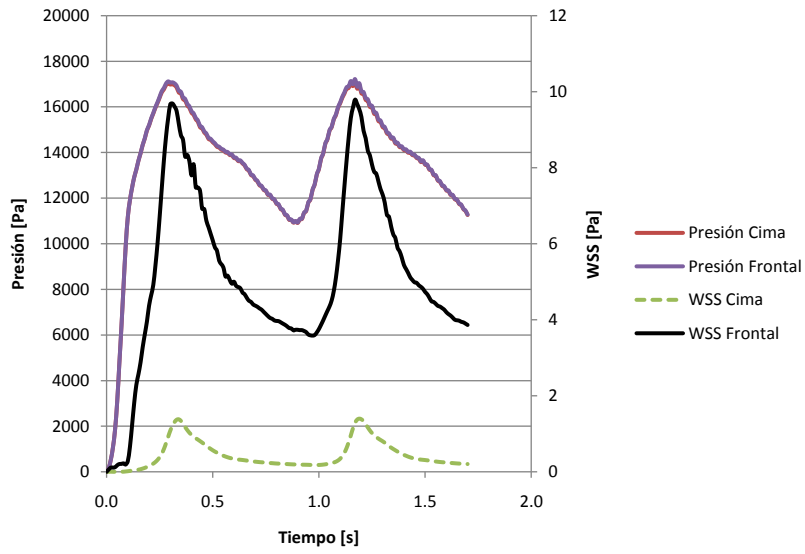


Figura A.28: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.14 Caso 14

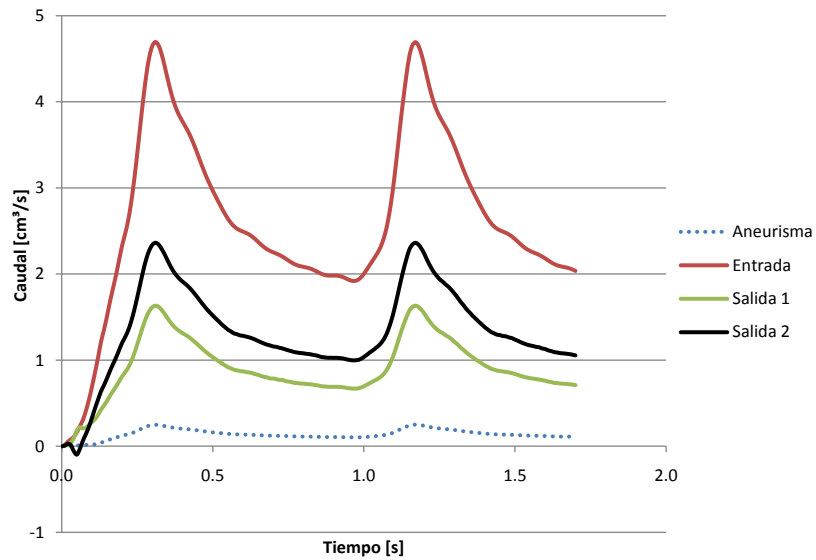


Figura A.29: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

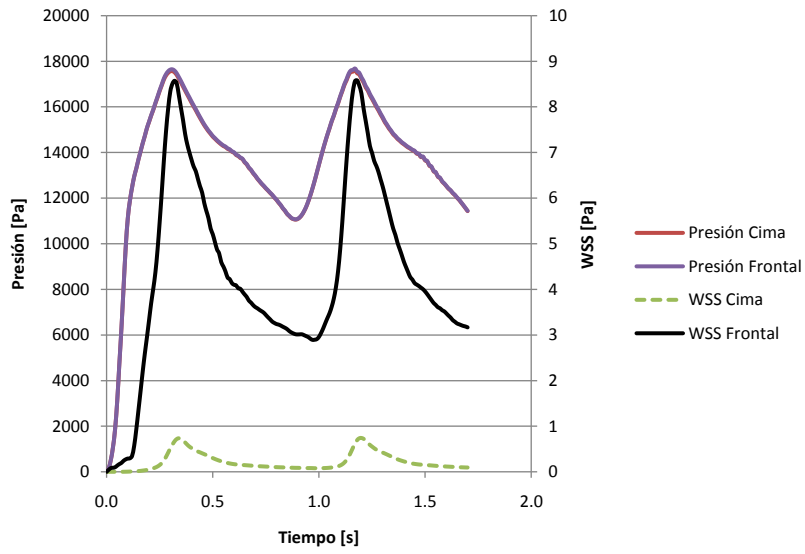


Figura A.30: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.15 Caso 15

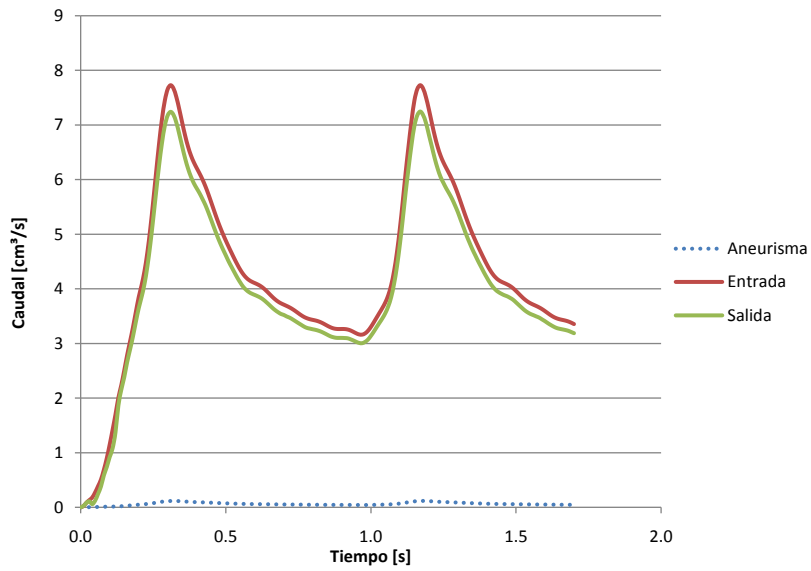


Figura A.31: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

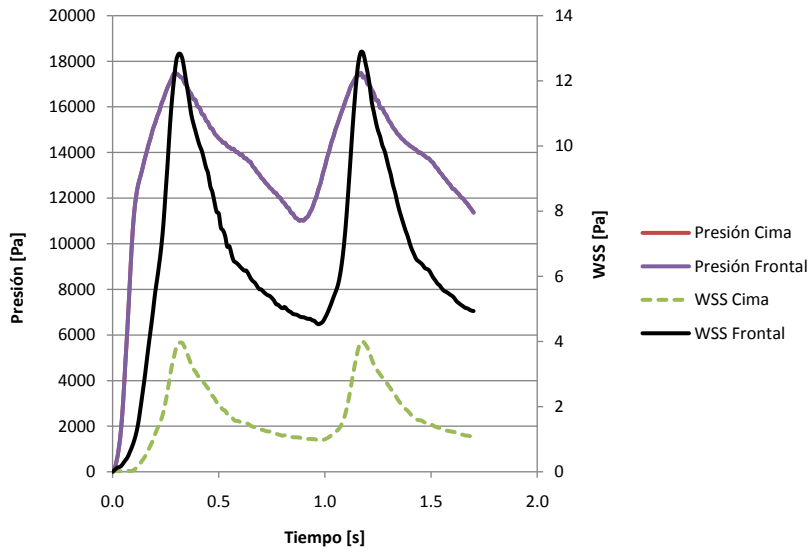


Figura A.32: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.16 Caso 16

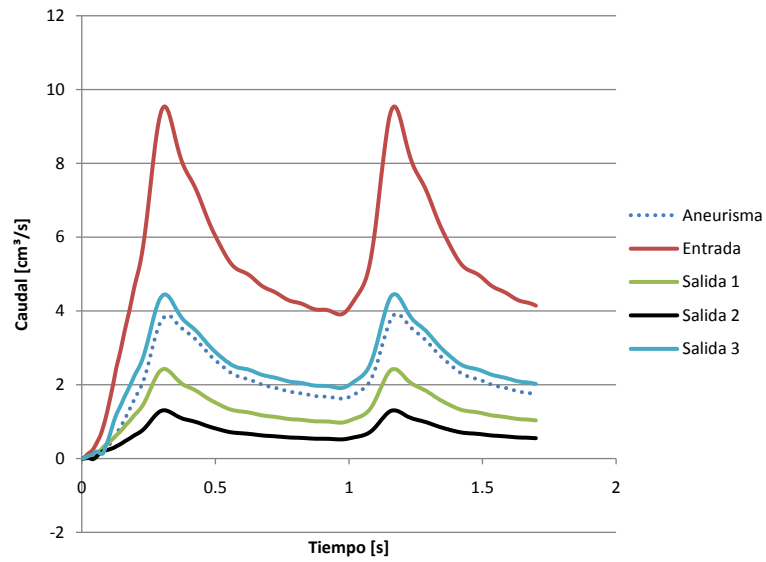


Figura A.33: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

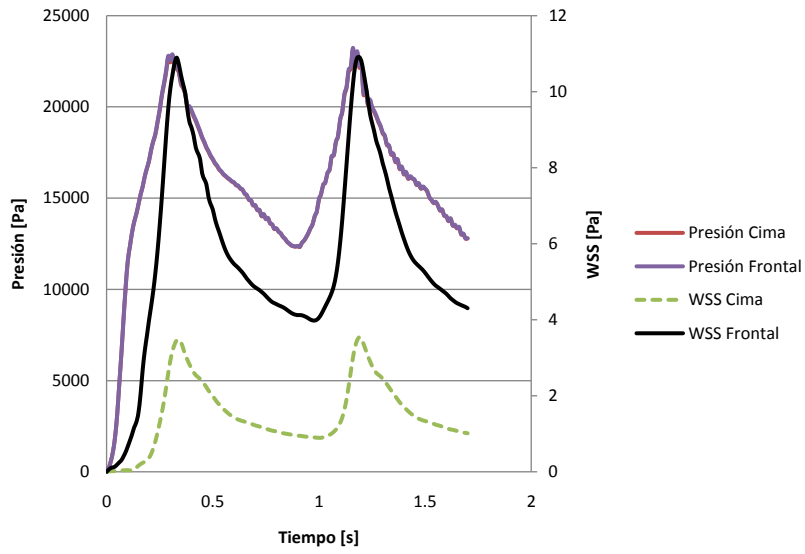


Figura A.34: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.17 Caso 17

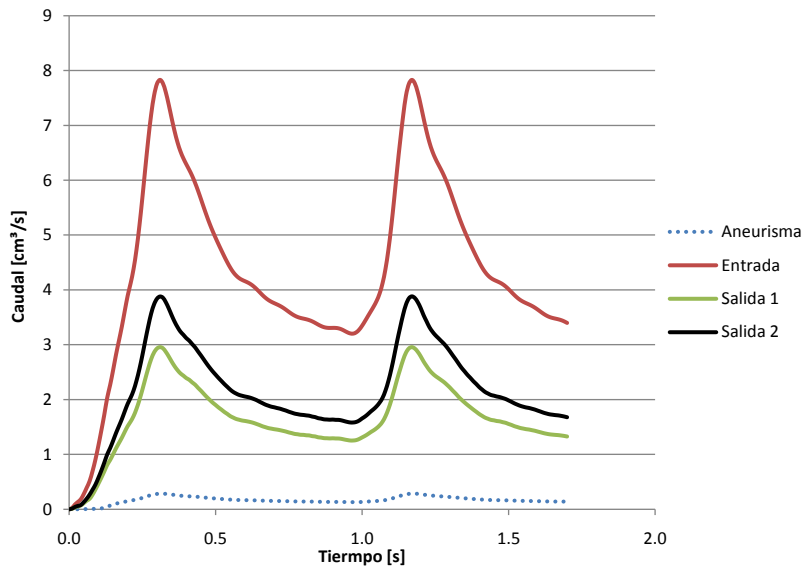


Figura A.35: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

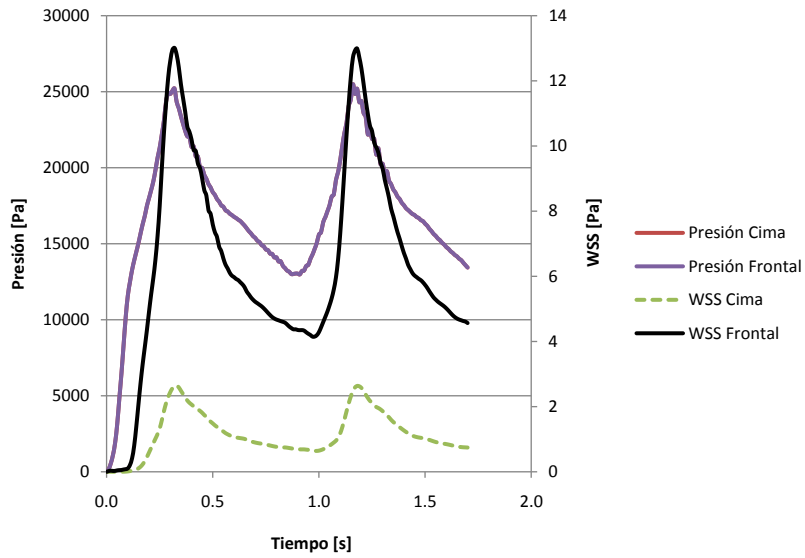


Figura A.36: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.18 Caso 18

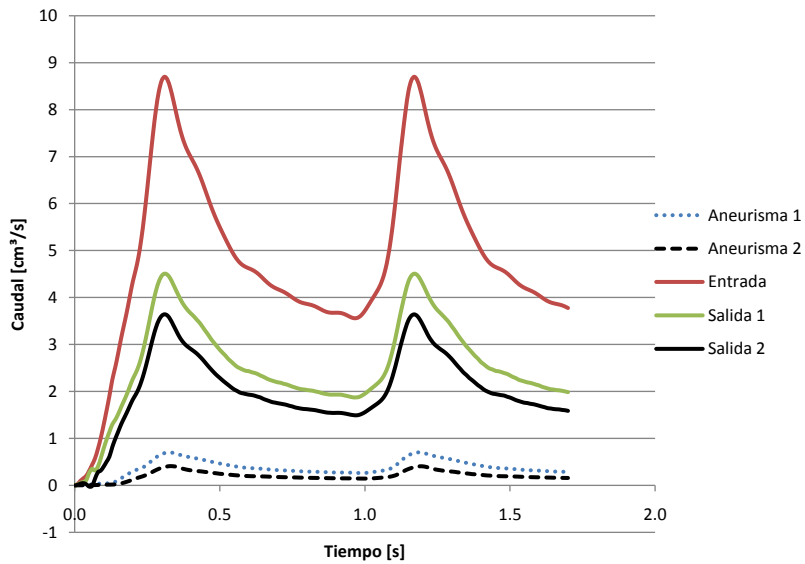


Figura A.37: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

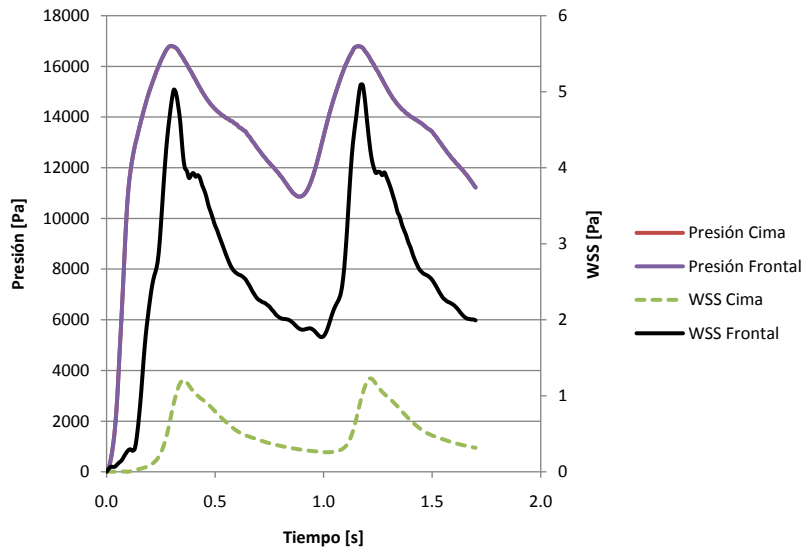


Figura A.38: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

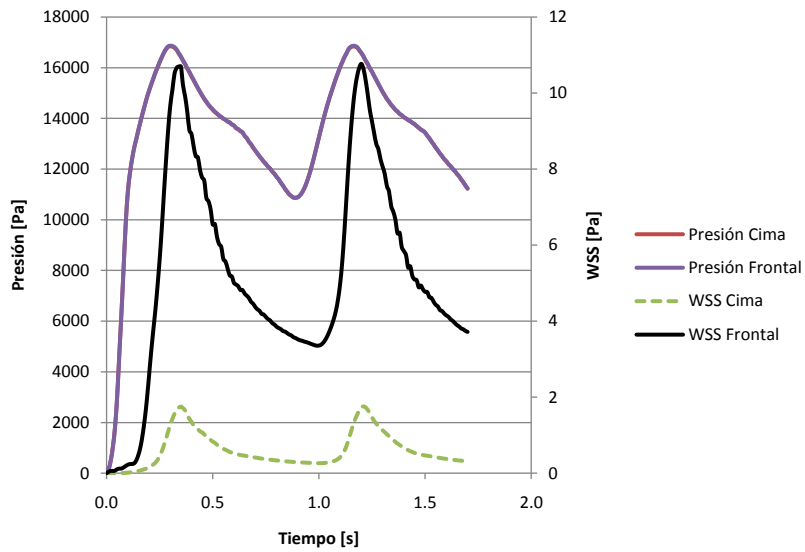


Figura A.39: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.19 Caso 19

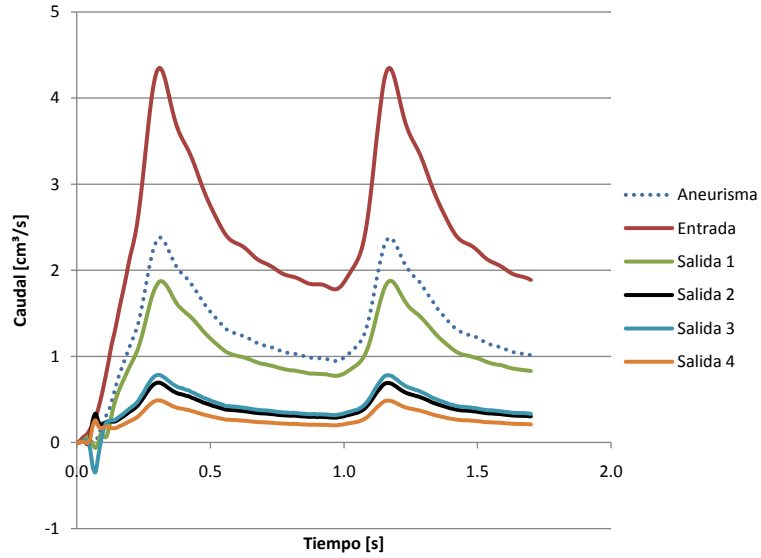


Figura A.40: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

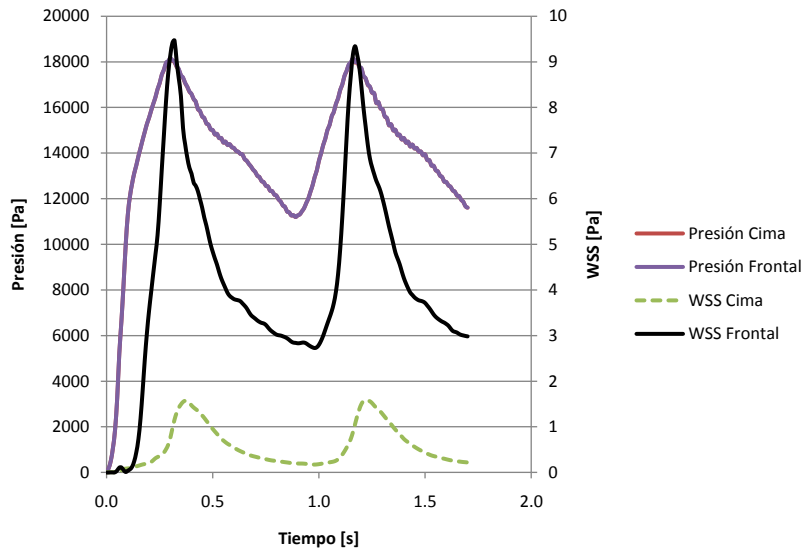


Figura A.41: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.20 Caso 20

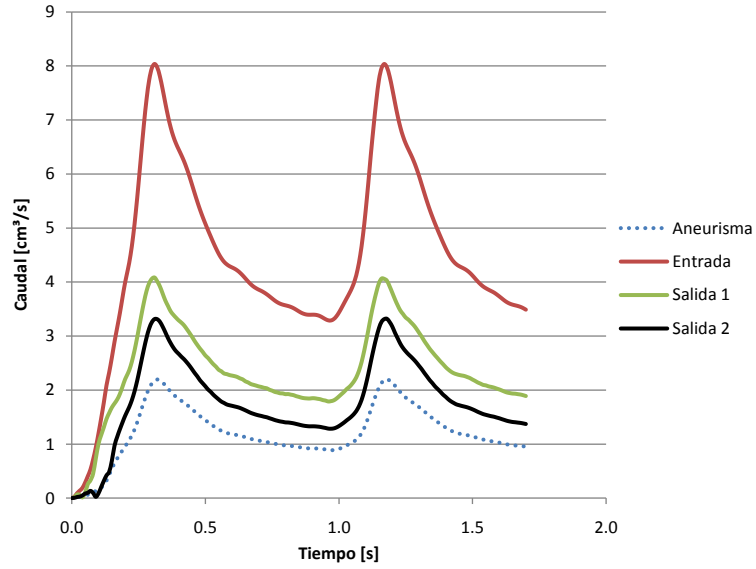


Figura A.42: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

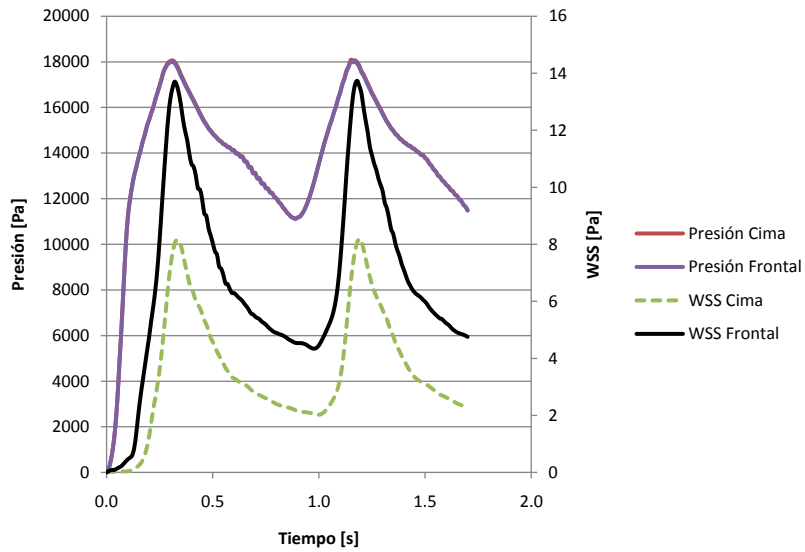


Figura A.43: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona frontal del aneurisma

A.21 Caso 21

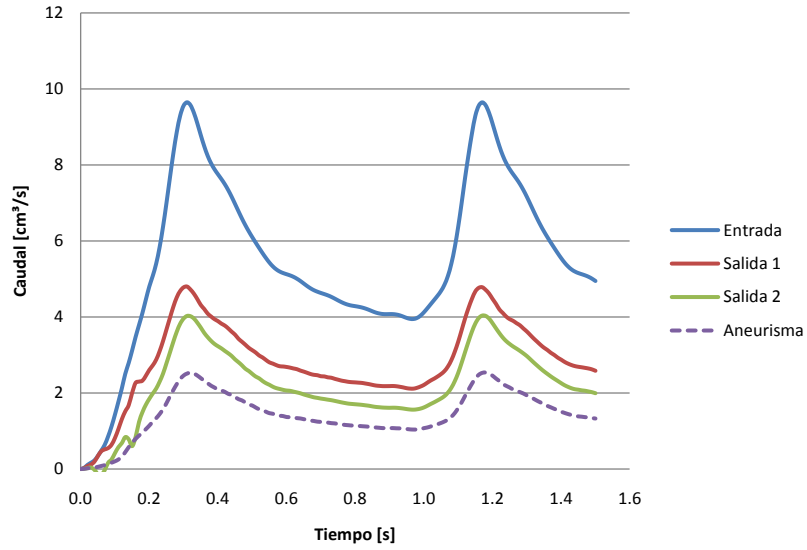


Figura A.44: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

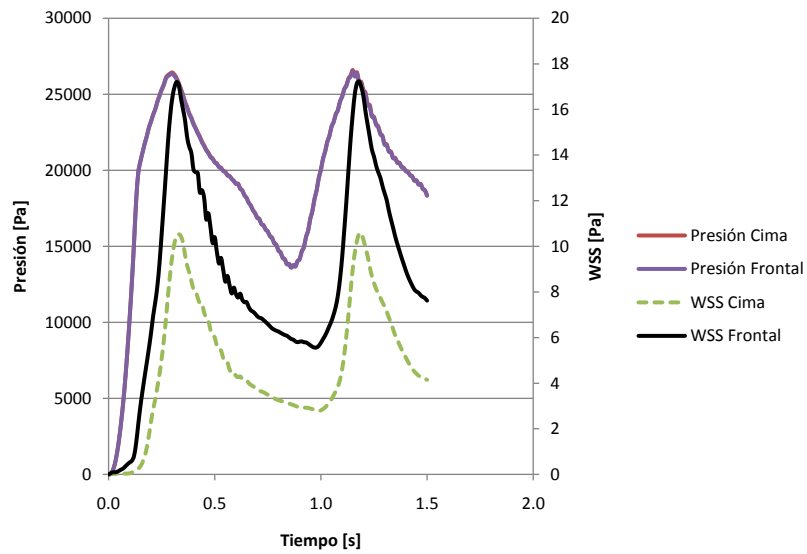


Figura A.45: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.22 Caso 22

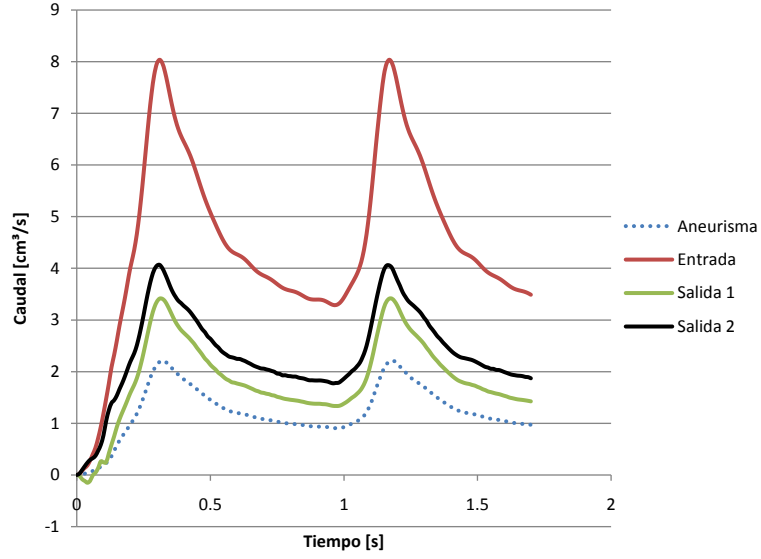


Figura A.46: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

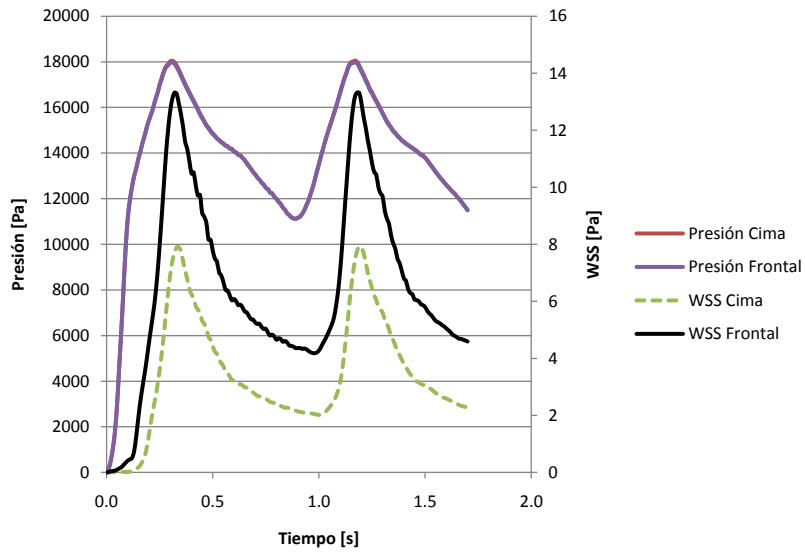


Figura A.47: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

A.23 Caso 23

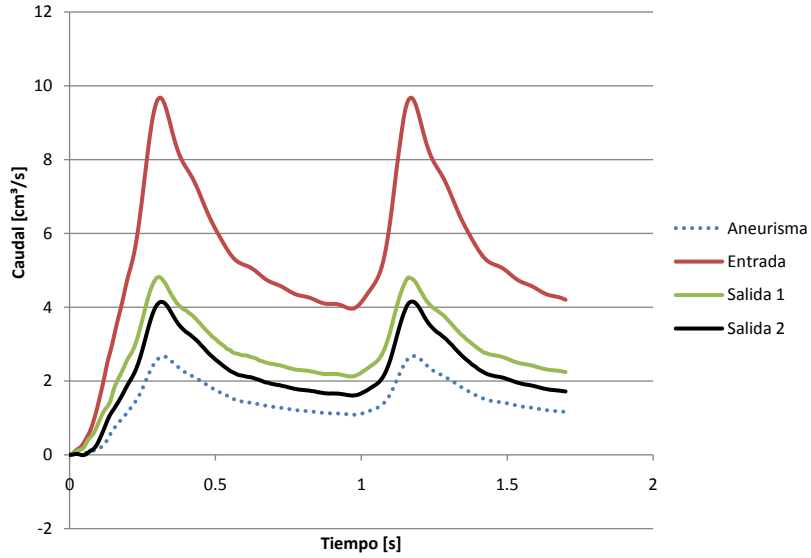


Figura A.48: Gráfico de caudales de entrada, salida de la geometría y entrada al aneurisma

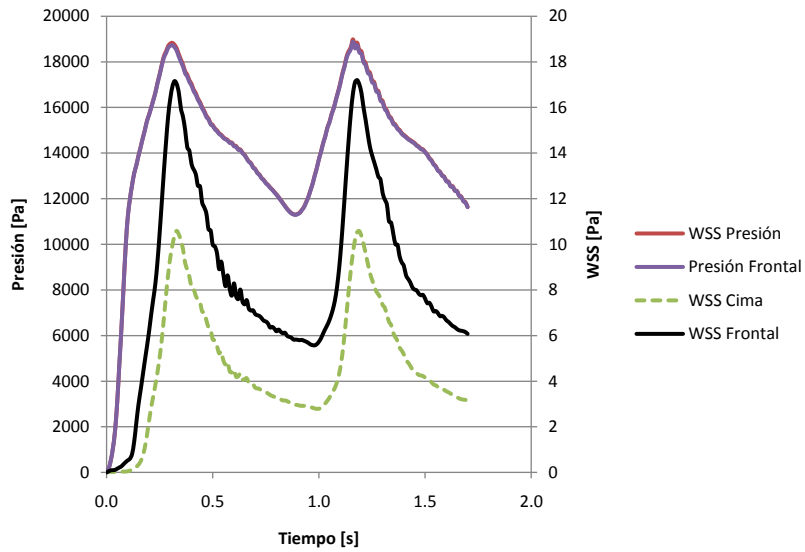


Figura A.49: Gráfico de presión y WSS en la cima y zona fronal del aneurisma

CARACTERIZACIÓN FLUIDO-DINÁMICA PARA SÍSTOLE Y DIÁSTOLE

En esta sección se presentan gráficos de bandas de la geometrías completas y de 3 planos de cortes, longitudinal, transversal y cuello del aneurisma. En la geometría completa se grafican las líneas de flujo, Presión y WSS. En el plano de corte longitudinal la viscosidad, velocidad y vorticidad. En el plano de corte transversal la velocidad y vorticidad. En el plano de corte en el cuello la velocidad, vorticidad y la componente normal al plano del vector velocidad.

