



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

ESTUDIO NUMÉRICO DE DIFERENTES MODELOS DE PARED EN ANEURISMAS  
CEREBRALES

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
INGENIERO CIVIL MECÁNICO

DIEGO ALEXANDER MIRANDA RAMOS

PROFESOR GUÍA:  
ALVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:  
WILLIAMS CALDERÓN MUÑOZ  
JOSÉ CARDEMIL IGLESIAS

SANTIAGO DE CHILE  
2017

RESUMEN DE LA MEMORIA PARA OPTAR  
AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO  
POR: DIEGO ALEXANDER MIRANDA RAMOS  
FECHA: 2017  
PROF. GUÍA: ALVARO VALENCIA MUSALEM

## ESTUDIO NUMÉRICO DE DIFERENTES MODELOS DE PARED EN ANEURISMAS CEREBRALES

En el presente trabajo de título se estudia el comportamiento de aneurismas cerebrales, el cual es una patología provocada por el debilitamiento de las paredes en los vasos sanguíneos generando un estiramiento de la estructura con riesgo de ruptura.

El objetivo principal de este trabajo consiste en el estudio comparativo a través de simulaciones computacionales FSI (Fluid Solid Interaction) con acople completo de 4 modelos de pared arteriales, 3 hiperelásticos (Valencia, Toth, Costalat) y uno elástico (Valencia Lineal), en 2 geometrías con aneurismas del tipo lateral y 2 terminales. Las variables estudiadas son la presión, los WSS (esfuerzos de corte), deformación y esfuerzos de Von Mises. Para esto se utiliza los software comerciales Ansys-Fluent y Ansys-Estructural.

Los principales resultados mostraron que el modelo de Toth y Valencia Lineal tienen un comportamiento muy similar para las variables de estudio, mientras que Costalat y Valencia tienden a parecerse en menor medida. Con respecto a la presión, no se encontraron grandes diferencias entre los autores, comportándose de forma muy similar entre todos, tanto en magnitud como en comportamiento.

La concentración de WSS se ubican en las mismas zonas para los 4 autores, difiriendo en magnitud, siendo Costalat el con mayores valores y Toth el con menores. Además, se observa que en las geometrías saculares estos tienden a concentrarse en el sector del cuello, mientras en los terminales a las salidas de los aneurismas.

Las mayores deformaciones para todos los autores son siempre en el sector de los aneurismas, cambiando en magnitud para los diferentes modelos. Se obtiene que Toth es el autor con mayores deformaciones en promedio y Costalat el de menores. También se observa que los aneurismas laterales tienen en promedio un 55 % más de deformación que los terminales.

Los esfuerzos de Von Mises son los que presentan mayores diferencias entre los autores, llegando incluso a valores de un 40 % entre ellos para los esfuerzos máximos, aunque ninguno supera los límites de ruptura. Costalat es el de mayores valores, mientras Toth el de menores. No se encuentran diferencias significativas entre las distintas geometrías.

Por otro lado, se estudia el comportamiento de las simulaciones en general al dejar la pared rígida y con simulaciones FSI con acople en una dirección entre los programas. Resultando que tanto los WSS como los esfuerzos de Von Mises difieren significativamente en comparación a la simulación FSI con acople total.

Finalmente, se concluye que para las variables de deformación, WSS y esfuerzos de Von Mises los distintos modelos de pared presentan comportamientos distintos para las simulaciones, mientras que para la presión no hay mayores diferencias.



# Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a mi familia por su constante apoyo. A mi papá por ser siempre un ejemplo a seguir, a mi mamá por su dedicación con mis estudios y los de mis hermanos, a mi abuelita por darme tranquilidad para poder cumplir mis objetivos y finalmente a mi hermanita por sacarme constantes sonrisas y ser la más candy.

Además, quiero agradecer a mis compañeros y amigos de la Universidad, Joselito, Cofré, Vitoquiño y Canales por ser un pilar dentro de la facultad durante mi estadía. A mis amistades del colegio por ayudarme a llegar a donde estoy, con nota aparte a Kron, porque además de seguirme constantemente en mi camino, a sido una de las mejores competencias que he tenido en mi vida. No quiero olvidar además a mis amigos y amigas fuera de los estudios, que sin duda han enriquecido mi forma de ver el mundo.

Quiero destacar a mi polola y compañera de aventuras Belén, que durante mi vida universitaria ha sabido ser todo lo que necesito dentro y fuera de los estudios, sacando de mi rasgos que no sabía que poseía.

Junto a estas valiosas personas, quiero agradecer a grandes profesores que he tenido durante mi formación, destacando a la primera profesora que me hizo aspirar a fortalecer mis habilidades, María Gizelda Merino Salinas, que a mediados de mi formación básica tuve la fortuna de escuchar sus consejos (y gran reto) y hacerme entender que yo podía lograr grandes cosas.

También quiero agradecer a mi profesor guía, Alvaro Valencia, que confió en mi para realizar este trabajo y siempre tuvo la disposición de atender mis consultas y guiarme.

Finalmente quiero agradecer a mi cletita, que durante muchos días fue la encargada de llevarme a la Universidad sin queja alguna.