B.1 Caso 1

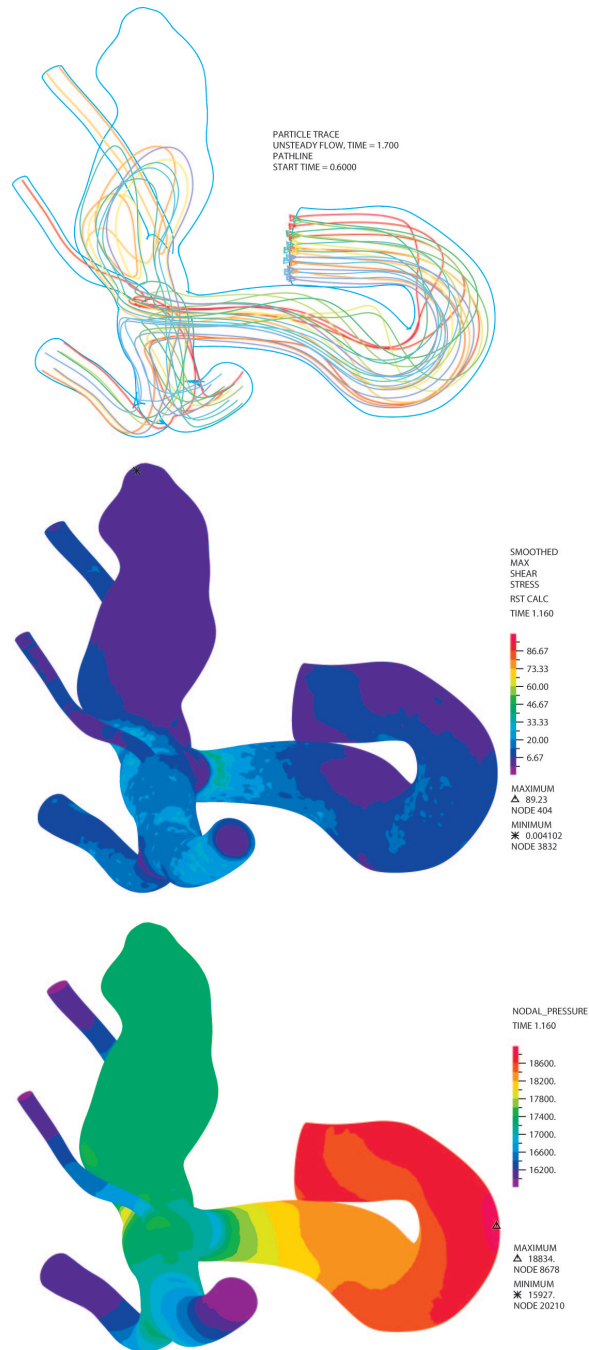


Figura B.1: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

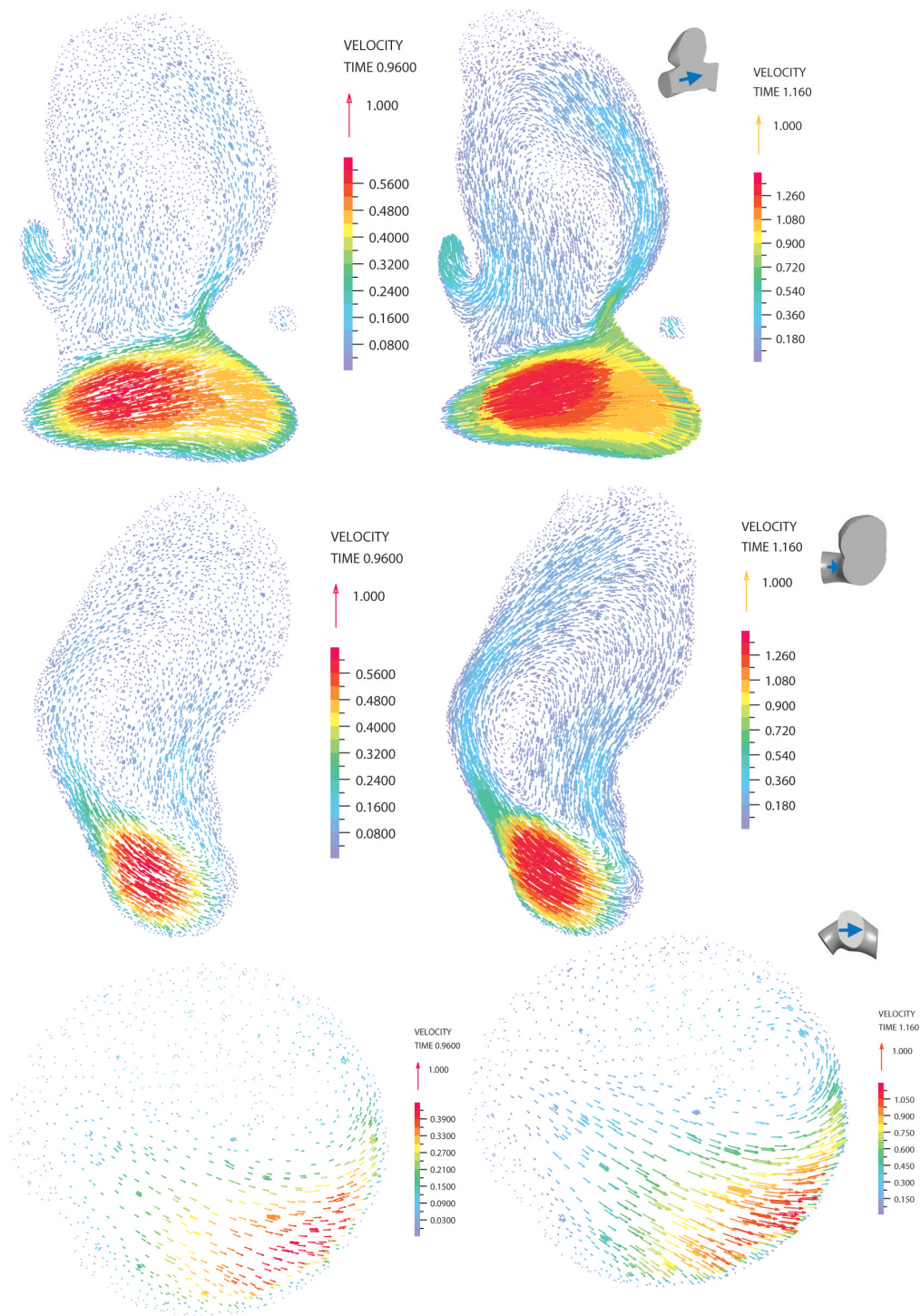


Figura B.2: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

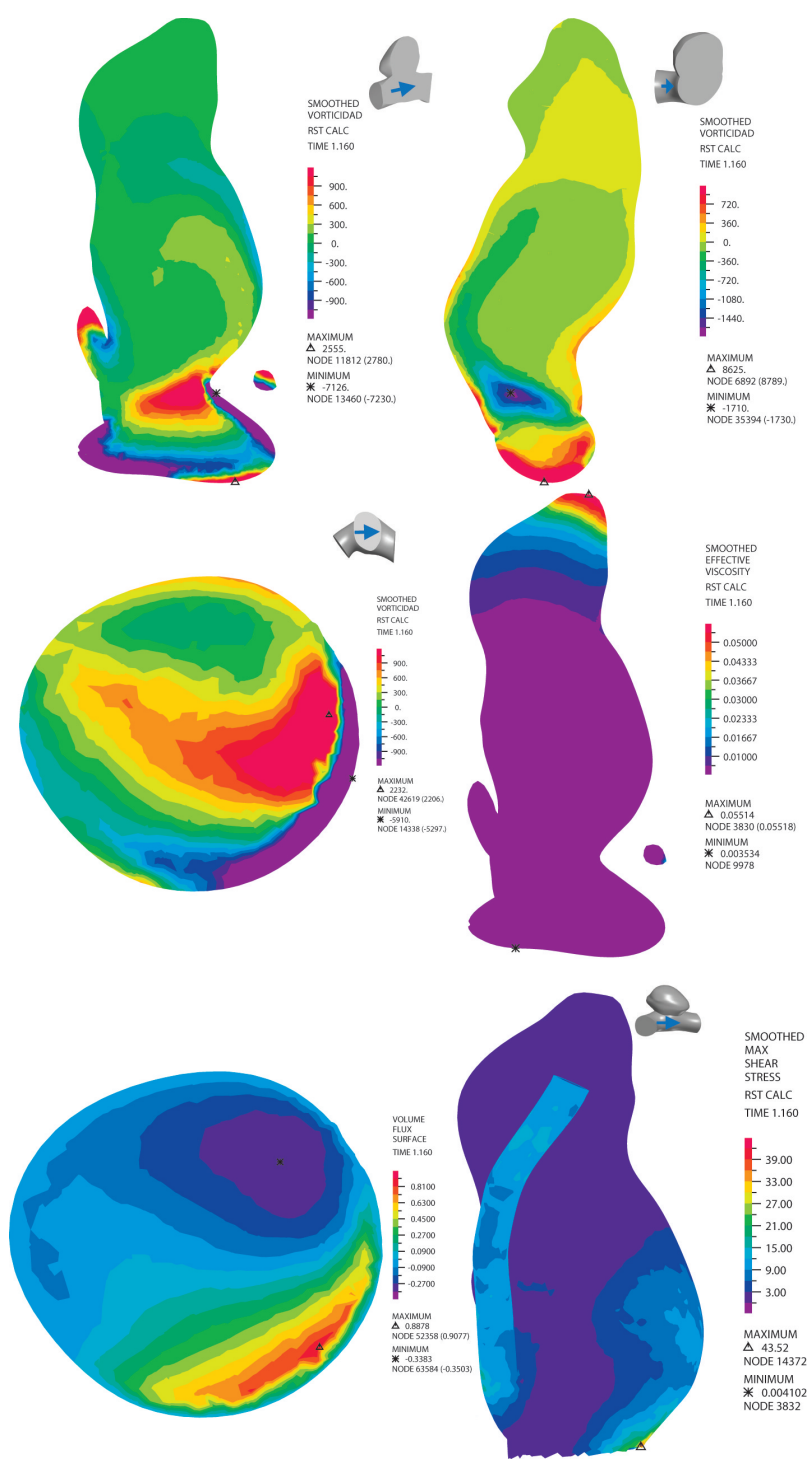


Figura B.3: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.2 Caso 2

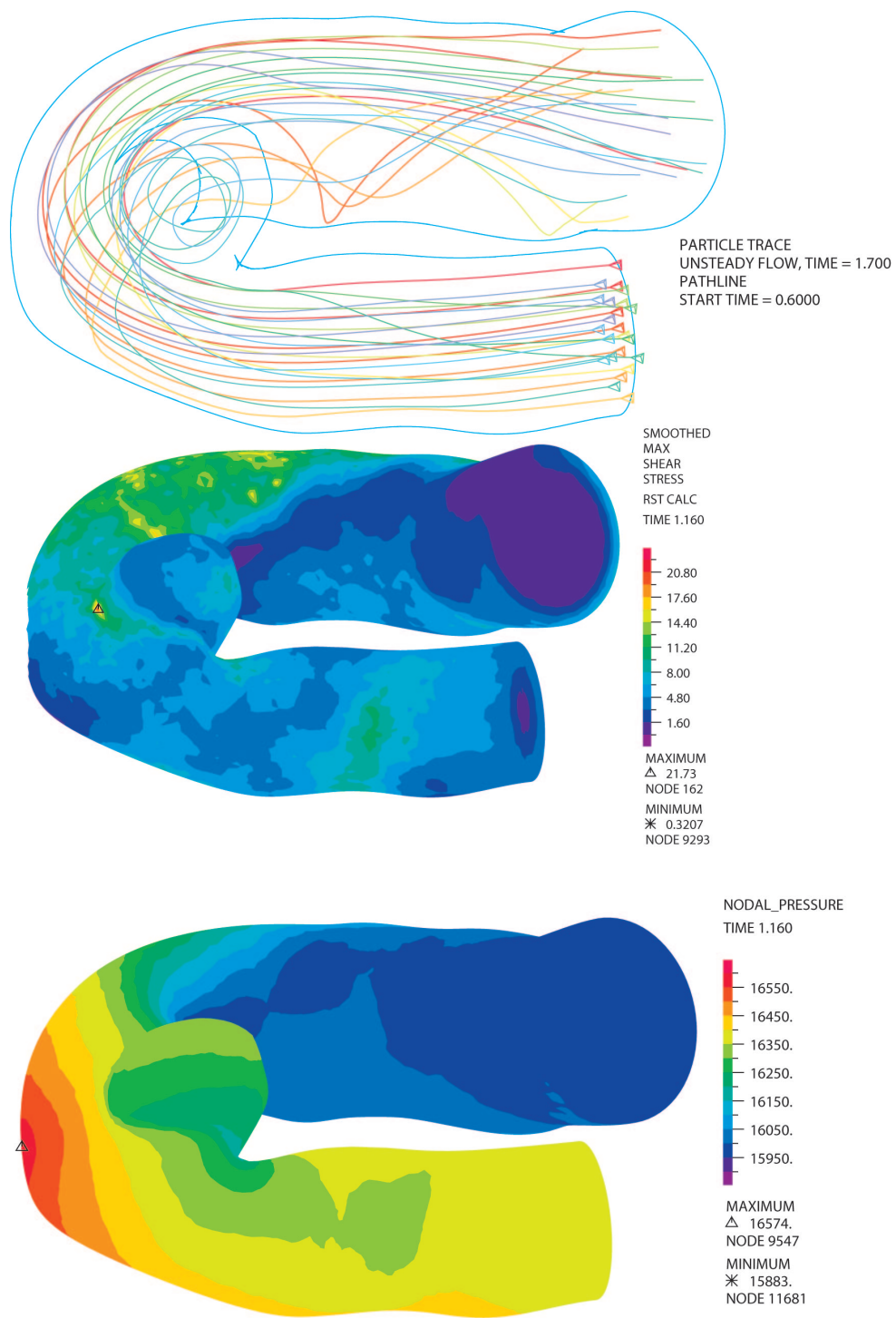


Figura B.4: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

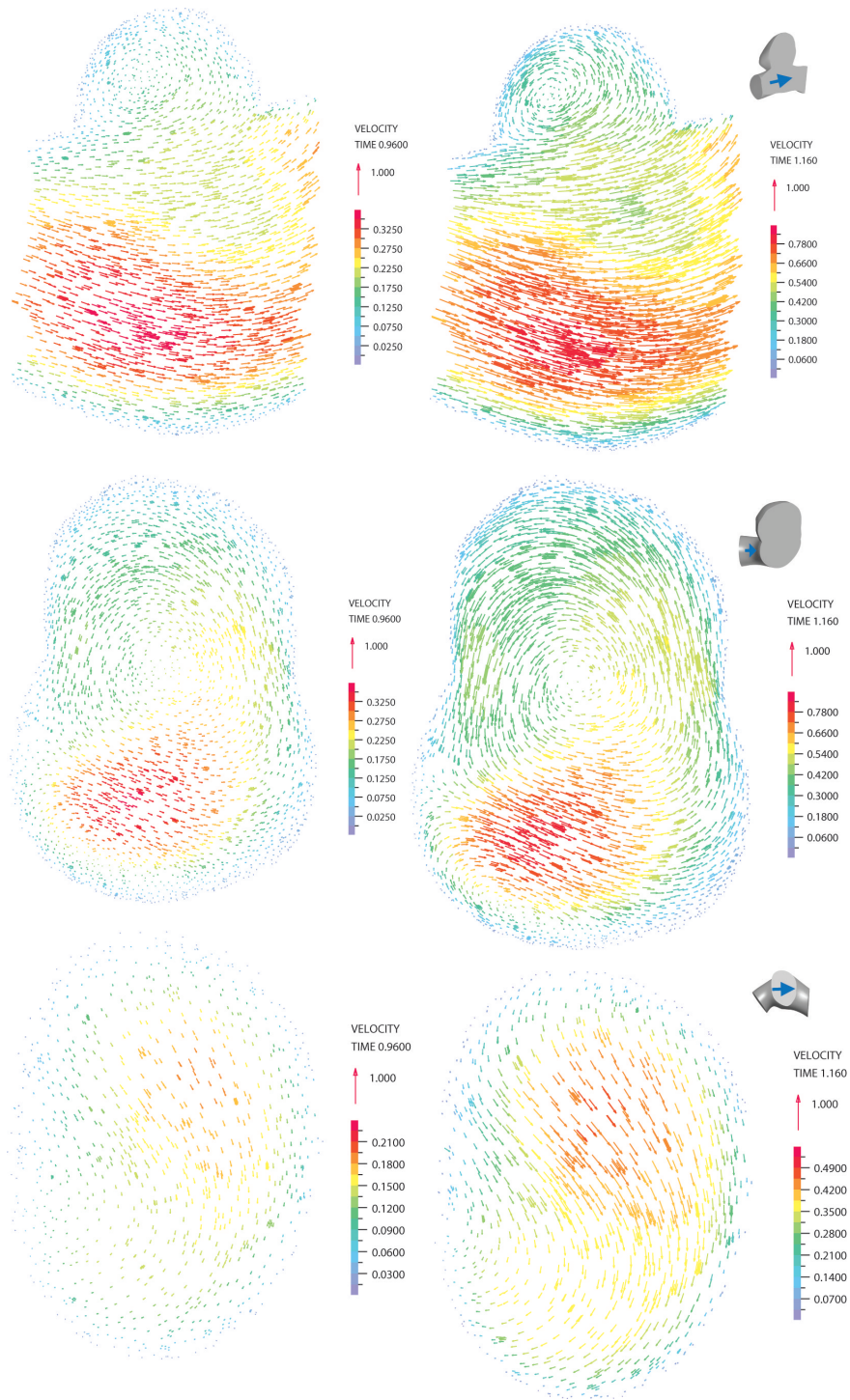


Figura B.5: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

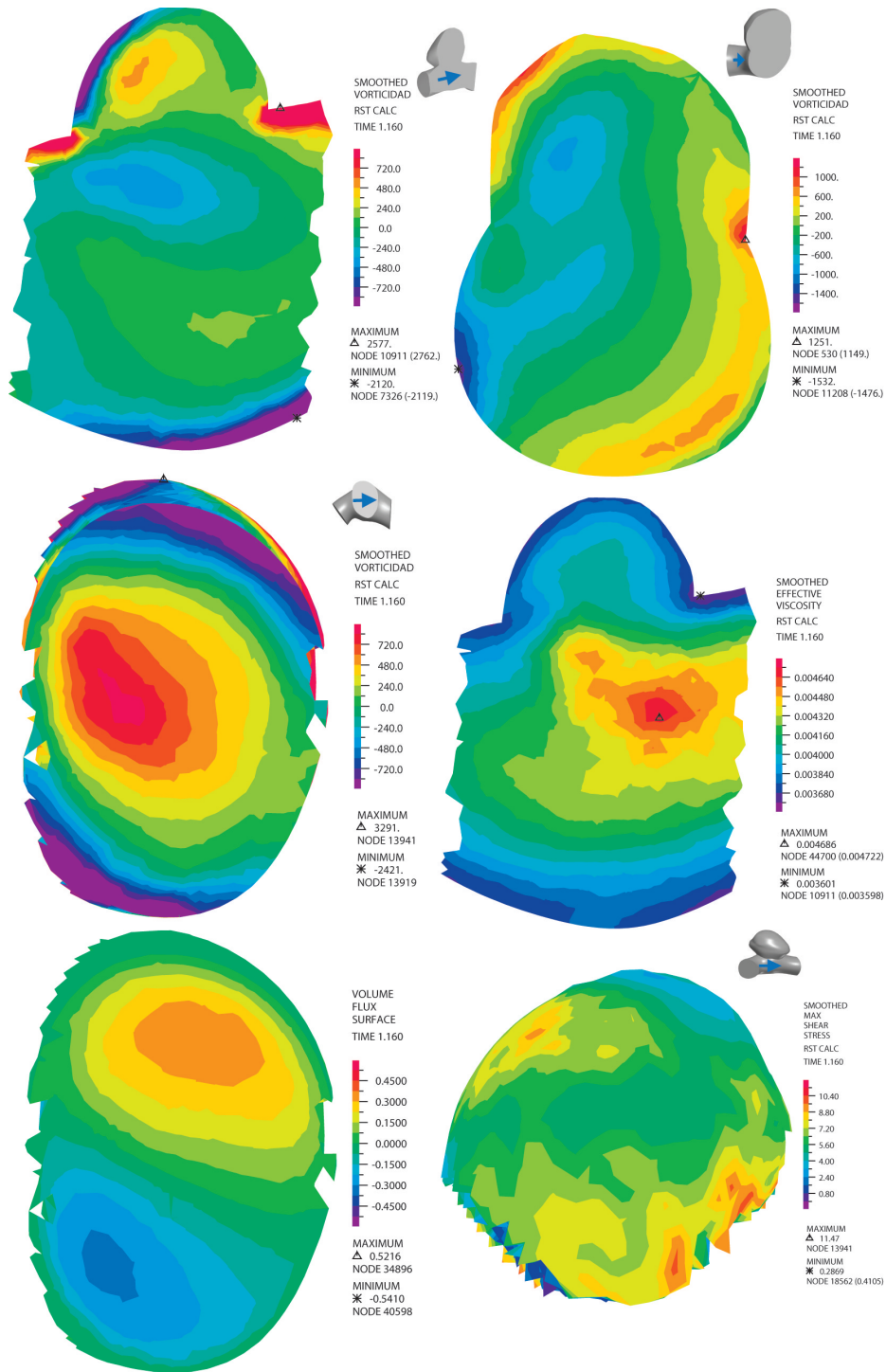


Figura B.6: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.3 Caso 3

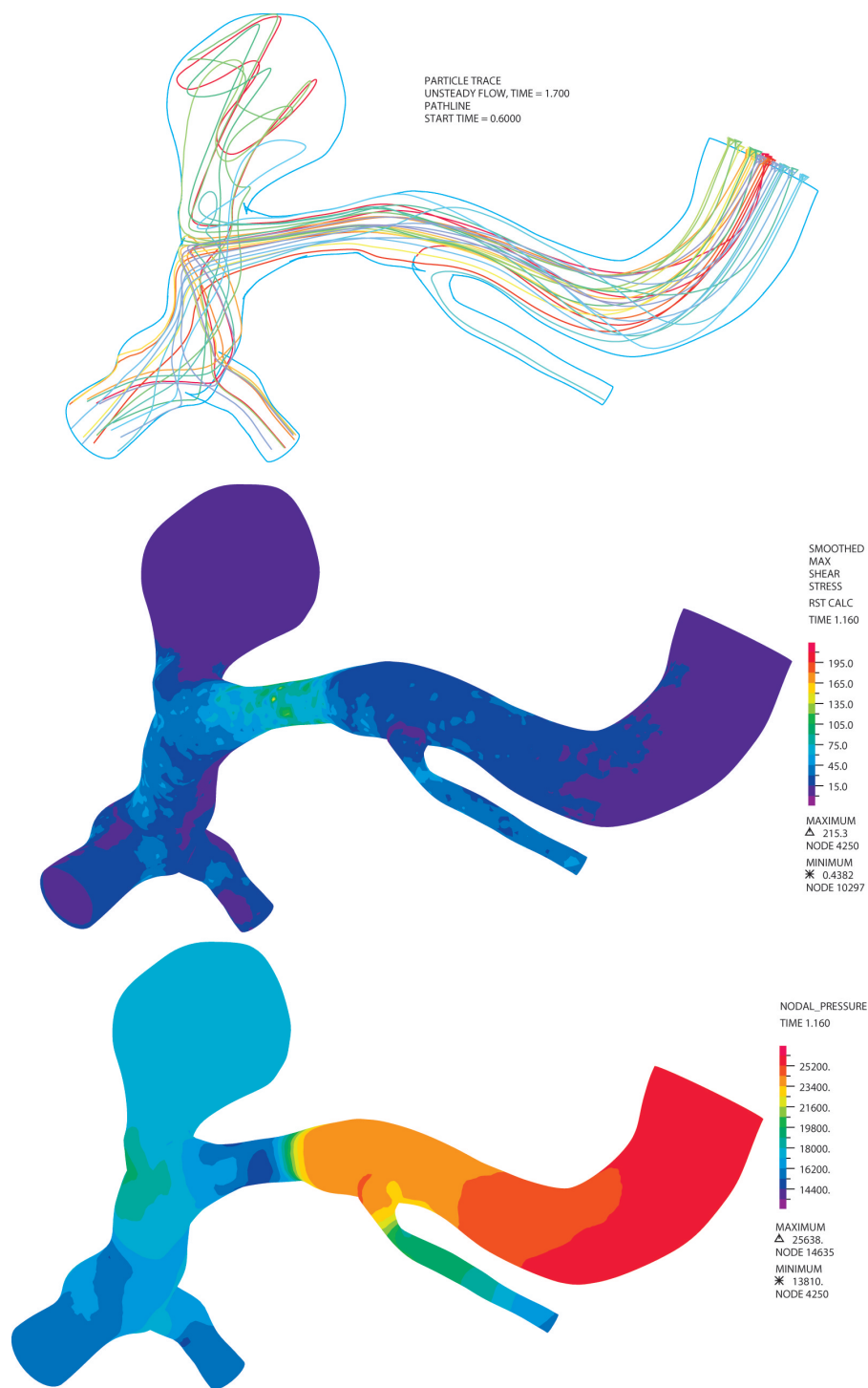


Figura B.7: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

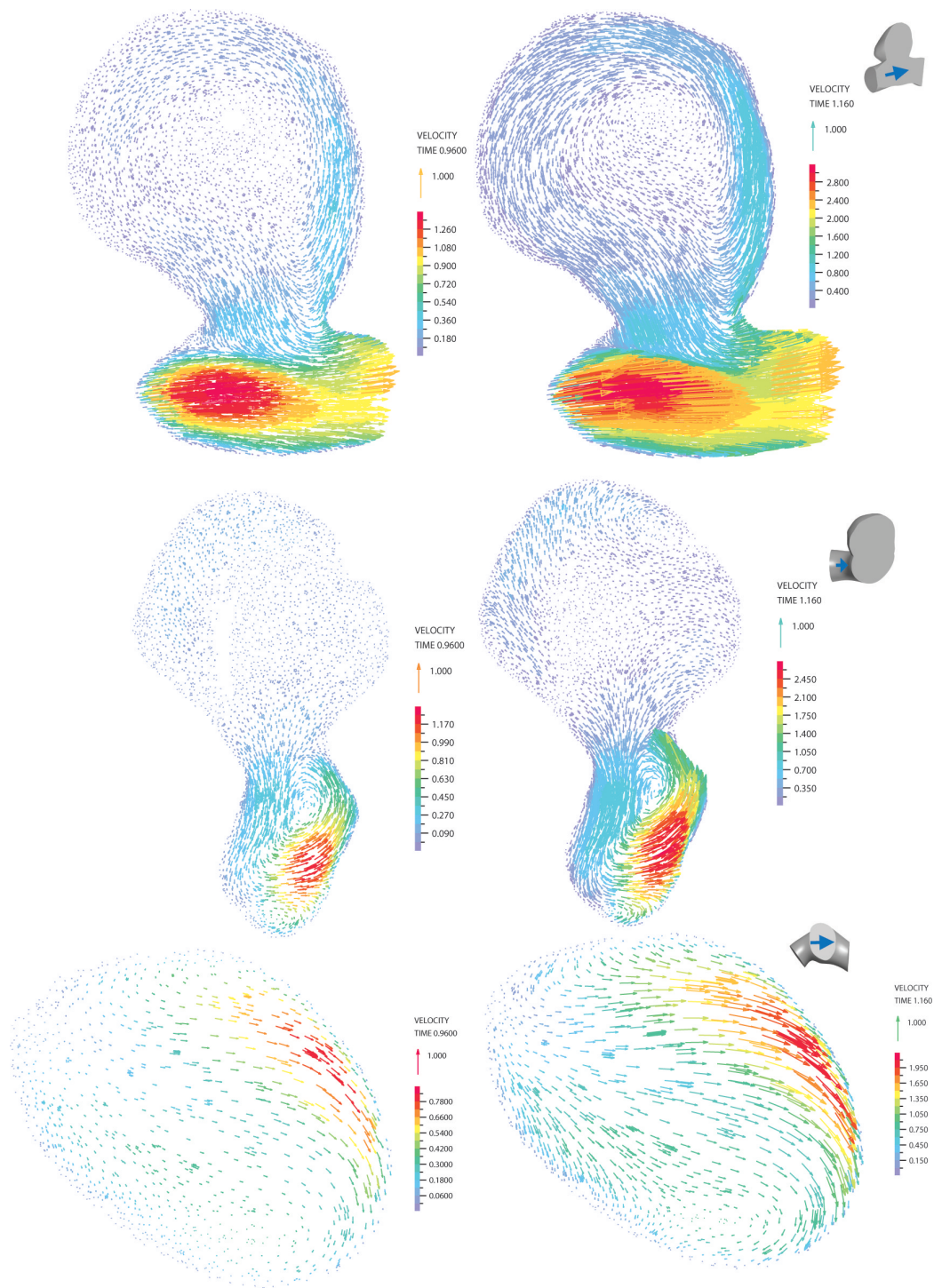


Figura B.8: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

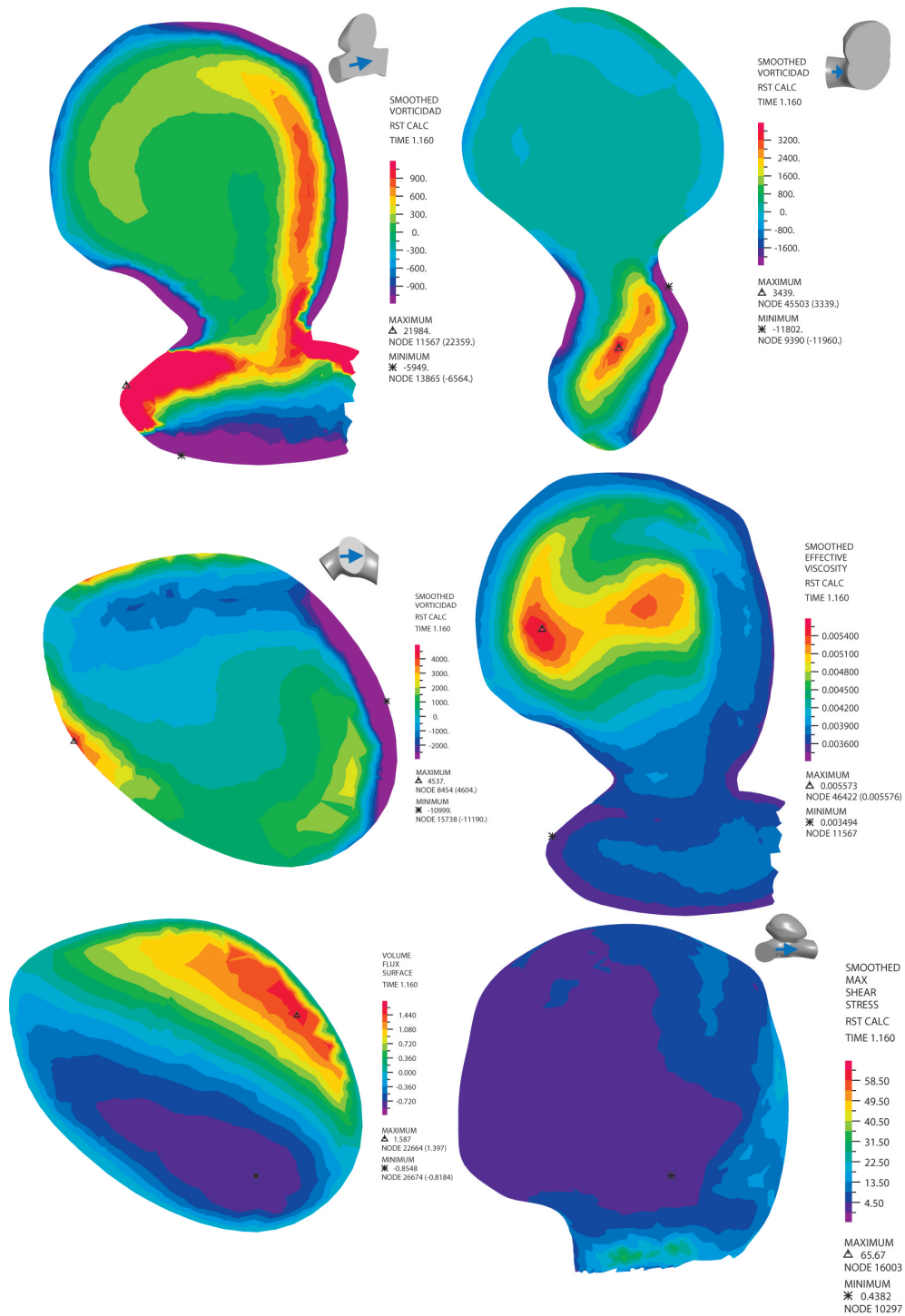


Figura B.9: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.4 Caso 4

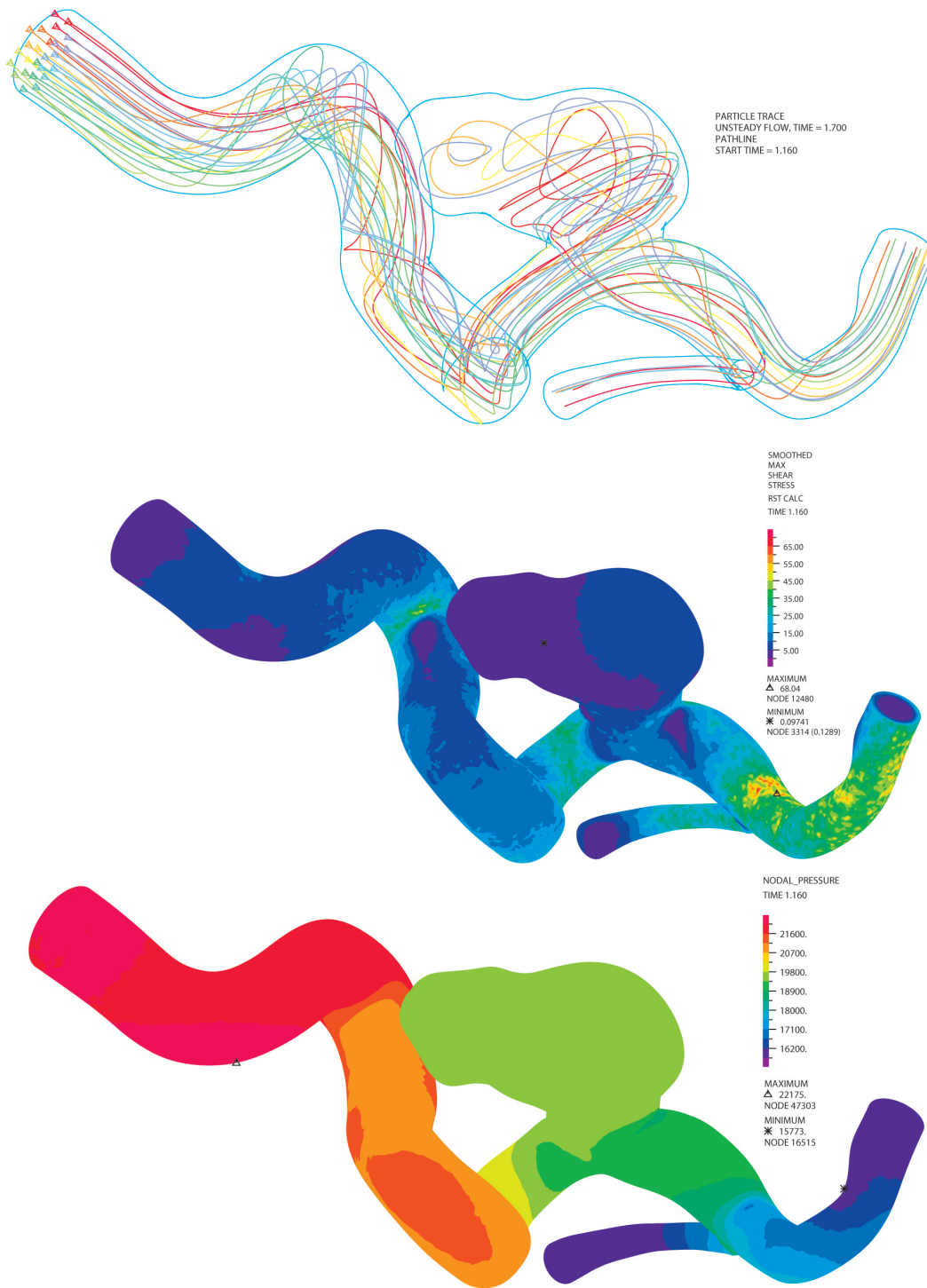


Figura B.10: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

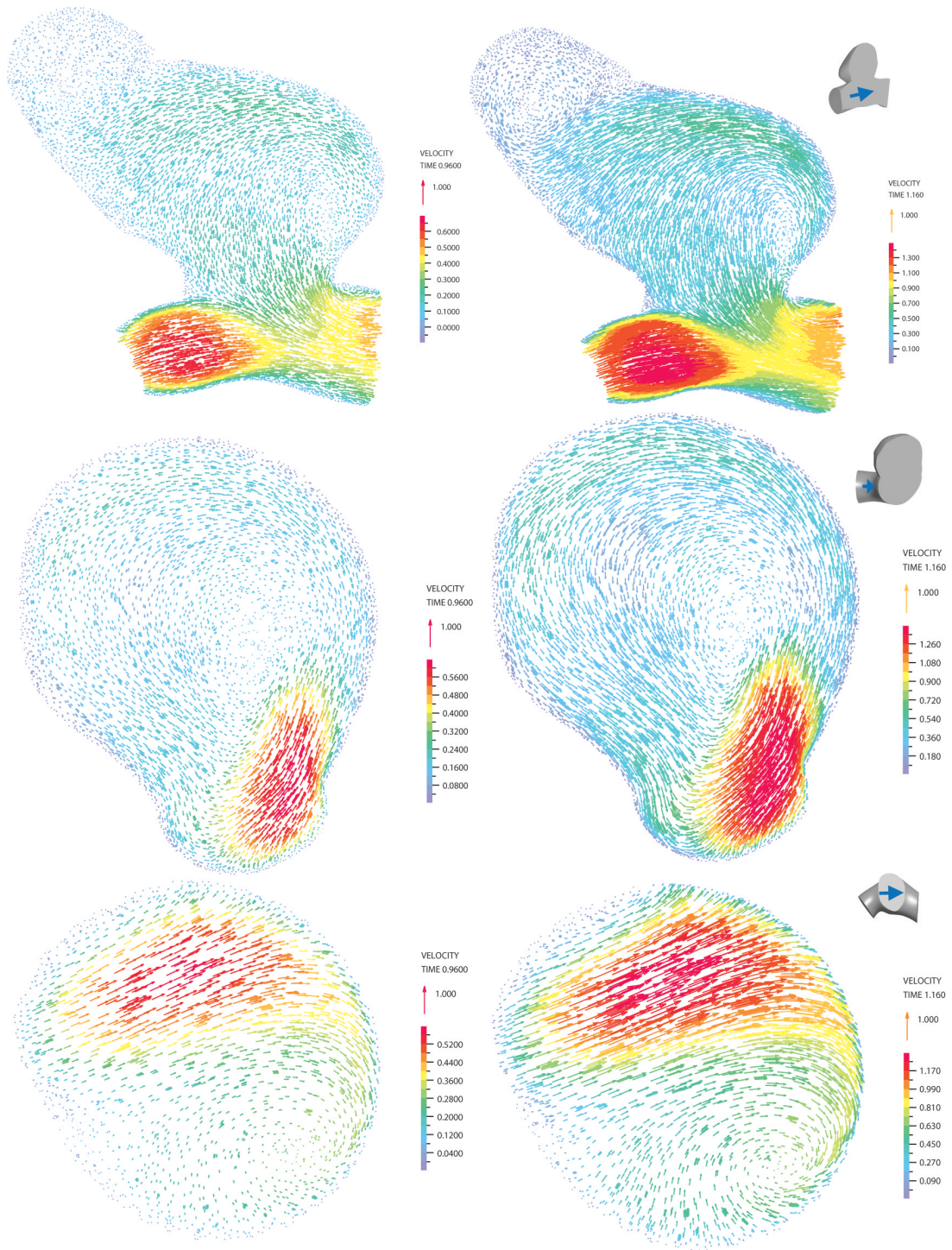


Figura B.11: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

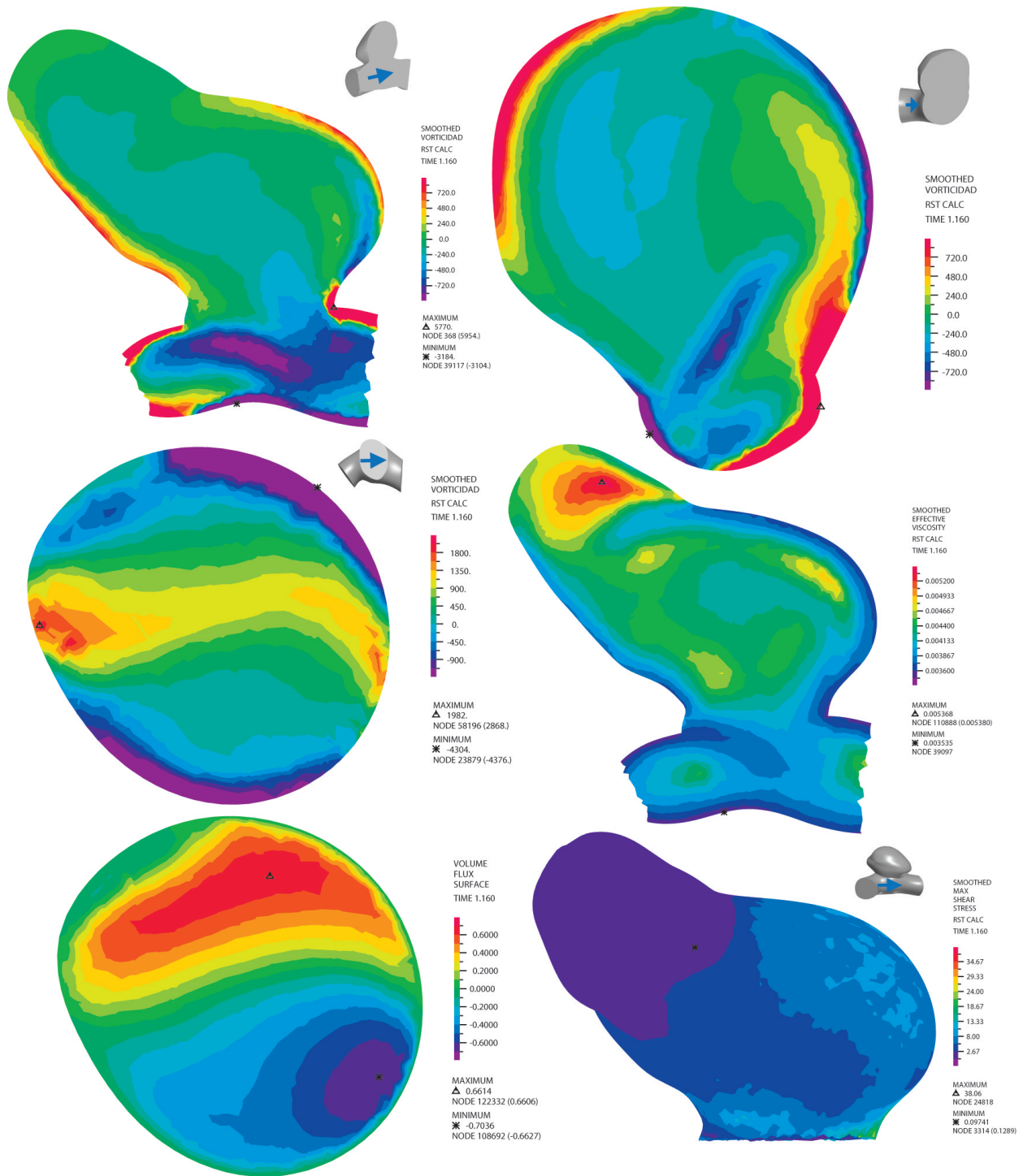


Figura B.12: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.5 Caso 5

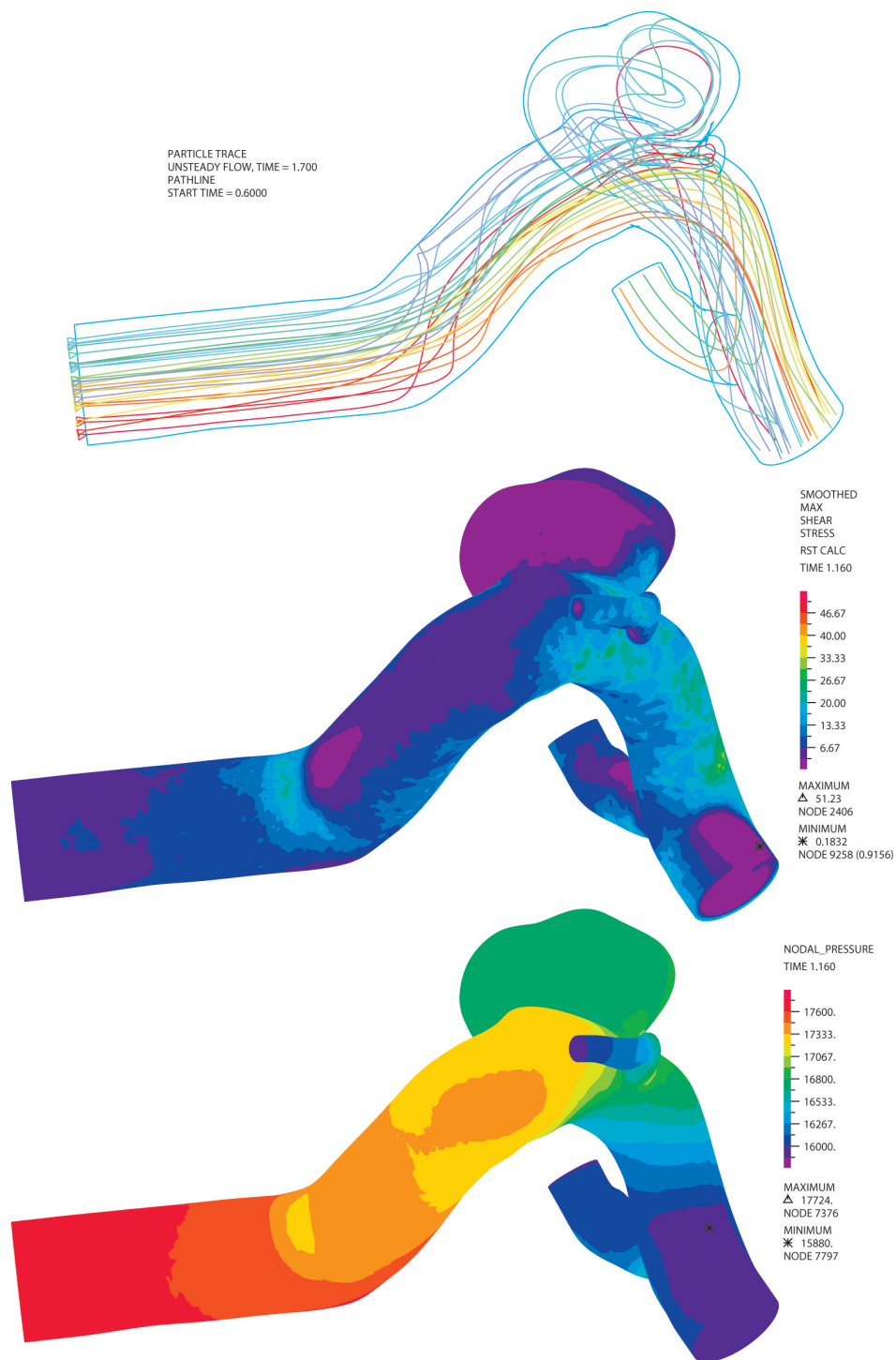


Figura B.13: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

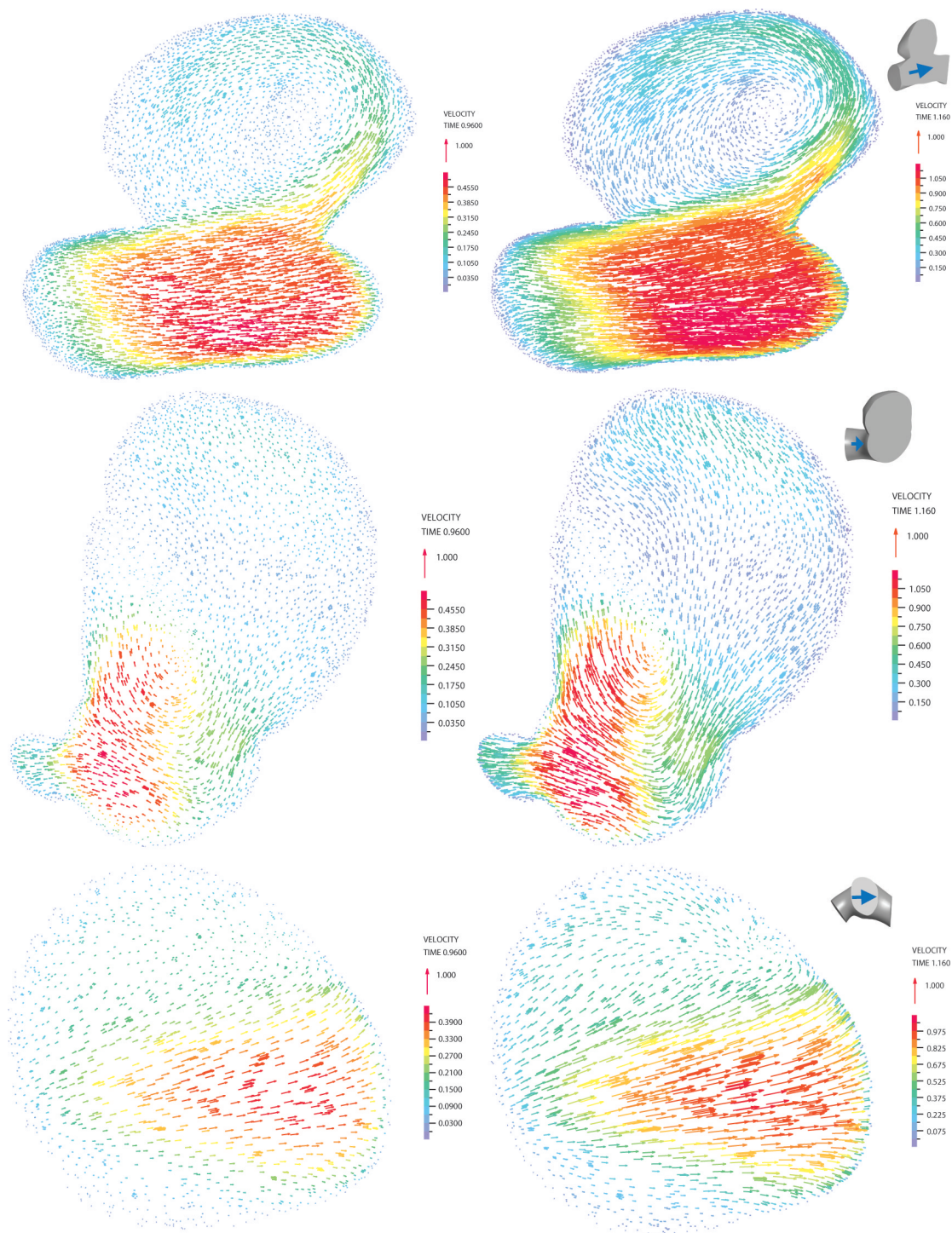


Figura B.14: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

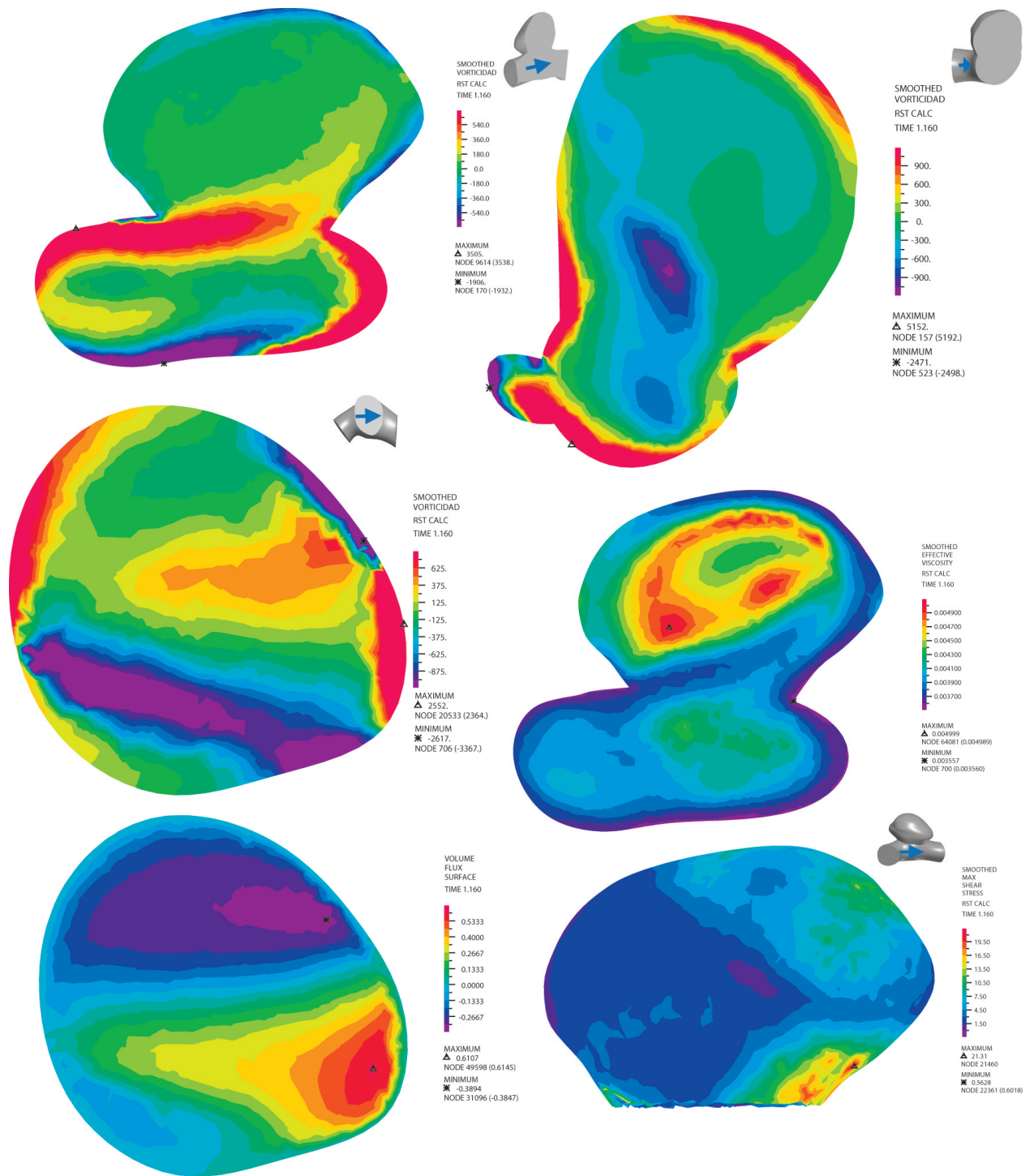


Figura B.15: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.6 Caso 6

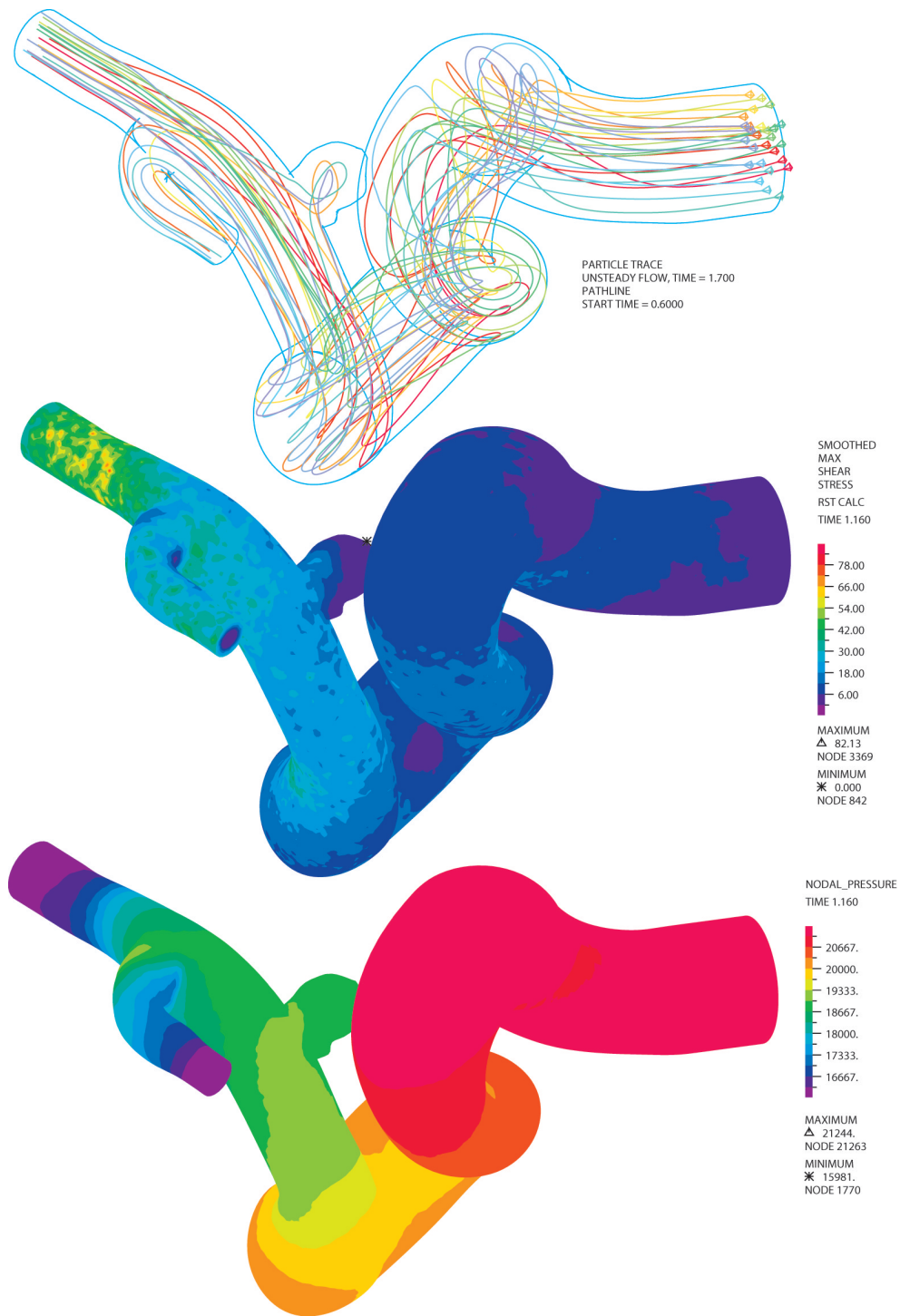


Figura B.16: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

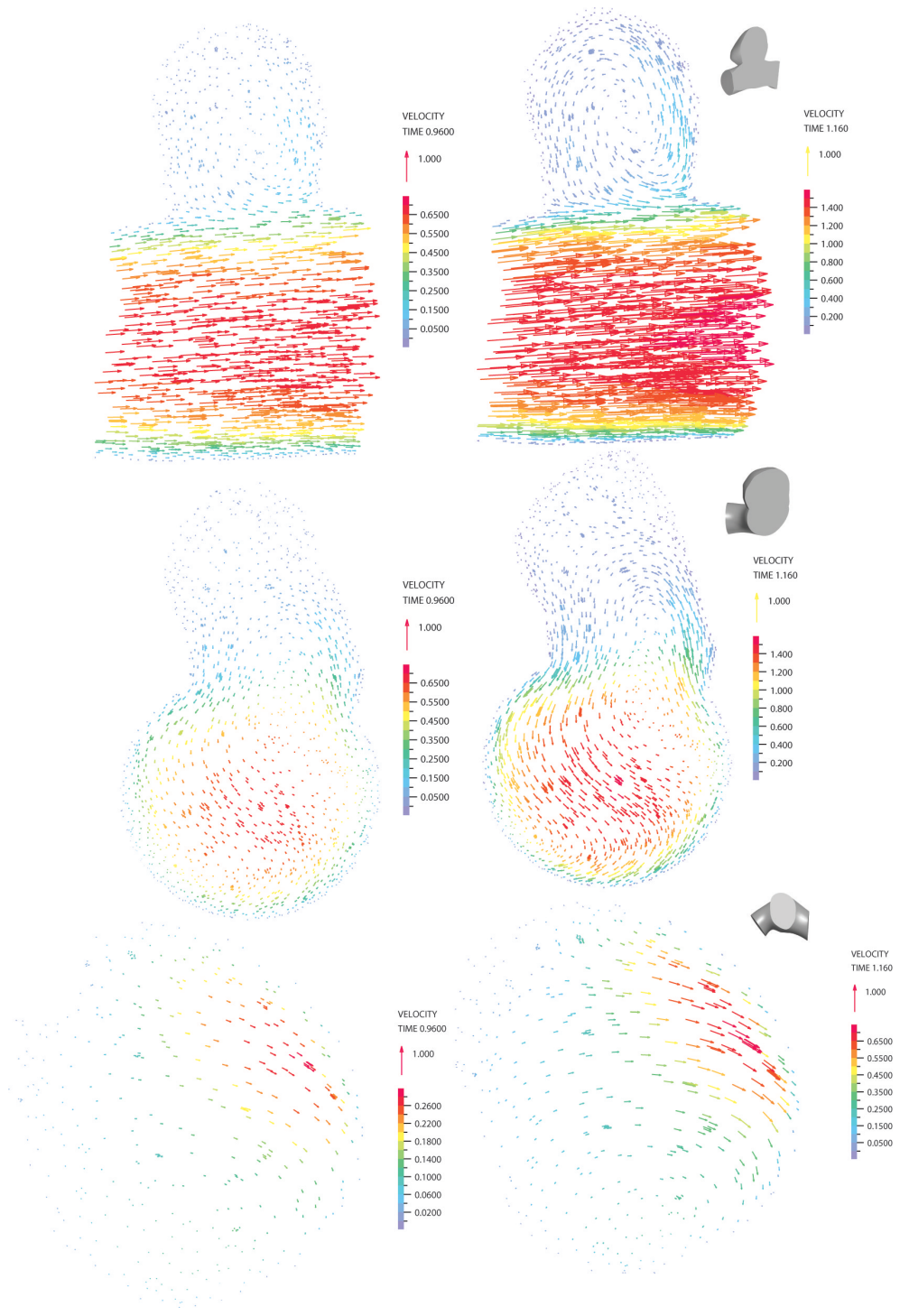


Figura B.17: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

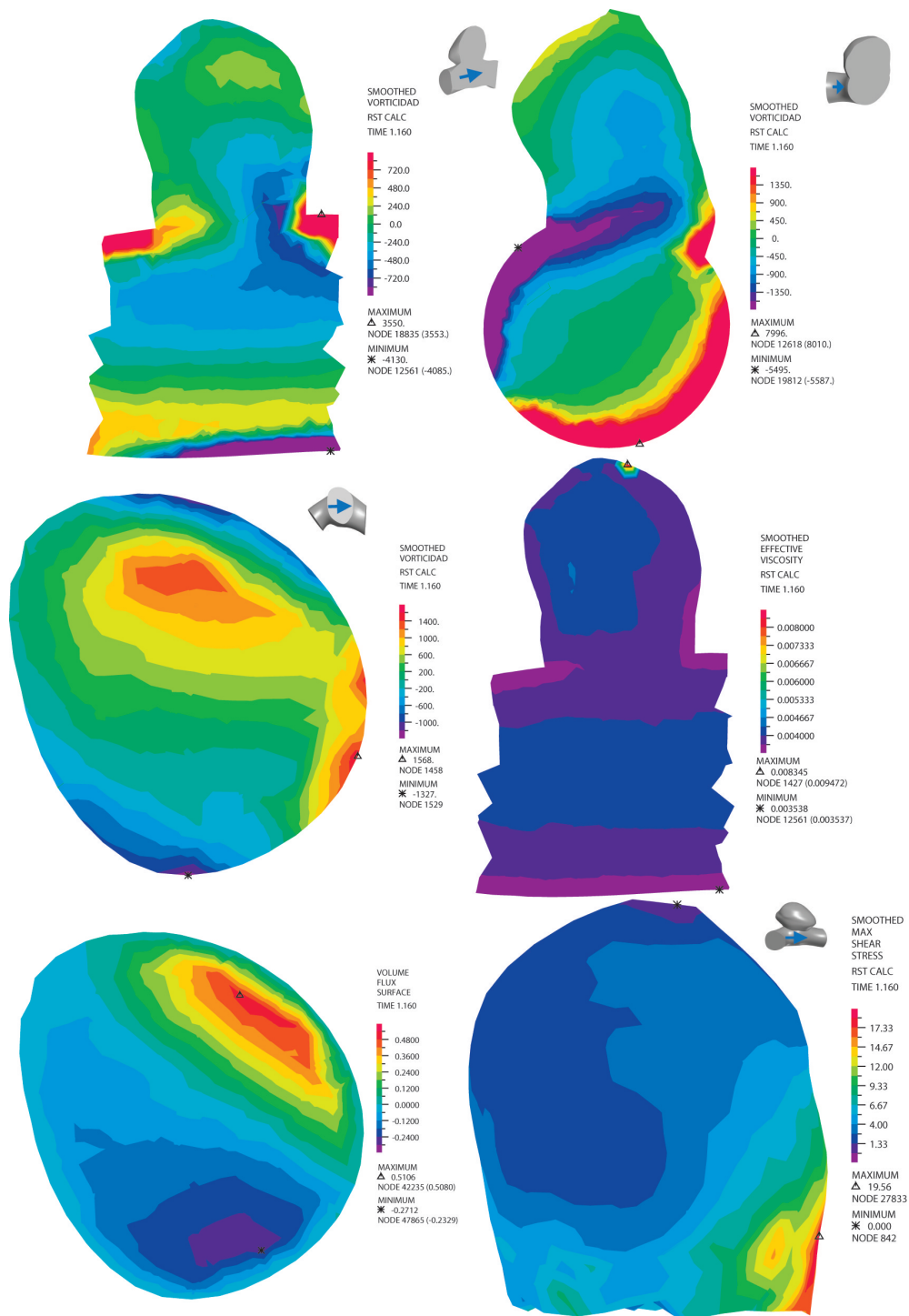


Figura B.18: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte).
Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.7 Caso 7