# Tabla de Contenido

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Antecedentes Generales . . . . .	1
1.2. Motivación . . . . .	2
1.3. Objetivo General . . . . .	2
1.4. Objetivos específicos . . . . .	2
1.5. Alcance . . . . .	3
<b>2. Metodología</b>	<b>4</b>
<b>3. Antecedentes</b>	<b>6</b>
3.1. Antecedentes Biológicos . . . . .	6
3.1.1. Aneurismas . . . . .	6
3.1.2. Morfología de la Pared Arterial . . . . .	7
3.2. Análisis FSI . . . . .	8
3.2.1. Mallado . . . . .	9
3.3. Modelamiento Fluido-Dinámico . . . . .	9
3.3.1. Ecuaciones de Navier-Stokes . . . . .	9
3.3.2. Fluido Incompresible . . . . .	10
3.3.3. Flujo Laminar . . . . .	10
3.3.4. Fluido No-Newtoniano . . . . .	11
3.3.5. Condiciones de Borde . . . . .	12
3.4. Modelamiento Mecánico-Estructural . . . . .	15
3.4.1. Modelo Elástico de pared . . . . .	15
3.4.2. Modelo hiper-elástico de Valencia . . . . .	15
3.4.3. Modelo hiper-elástico de Costalat . . . . .	16
3.4.4. Modelo hiper-elástico de Toth . . . . .	18
3.4.5. Espesor y Densidad Arterial . . . . .	19
3.4.6. Presión Externa . . . . .	19
3.4.7. Condiciones de Borde . . . . .	19
3.4.8. Índice NSI . . . . .	19
3.5. Modelos CAD de los Aneurismas . . . . .	20
3.5.1. Generación De Geometrías . . . . .	20
3.5.2. Geometrías Utilizadas . . . . .	21
3.6. Variables en estudio . . . . .	25
<b>4. Resultados</b>	<b>26</b>

4.1.	Parámetros de Simulaciones . . . . .	26
4.2.	Preparación de Geometrías . . . . .	28
4.3.	Mallado . . . . .	29
4.3.1.	Mallado del Fluido . . . . .	29
4.3.2.	Mallado Estructural . . . . .	31
4.3.3.	Valores de Calidad de Malla Ansys . . . . .	34
4.3.4.	Conclusiones Pruebas de Malla . . . . .	35
4.3.5.	Mallas Utilizadas . . . . .	36
4.4.	Resultados Lateral-1 . . . . .	38
4.4.1.	Pared Rígida . . . . .	38
4.4.2.	FSI-1 . . . . .	47
4.4.3.	FSI-2 . . . . .	58
4.4.4.	Comparación de Casos . . . . .	80
4.5.	Resultados Lateral-2 . . . . .	84
4.5.1.	Pared Rígida . . . . .	84
4.5.2.	FSI-2 . . . . .	93
4.5.3.	Comparación de Casos . . . . .	115
4.6.	Resultados Terminal-1 . . . . .	118
4.6.1.	Pared Rígida . . . . .	118
4.6.2.	FSI-2 . . . . .	127
4.6.3.	Comparación de Casos . . . . .	149
4.7.	Resultados Terminal-2 . . . . .	152
4.7.1.	Pared Rígida . . . . .	152
4.7.2.	FSI-2 . . . . .	161
4.7.3.	Comparación de Casos . . . . .	183
<b>5.</b>	<b>Análisis</b>	<b>186</b>
5.1.	Análisis Lateral-1 . . . . .	186
5.2.	Análisis Lateral-2 . . . . .	187
5.3.	Análisis Terminal-1 . . . . .	188
5.4.	Análisis Terminal-2 . . . . .	189
5.5.	FSI-1 vs FSI-2 . . . . .	190
5.5.1.	Deformación . . . . .	190
5.5.2.	Esfuerzo de Von Mises . . . . .	191
5.6.	Pared Rígida VS FSI-2 . . . . .	191
5.6.1.	Presión . . . . .	191
5.6.2.	WSS . . . . .	191
5.7.	Análisis aneurismas Laterales vs Terminales . . . . .	192
5.7.1.	Presión . . . . .	192
5.7.2.	WSS . . . . .	192
5.7.3.	Deformación . . . . .	192
5.7.4.	Esfuerzo de Von Mises . . . . .	192
	<b>Conclusión</b>	<b>193</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>195</b>