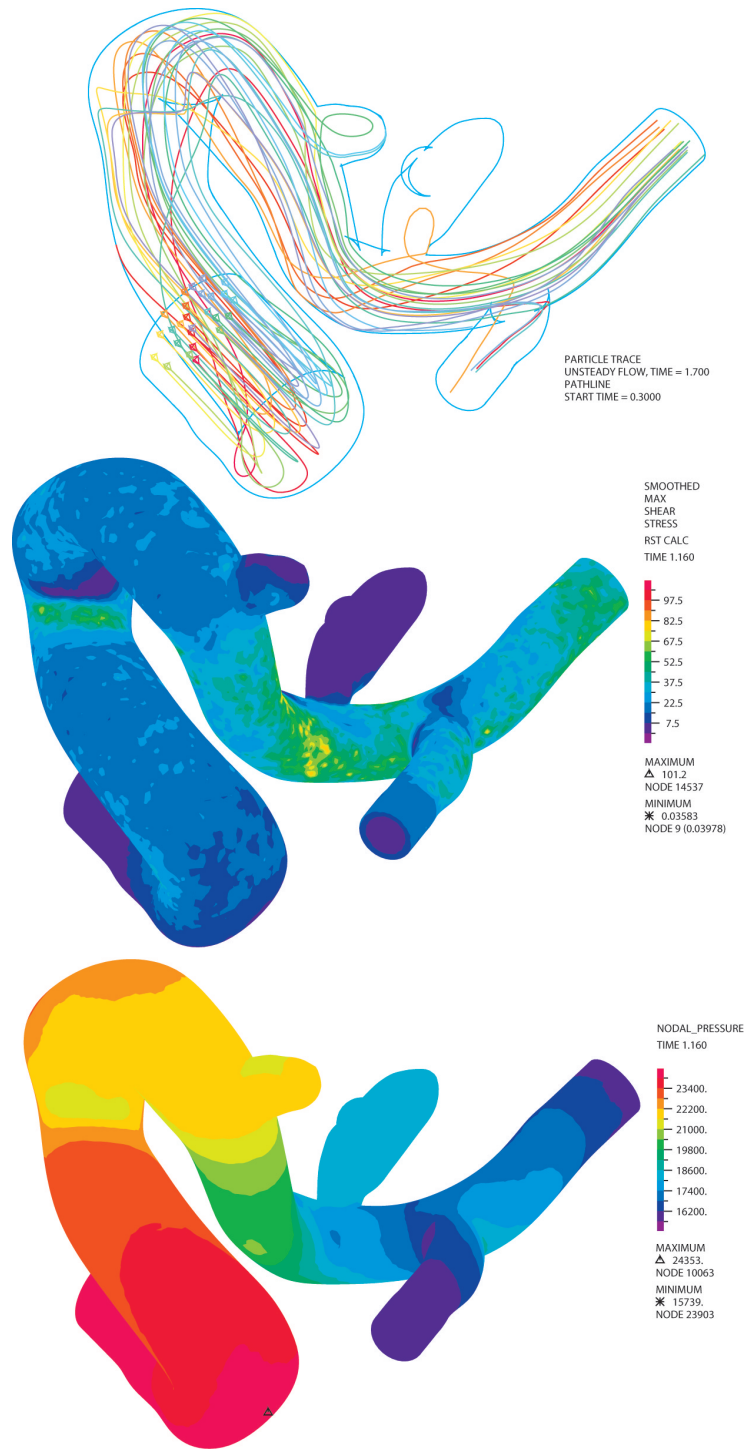


Figura B.19: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

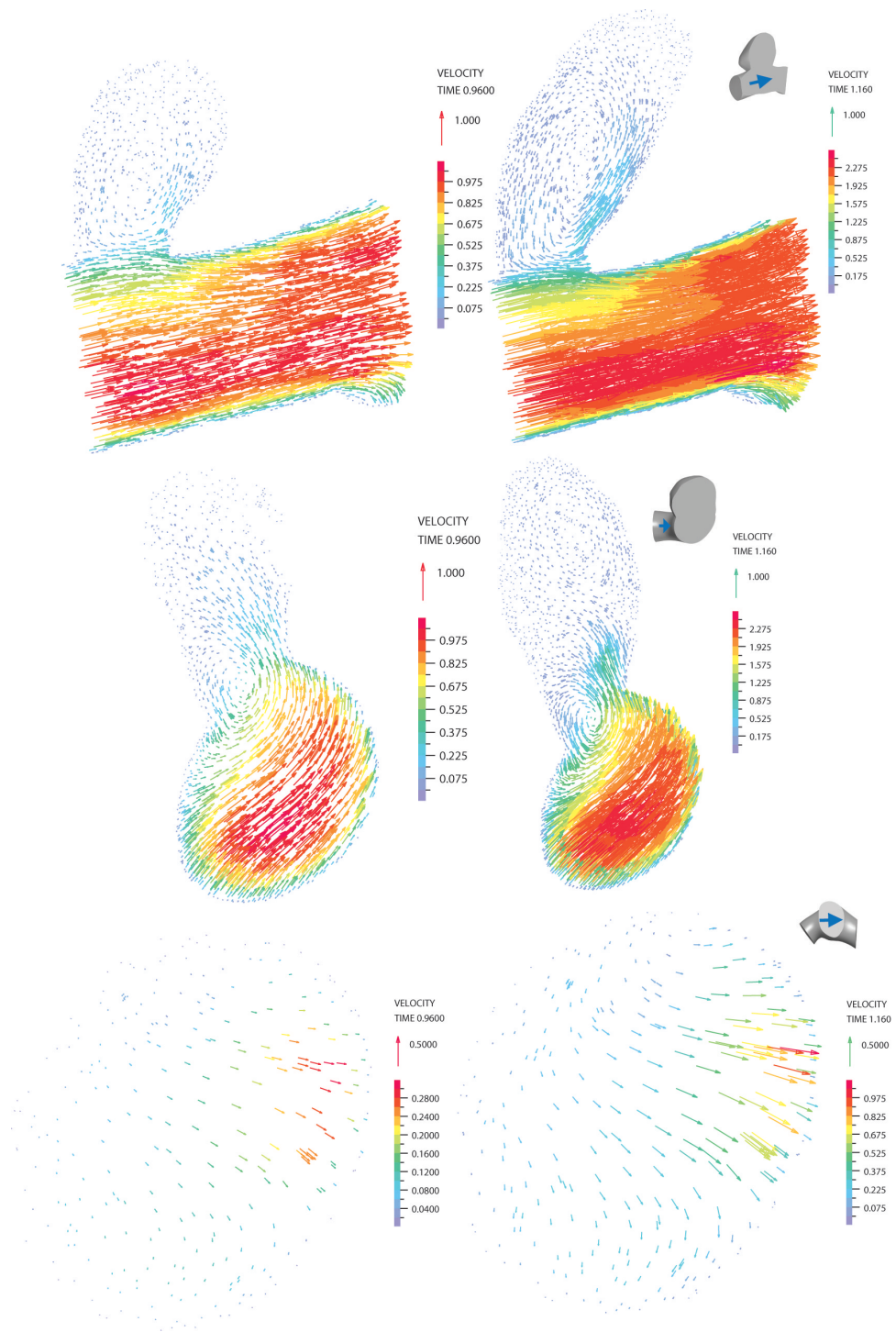


Figura B.20: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

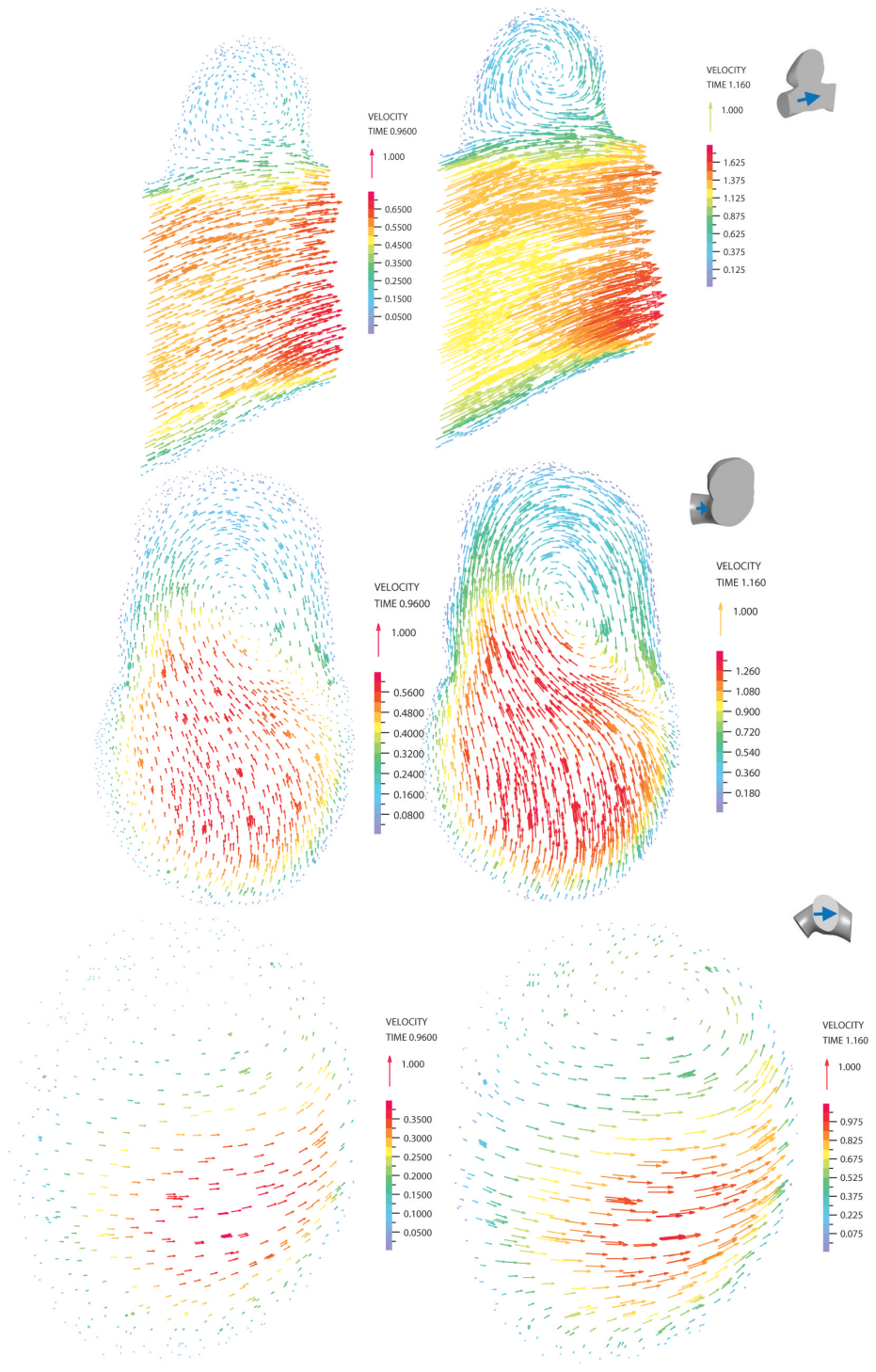


Figura B.21: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

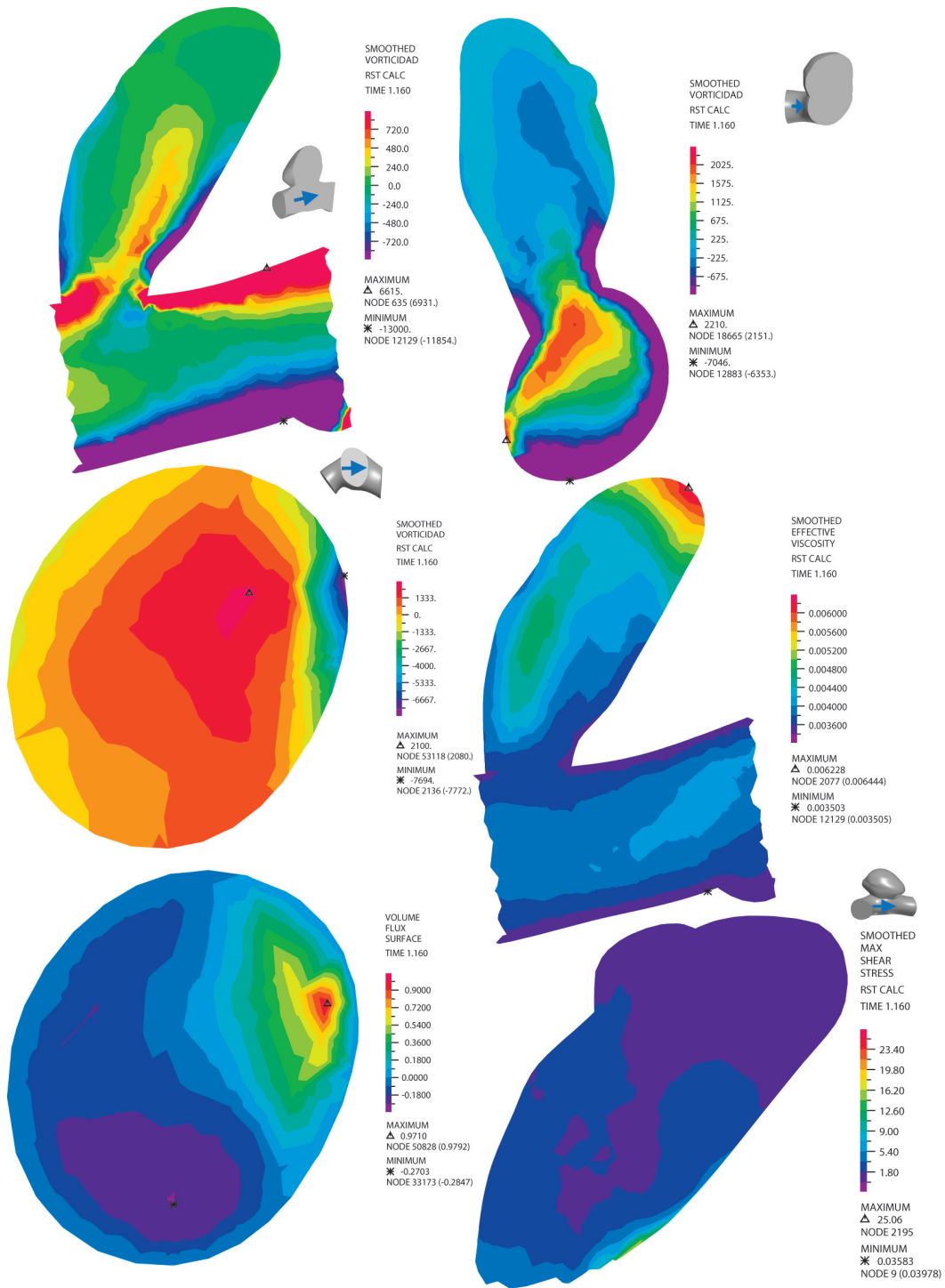


Figura B.22: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

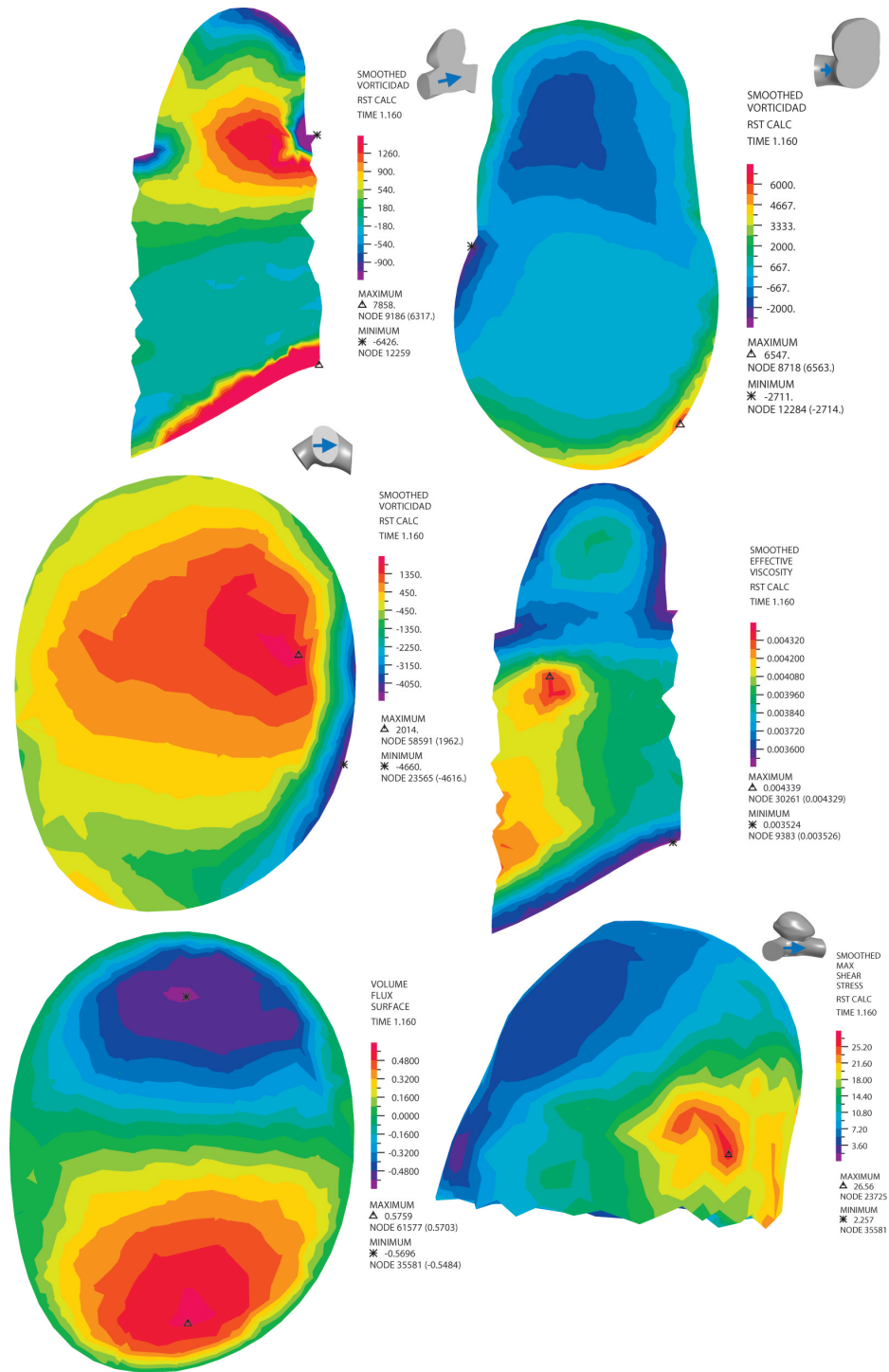


Figura B.23: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.8 Caso 8

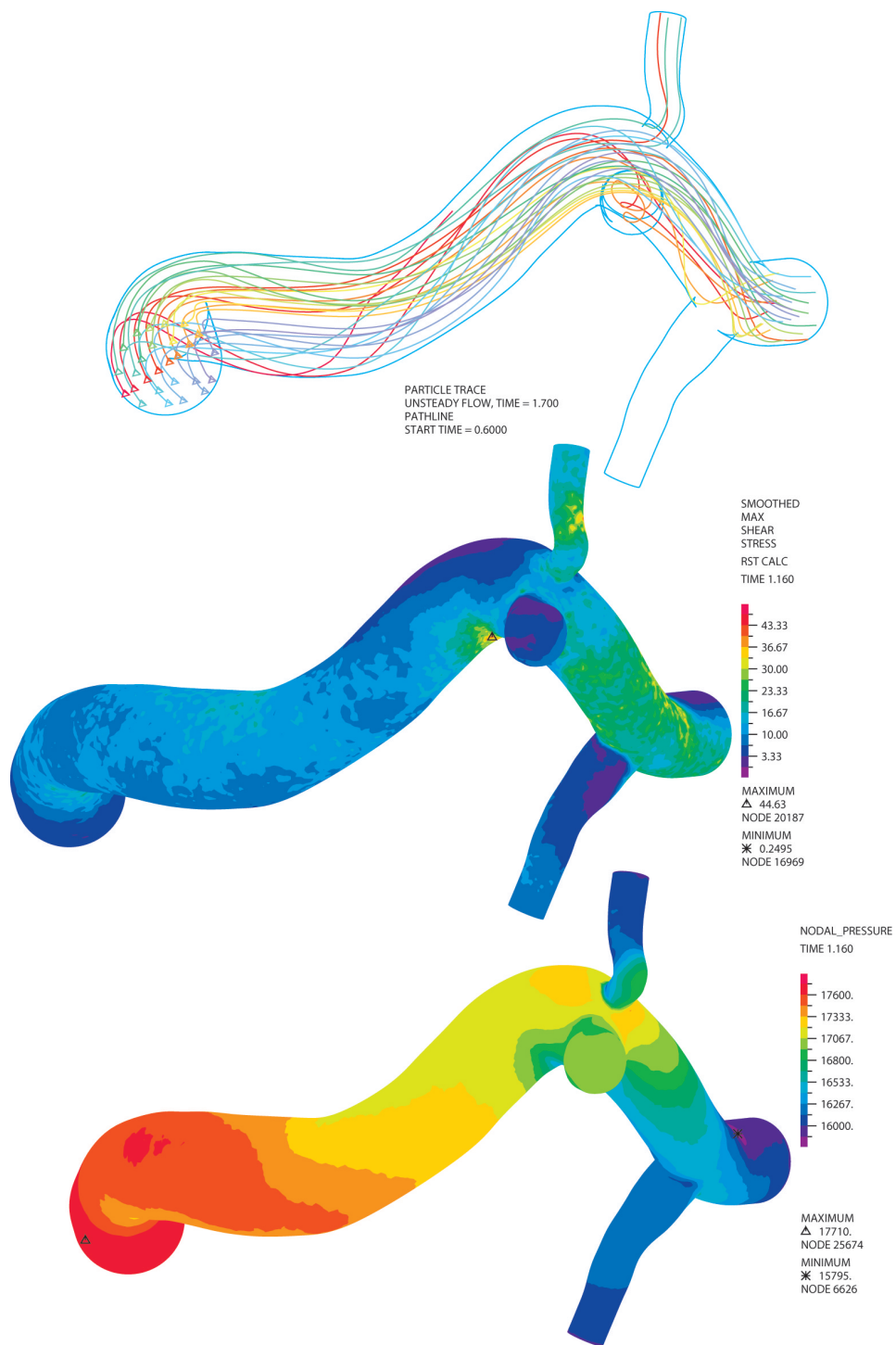


Figura B.24: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

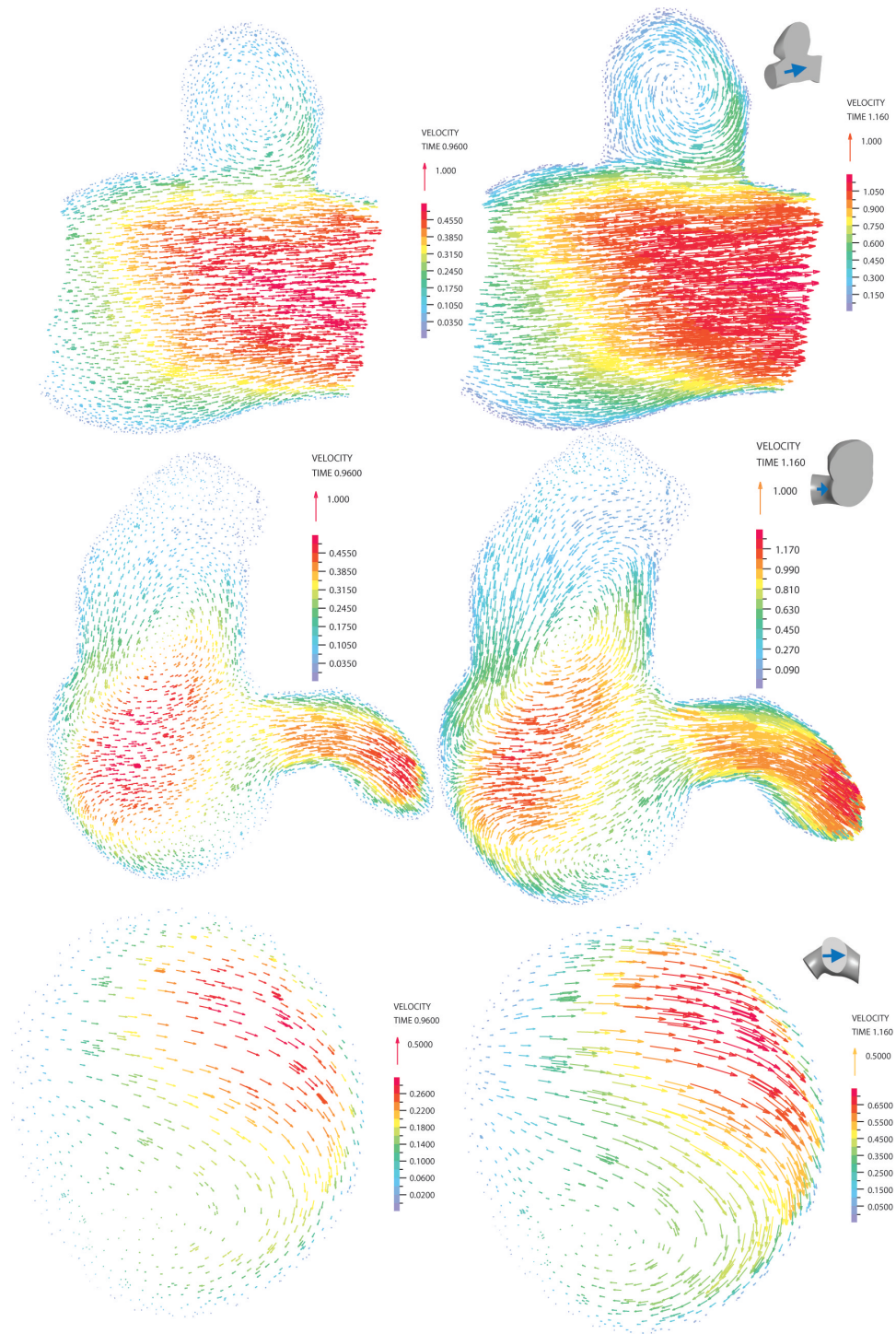


Figura B.25: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

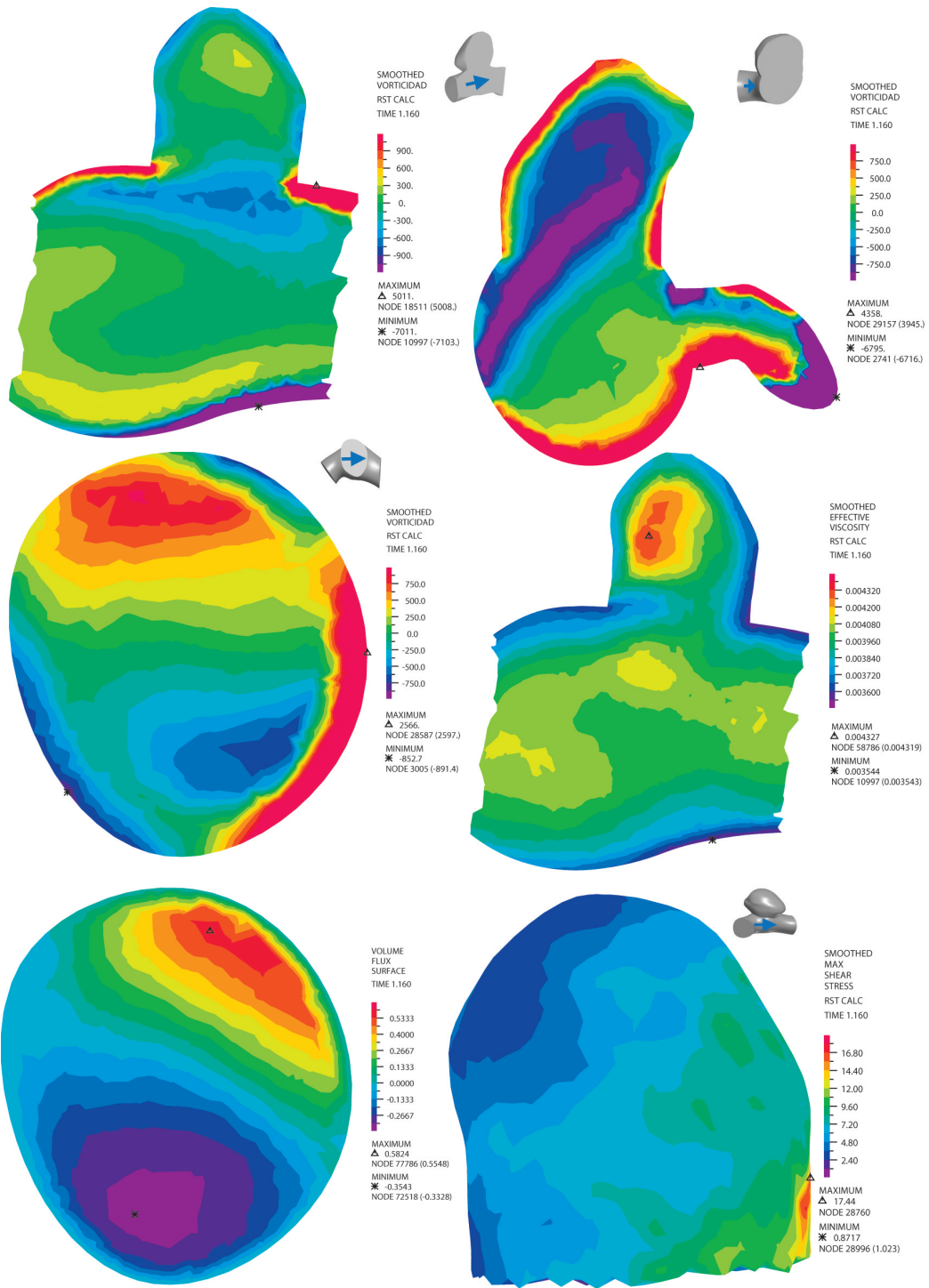


Figura B.26: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.9 Caso 9

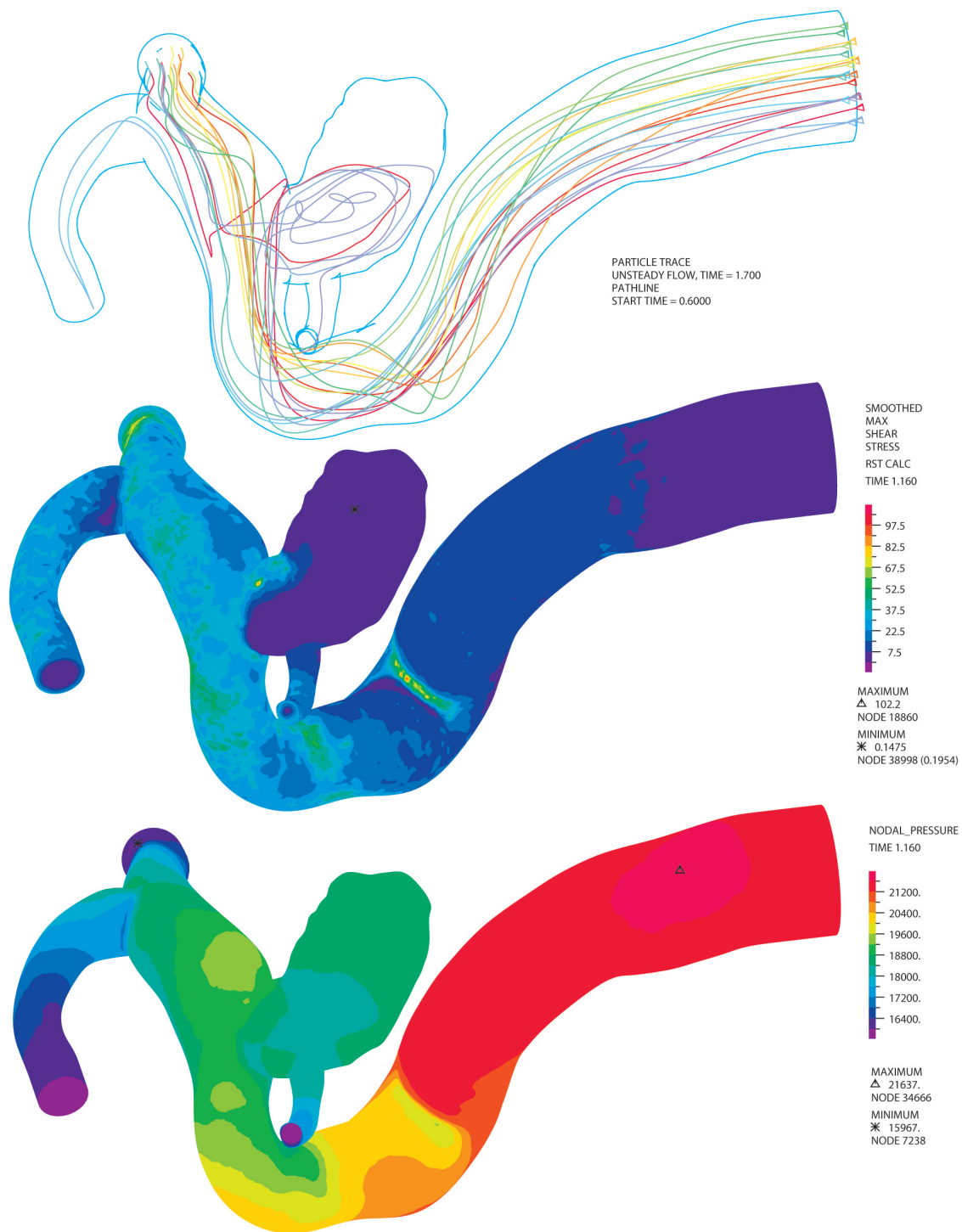


Figura B.27: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

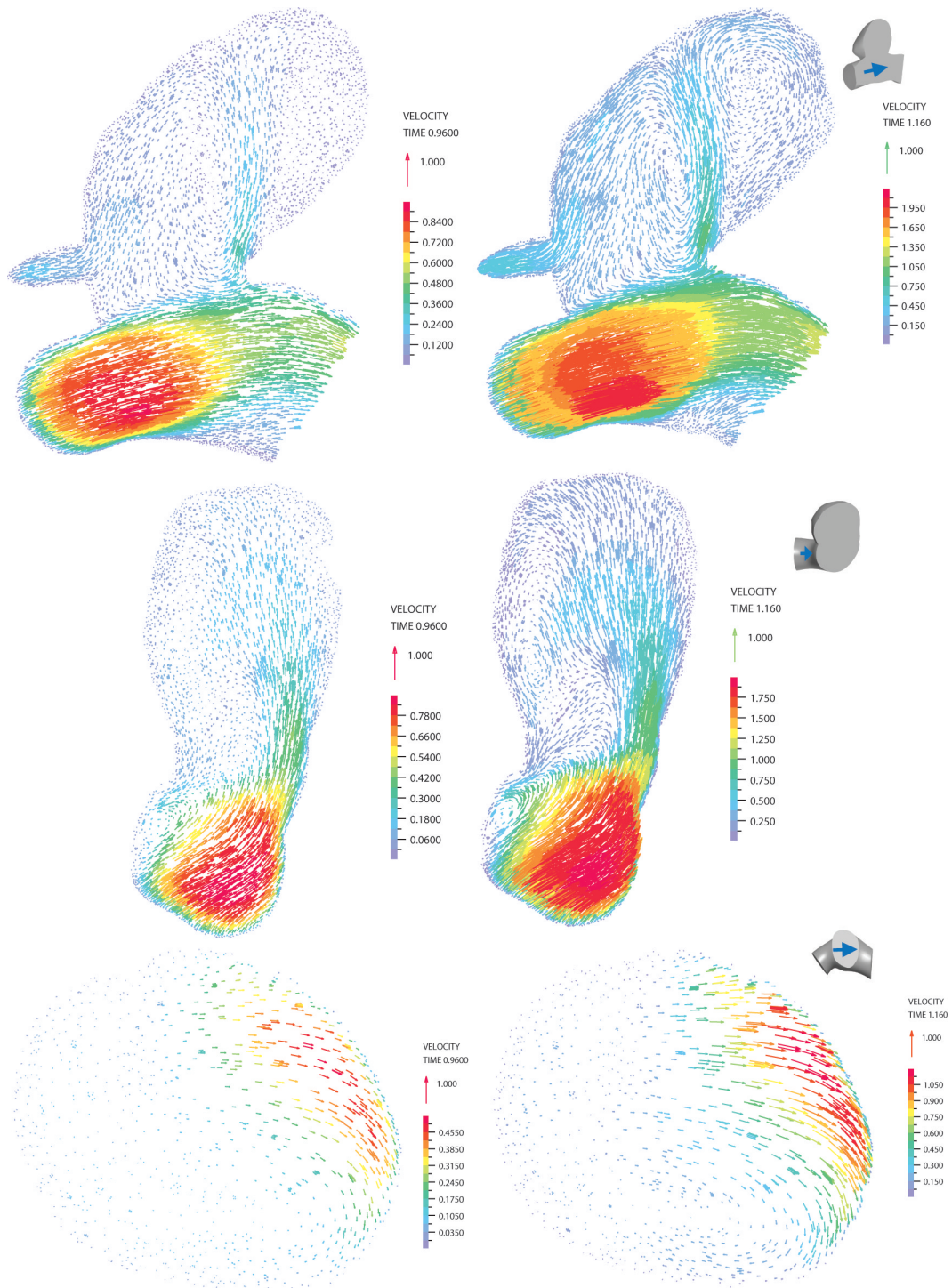


Figura B.28: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

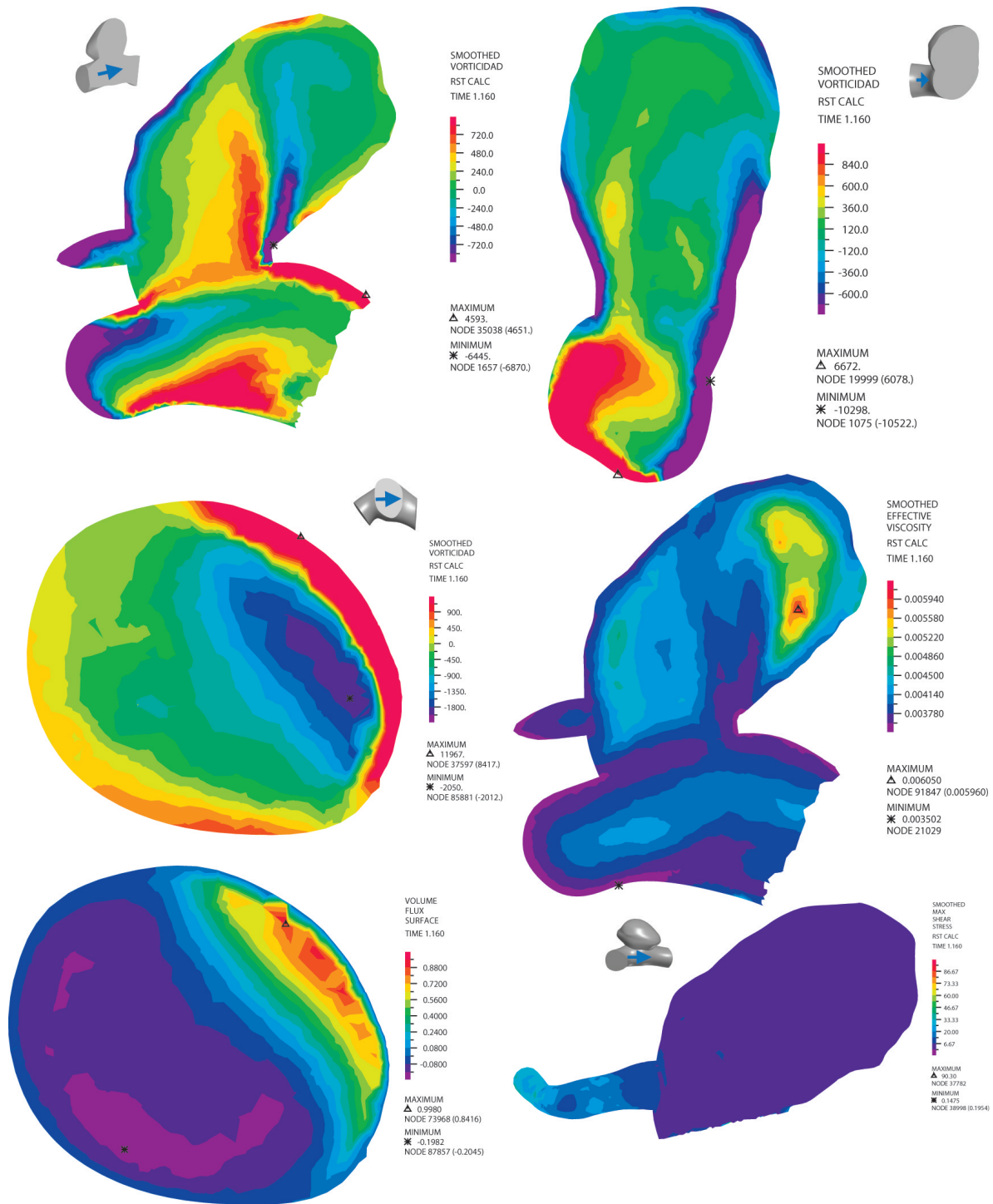


Figura B.29: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.10 Caso 10

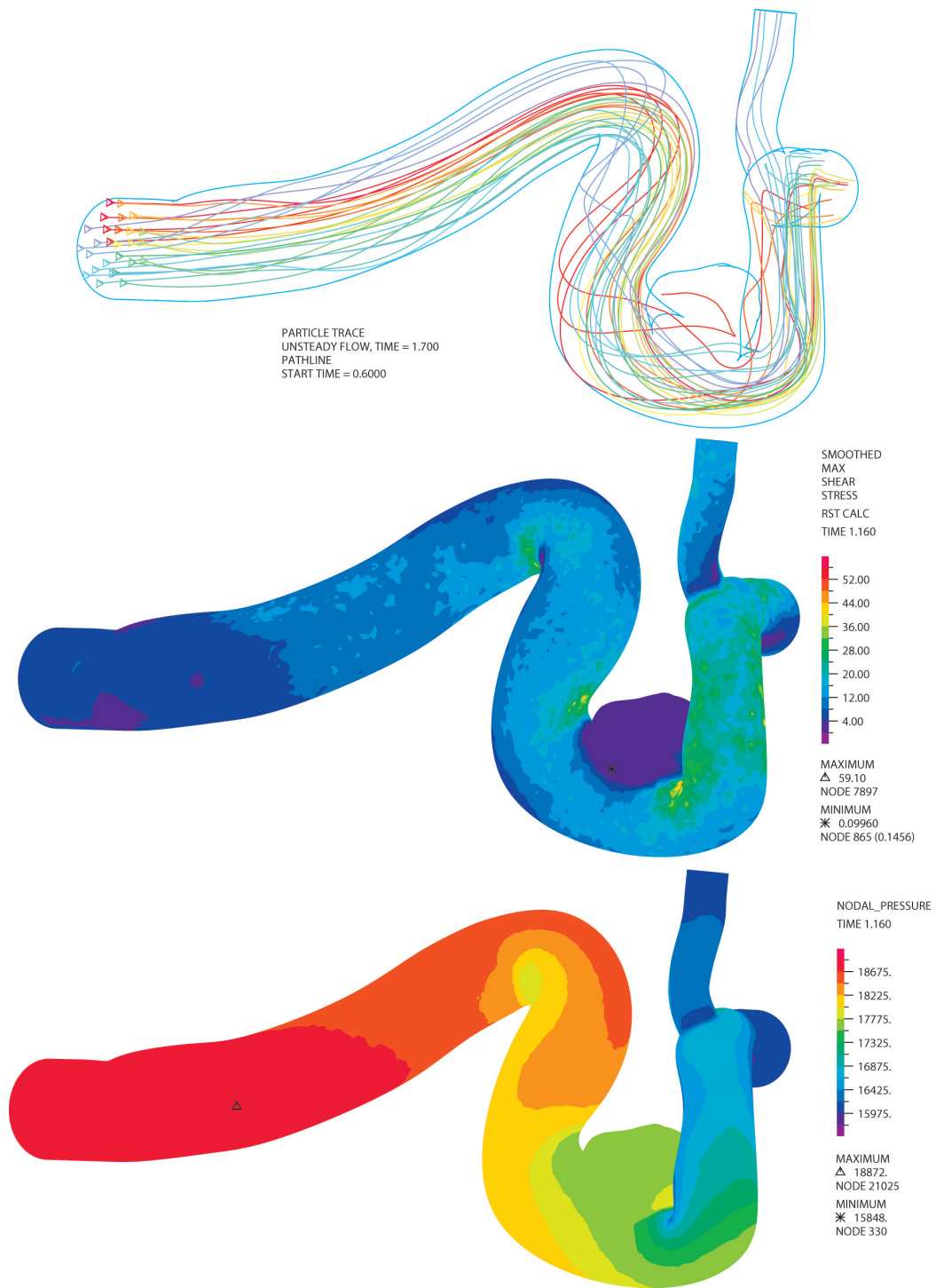


Figura B.30: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

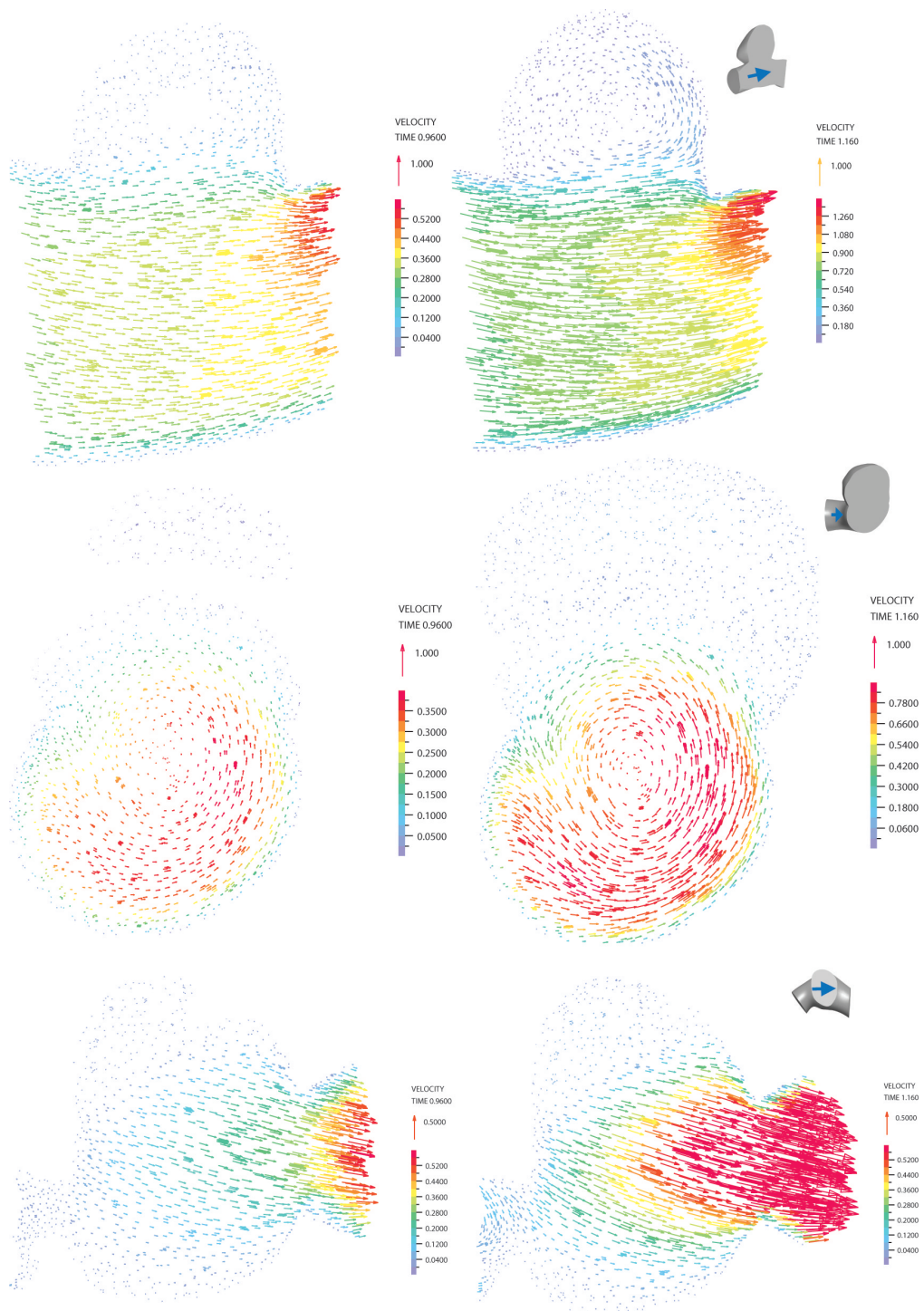


Figura B.31: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

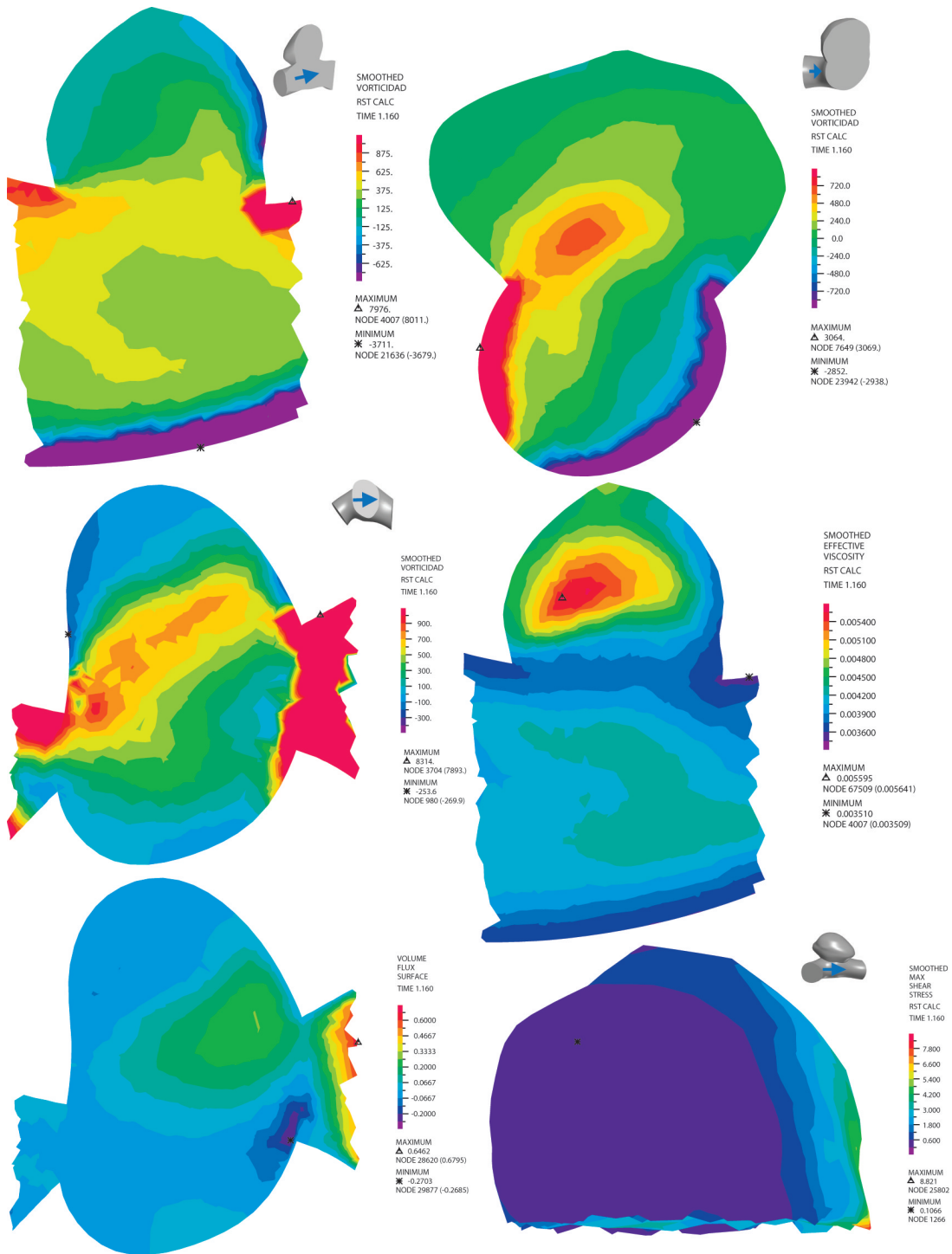


Figura B.32: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.11 Caso 11

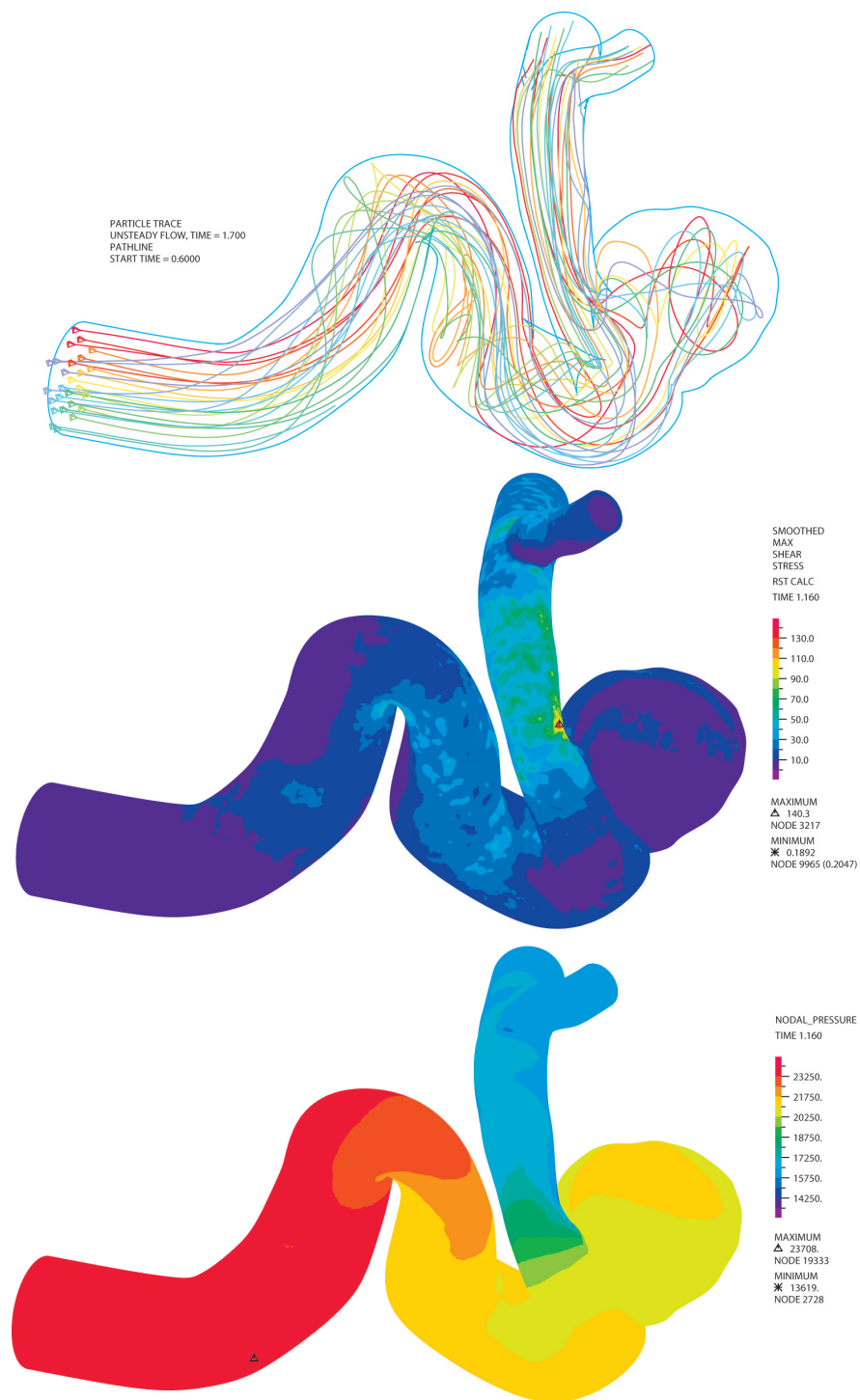


Figura B.33: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

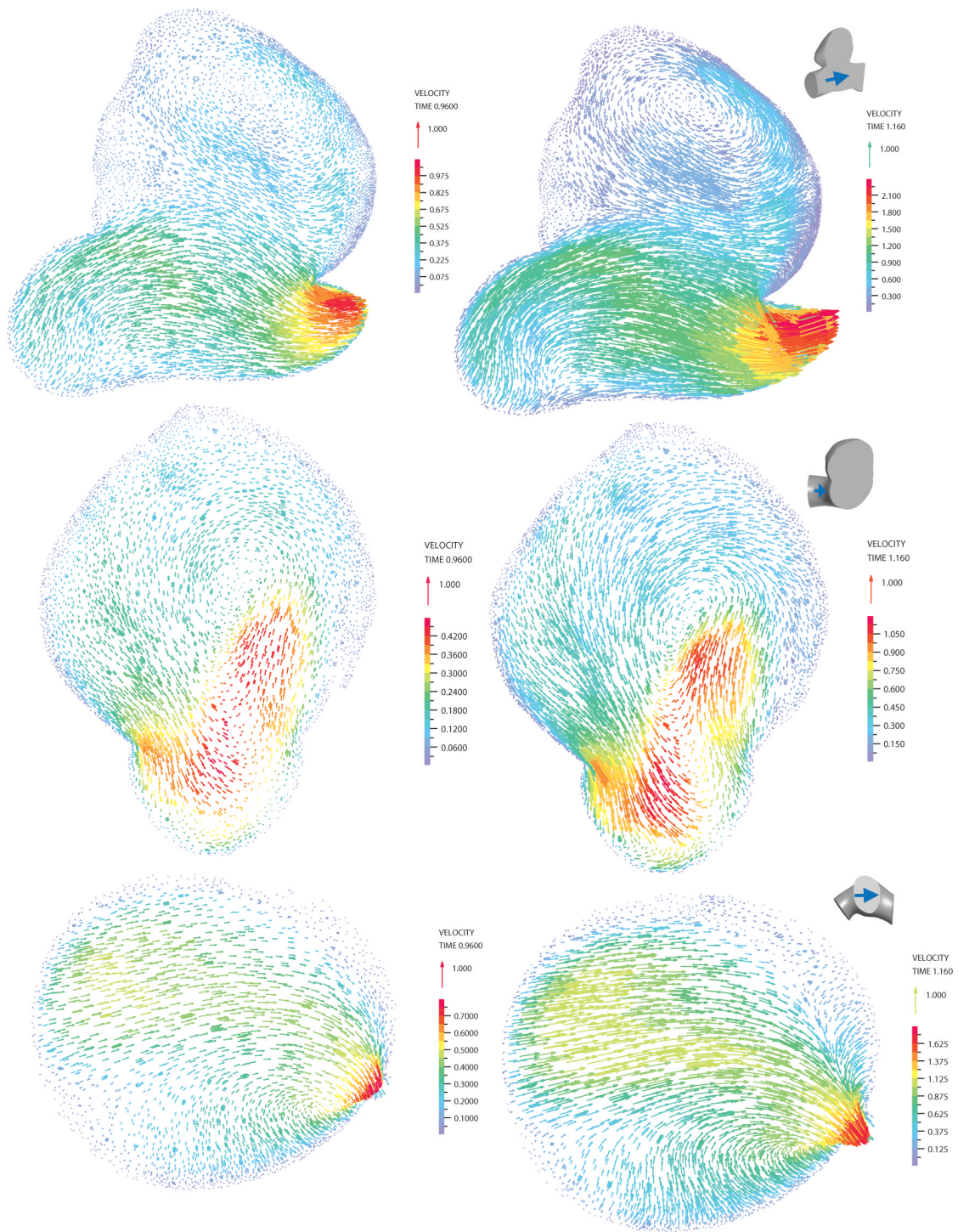


Figura B.34: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

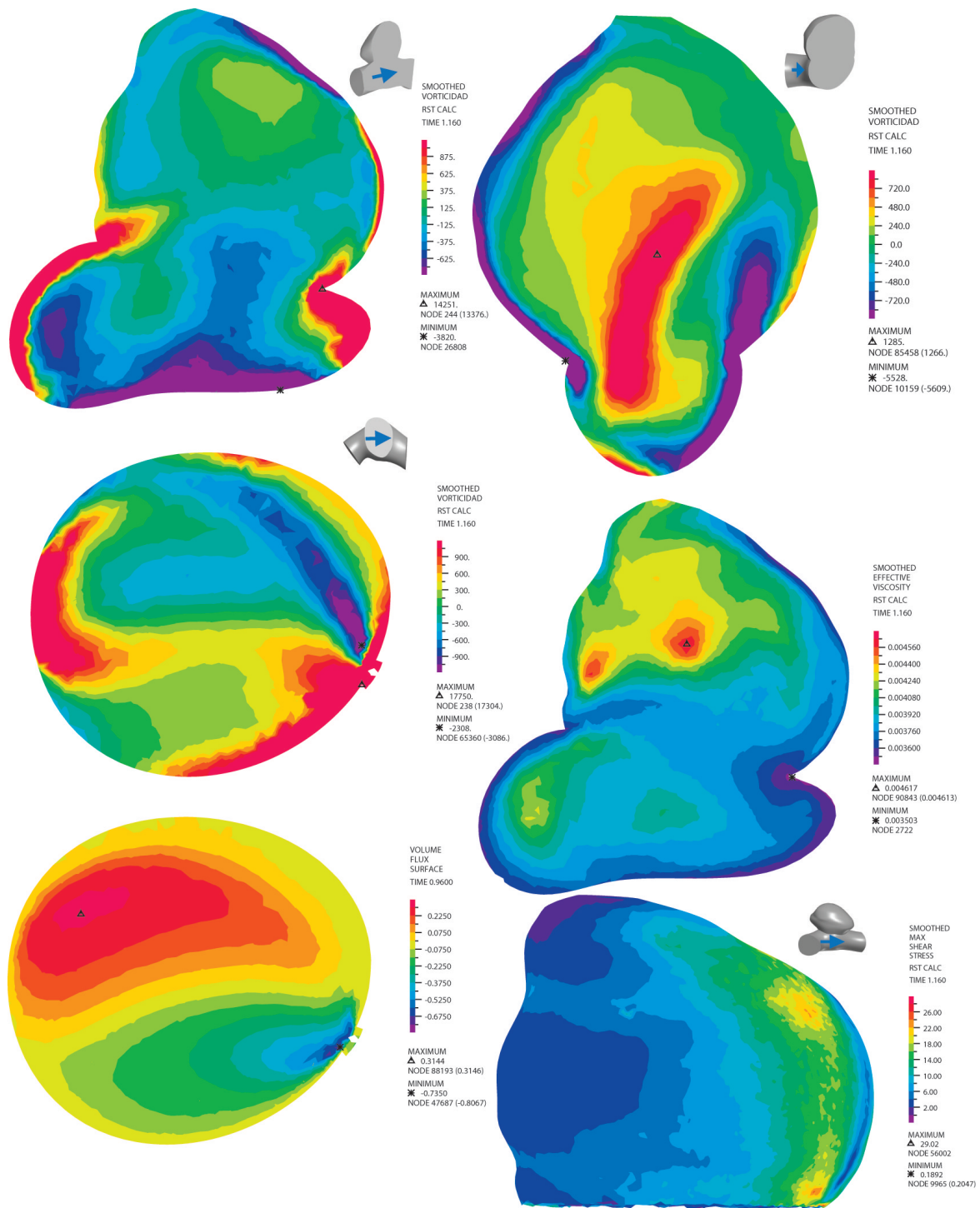


Figura B.35: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.12 Caso 12

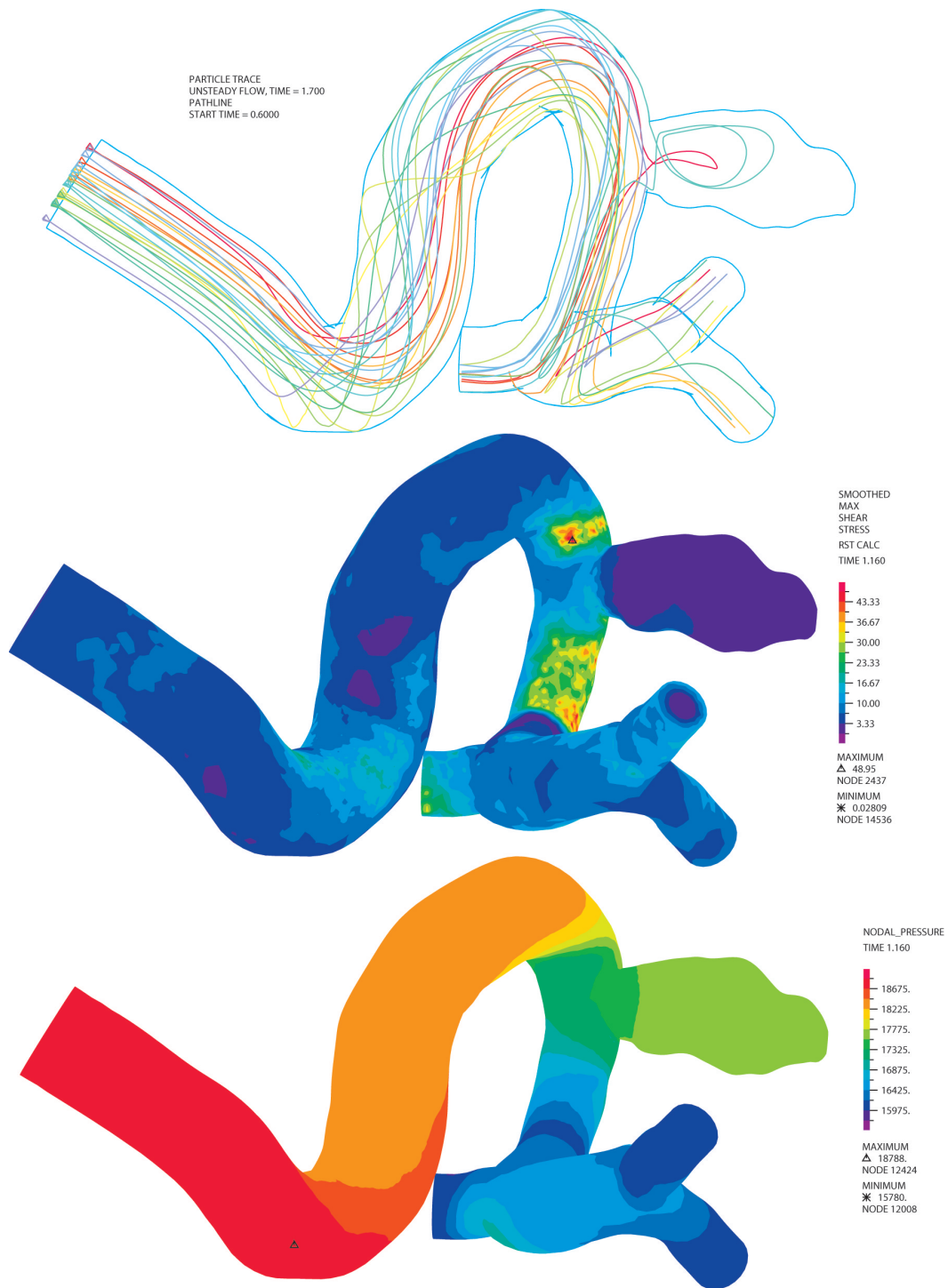


Figura B.36: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

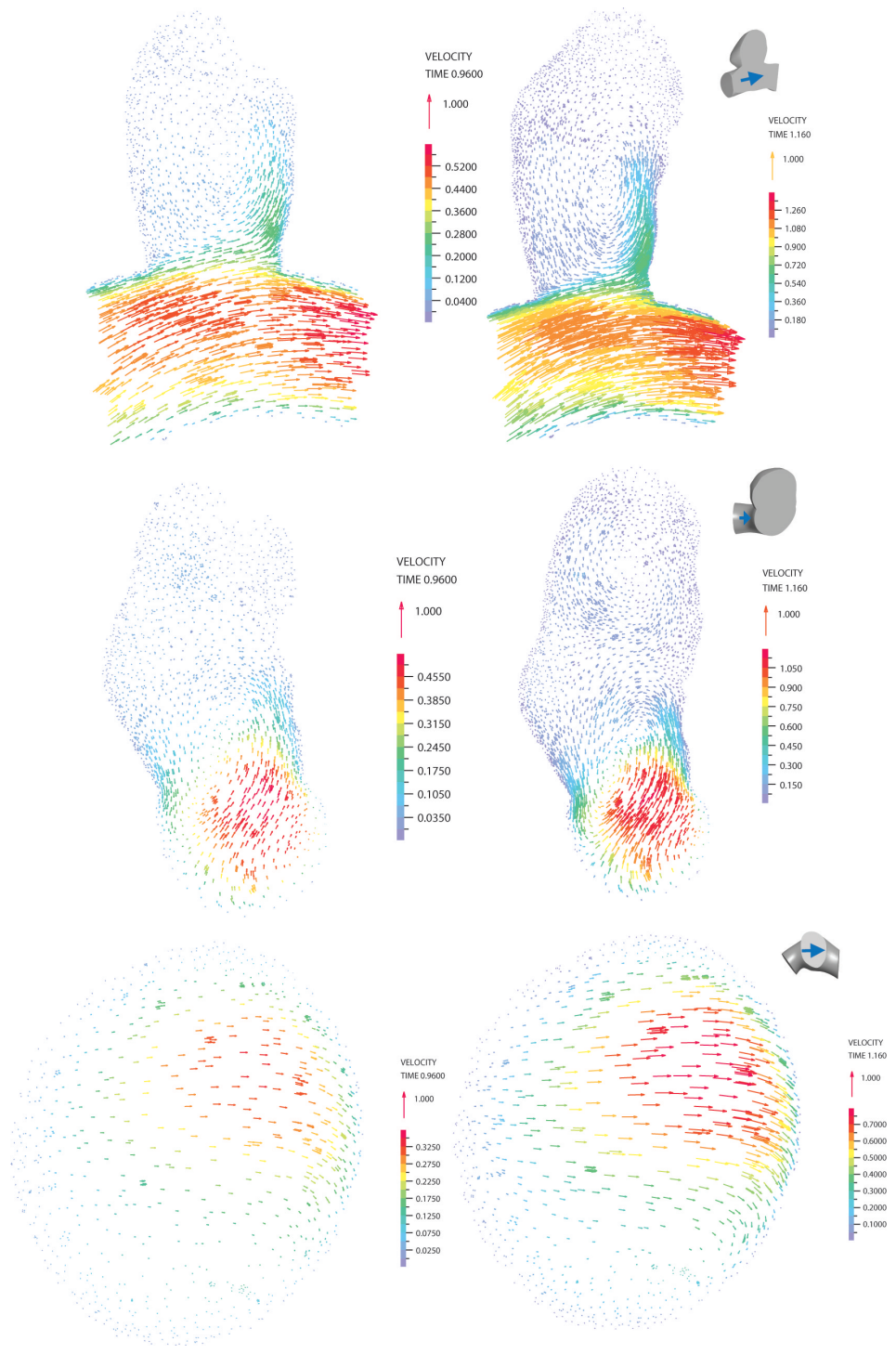


Figura B.37: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

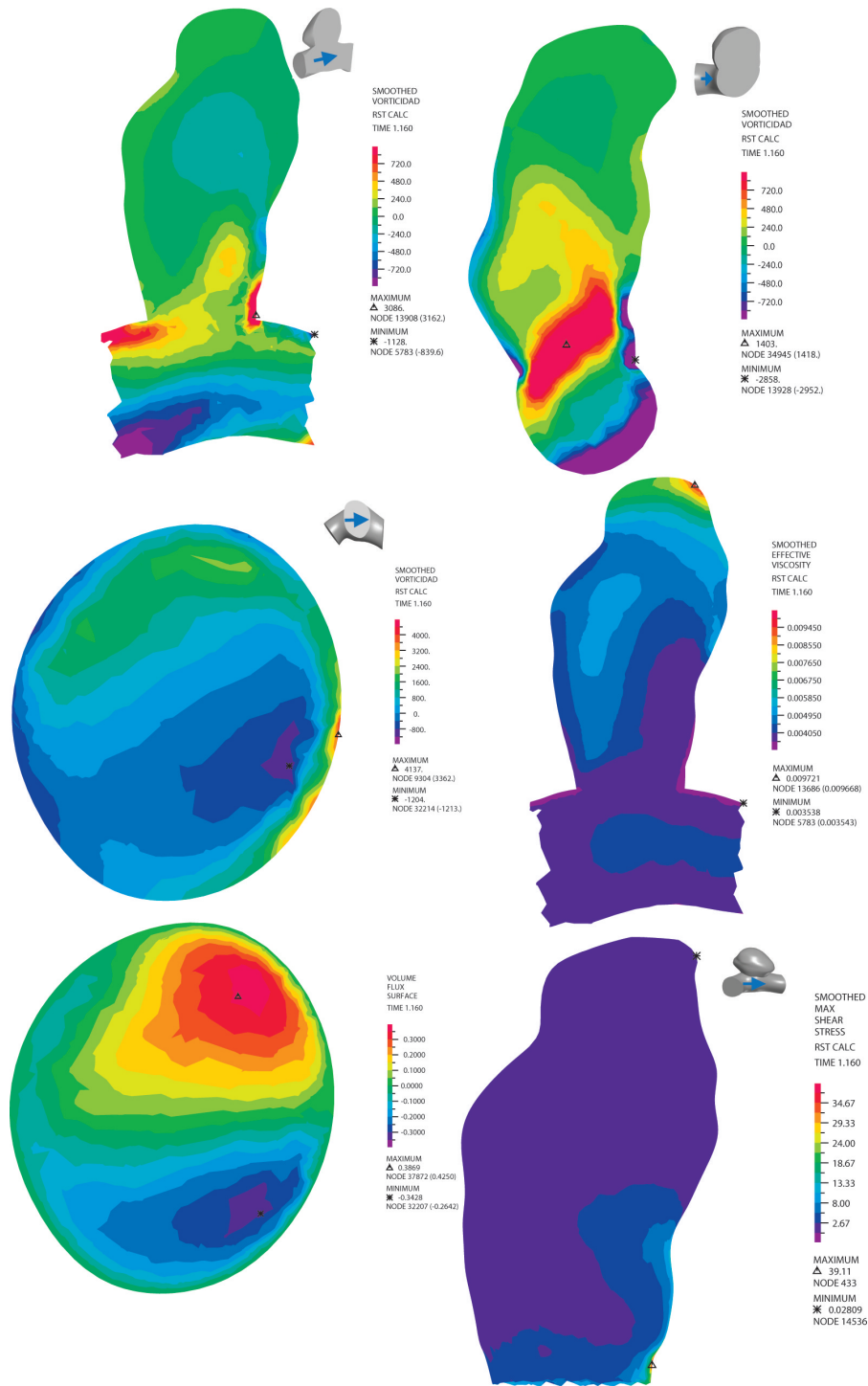


Figura B.38: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.13 Caso 13

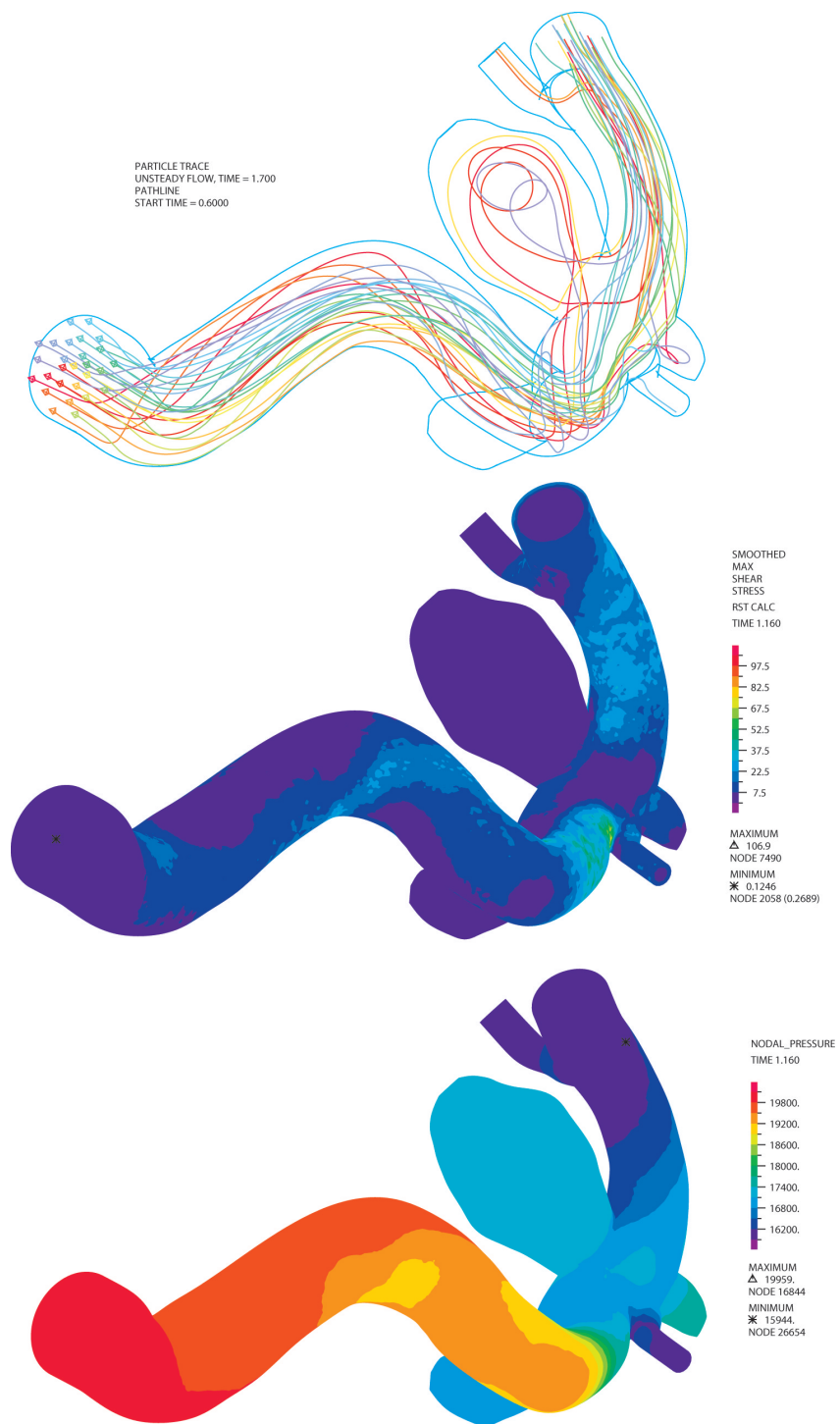


Figura B.39: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

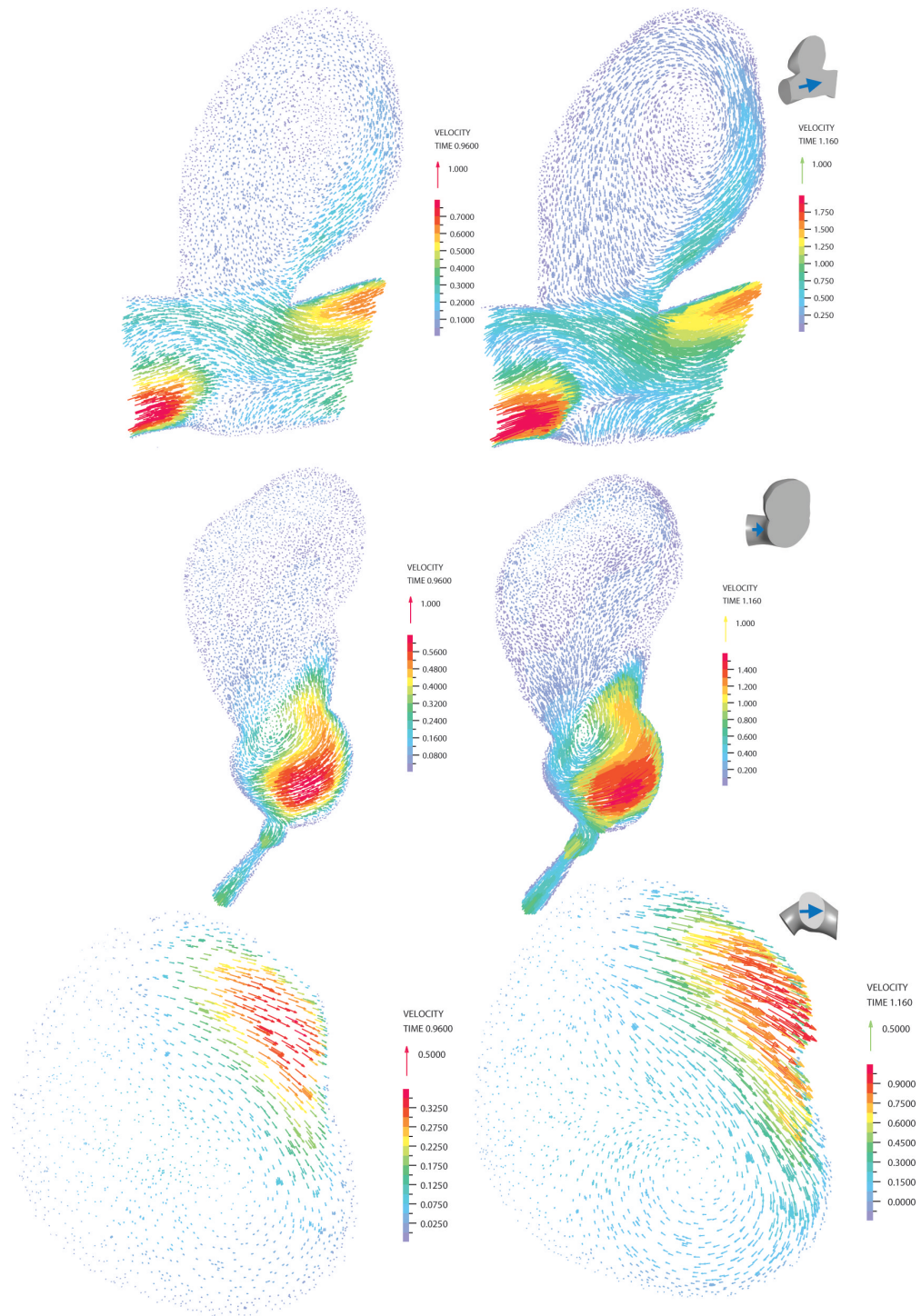


Figura B.40: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

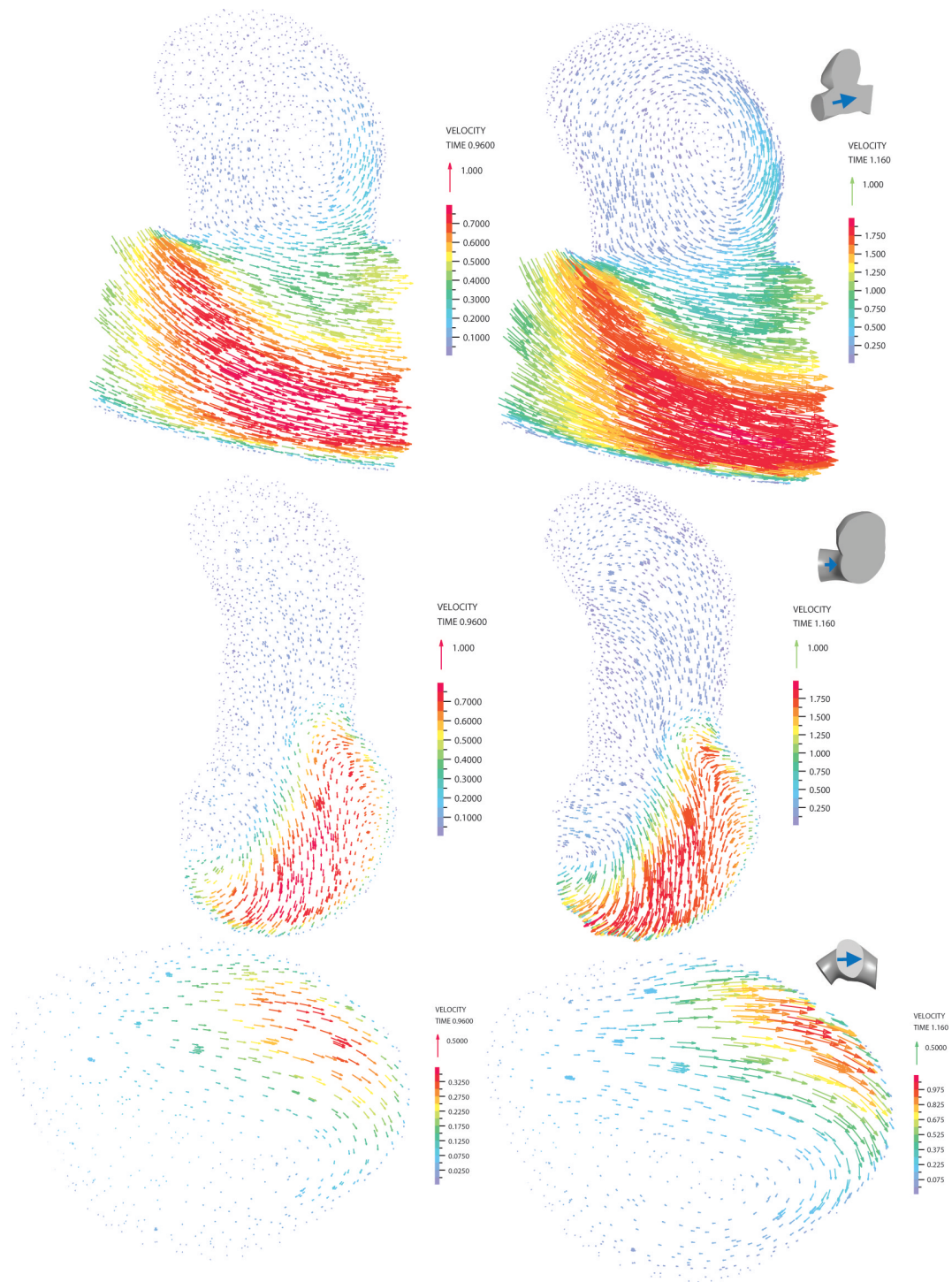