# Índice de Tablas

3.1. Valores utilizados para el cálculo del número de Reynold [3] . . . . .	11
3.2. Tabla Valores Modelo de Carreau . . . . .	12
3.3. Coeficientes de Fourier Pulso de Velocidad . . . . .	13
3.4. Valores Mooney-Rivlin (5 Parámetros) de Valencia para paciente femenino [23]	16
3.5. Valores Mooney-Rivlin (3 Parámetros) de Costalat para paciente femenino, aneurisma no roto [7] . . . . .	17
3.6. Valores Mooney-Rivlin (2 Parámetros) de Toth para paciente femenino [21] .	18
3.7. Valores Geométricos Lateral-1 . . . . .	21
3.8. Valores Geométricos Lateral-2 . . . . .	22
3.9. Valores Geométricos Terminal-1 . . . . .	23
3.10. Valores Geométricos Terminal-2 . . . . .	24
4.1. Resumen Total Simulaciones . . . . .	27
4.2. Resultados Malla Valdivieso . . . . .	31
4.3. Resultados Malla Nueva . . . . .	31
4.4. Valores Estudio de Malla Estructural . . . . .	31
4.5. Resumen Velocidad y Caudal Lateral-1 Pared Rígida . . . . .	38
4.6. Resumen Presión Lateral-1 Pared Rígida . . . . .	41
4.7. Resumen WSS Lateral-1 Pared Rígida Diástole . . . . .	44
4.8. Resumen Valores Deformaciones Lateral-1 FSI-1 . . . . .	48
4.9. Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Lateral-1 FSI-1 . . . . .	52
4.10. Resumen Valores Presión Lateral-1 FSI-2 . . . . .	58
4.11. Resumen Valores WSS Lateral-1 FSI-2 . . . . .	64
4.12. Resumen Valores Deformación Lateral-1 FSI-2 . . . . .	70
4.13. Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Lateral-1 FSI-2 . . . . .	74
4.14. Tabla Comparativa Presión Lateral-1 Pared rígida/FSI-1 . . . . .	80
4.15. Tabla Comparativa Presión Lateral-1 FSI-2 . . . . .	80
4.16. Tabla Comparativa Presión Lateral-1 Pared rígida/FSI-1 . . . . .	81
4.17. Tabla Comparativa WSS Lateral-1 FSI-2 . . . . .	81
4.18. Tabla Comparativa Deformación Lateral-1 FSI-1/FSI2 . . . . .	82
4.19. Tabla Comparativa Deformación Lateral-1 FSI-2 . . . . .	82
4.20. Tabla Comparativa Deformación Lateral-1 FSI-1/FSI2 . . . . .	83
4.21. Tabla Comparativa Esfuerzo Von Mises Lateral-1 FSI-2 . . . . .	83
4.22. Resumen Velocidad y Caudal Lateral-2 Pared Rígida . . . . .	84
4.23. Resumen Presión Lateral-2 Pared Rígida . . . . .	87

4.24. Resumen WSS Lateral-2 Pared Rígida Diástole . . . . .	90
4.25. Resumen Valores Presión Lateral-2 FSI-2 . . . . .	93
4.26. Resumen Valores WSS Lateral-2 FSI-2 . . . . .	99
4.27. Resumen Valores Deformación Lateral-2 FSI-2 . . . . .	105
4.28. Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Lateral-2 FSI-2 . . . . .	109
4.29. Tabla Comparativa Presión Lateral-2 Pared rígida/FSI-2 . . . . .	115
4.30. Tabla Comparativa Presión Lateral-2 FSI-2 . . . . .	115
4.31. Tabla Comparativa Presión Lateral-2 Pared rígida/FSI-1 . . . . .	116
4.32. Tabla Comparativa WSS Lateral-2 FSI-2 . . . . .	116
4.33. Tabla Comparativa Deformación Lateral-2 FSI-2 . . . . .	117
4.34. Tabla Comparativa Deformación Lateral-2 FSI-2 . . . . .	117
4.35. Resumen Velocidad y Caudal Terminal-1 Pared Rígida . . . . .	118
4.36. Resumen Presión Terminal-1 Pared Rígida Diástole . . . . .	121
4.37. Resumen WSS Terminal-1 Pared Rígida Diástole . . . . .	124
4.38. Resumen Valores Presión Terminal-1 FSI-2 . . . . .	127
4.39. Resumen Valores WSS Terminal-1 FSI-2 . . . . .	133
4.40. Resumen Valores Deformación Terminal-1 FSI-2 . . . . .	139
4.41. Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Terminal-1 FSI-2 . . . . .	143
4.42. Tabla Comparativa Presión Terminal-1 Pared rígida/FSI-2 . . . . .	149
4.43. Tabla Comparativa Presión Terminal-1 FSI-2 . . . . .	149
4.44. Tabla Comparativa Presión Terminal-1 Pared rígida/FSI-2 . . . . .	150
4.45. Tabla Comparativa WSS Terminal-1 FSI-2 . . . . .	150
4.46. Tabla Comparativa Deformación Terminal-1 FSI-2 . . . . .	151
4.47. Tabla Comparativa Deformación Terminal-1 FSI-2 . . . . .	151
4.48. Resumen Velocidad y Caudal Terminal-2 Pared Rígida Diástole . . . . .	152
4.49. Resumen Presión Terminal-2 Pared Rígida Diástole . . . . .	155
4.50. Resumen WSS Terminal-2 Pared Rígida Diástole . . . . .	158
4.51. Resumen Valores Presión Terminal-2 FSI-2 . . . . .	161
4.52. Resumen Valores WSS Terminal-2 FSI-2 . . . . .	167
4.53. Resumen Valores Deformación Terminal-2 FSI-2 . . . . .	173
4.54. Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Terminal-2 FSI-2 . . . . .	177
4.55. Tabla Comparativa Presión Terminal-2 Pared rígida/FSI-2 . . . . .	183
4.56. Tabla Comparativa Presión Terminal-2 FSI-2 . . . . .	183
4.57. Tabla Comparativa Presión Terminal-2 Pared rígida/FSI-2 . . . . .	184
4.58. Tabla Comparativa WSS Terminal-2 FSI-2 . . . . .	184
4.59. Tabla Comparativa Deformación Terminal-2 FSI-2 . . . . .	185
4.60. Tabla Comparativa Deformación Terminal-2 FSI-2 . . . . .	185