Figura B.41: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

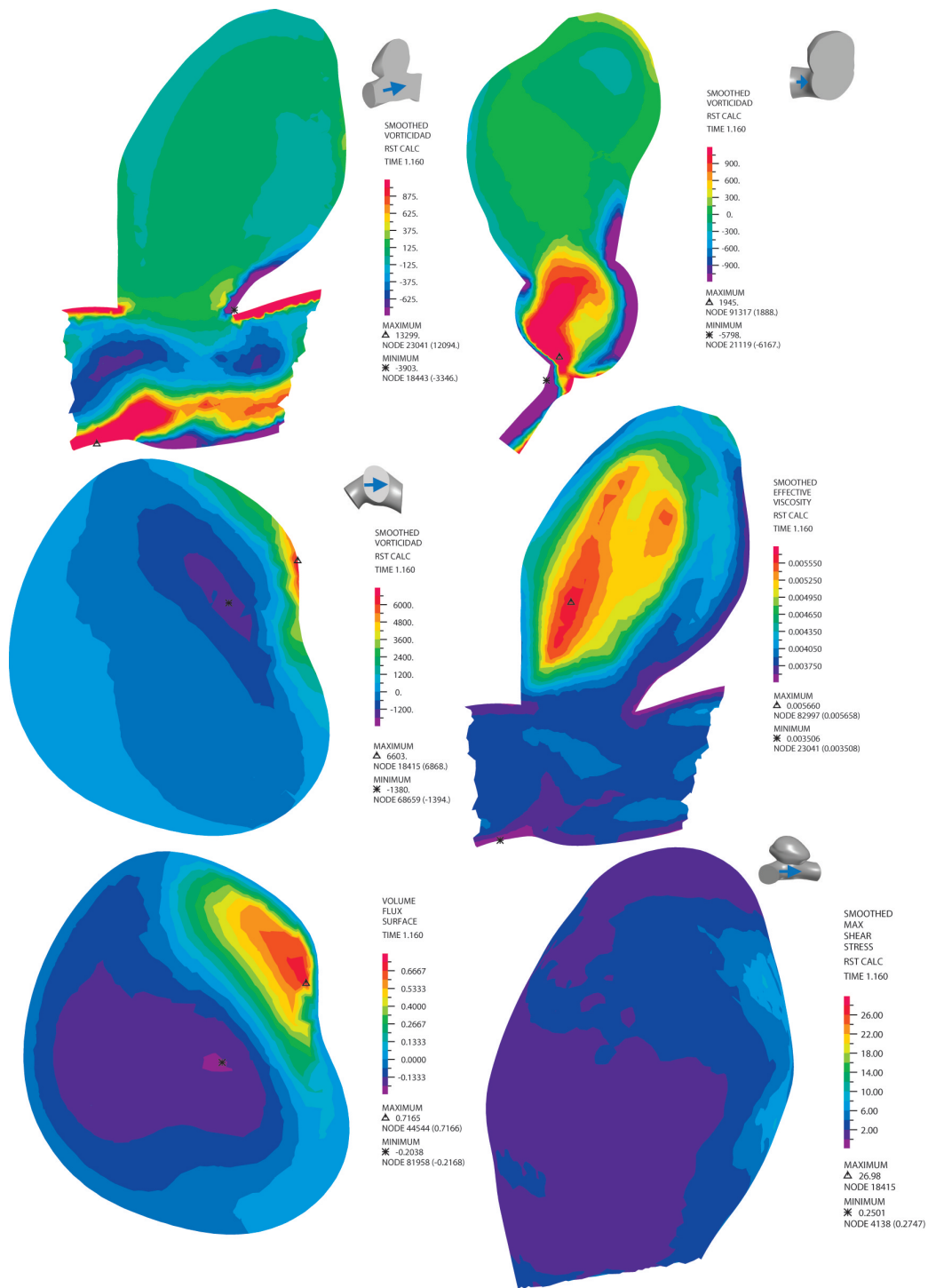


Figura B.42: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

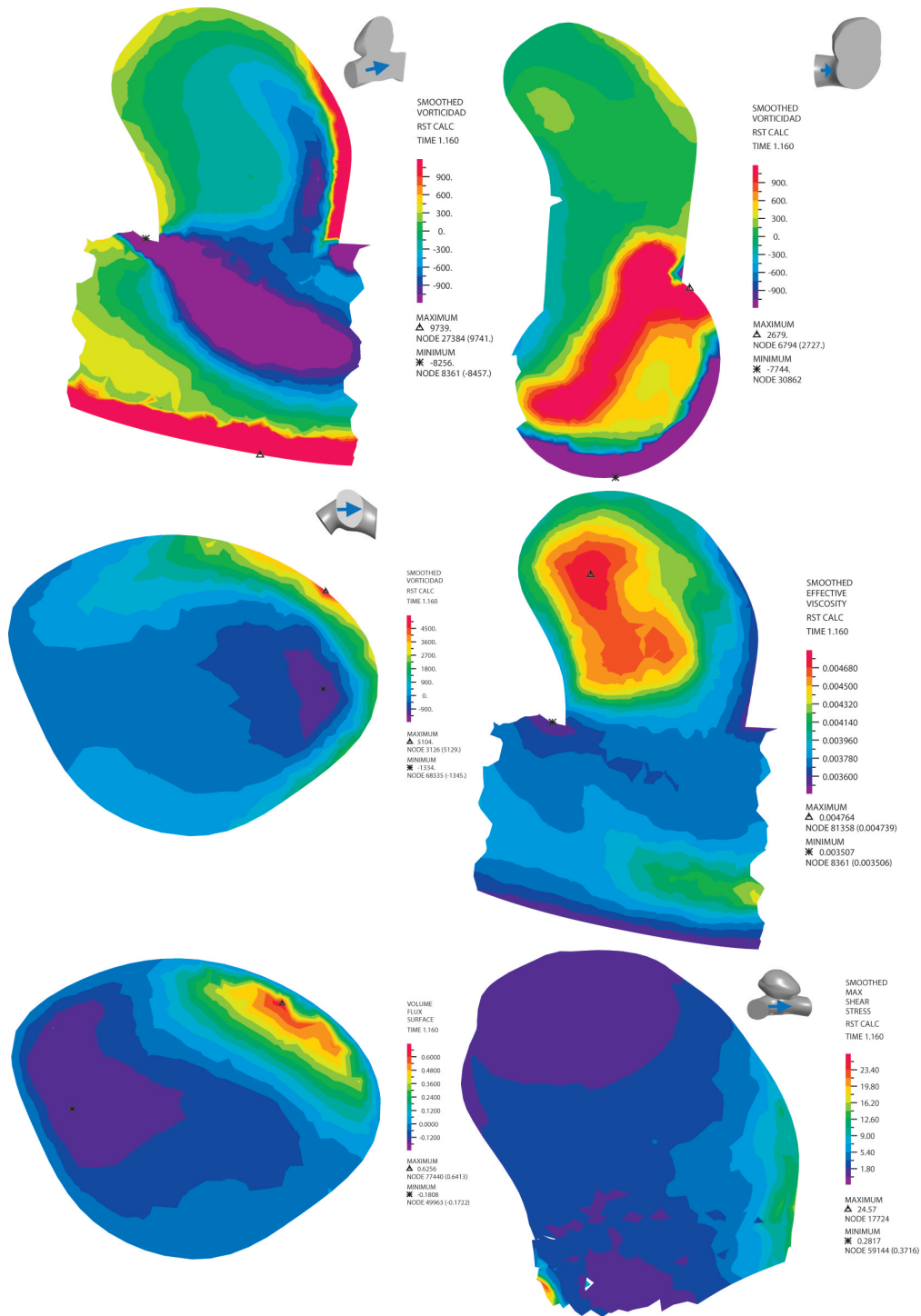


Figura B.43: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.14 Caso 14

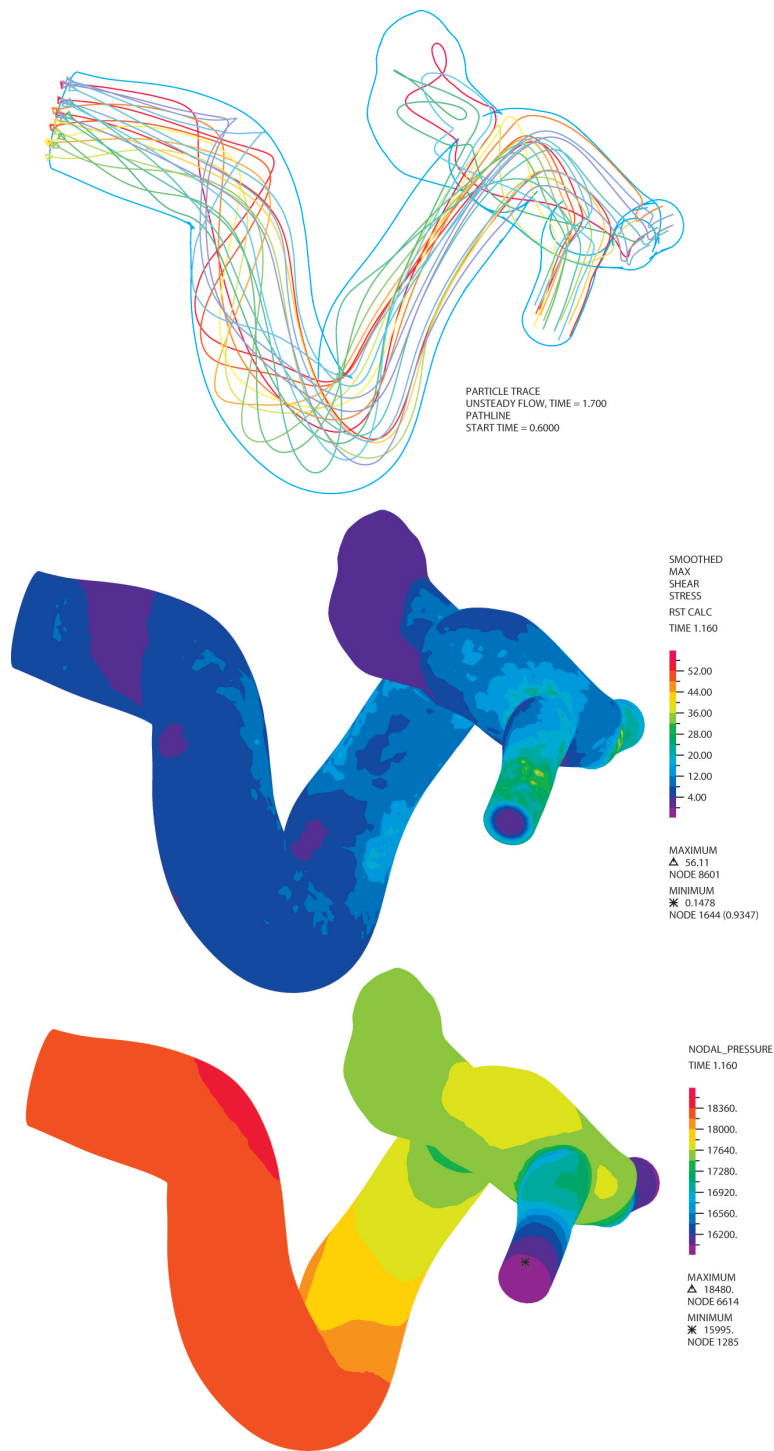


Figura B.44: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

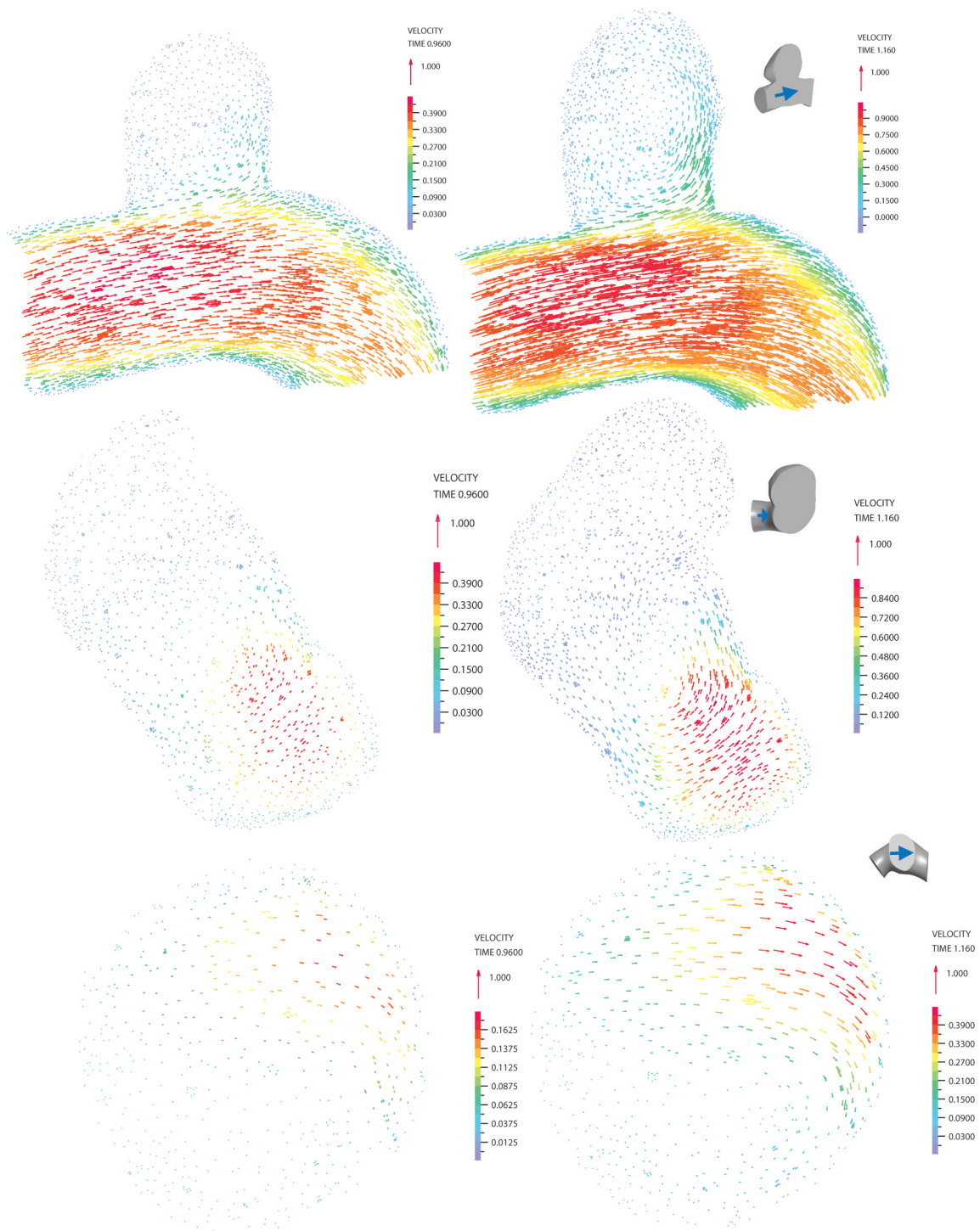


Figura B.45: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

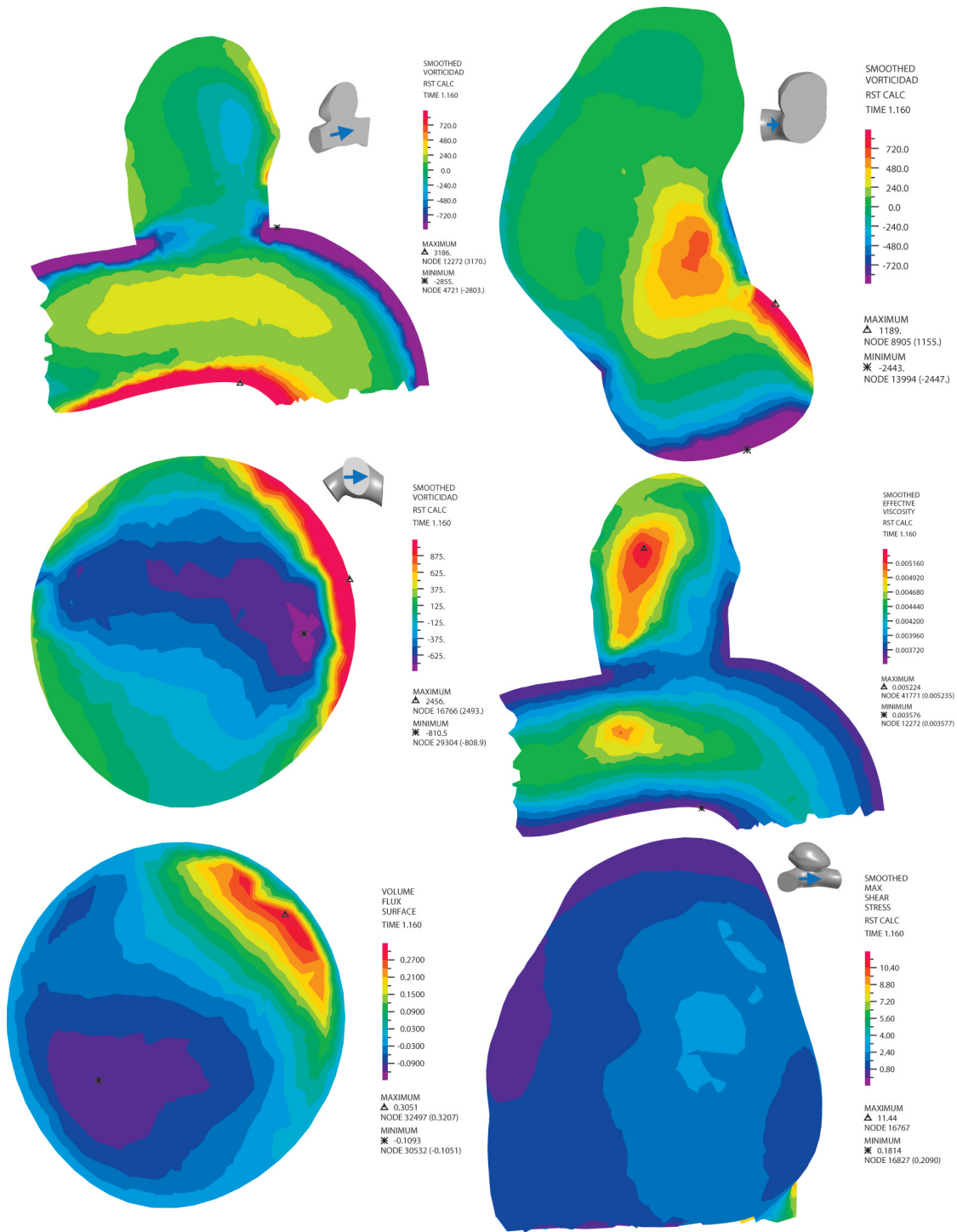


Figura B.46: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.15 Caso 15

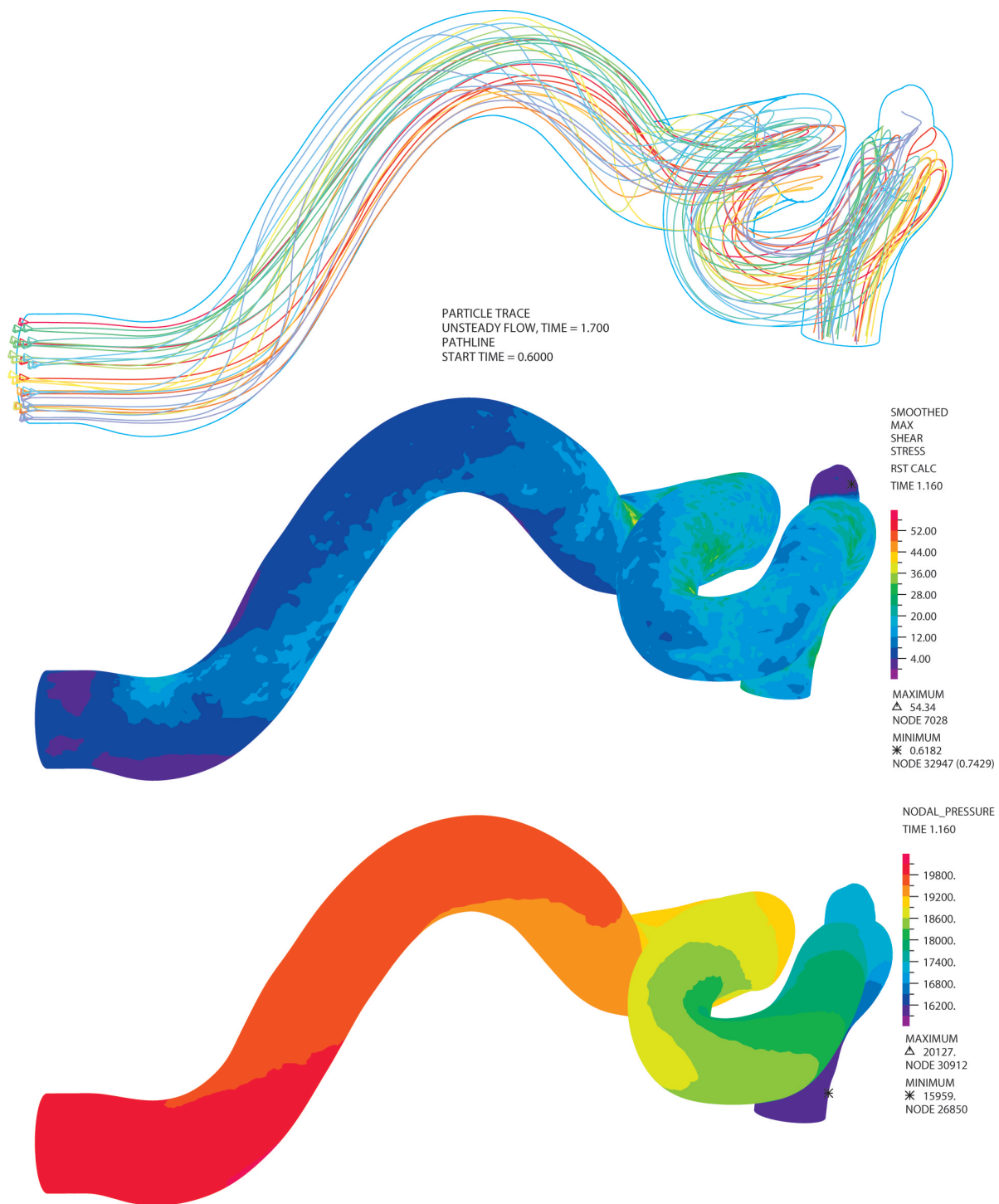


Figura B.47: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

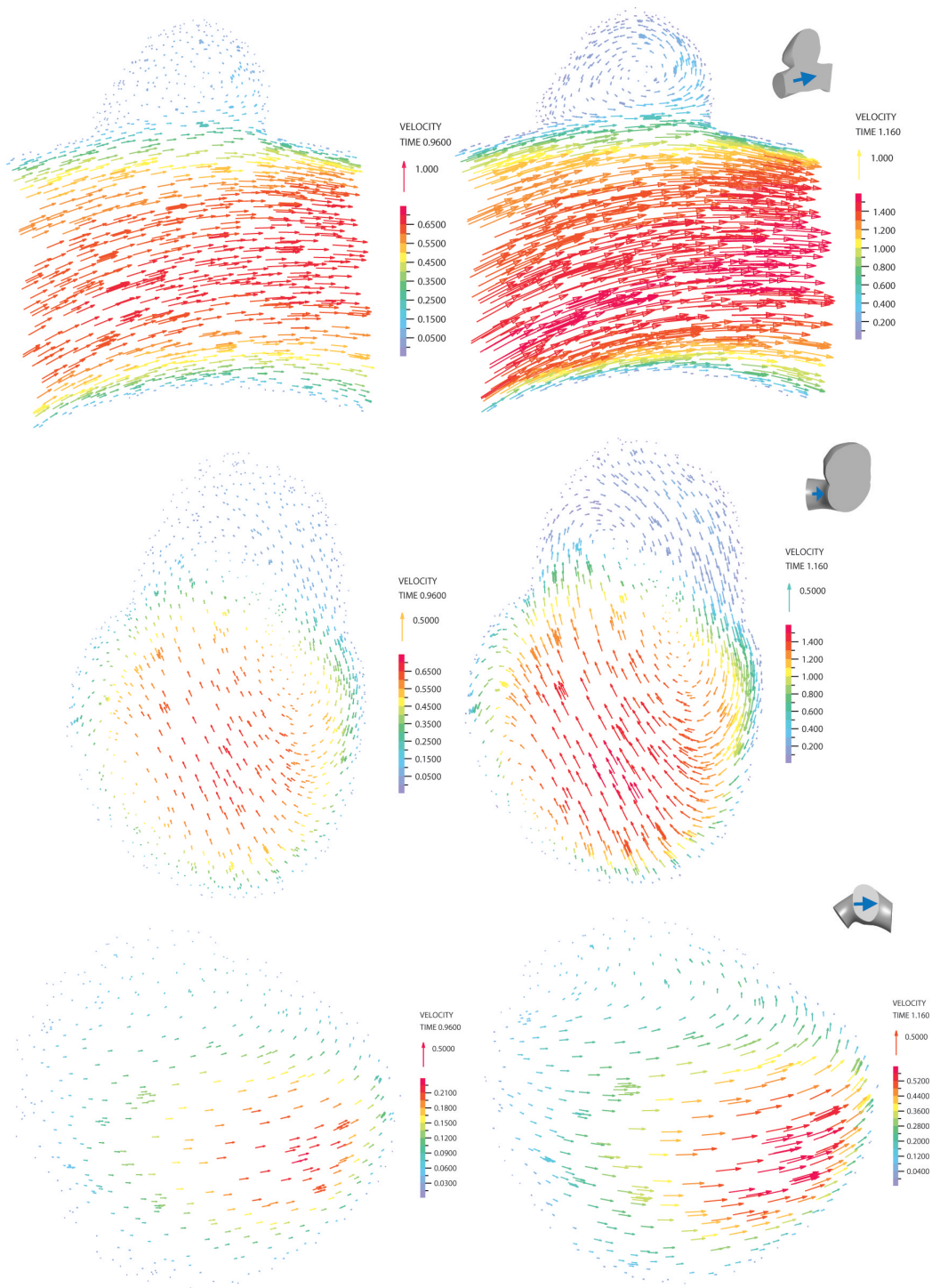


Figura B.48: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

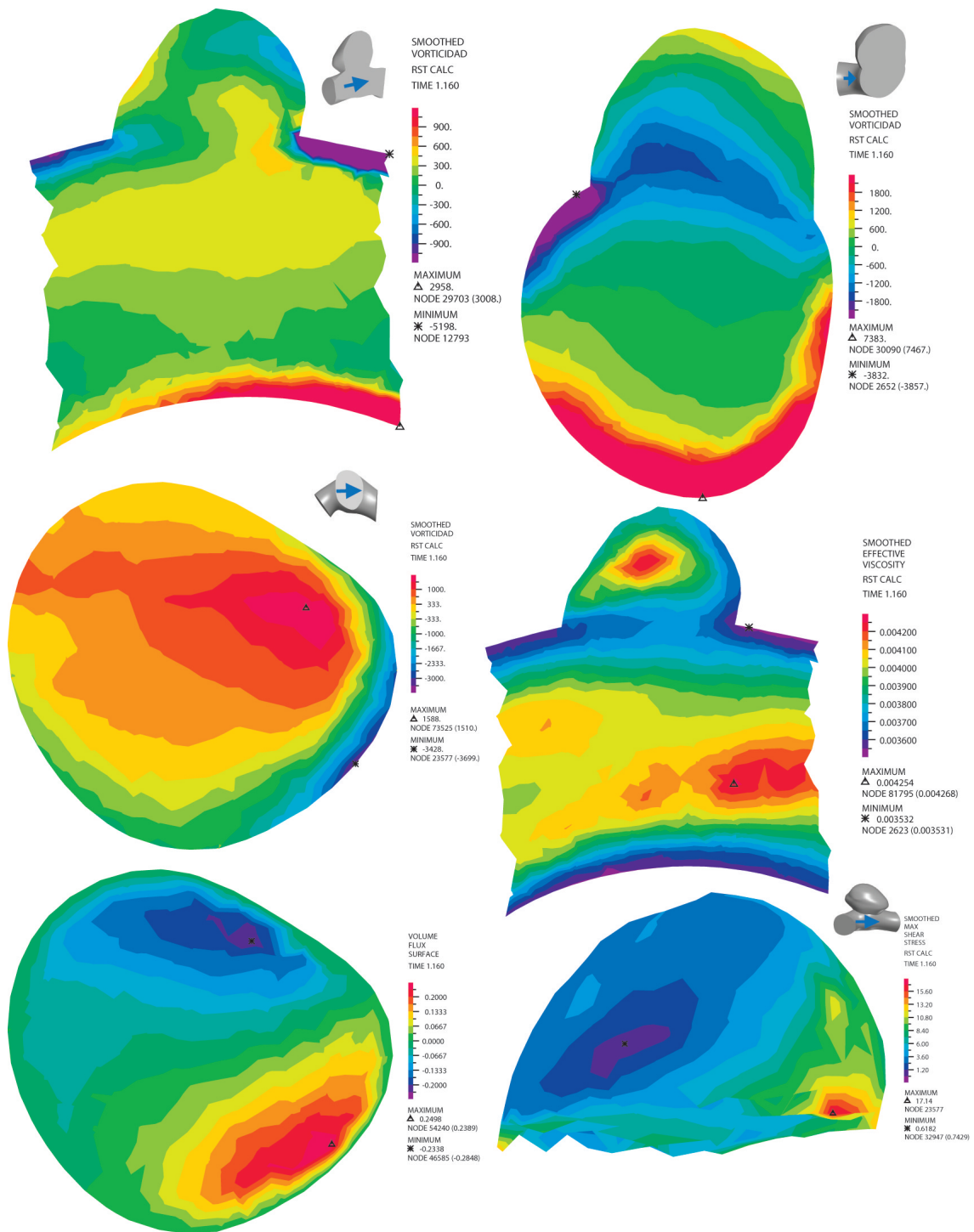


Figura B.49: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.16 Caso 16

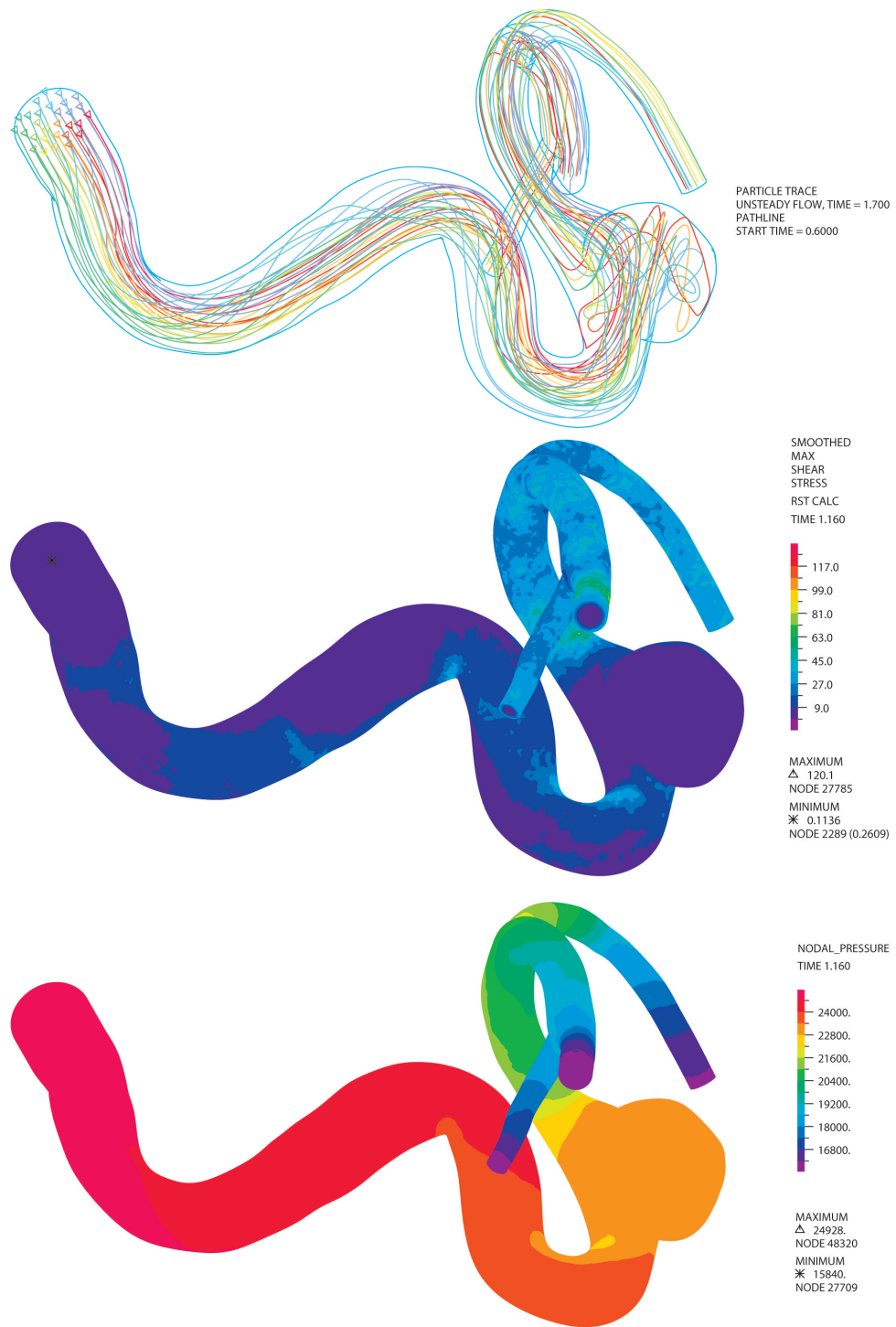


Figura B.50: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

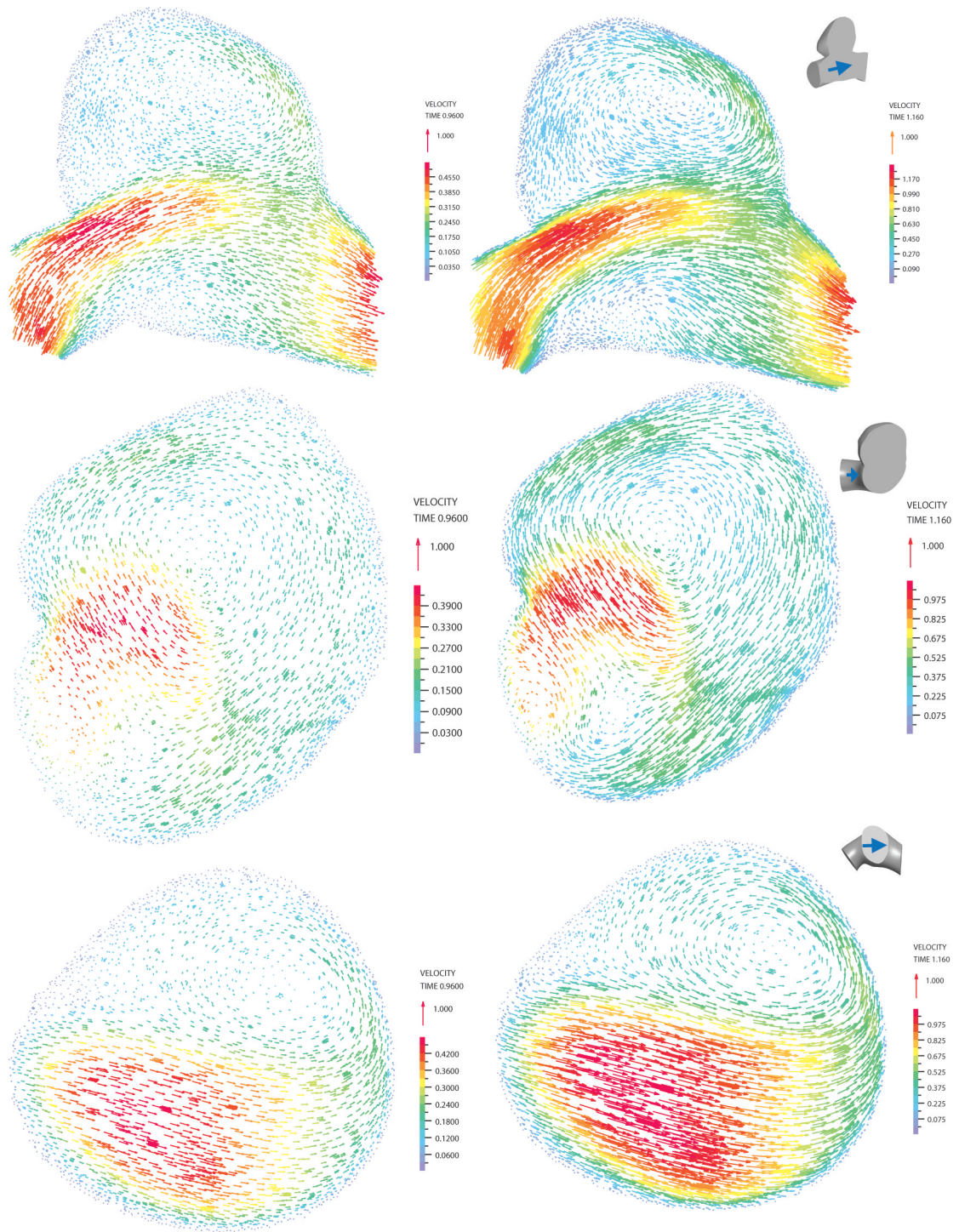


Figura B.51: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

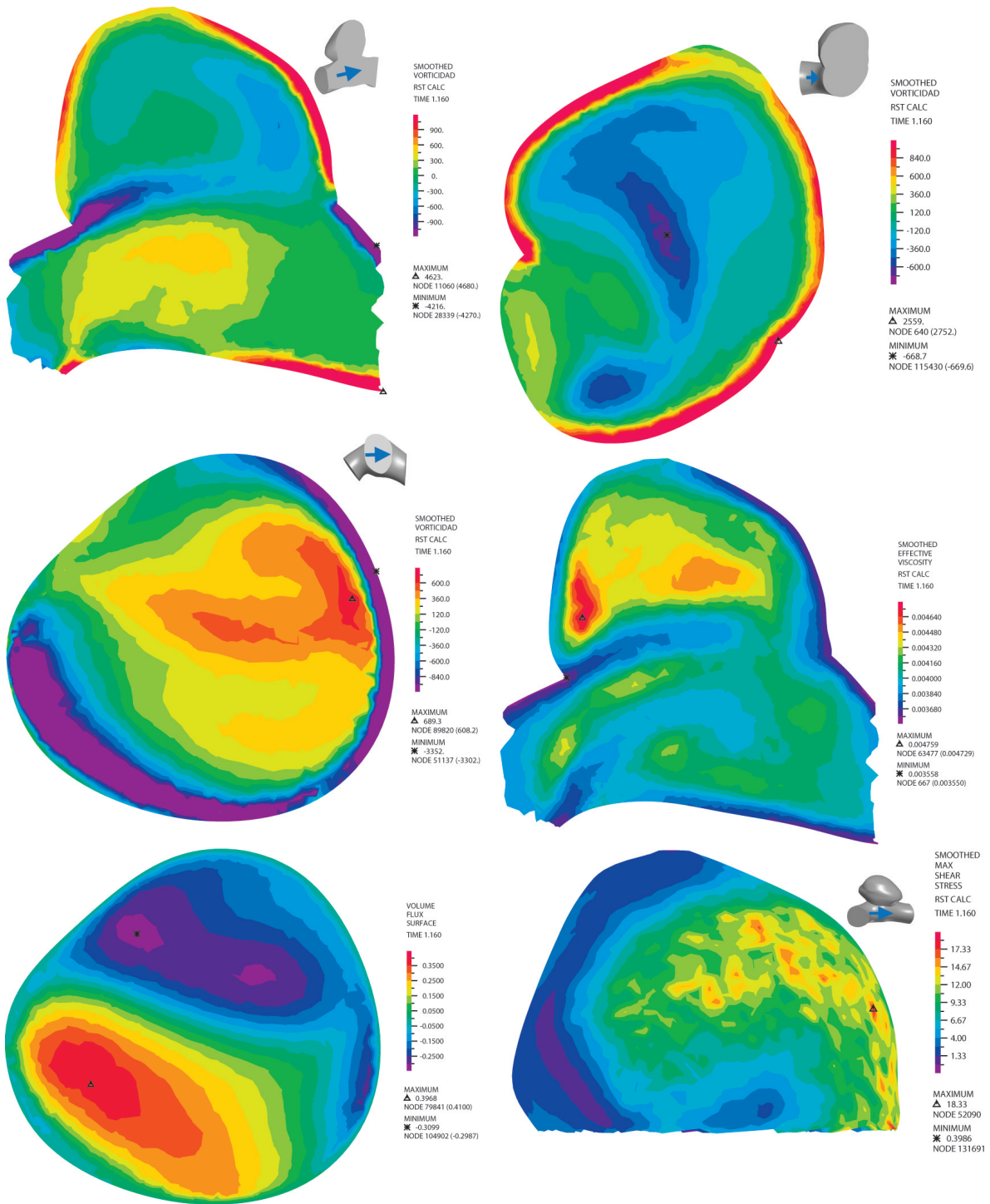


Figura B.52: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.17 Caso 17

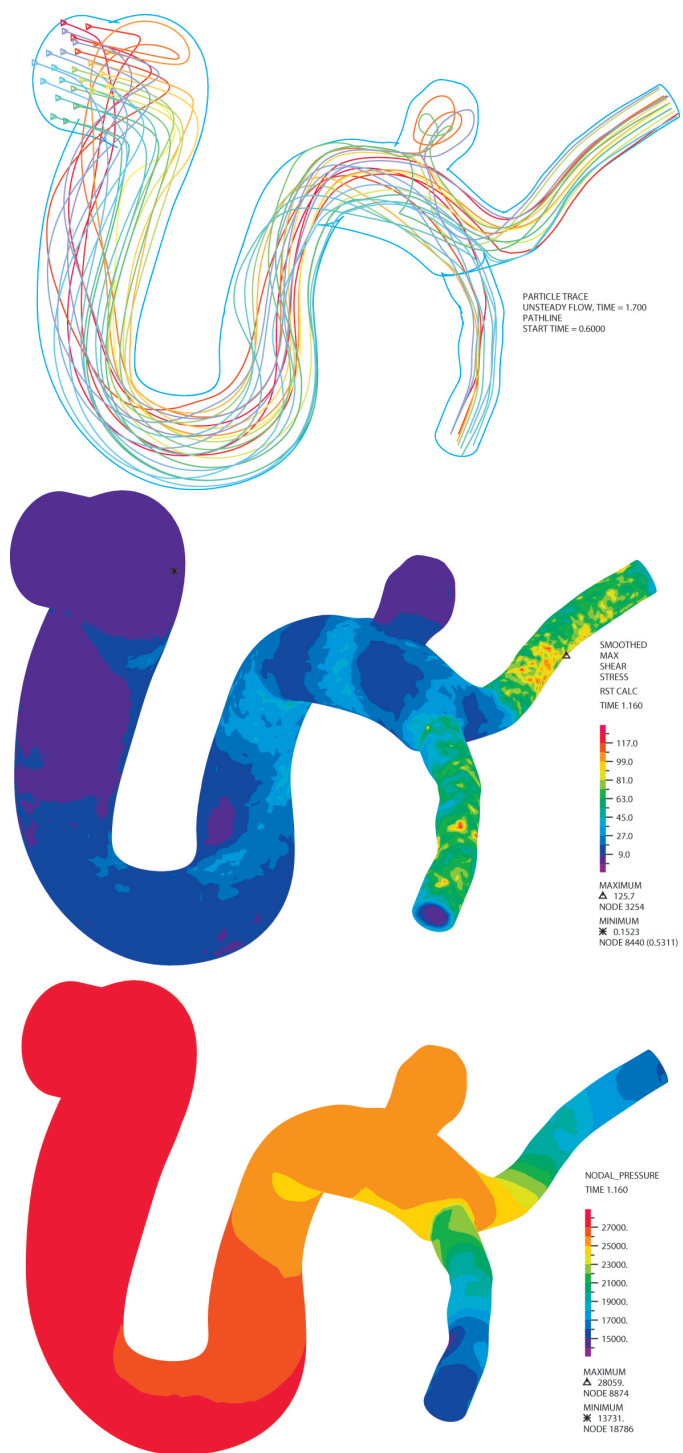


Figura B.53: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

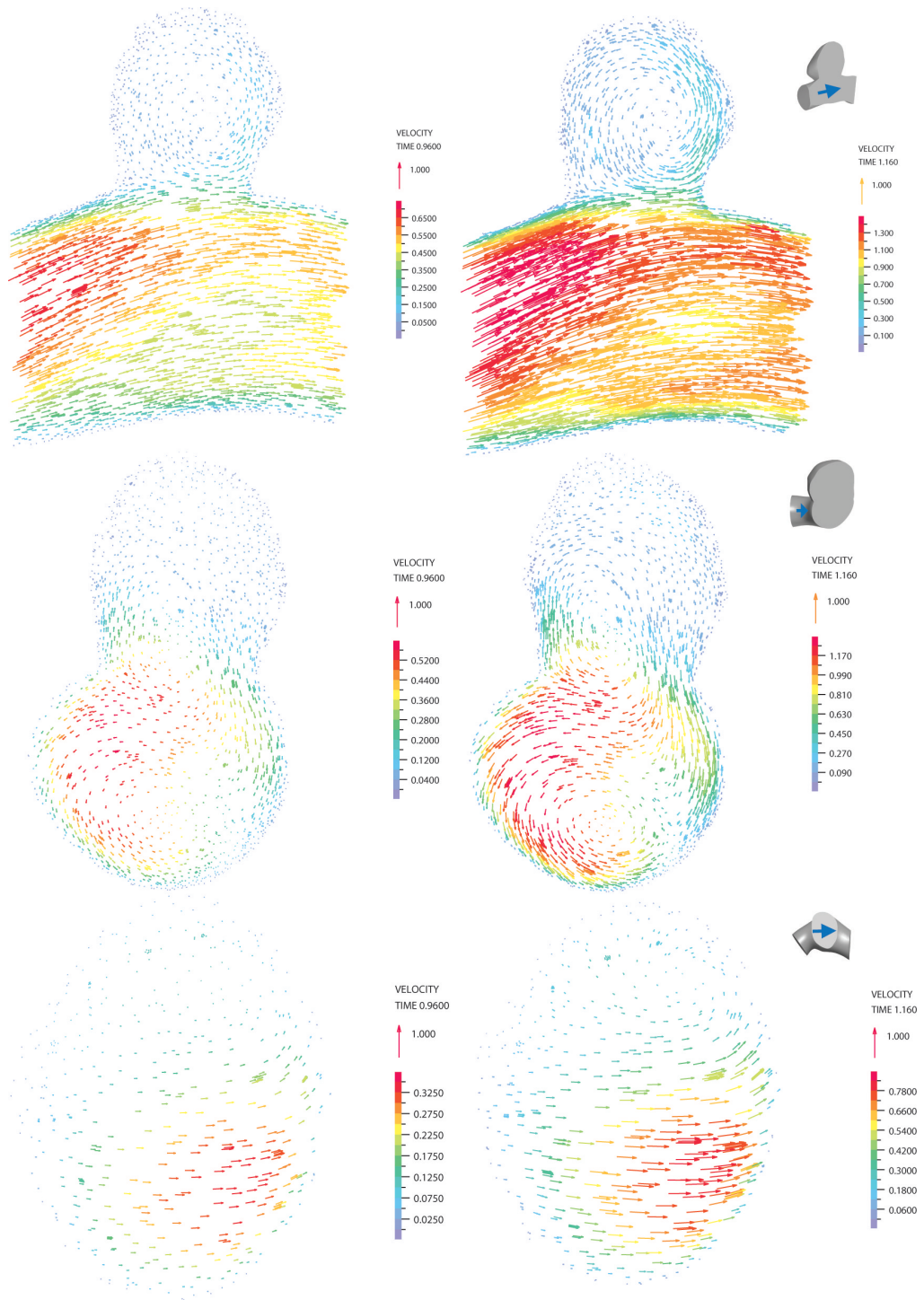


Figura B.54: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

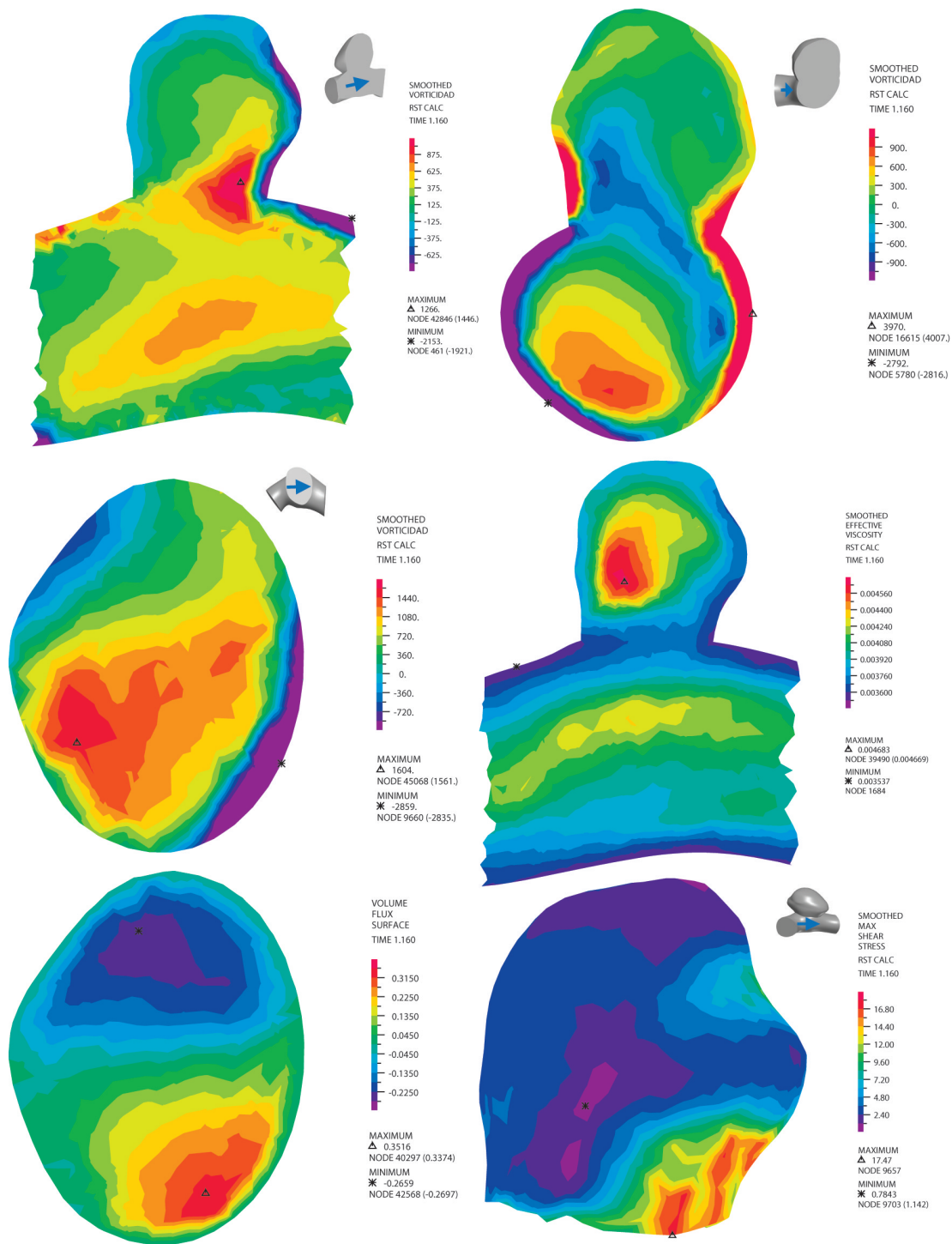


Figura B.55: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.18 Caso 18

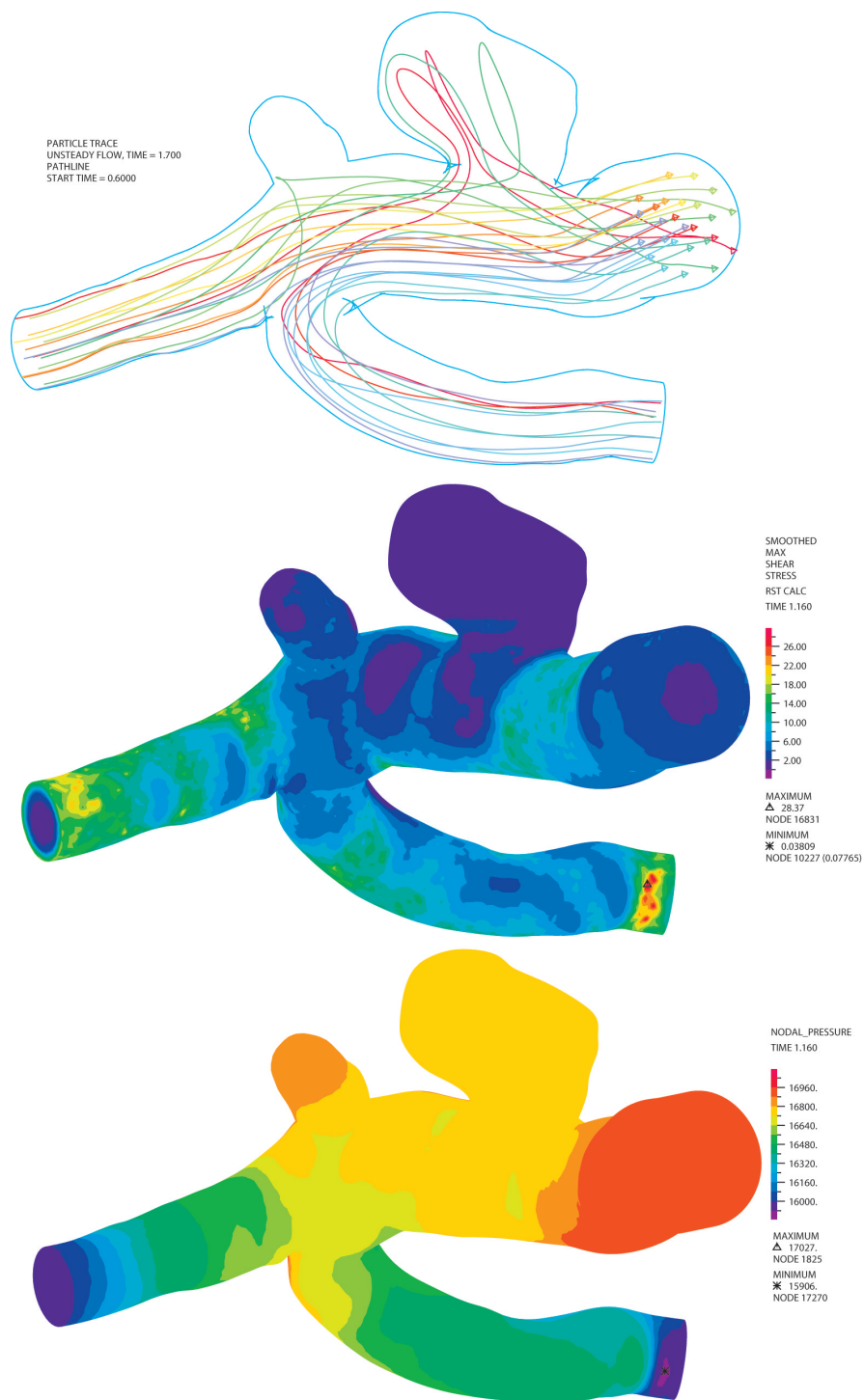


Figura B.56: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

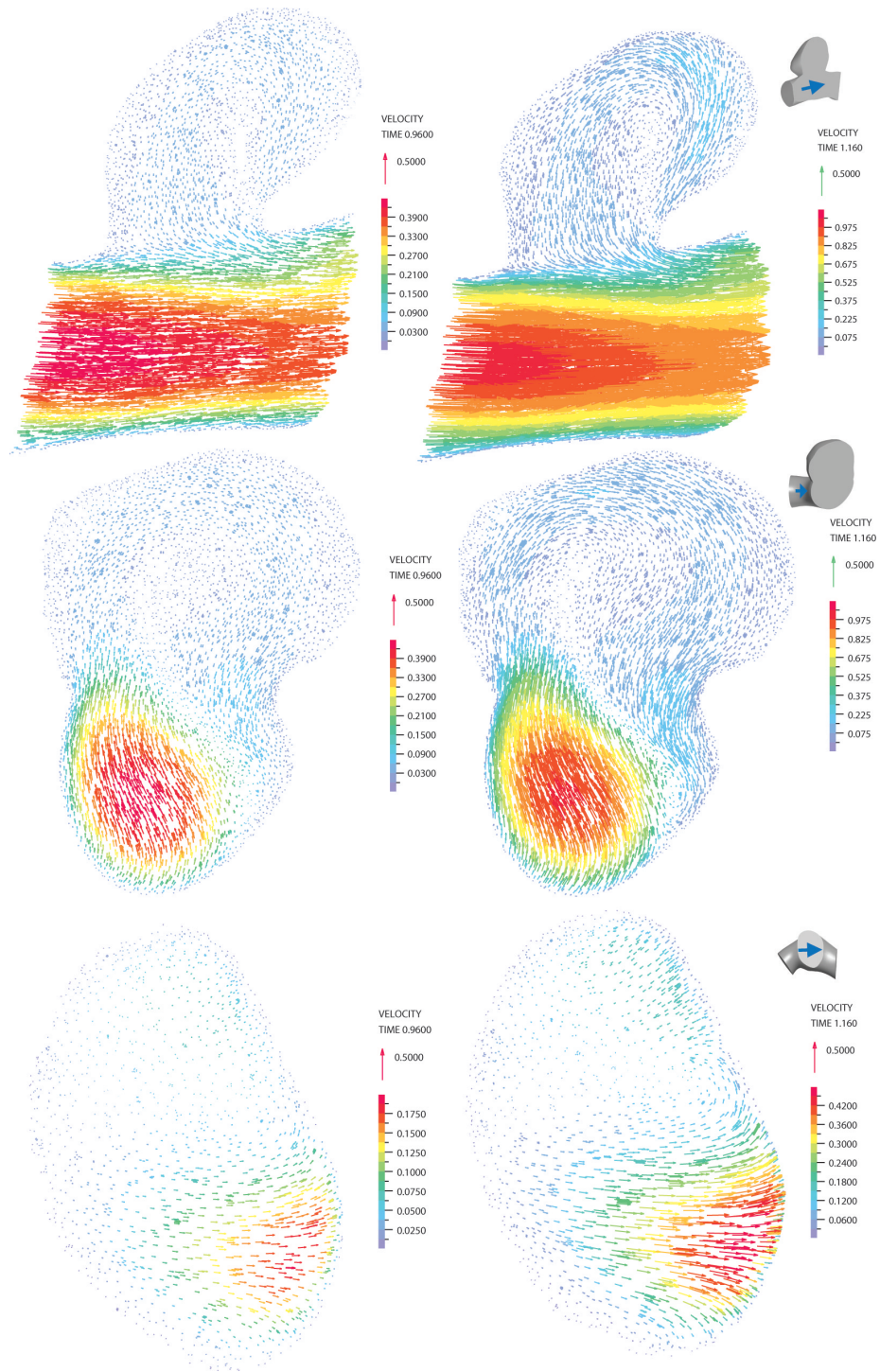


Figura B.57: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

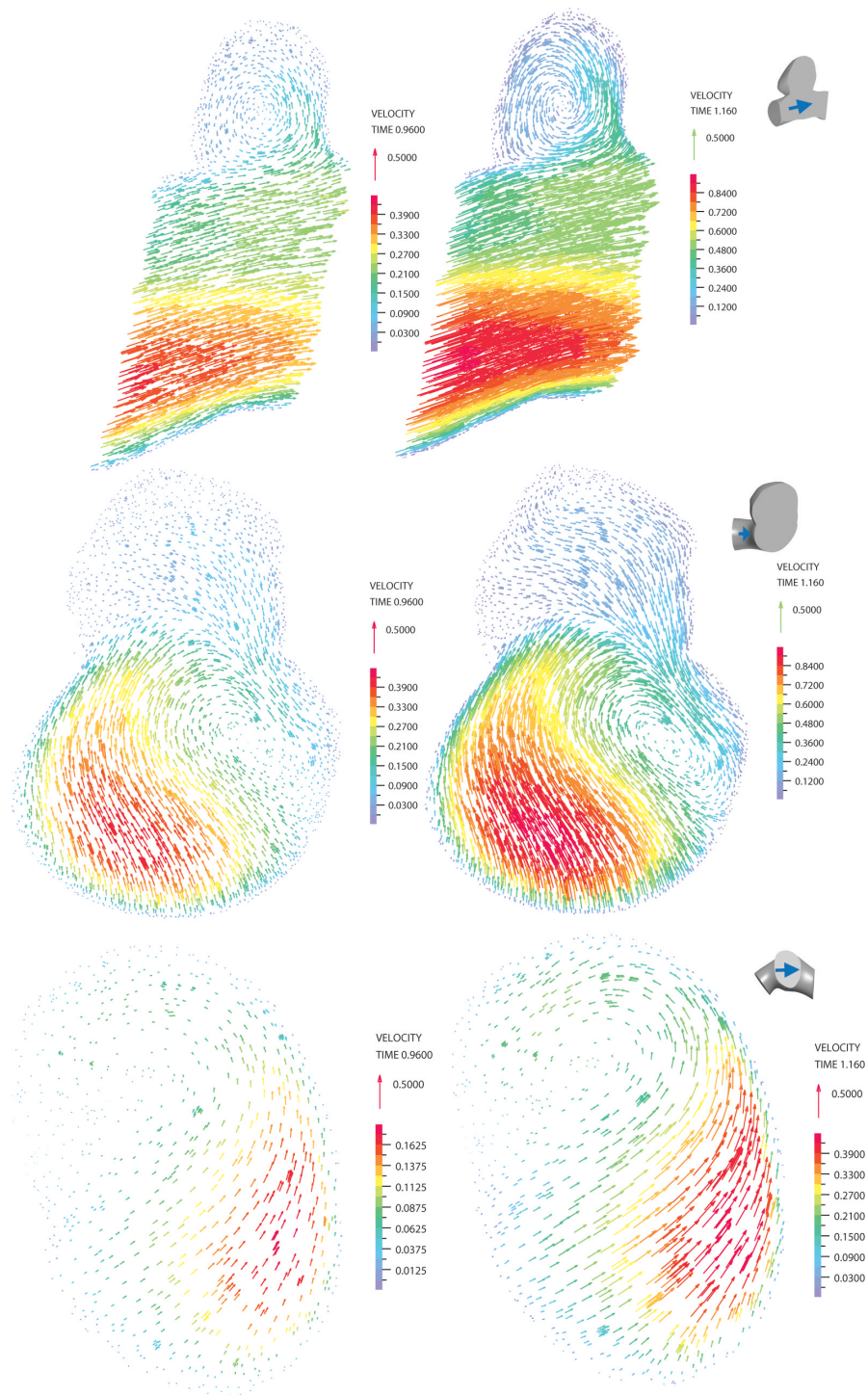


Figura B.58: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

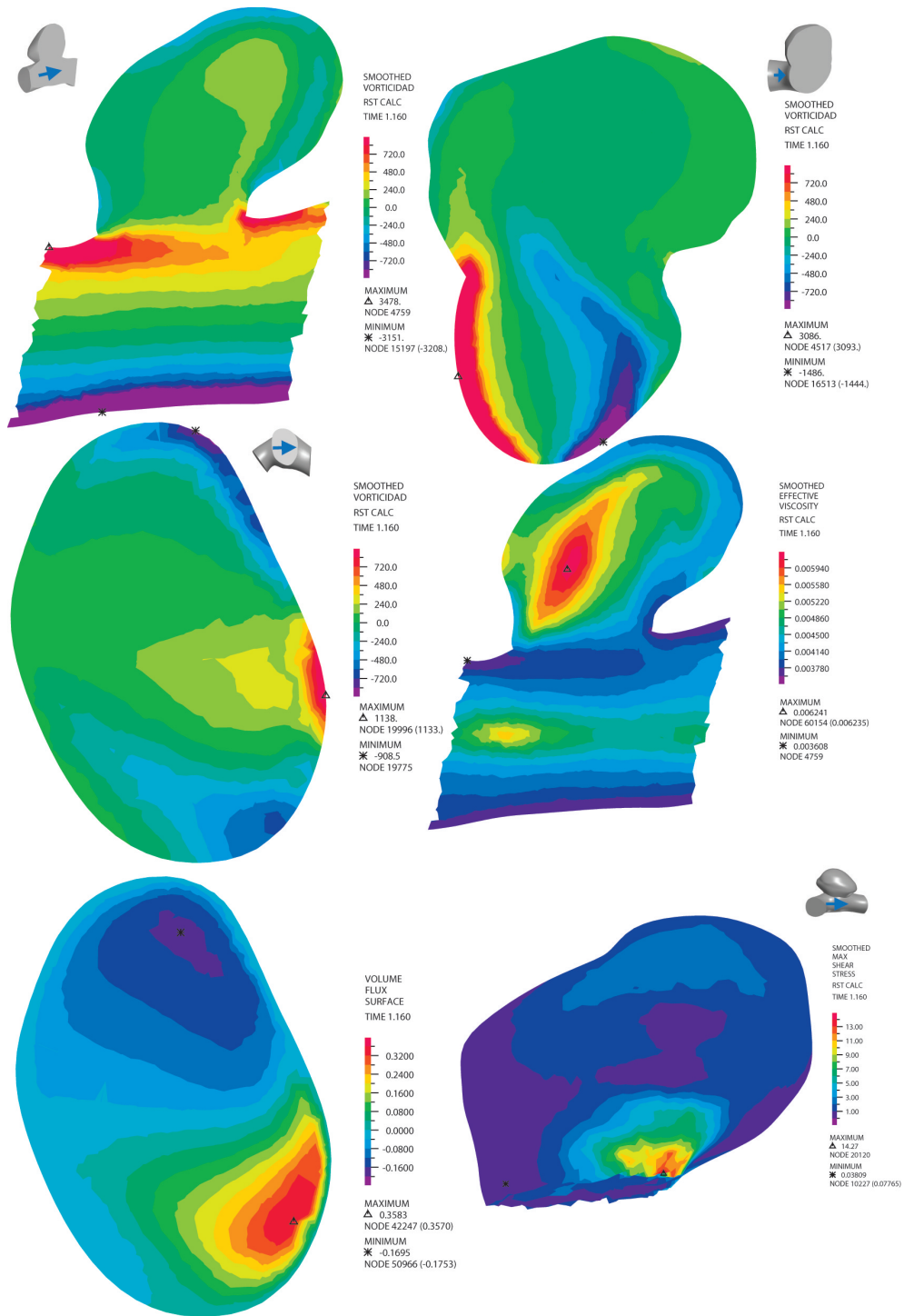


Figura B.59: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

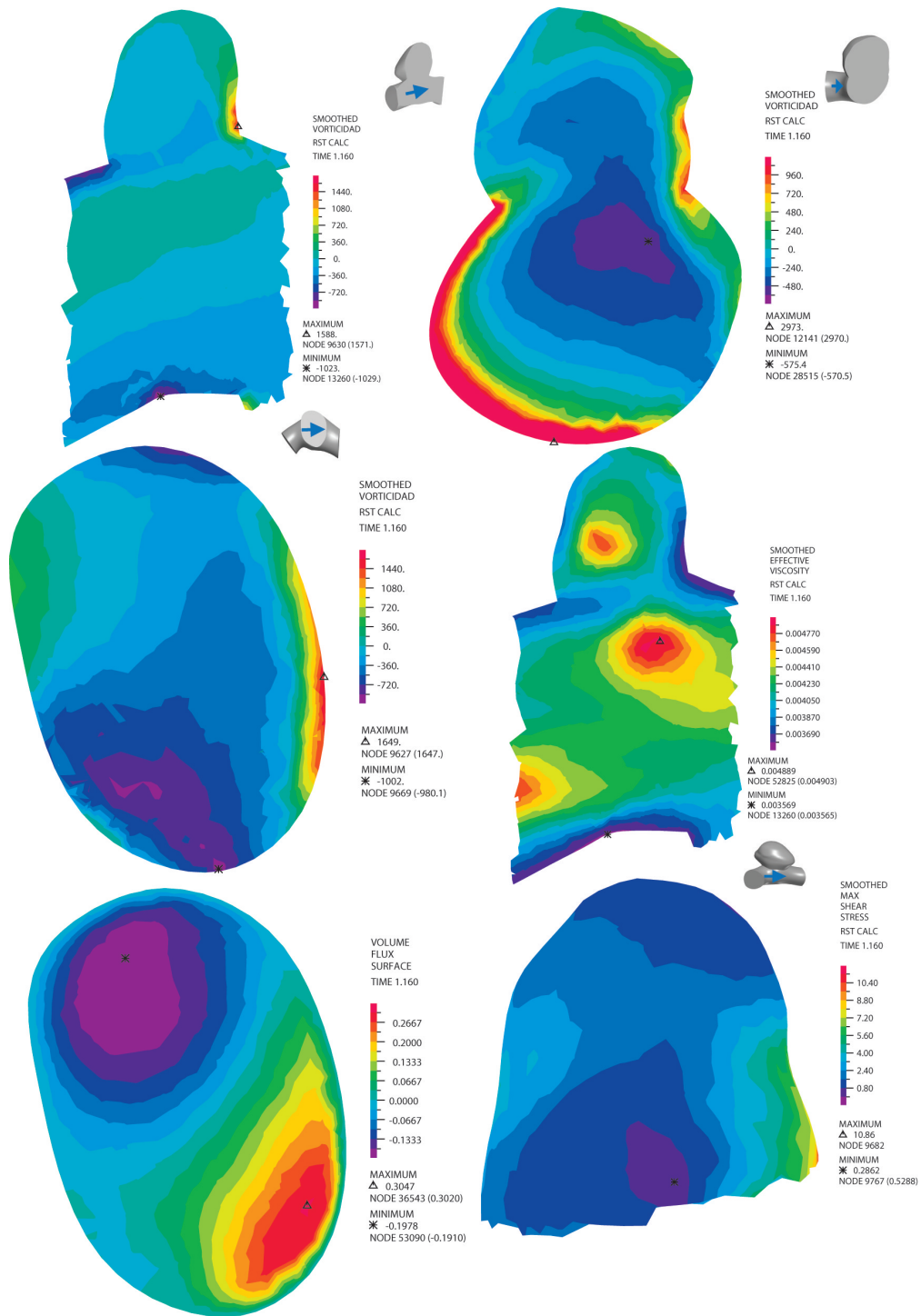


Figura B.60: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.19 Caso 19

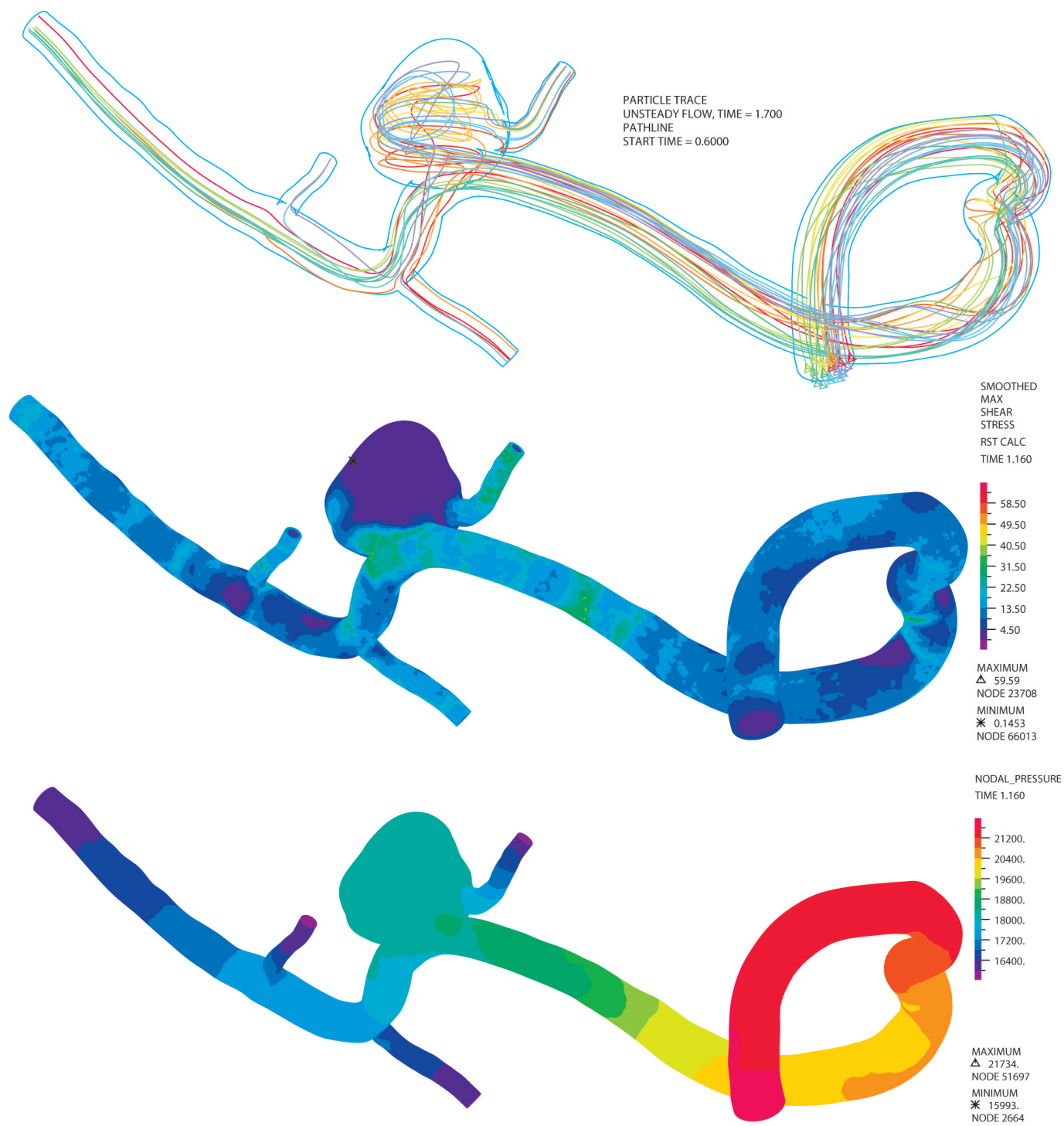


Figura B.61: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

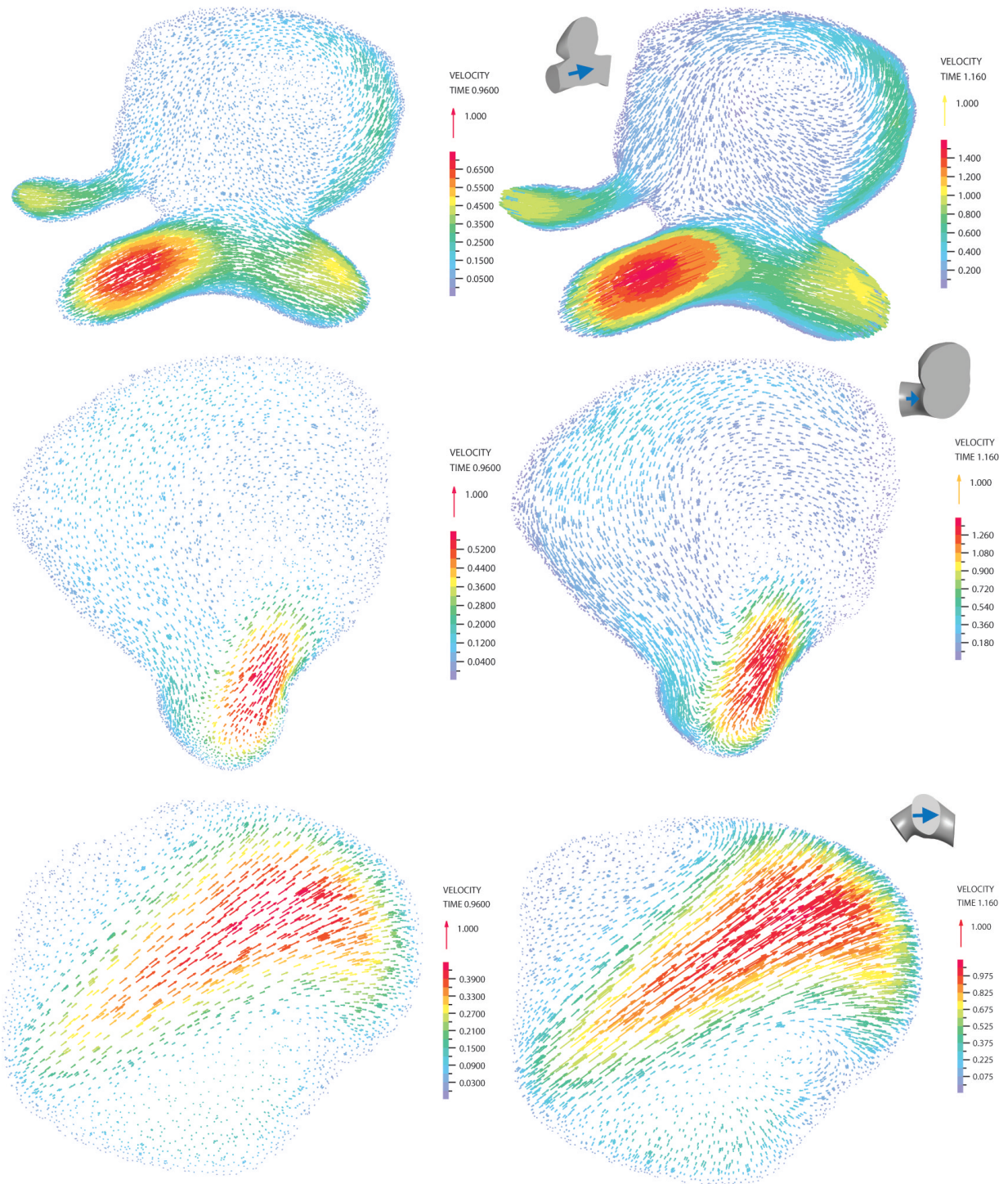


Figura B.62: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

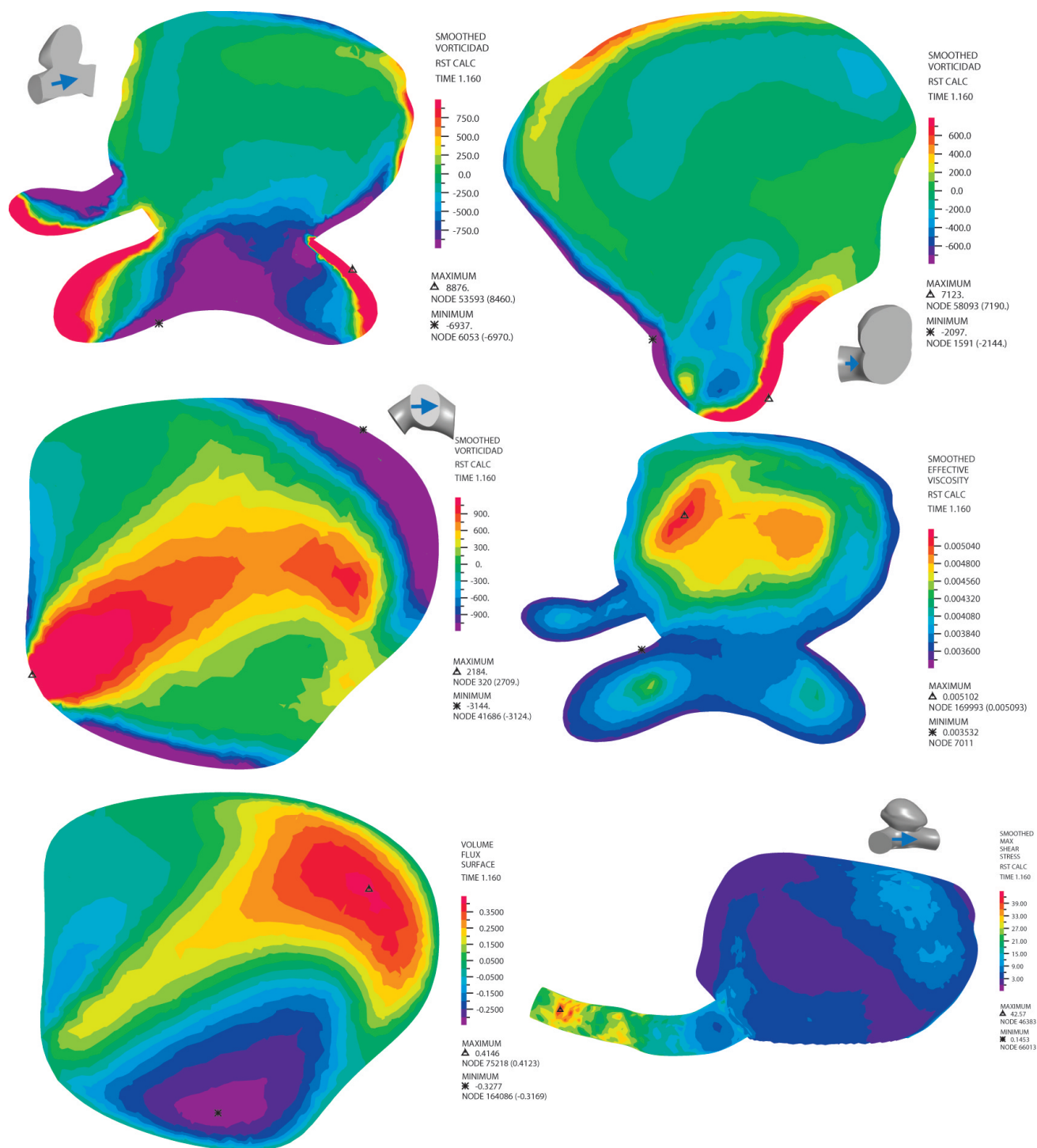


Figura B.63: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.20 Caso 20

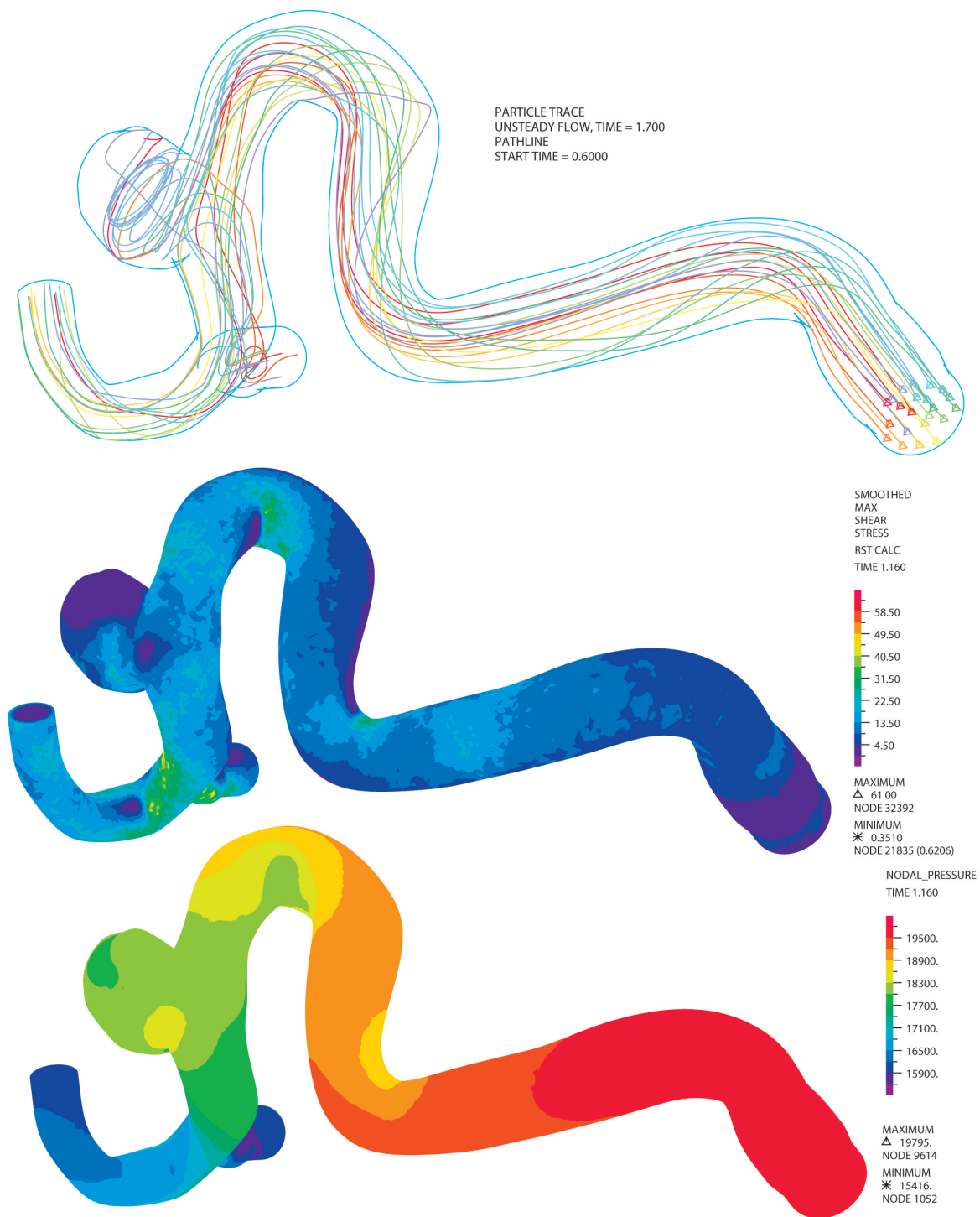


Figura B.64: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

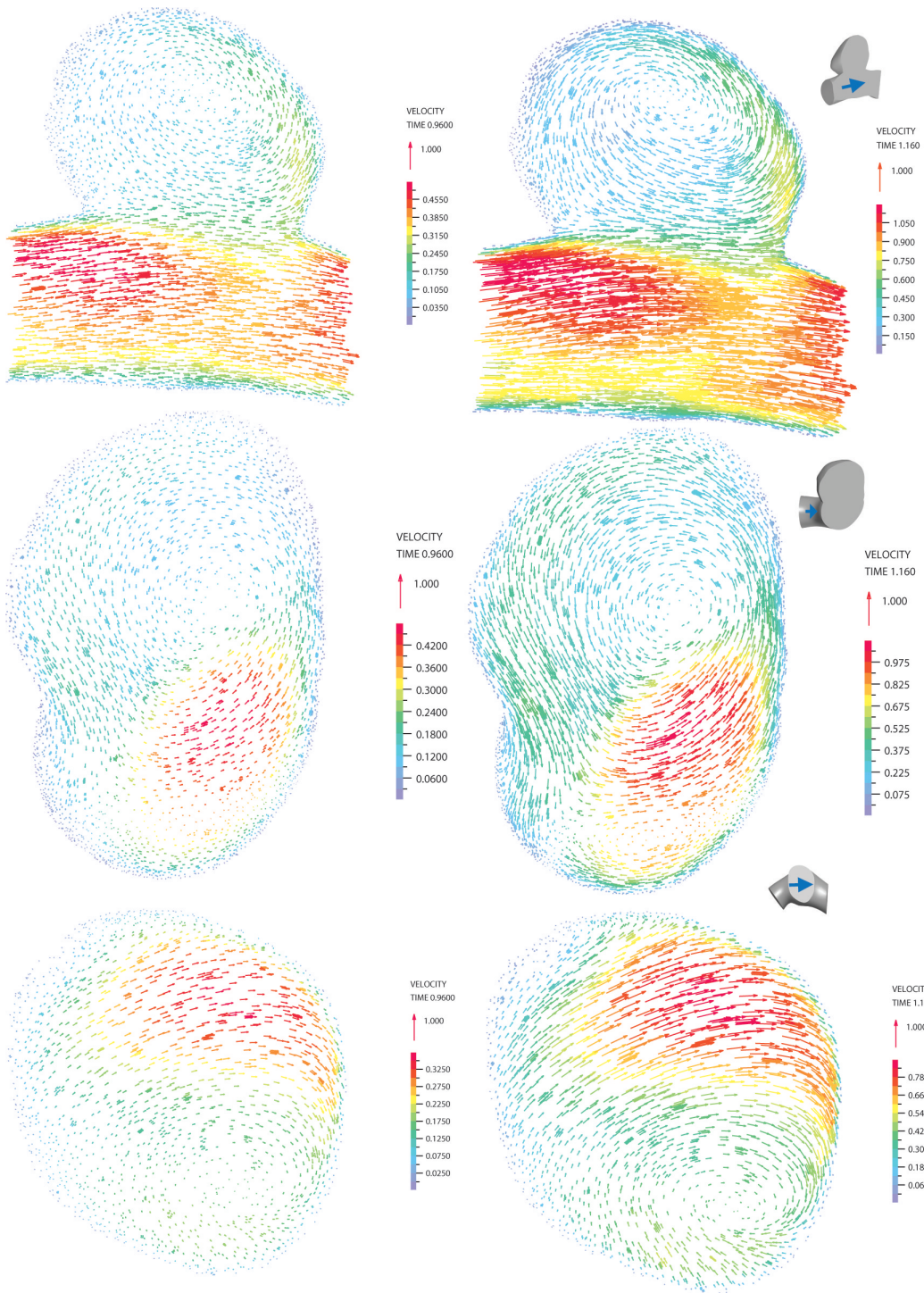


Figura B.65: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

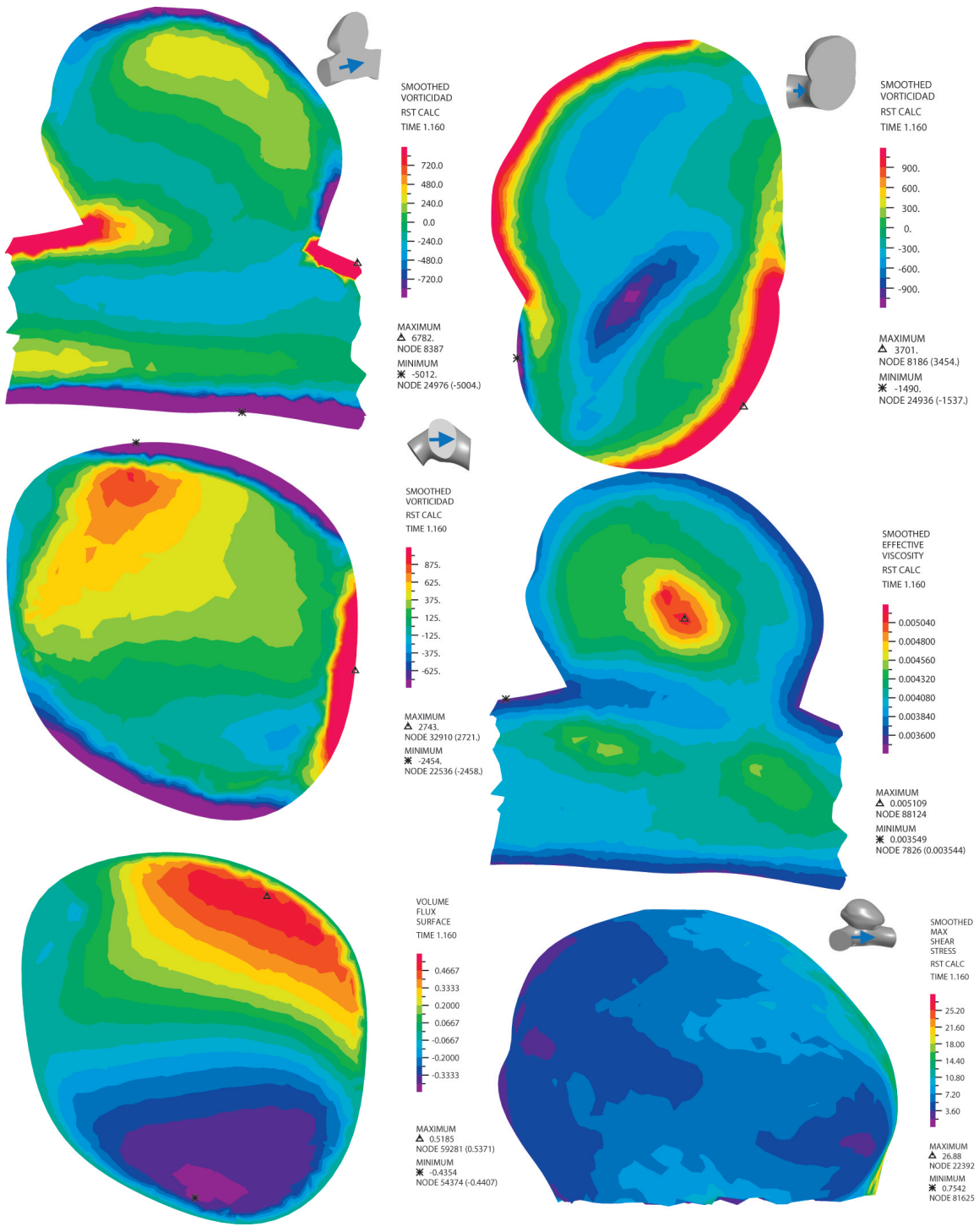


Figura B.66: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.21 Caso 21

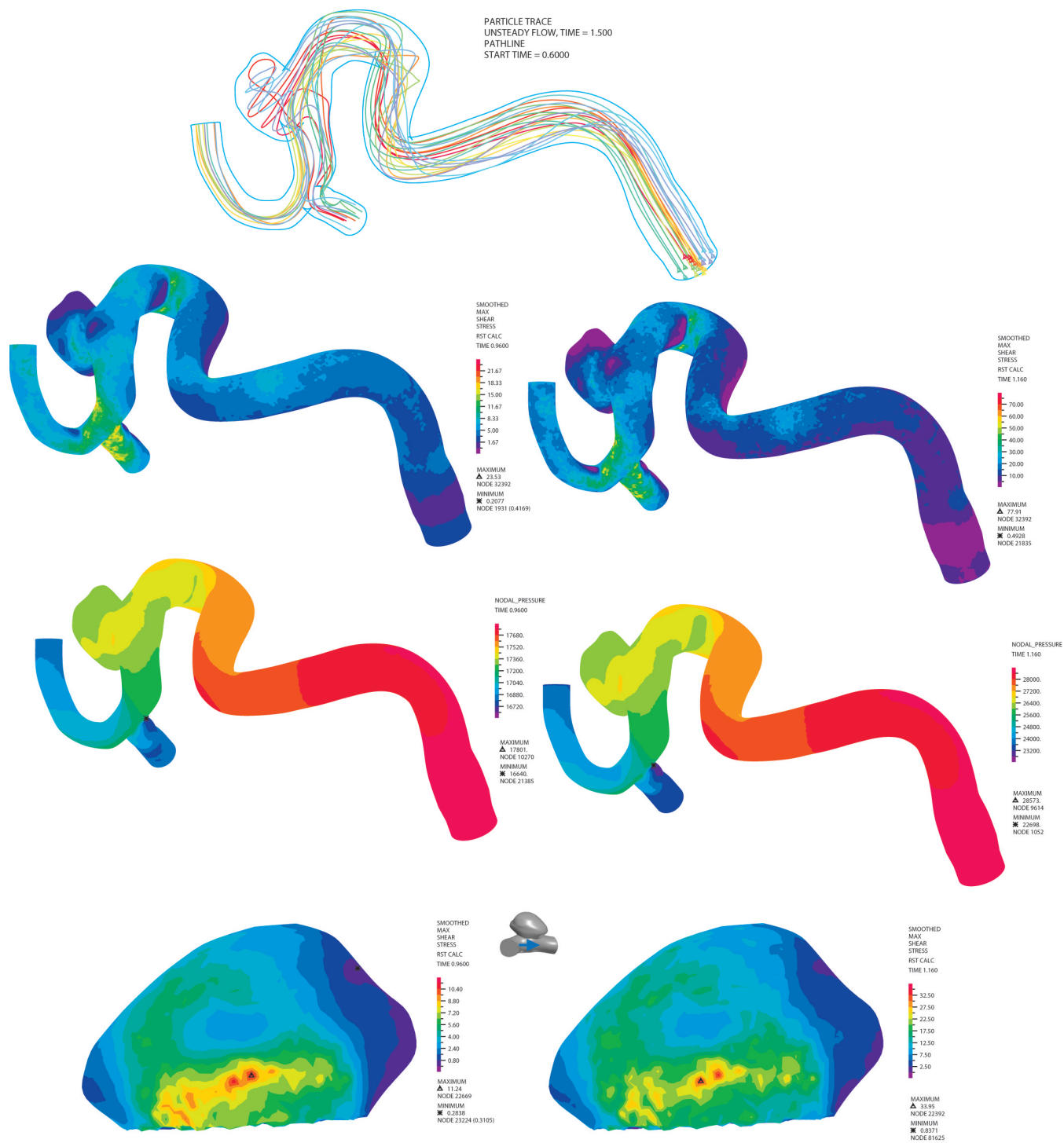


Figura B.67: Selección de gráficos 1

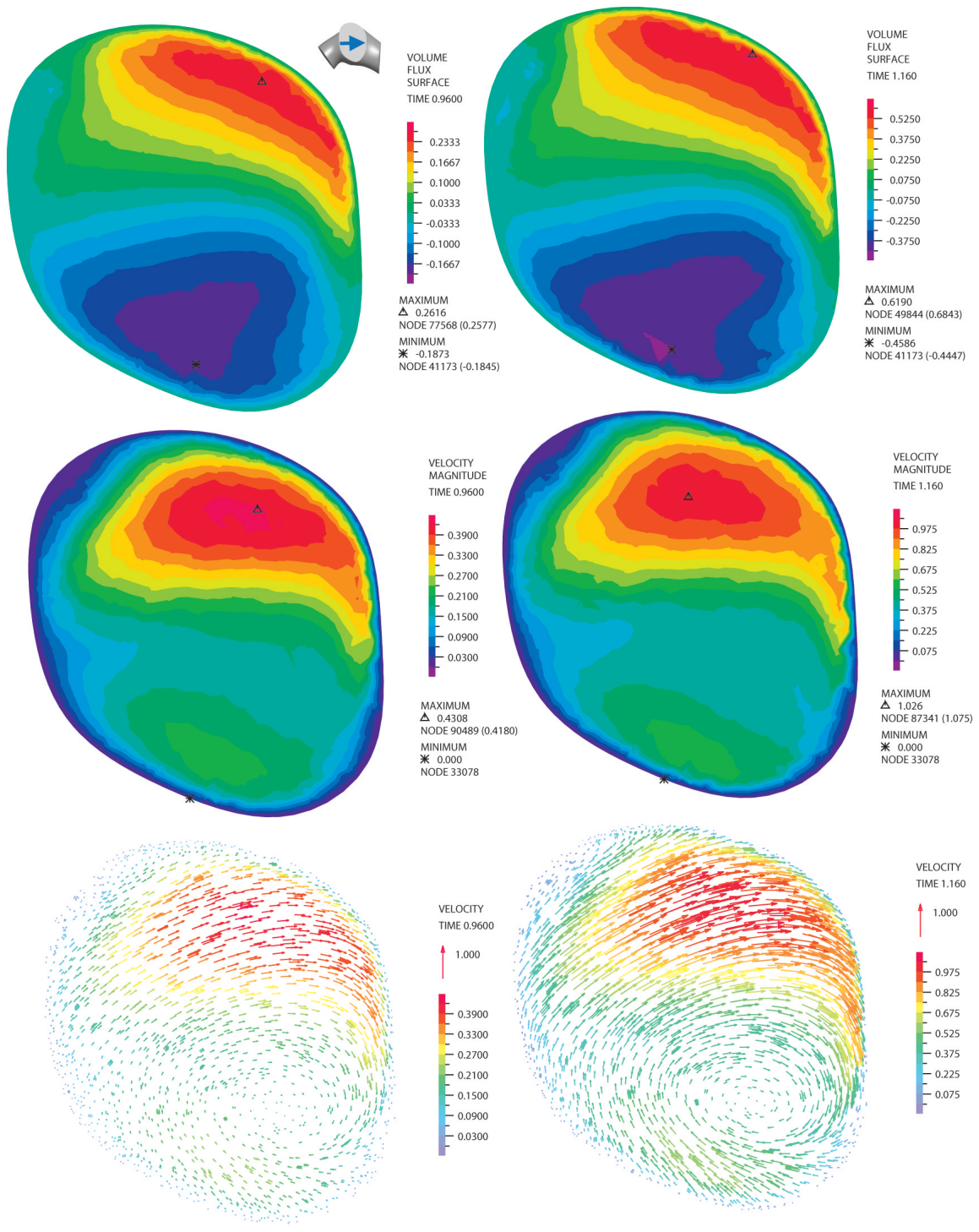


Figura B.68: Selección de gráficos 2

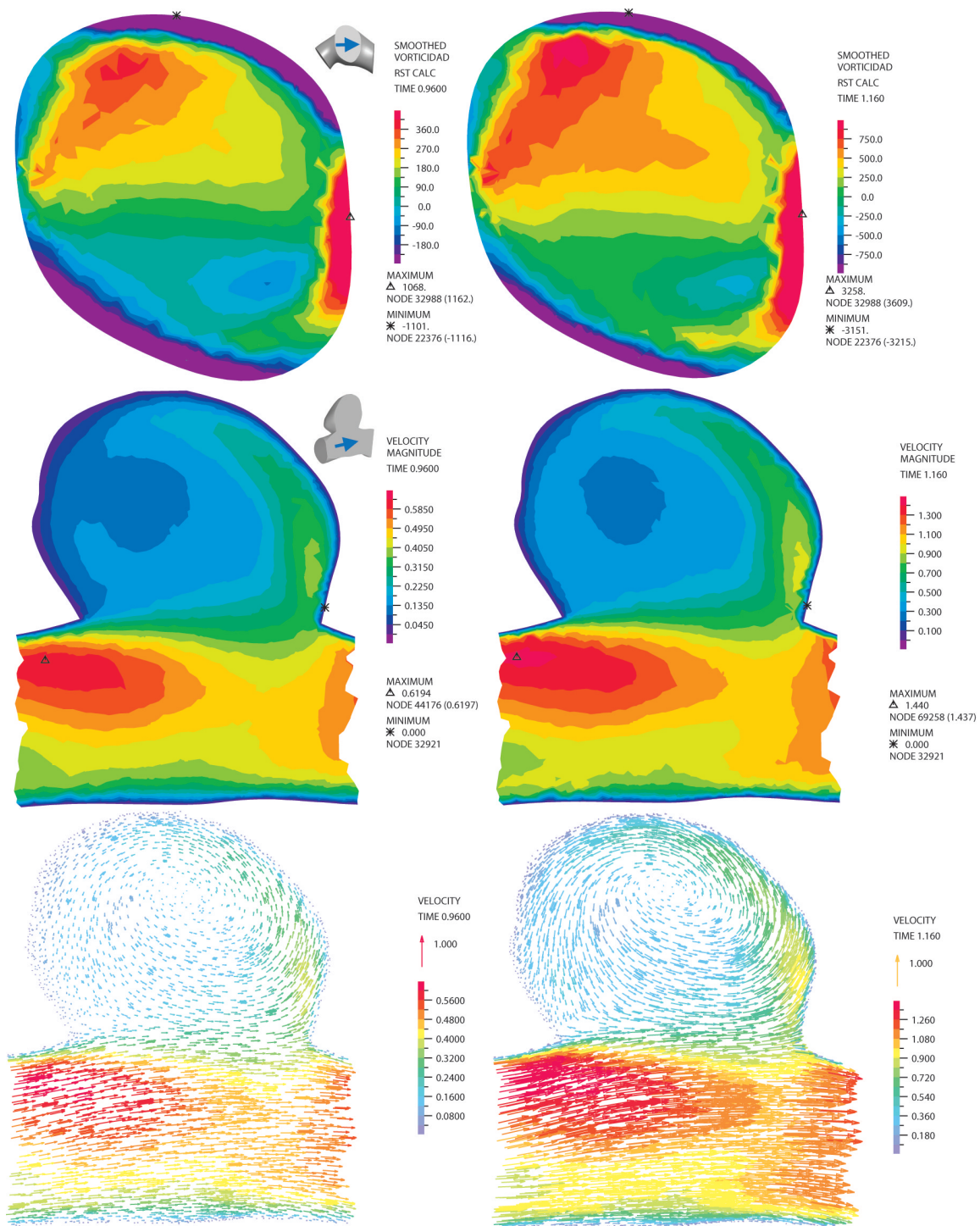


Figura B.69: Selección de gráficos 3

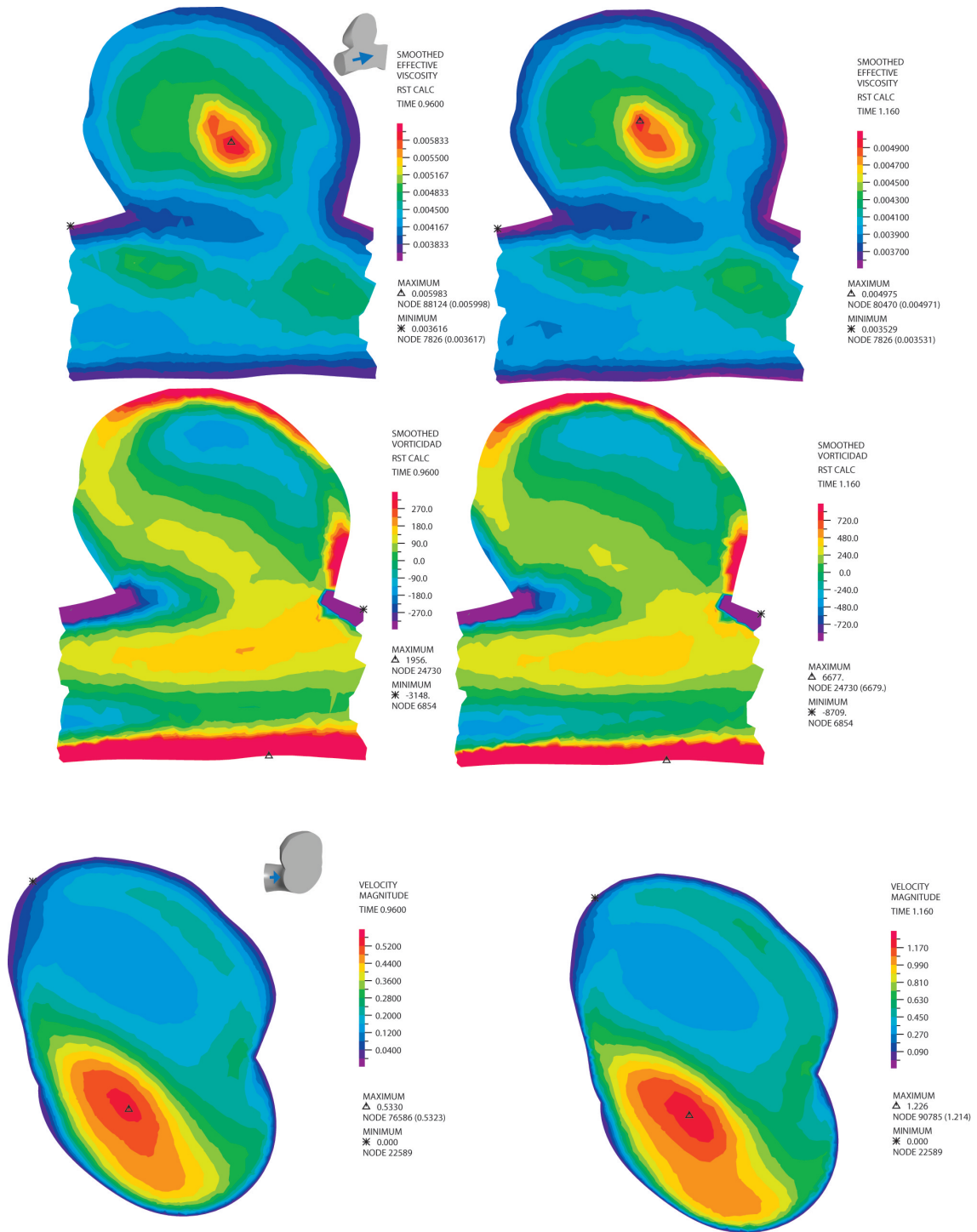


Figura B.70: Selección de gráficos 4

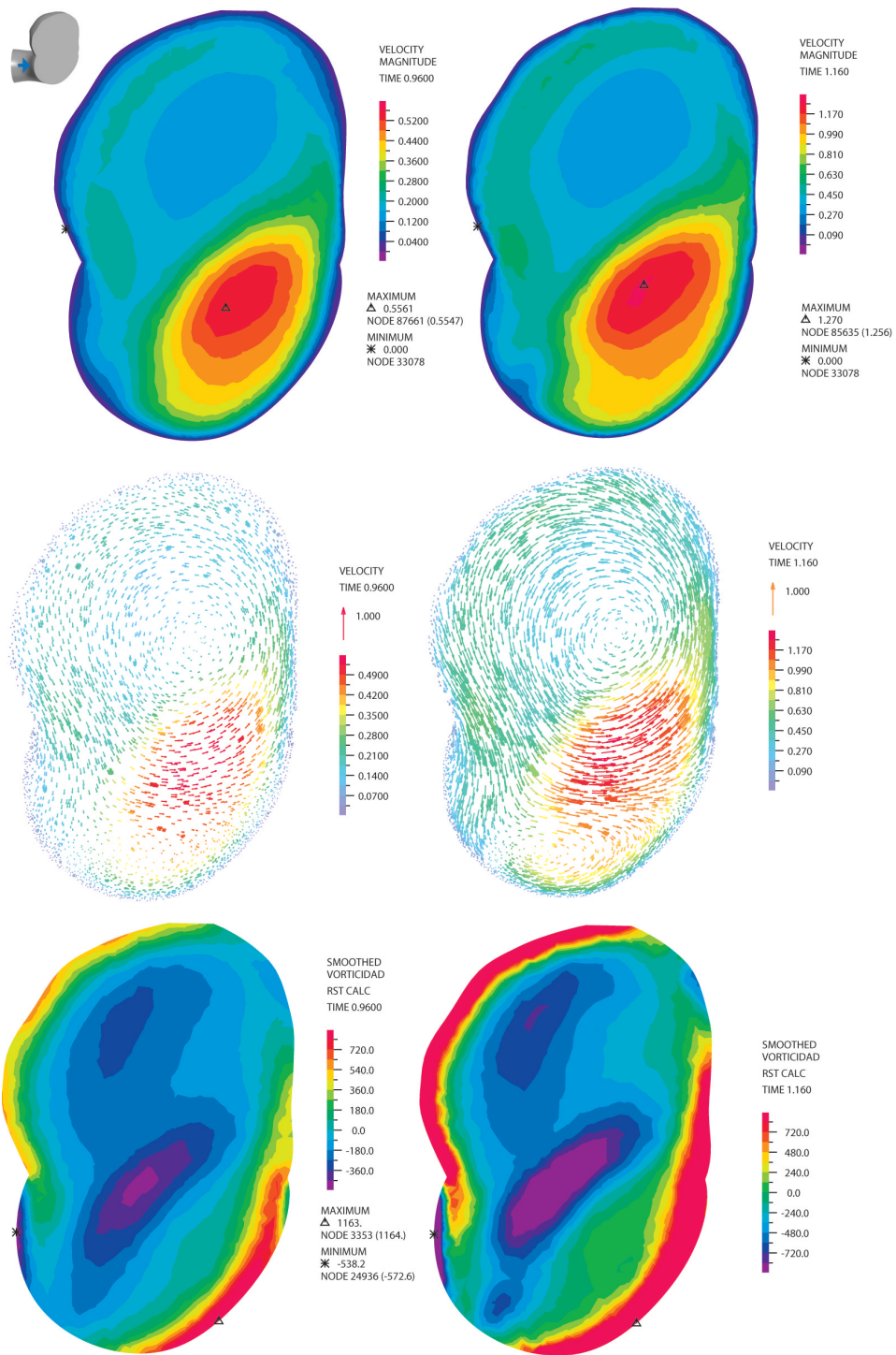


Figura B.71: Selección de gráficos 5

B.22 Caso 22

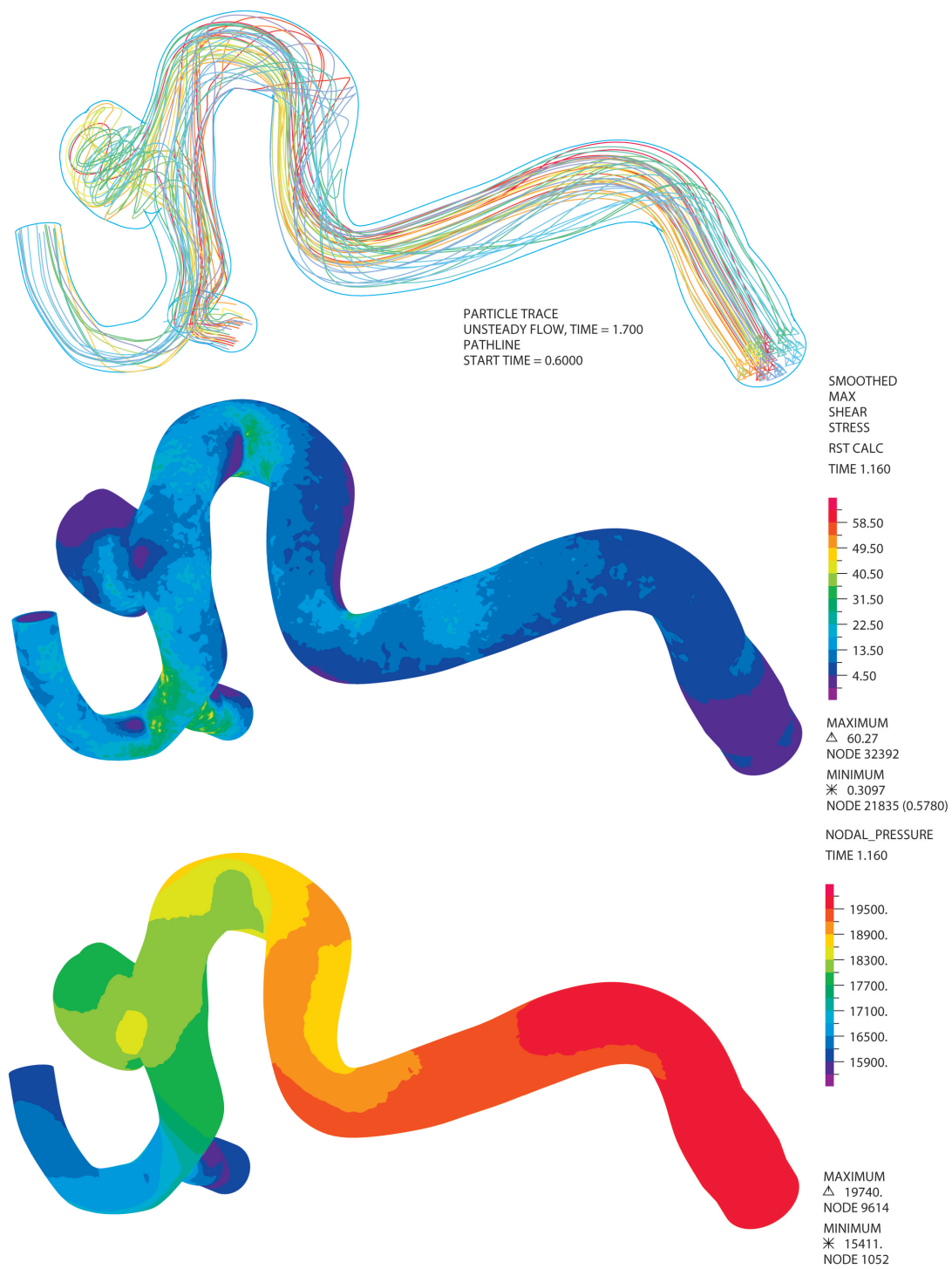


Figura B.72: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

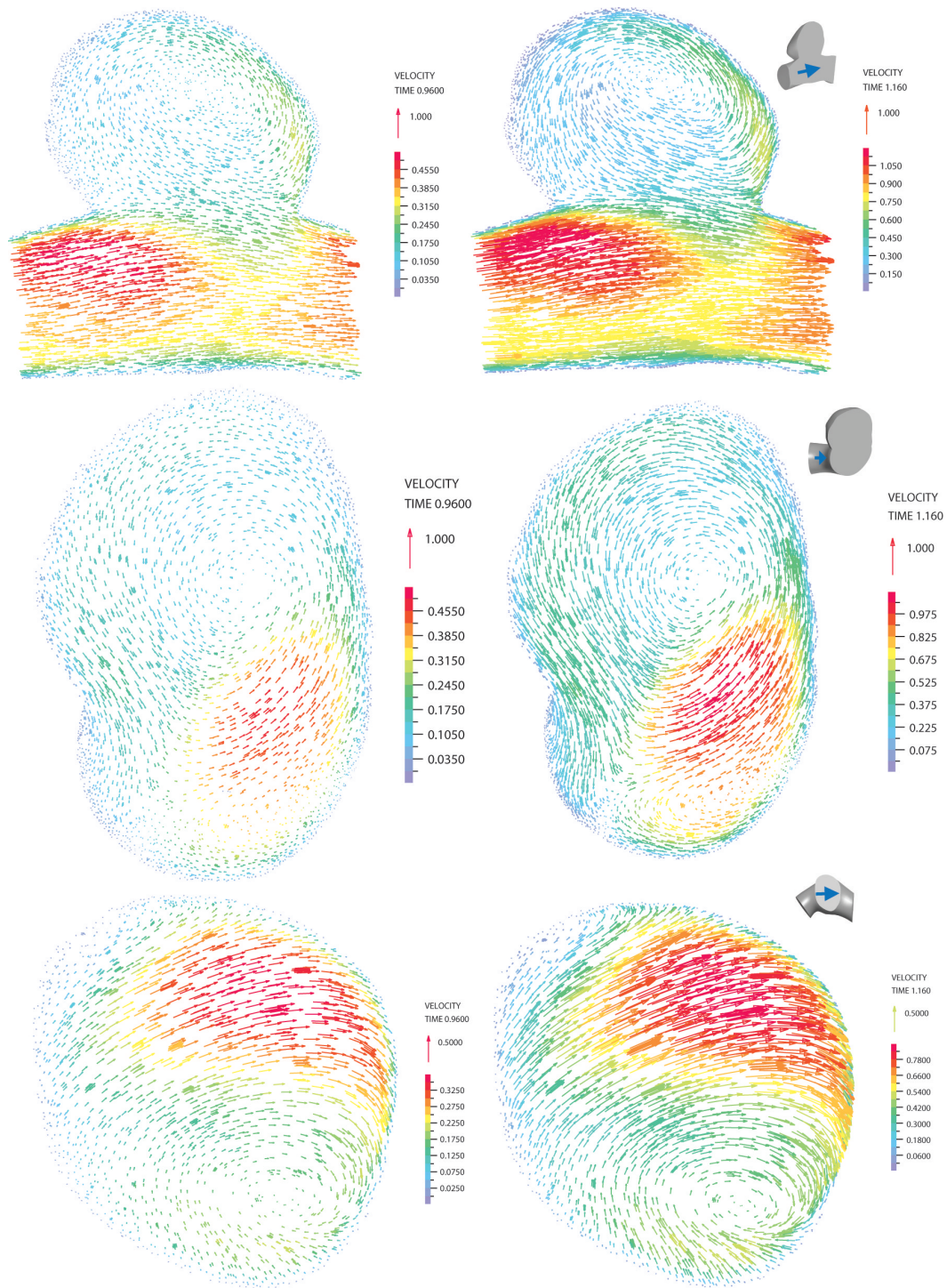


Figura B.73: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

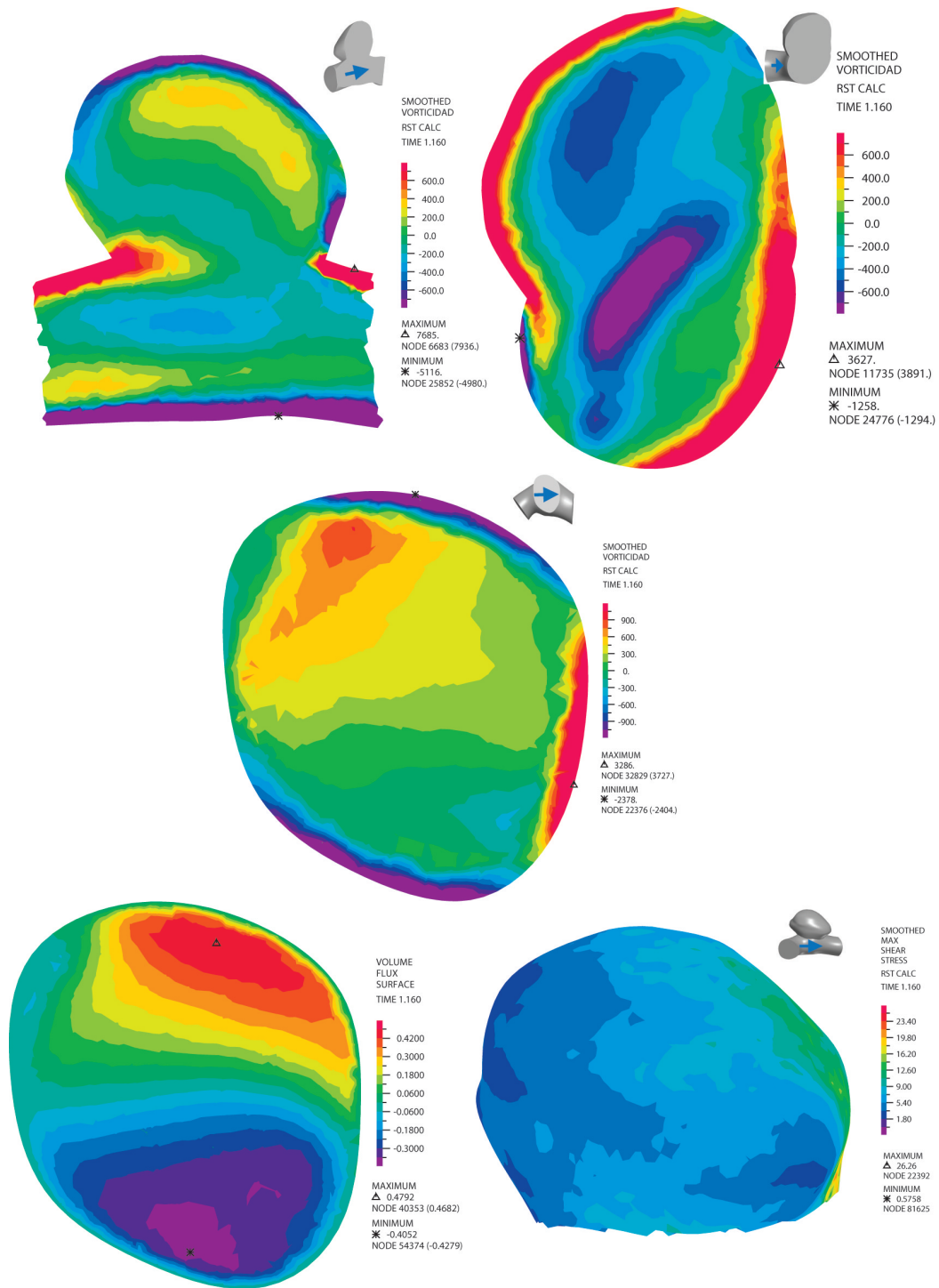


Figura B.74: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

B.23 Caso 23

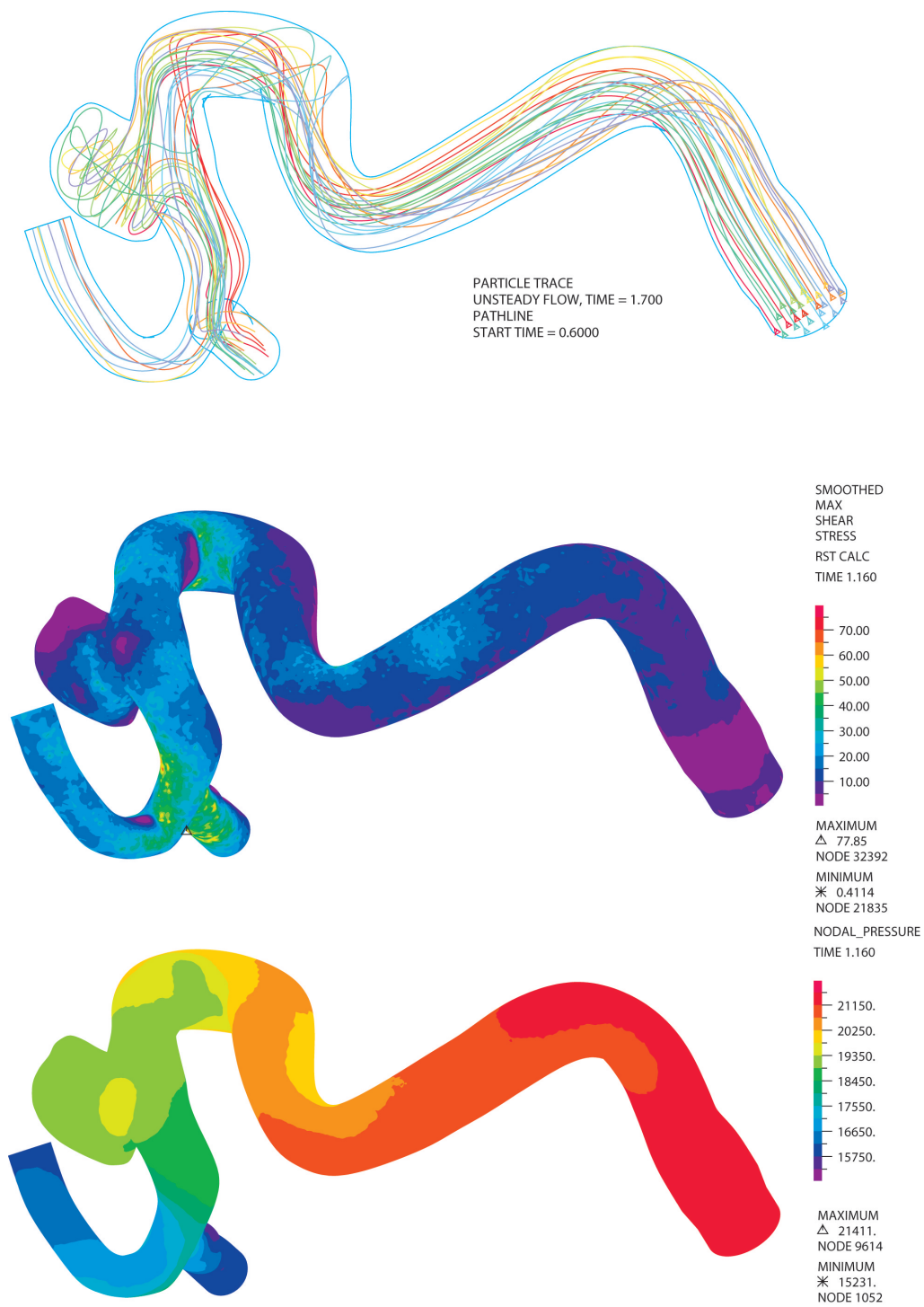


Figura B.75: Pathline (gráfico de líneas de flujo), Esfuerzos de corte en las paredes (WSS) y Presión

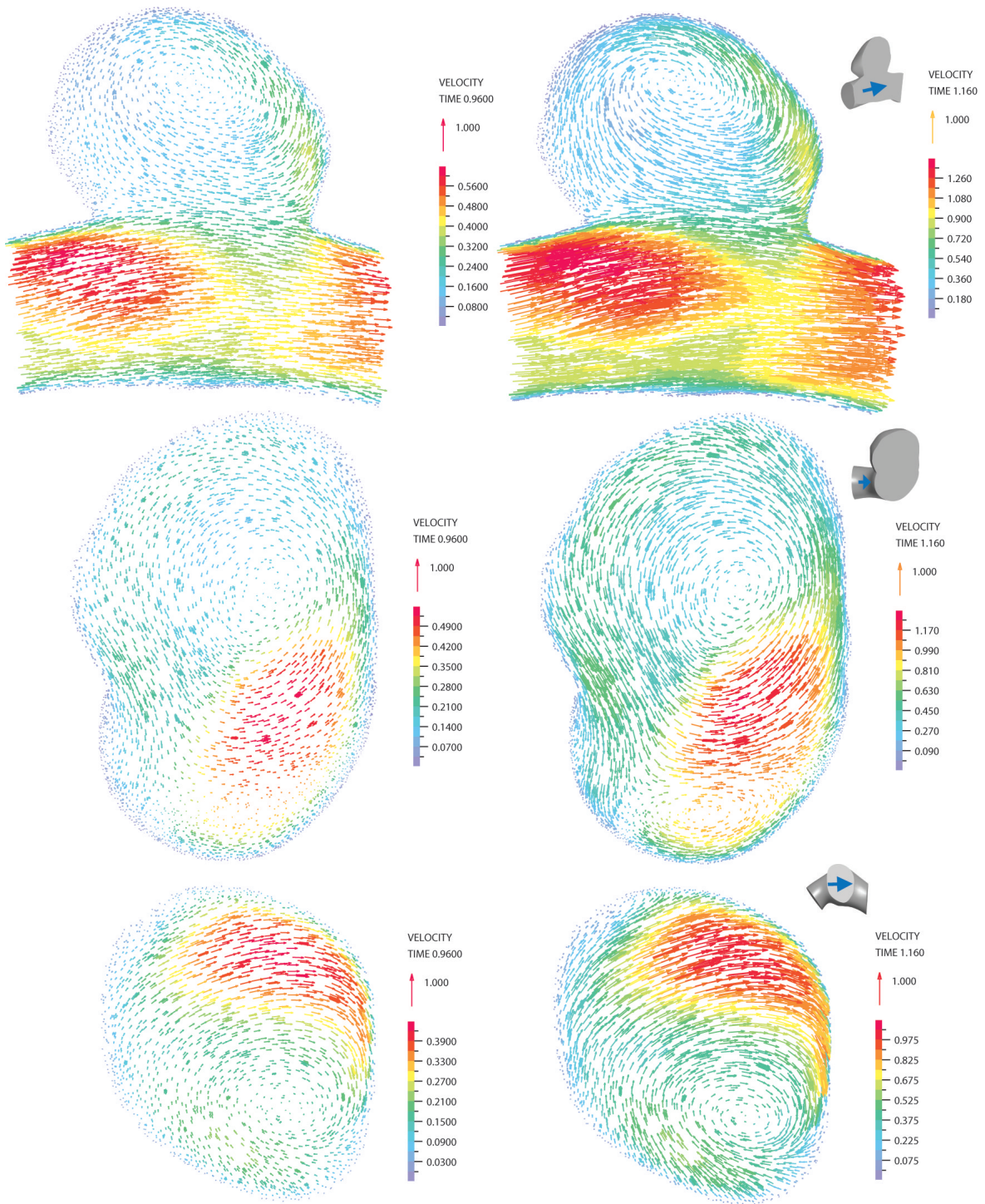


Figura B.76: Velocidades vectoriales en diástole y sístole. Se aprecia la diferencia de intensidad y los vórtices y la dirección del flujo junto a la orientación del plano de corte

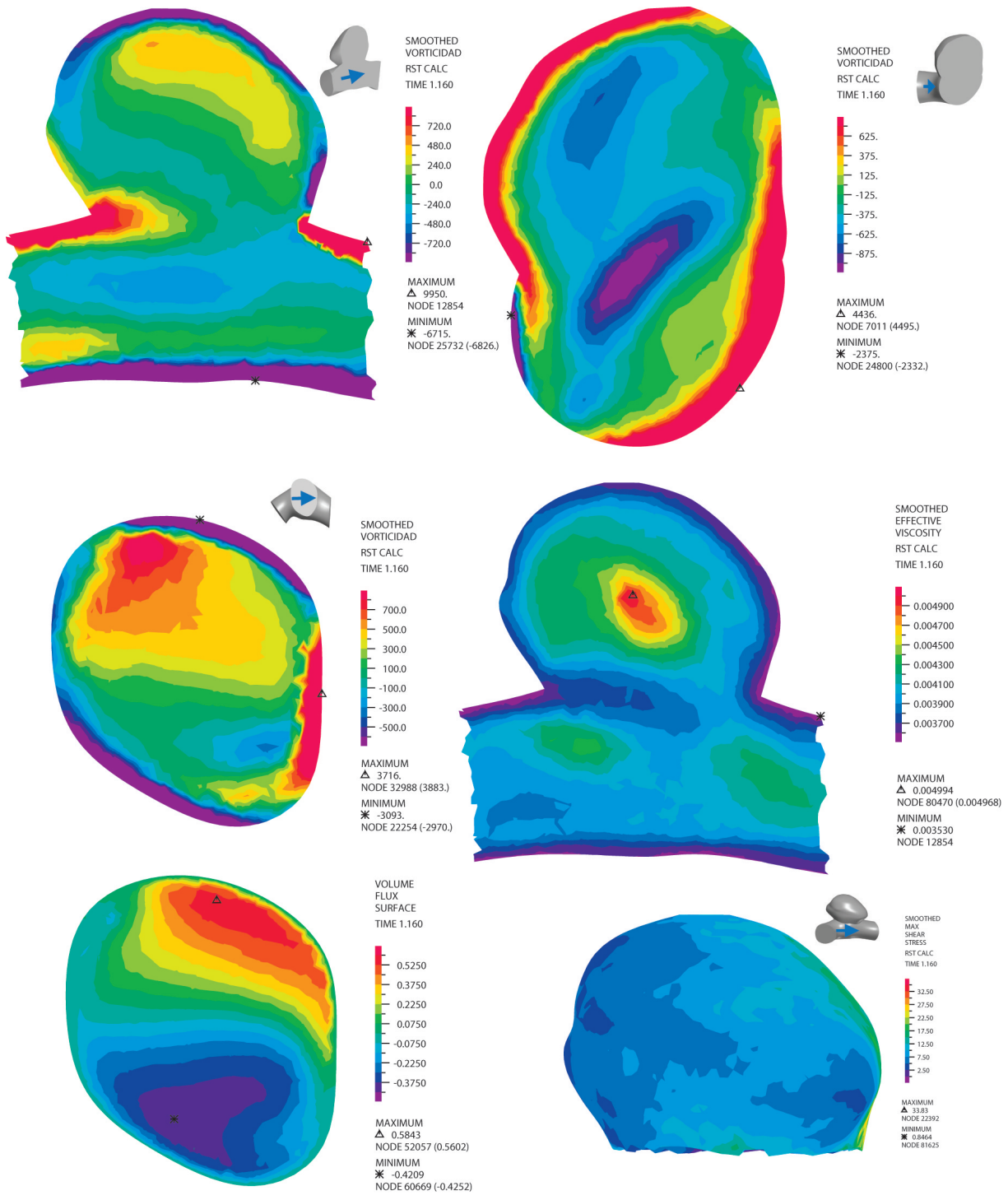


Figura B.77: Vorticidades, Viscosidad, velocidades perpendiculares y WSS en el aneurisma (sin plano de corte). Además se pueden apreciar las orientaciones de los planos de corte en las pequeñas figuras adjuntas

RESUMEN BASE DE DATOS ANEURISMAS

En las Tablas C.1, C.2 y C.3 se presenta la base de datos completa de todos los aneurismas reales existentes en formato CAD.

Caso

Es una enumeración por aneurisma, no por geometría, por ejemplo el caso 47 y 48 están en la misma geometría pero son aneurismas diferentes.

Memorista

Es el nombre del memorista que reconstruyo el caso, pero no necesariamente que lo haya simulado. Incluso muchos casos no han sido simulados.

Roto

Como no necesariamente los aneurismas rotos causan la muerte, una gran cantidad de los aneurismas existentes en esta base de datos se han roto y cerrado con anterioridad al examen.

Escala