# Índice de Ilustraciones

3.1. Ubicación Círculo de Willis . . . . .	6
3.2. Modelo esquemático de capas estructurales de las arterias . . . . .	8
3.3. Consideraciones de las Mallas . . . . .	9
3.4. Pulso de Velocidad Promedio . . . . .	14
3.5. Pulso de Velocidad Promedio . . . . .	14
3.6. Curva ingresada a Ansys modelo Valencia . . . . .	16
3.7. Curva ingresada a Ansys modelo Costalat . . . . .	17
3.8. Curva ingresada a Ansys modelo Toth . . . . .	18
3.9. Generación de Geometrías CAD. . . . .	20
3.10. Modelo CAD Lateral-1 . . . . .	21
3.11. Modelo CAD Lateral-2 . . . . .	22
3.12. Modelo CAD Terminal-1 . . . . .	23
3.13. Modelo CAD Terminal-2 . . . . .	24
4.1. Reparación Geometría Lateral-1 . . . . .	28
4.2. Reparación Geometría Lateral-2 . . . . .	28
4.3. Reparación Geometría Terminal-2 . . . . .	29
4.4. Presión y WallShear de Malla 0,25mm . . . . .	30
4.5. Presión y WallShear Malla con Aneurisma refinado . . . . .	30
4.6. Resultados Desplazamiento Prueba de Malla Estructural . . . . .	32
4.7. Resultados Esfuerzo Von-Mises Prueba de Malla Estructural . . . . .	33
4.8. Valores Parámetros de Malla Ansys . . . . .	34
4.9. Mallas Finales Lateral-1 . . . . .	36
4.10. Mallas Finales Lateral-2 . . . . .	36
4.11. Mallas Finales Terminal-1 . . . . .	37
4.12. Mallas Finales Terminal-2 . . . . .	37
4.13. Líneas De Flujo Lateral-1 Pared Rígida . . . . .	39
4.14. Campo de Velocidad Lateral-1 Pared Rígida . . . . .	39
4.15. Recirculación fluido Lateral-1 . . . . .	40
4.16. Presión Lateral-1 Pared Rígida Vista General . . . . .	42
4.17. Presión Lateral-1 Pared Rígida Vista Trasera . . . . .	42
4.18. Gráfico Presión Lateral-1 Pared Rígida . . . . .	43
4.19. WSS Lateral-1 Pared Rígida Vista General . . . . .	45
4.20. WSS Lateral-1 Pared Rígida Vista Aneurisma . . . . .	45
4.21. Gráfico WSS Lateral-1 pared rígida . . . . .	46
4.22. Presión exportada y Mapeo FSI-1 . . . . .	47

4.23. Deformación Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-1 . . . . .	49
4.24. Deformación Modelo Valencia Lateral-1 FSI-1 . . . . .	49
4.25. Deformación Modelo Costalat Lateral-1 FSI-1 . . . . .	50
4.26. Deformación Modelo Toth Lateral-1 FSI-1 . . . . .	50
4.27. Gráfico Deformación Máxima Lateral-1 FSI-1 . . . . .	51
4.28. Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-1 . . . . .	53
4.29. Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lateral-1 FSI-1 . . . . .	53
4.30. Esfuerzo de Von Mises Modelo Costalat Lateral-1 FSI-1 . . . . .	54
4.31. Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Lateral-1 FSI-1 . . . . .	54
4.32. Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-1 . . . . .	55
4.33. Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-1 . . . . .	55
4.34. Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-1 . . . . .	55
4.35. Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-1 . . . . .	56
4.36. Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-1 . . . . .	56
4.37. Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-1 . . . . .	56
4.38. Gráfico Esfuerzo de Von Mises Máximo Lateral-1 FSI-1 . . . . .	57
4.39. Presión Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2 . . . . .	59
4.40. Presión Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2 . . . . .	59
4.41. Presión Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2 . . . . .	60
4.42. Presión Modelo Toth Lateral-1 FSI-2 . . . . .	60
4.43. Presión Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	61
4.44. Presión Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	61
4.45. Presión Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	61
4.46. Presión Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	62
4.47. Presión Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	62
4.48. Presión Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	62
4.49. Gráfico Presión Máxima Lateral-1 FSI-2 . . . . .	63
4.50. WSS Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2 . . . . .	65
4.51. WSS Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2 . . . . .	65
4.52. WSS Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2 . . . . .	66
4.53. WSS Modelo Toth Lateral-1 FSI-2 . . . . .	66
4.54. WSS Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	67
4.55. WSS Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	67
4.56. WSS Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	67
4.57. WSS Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	68
4.58. WSS Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	68
4.59. WSS Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	68
4.60. Gráfico WSS Máximo Lateral-1 FSI-1 . . . . .	69
4.61. Deformación Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2 . . . . .	71
4.62. Deformación Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2 . . . . .	71
4.63. Deformación Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2 . . . . .	72
4.64. Deformación Modelo Toth Lateral-1 FSI-2 . . . . .	72
4.65. Gráfico Deformación Máxima Lateral-1 FSI-2 . . . . .	73
4.66. Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2 . . . . .	75
4.67. Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2 . . . . .	75
4.68. Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2 . . . . .	76
4.69. Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Lateral-1 FSI-2 . . . . .	76