Posterior al último paso de la reconstrucción desde un examen médico a un archivo CAD del caso, las geometrías quedan sin las dimensiones reales, es por eso que a través de un método en Solid Edge se determina el factor que se le debe aplicar para que la geometría tenga las dimensiones correctas.

Volumen Aneurisma

Esta medida de volumen además de la sangre dentro del aneurisma, contiene en si el espesor de la pared arterial.

Volumen Sangre

Esta medida de volumen sólo representa la sangre dentro del aneurisma, son contar las paredes de la arteria.

Superficie manto

Es el área que envuelve al aneurisma, sin incluir el área de la entrada.

NSI

Es el factor de forma que indica cuan distinto es el aneurisma de una semi-esfera. 0 cuando el aneurisma es una semi-esfera perfecta y converge a 1 a medida que su forma de hace más distante de una.

Tabla C.1: Base de datos aneurismas desde el 1 al 30

Caso	Memorista	Caso Memorista	Roto	Escala	Volumen Aneurisma mm^3	Volumen Sangre mm^3	Superficie Manto mm^2	NSI
2	Torrens	2	si	-	40.39	-	60.05	0.248
3	Torrens	3	si	-	168.38	-	156.13	0.250
4	Torrens	4	si	-	331.28	-	235.11	0.218
5	Torrens	5	si	-	72.74	-	90.55	0.261
6	Torrens	6	no	-	8.38	-	17.17	0.078
7	Torrens	7	si	-	54.63	-	60.41	0.085
8	Torrens	8	si	-	180.75	-	146.77	0.164
9	Torrens	9	si	-	107.73	-	108.29	0.198
10	Torrens	10	no	-	21.73	-	33.67	0.112
11	Torrens	11	no	-	204.95	-	152.37	0.124
12	Torrens	12	si	-	170.36	-	142.23	0.171
13	Torrens	13	si	-	283.91	-	202.25	0.180
14	Torrens	14	no	-	62.54	-	71.06	0.149
15	Torrens	15	si	0.149	179.38	-	176.20	0.307
16	Torrens	16	si	-	38.09	-	52.27	0.169
17	Torrens	17	no	-	56.52	-	65.89	0.142
18	Torrens	18	si	-	68.52	-	74.51	0.138
19	Torrens	19	si	-	6.34	-	16.23	0.190
20	Torrens	20	no	-	155.66	-	135.12	0.178
21	Torrens	21	no	-	10.81	-	19.43	0.035
22	Torrens	22	no	0.125	10.34	-	18.79	0.031
23	Torrens	23	si	0.128	188.14	-	174.22	0.277
24	Torrens	24	si	-	145.55	-	131.20	0.191
25	Torrens	25	si	0.200	93.18	-	98.43	0.199
26	Torrens	26	no	-	6.68	-	15.13	0.100
27	Torrens	27	si	0.327	320.56	-	240.08	0.251
28	Torrens	28	si	-	118.52	-	122.09	0.242
29	Torrens	29	no	-	111.84	-	94.68	0.059
30	Torrens	30	no	-	98.54	-	98.77	0.171

Tabla C.2: Base de datos aneurismas desde el 31 al 60

Caso	Memorista	Caso Memorista Memorista	Roto	Escala	Volumen Aneurisma Aneurisma mm^3	Volumen Sangre Sangre mm^3	Superficie Manto Manto mm^2	NSI
31	Morales	5.2	no	-	3.13	-	0.09	0.090
32	Morales	14.2	no	-	8.41	-	0.08	0.079
33	Morales	21.2	no	-	4.56	-	0.12	0.124
34	Morales	30.2	no	-	2.68	-	0.16	0.160
35	Ledermann	1	si	0.075	27.51	-	0.15	0.147