4.70. Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	77
4.71. Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	77
4.72. Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	77
4.73. Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	78
4.74. Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	78
4.75. Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-2 . . . . .	78
4.76. Gráfico Esfuerzo de Von Mises Máximo Lateral-1 FSI-2 . . . . .	79
4.77. Lineas De Flujo Lateral-2 Pared Rígida . . . . .	85
4.78. Campo de Velocidad Lateral-2 Pared Rígida . . . . .	85
4.79. Recirculación fluido Lateral-2 . . . . .	86
4.80. Presión Lateral-2 Pared Rígida Vista General . . . . .	88
4.81. Presión Lateral-2 Pared Rígida Vista Trasera . . . . .	88
4.82. Gráfico Presión Lateral-2 pared rígida . . . . .	89
4.83. WSS Lateral-2 Pared Rígida Vista General . . . . .	91
4.84. WSS Lateral-2 Pared Rígida Vista Aneurisma . . . . .	91
4.85. Gráfico Presión Lateral-2 Pared Rígida . . . . .	92
4.86. Presión Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2 . . . . .	94
4.87. Presión Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2 . . . . .	94
4.88. Presión Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2 . . . . .	95
4.89. Presión Modelo Toth Lateral-2 FSI-2 . . . . .	95
4.90. Presión Vista 1 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	96
4.91. Presión Vista 2 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	96
4.92. Presión Vista 3 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	96
4.93. Presión Vista 1 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	97
4.94. Presión Vista 2 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	97
4.95. Presión Vista 3 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	97
4.96. Gráfico Deformación Máxima Lateral-2 FSI-1 . . . . .	98
4.97. WSS Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2 . . . . .	100
4.98. WSS Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2 . . . . .	100
4.99. WSS Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2 . . . . .	101
4.100.WSS Modelo Toth Lateral-2 FSI-2 . . . . .	101
4.101.WSS Vista 1 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	102
4.102.WSS Vista 2 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	102
4.103.WSS Vista 3 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	102
4.104.WSS Vista 1 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	103
4.105.WSS Vista 2 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	103
4.106.WSS Vista 3 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	103
4.107Gráfico WSS Máximo Lateral-2 FSI-1 . . . . .	104
4.108Deformación Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2 . . . . .	106
4.109Deformación Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2 . . . . .	106
4.110Deformación Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2 . . . . .	107
4.111Deformación Modelo Toth Lateral-2 FSI-2 . . . . .	107
4.112Gráfico deformación Máxima Lateral-2 FSI-2 . . . . .	108
4.113Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2 . . . . .	110
4.114Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2 . . . . .	110
4.115Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2 . . . . .	111
4.116Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Lateral-2 FSI-2 . . . . .	111

4.117	Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	112
4.118	Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	112
4.119	Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	112
4.120	Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	113
4.121	Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	113
4.122	Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Lateral-2 FSI-2 . . . . .	113
4.123	Gráfico Deformación Máxima Lateral-2 FSI-2 . . . . .	114
4.124	Líneas De Flujo Terminal-1 Pared Rígida . . . . .	119
4.125	Campo de Velocidad Terminal-1 Pared Rígida . . . . .	119
4.126	Recirculación fluido Terminal-1 . . . . .	120
4.127	Presión Terminal-1 Pared Rígida Vista General . . . . .	122
4.128	Presión Terminal-1 Pared Rígida Vista Trasera . . . . .	122
4.129	Gráfico Presión Terminal-1 Pared Rígida . . . . .	123
4.130	WSS Terminal-1 Pared Rígida Vista General . . . . .	125
4.131	WSS Terminal-1 Pared Rígida Vista Aneurisma . . . . .	125
4.132	Gráfico Presión Terminal-1 Pared Rígida . . . . .	126
4.133	Presión Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2 . . . . .	128
4.134	Presión Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2 . . . . .	128
4.135	Presión Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2 . . . . .	129
4.136	Presión Modelo Toth Terminal-1 FSI-2 . . . . .	129
4.137	Presión Vista 1 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	130
4.138	Presión Vista 2 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	130
4.139	Presión Vista 3 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	130
4.140	Presión Vista 1 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	131
4.141	Presión Vista 2 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	131
4.142	Presión Vista 3 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	131
4.143	Gráfico Deformación Máxima Terminal-1 FSI-1 . . . . .	132
4.144	WSS Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2 . . . . .	134
4.145	WSS Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2 . . . . .	134
4.146	WSS Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2 . . . . .	135
4.147	WSS Modelo Toth Terminal-1 FSI-2 . . . . .	135
4.148	WSS Vista 1 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	136
4.149	WSS Vista 2 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	136
4.150	WSS Vista 3 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	136
4.151	WSS Vista 1 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	137
4.152	WSS Vista 2 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	137
4.153	WSS Vista 3 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	137
4.154	Gráfico WSS Máximo Terminal-1 FSI-1 . . . . .	138
4.155	Deformación Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2 . . . . .	140
4.156	Deformación Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2 . . . . .	140
4.157	Deformación Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2 . . . . .	141
4.158	Deformación Modelo Toth Terminal-1 FSI-2 . . . . .	141
4.159	Gráfico Deformación Máxima Termina-1 FSI-2 . . . . .	142
4.160	Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2 . . . . .	144
4.161	Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2 . . . . .	144
4.162	Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2 . . . . .	145
4.163	Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Terminal-1 FSI-2 . . . . .	145