36	Ledermann	2	si	0.071	MUY PEQUEÑO	-	-	-
37	Ledermann	3	si	0.127	329.11	-	0.22	0.223
38	Ledermann	4	no	0.087	19.29	-	0.06	0.057
39	Ledermann	5	si	0.091	79.44	-	0.13	0.126
40	Ledermann	6	si	0.108	46.98	-	0.12	0.116
41	Ledermann	8	si	0.079	151.35	-	-	-
42	Araya-Muñoz	1	no	-	133.94	124.40	0.13	0.128
43	Araya-Muñoz	2	no	-	-	40.23	0.22	0.224
44	Araya-Muñoz	3.1	no	-	-	46.75	0.20	0.200
45	Araya-Muñoz	3.2	si	-	-	2.84	0.07	0.067
46	Araya-Muñoz	4	no	-	8.87	7.41	0.14	0.145
47	Araya-Muñoz	5.1	si	-	23.91	20.28	0.30	0.296
48	Araya-Muñoz	5.2	no	-	5.62	4.58	0.06	0.059
49	Araya-Muñoz	6	no	-	-	425.74	0.03	0.033
50	Araya-Muñoz	7	no	-	17.34	15.02	0.11	0.112
51	Araya-Muñoz	8	no	-	-	111.75	0.26	0.257
52	Araya-Muñoz	9	no	-	-	34.56	0.14	0.135
53	Araya-Muñoz	10	no	-	-	294.65	0.24	0.236
54	Araya-Muñoz	11.1	no	-	-	21.31	0.15	0.146
55	Araya-Muñoz	11.2	no	-	-	19.80	0.11	0.110
56		12						
57	Araya-Muñoz	13	no	0.120	-	103.77	108.26	0.217
58	Araya-Muñoz	14	si	0.180	-	301.53	0.25	0.249
59	Araya-Muñoz	15	si	0.160	46.45	41.22	0.22	0.221
60	Araya-Muñoz	16	si	0.120	87.19	79.27	0.21	0.215

Tabla C.3: Base de datos aneurismas desde el 61 al 88

Caso	Memorista	Caso Memorista Memorista	Roto	Escala	Volumen Aneurisma Aneurisma mm^3	Volumen Sangre Sangre mm^3	Superficie Manto Manto mm^2	NSI
61	Araya-Muñoz	17	no	0.250	3574.10	3476.88	0.19	0.192
62	Araya-Muñoz	18	si	0.160	-	28.43	0.11	0.109
63	Araya-Muñoz	19	no	0.170	169.33	158.03	0.09	0.093
64	Araya-Muñoz	20	si	0.160	44.49	39.08	0.25	0.254
65	Araya-Muñoz	21	no	0.130	5.62	4.47	0.13	0.133
66	Araya-Muñoz	22.1	no	0.170	100.28	92.26	0.15	0.148
67	Araya-Muñoz	22.2	no	0.170	112.33	102.92	0.21	0.213
68	Araya-Muñoz	23	no	0.240	205.49	192.10	0.23	0.226
69	Araya-Muñoz	24	si	0.120	31.35	27.75	0.13	0.130
70	Figueroa	1	no	0.160	156.16	-	0.13	0.132
71	Figueroa	2	si	0.126	92.87	-	0.13	0.126
72	Figueroa	3.1	si	0.167	394.33	-	0.14	0.143
73	Figueroa	3.2	si	0.150	2.37	-	0.04	0.038
74	Figueroa	4	si	0.086	17.61	-	0.21	0.205
75	Figueroa	5	no	0.162	97.16	-	0.17	0.171
76	Figueroa	6	no	0.172	176.18	-	0.05	0.047
77	Figueroa	7	no	0.177	1098.90	-	-	
78	Figueroa	8	si	0.091	11.96	-	0.14	0.141
79	Rojo	9	no	0.167	1807.13	-	-	
80	Rojo	10	si	0.188	560.58	-	0.29	0.291
81	Rojo	11,1	si	0.081	23.78	-	0.11	0.115
82	Rojo	11,2	no	0.188	88.94	-	0.06	0.063
83	Rojo	11,3	no	0.183	9.02	-	0.04	0.038
84	Rojo	12	si	0.122	59.49	-	0.28	0.279
85	Rojo	13	no	0.178	6253.47	-	0.24	0.239
86	Rojo	14,1	si	0.088	100.52	-	0.18	0.179
87	Rojo	14,2	no	0.088	12.14	-	0.08	0.076
88	Rojo	15	si	0.231	228.54	-	0.19	0.189