4.164	Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	146
4.165	Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	146
4.166	Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	146
4.167	Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	147
4.168	Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	147
4.169	Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Terminal-1 FSI-2 . . . . .	147
4.170	Gráfico Deformación Máxima Terminal-1 FSI-2 . . . . .	148
4.171	Líneas De Flujo Terminal-2 Pared Rígida . . . . .	153
4.172	Campo de Velocidad Terminal-2 Pared Rígida . . . . .	153
4.173	Recirculación fluido Terminal-2 . . . . .	154
4.174	Presión Terminal-2 Pared Rígida Vista General . . . . .	156
4.175	Presión Terminal-2 Pared Rígida Vista Trasera . . . . .	156
4.176	Gráfico Presión Terminal-2 Pared Rígida . . . . .	157
4.177	WSS Terminal-2 Pared Rígida Vista General . . . . .	159
4.178	WSS Terminal-2 Pared Rígida Vista Aneurisma . . . . .	159
4.179	Gráfico Presión Terminal-2 Pared Rígida . . . . .	160
4.180	Presión Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2 . . . . .	162
4.181	Presión Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2 . . . . .	162
4.182	Presión Modelo Constatat Terminal-2 FSI-2 . . . . .	163
4.183	Presión Modelo Toth Terminal-2 FSI-2 . . . . .	163
4.184	Presión Vista 1 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	164
4.185	Presión Vista 2 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	164
4.186	Presión Vista 3 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	164
4.187	Presión Vista 1 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	165
4.188	Presión Vista 2 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	165
4.189	Presión Vista 3 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	165
4.190	Gráfico Presión Máxima Terminal-2 FSI-1 . . . . .	166
4.191	WSS Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2 . . . . .	168
4.192	WSS Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2 . . . . .	168
4.193	WSS Modelo Constatat Terminal-2 FSI-2 . . . . .	169
4.194	WSS Modelo Toth Terminal-2 FSI-2 . . . . .	169
4.195	WSS Vista 1 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	170
4.196	WSS Vista 2 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	170
4.197	WSS Vista 3 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	170
4.198	WSS Vista 1 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	171
4.199	WSS Vista 2 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	171
4.200	WSS Vista 3 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	171
4.201	Gráfico WSS Máximo Terminal-2 FSI-1 . . . . .	172
4.202	Deformación Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2 . . . . .	174
4.203	Deformación Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2 . . . . .	174
4.204	Deformación Modelo Constatat Terminal-2 FSI-2 . . . . .	175
4.205	Deformación Modelo Toth Terminal-2 FSI-2 . . . . .	175
4.206	Gráfico Deformación Máxima Terminal-2 FSI-2 . . . . .	176
4.207	Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2 . . . . .	178
4.208	Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2 . . . . .	178
4.209	Esfuerzo de Von Mises Modelo Constatat Terminal-2 FSI-2 . . . . .	179
4.210	Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Terminal-2 FSI-2 . . . . .	179

4.211	Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	180
4.212	Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	180
4.213	Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	180
4.214	Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	181
4.215	Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	181
4.216	Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Terminal-2 FSI-2 . . . . .	181
4.217	Gráfico Deformación Máxima Terminal-2 FSI-2 . . . . .	182

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Antecedentes Generales

Un aneurisma es un defecto de la vasculatura humana que se manifiesta como una dilatación anormal de cierta región provocada por el debilitamiento de la pared del vaso sanguíneo. Estos se desarrollan principalmente en el círculo de Willis (en la base del cerebro), la arteria aorta de la región abdominal y en la arteria poplítea de las piernas.

Dentro de todos los tipos de aneurisma, los intracraneales son los más riesgosos debido a los tratamientos existentes y las consecuencias que se provocan de las rupturas de estos. Al romperse un aneurisma cerebral se interrumpe el flujo sanguíneo derivándose a complicaciones importantes como una hemorragia subaracnoidea, trastornos neurológicos e incluso la muerte (teniendo una mortalidad del 40 %)[4].

El crecimiento de los aneurismas intracraneales es lento, irregular e irreversible. Desde un punto de vista mecánico, el proceso de crecimiento y ruptura de un aneurisma se puede entender mediante la ley de Laplace, la cual postula la proporcionalidad entre el crecimiento de la tensión de la pared con la presión interna, el radio y el inverso del espesor, lo que conlleva finalmente la ruptura del aneurisma.

Si bien el riesgo de ruptura de esta patología es baja, entender como se comportan ayuda significativamente a disminuir los riesgos que estos conllevan. Los análisis FSI (Fluid Structure Interaction) han demostrado ser de gran utilidad en esta misión, permitiendo modelar sofisticados estudios de biomecánica al combinar análisis CFD (Computational Fluid Dynamics) y FEA (Finite Element Analysis) y de esta forma obtener datos de la fluidodinámica con respecto a la sangre y la mecánica estructural de las arterias.

Actualmente son diversos los estudios que se han llevado a cabo para caracterizar las propiedades mecánicas de las paredes de los aneurismas [23][21][7], donde se han propuesto diversos modelos elásticos e hiperelásticos que pretenden representar el comportamiento de estos, por lo que se simulará en los diversos módulos de estudio del programa comercial ANSYS una comparación de los autores anteriormente citados.

## 1.2. Motivación

Entre el 3,6 - 6,0% de la población mundial padece un aneurisma cerebral y de 6 a 12 personas de cada 100.000 mueren al año por esta causa [4]. Es por esto que cada avance que se logre para predecir el comportamiento de esta patología puede significar un tratamiento anticipado que logre evitar complicaciones posteriores o incluso la muerte.

La rápida generación de tecnología ha permitido optimizar, profundizar y complejizar cada vez más los modelos biomecánicos de enfermedades, por lo que es necesario ir actualizando e incorporando nuevas variables a los sistemas de forma que representen de mejor manera la realidad.

En particular los modelos FSI logran ser de los más complejos y cercanos a la realidad al combinar análisis tanto de fluidos como de mecánica estructural, por lo que el estudio de este tipo de técnicas pueden significar a futuro una real contribución a la medicina.

Finalmente investigaciones previas desarrolladas por el profesor Valencia han generado una gran base de datos de casos reconstruidos de aneurismas, los que generan un muy buen contexto para desarrollar el trabajo que aquí se presenta.

## 1.3. Objetivo General

Estudiar el comportamiento fluido-estructural de 4 casos de aneurismas cerebrales del tipo sacular (2 laterales y 2 terminales) para 4 modelos distintos de pared con un análisis FSI (Fluid Solid Interaction) de acople total con los software comerciales ANSYS.

## 1.4. Objetivos específicos

Los objetivos específicos son:

- Seleccionar, reparar y limpiar geometrías CAD de aneurismas saculares obtenidos de pacientes reales.
- Programar y determinar los mejores parámetros de simulación de un análisis FSI para el módulo Mechanical APDL y Fluent de ANSYS.
- Comparar los comportamientos de la presión, los WSS, deformación y esfuerzos de Von Mises de los aneurismas para los distintos modelos.
- Realizar estudios anexos pertinentes, tales como la comparación de distintos tipos de simulación y los tipos de geometrías.

## 1.5. Alcance

El estudio solo pretende el estudio de 4 modelos de aneurismas de pacientes reales con simulaciones computacionales. En ningún momento se pretende llevar a cabo pruebas fuera de las acá mencionadas.

# Capítulo 2

## Metodología

En este capítulo se señalan los pasos seguidos para conseguir los objetivos de este trabajo de título.

- Modelamiento Matemático:

Se definen las diferentes ecuaciones que gobiernan el comportamiento tanto del fluido (sangre) como de la estructura (arterias). Se seleccionan las propiedades mecánicas que participan del estudio, tales como la densidad, viscosidad, régimen del fluido, entre otras.

- Selección y Reparación de Geometrías:

Se seleccionan 4 geometrías de aneurismas reales de la base de datos del Profesor Álvaro Valencia, privilegiando distinguir los aneurismas según su ubicación y tamaño. Además, se trabaja en la reparación de éstas para disminuir errores de geometrías y acercarlas aún más a los exámenes reales.

- Selección Modelos de Pared:

Se definen 4 modelos de paredes de aneurismas de distintos autores que han desarrollado ensayos experimentales. Entre los seleccionados se encuentran 3 modelos hiper-elásticos: Valencia [23], Costalat[7], Toth[21] y uno elástico, que consiste en una linealización del modelo de Valencia.

Se privilegian estos autores por sus trabajos experimentales para determinar sus modelos.

- Pruebas de Malla en Análisis Fluido-dinámico y Estructural:

Con los resultados obtenidos en las simulaciones en el modulo Fluent, se procede a realizar pruebas de malla para las diferentes geometrías en el módulo estructural. Se utiliza el trabajo de título de Valdivieso [22] para el modulo Fluent y se realizan pruebas de deformación y esfuerzo de Von Mises para el módulo estructural.

- Realización Simulaciones Fluido-dinámicas

Se realizan simulaciones considerando la pared rígida para las 4 geometrías, se considera

un tiempo de 2 ciclos cardíacos.

- Realización Simulaciones FSI de una Vía:

Se procede con simulaciones FSI de un camino para una de las geometrías donde no se considera un acople entre los diferentes módulos, es decir, el fluido no es recalculado al modificarse la estructura.

- Realización Simulaciones FSI 2 vías:

Se realizan simulaciones FSI de 2 caminos para las 4 geometrías, donde el fluido es recalculado al modificarse la estructura, hasta llegar a una diferencia de un 0,1 % de convergencia entre los 2 módulos.

- Análisis

Se estudian los valores de interés para cada una de las simulaciones (esfuerzos de Von-Mises, esfuerzos de corte, desplazamientos, presión). Se descarta el primer ciclo cardíaco debido a las alteraciones en la inicialización de las simulaciones y se estudia principalmente la diástole (0,96 s), donde se cuenta con la menor velocidad de entrada de la sangre y la sístole (1,16 s), donde es la mayor. Se realizan análisis entre las diferentes simulaciones (Pared rígida, Fsi-1 y Fsi-2), además se compara el comportamiento de los diferentes modelos de pared entre ellos, para cada geometría y finalmente, se estudia el comportamiento entre los aneurismas laterales y terminales.

Los recursos utilizados en este trabajo son principalmente los software comerciales: Ansys-Fluent, Ansys-Multiphysics, Ansys-Estructural, Ansys-TransientStructural, SolidWork y Matlab. Las distintas tareas computacionales efectuadas fueron llevadas a cabo en el Departamento de Ingeniería Civil Mecánica de la Universidad de Chile.

# Capítulo 3

## Antecedentes

### 3.1. Antecedentes Biológicos

#### 3.1.1. Aneurismas

Un aneurisma es una dilatación arterial patológica producida por el debilitamiento de las paredes circundantes. Estos se presentan con mayor frecuencia en la aorta abdominal o en las bifurcaciones arteriales ubicadas en la región cerebral denominada círculo de Willis (Figura 3.1), en la parte inferior del cerebro, no obstante, tienen el potencial de aparecer en cualquier vaso sanguíneo.

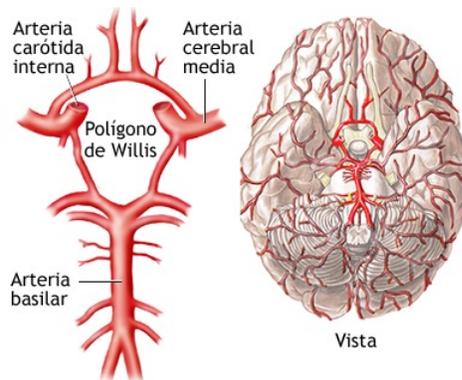


Figura 3.1: Ubicación Círculo de Willis

Las principales causas de este fenómeno se deben a problemas genéticos hereditarios, defectos biomecánicos, envejecimiento, enfermedades locales y los factores hemodinámicos específicos del sector (presión y esfuerzos de corte) [14].

Las formaciones de los mismos se dividen en 3 grandes etapas: patogénesis, alargamiento y ruptura. Cuando se forma el aneurisma sus paredes arteriales se van degradando, las capas íntima y adventicia casi desaparecen y en vez de eso se genera tejido conectivo. También, el

espesor de la pared del aneurisma es por lo menos un orden de magnitud menor que el de la arteria sana.

Las geometrías de los aneurismas se asemejan principalmente a un domo sobresaliente que crece desde la pared arterial, pero estos al crecer pueden tomar formas y crecimientos que no son del todo claros. En general, esta patología no presenta síntomas en su desarrollo y estos no suelen presentar mayores complicaciones hasta alcanzados unos 6-11 mm [24].

Las principales complicaciones derivadas de esta anomalía son debido a las rupturas. La ruptura de un aneurisma cerebral es potencialmente fatal, provocándose una hemorragia al interior del cerebro que provoca la muerte inmediata en el 12 % de los afectados sin alcanzar a recibir atención médica, un 40 % de los pacientes hospitalizados mueren al mes después de provocada la hemorragia y un tercio de los sobrevivientes queda con algún déficit neurológico [9].

Según la morfología de esta anomalía, se pueden clasificar de 3 formas: [25]

1. Saculares
2. Fusiforme
3. Disecantes o Seudo Aneurismas

Tanto los aneurismas saculares como los fusiformes se les llama aneurismas verdaderos, ya que representan una real dilatación de la pared arterial, en cambio, los aneurismas disecantes se producen principalmente por el rasgamiento de la capa íntima de las arterias, lo que posibilita que la sangre fluya entre las distintas capas. Es importante señalar que los aneurismas saculares a su vez se pueden clasificar en 3 tipos: terminales, laterales y de bifurcación [25].

Las principales técnicas de detección de esta anomalía son: la tomografía computarizada (TC), ecografía y angiografía. Los tratamientos existentes actualmente buscan principalmente excluirlas del sistema vascular a través de una microcirugía o de la introducción de pequeños filamentos de titanio para evitar de esta forma que la sangre circule por el interior de este.

### **3.1.2. Morfología de la Pared Arterial**

Las arterias son tejidos biológicos blandos conectivos de gran flexibilidad las cuales están compuestas por tres capas de cilindros concéntricos que van disminuyendo en diámetro y aumentando en complejidad a medida que se alejan del corazón. Al ir disminuyendo en su diámetro, su estructura, composición química y espesor relativo de pared arterial cambia gradualmente para aumentar la rigidez y responder de mejor manera a cambios de presiones. [8]

Las capas corresponden a: [8] (ver figura 3.2)

- Íntima: capa compuesta por una red de células endoteliales que se encuentran constantemente con la sangre sufriendo el esfuerzo cortante del flujo sanguíneo.
- Media: estructura más espesa que presenta la mayor capacidad de soporte de la estruc-

tura y esta formada por células musculares, fibras de colágeno y elastina.

- Adventicia: capa más externa que está constituida principalmente de fibras de colágeno, fibroblastos y elastina.

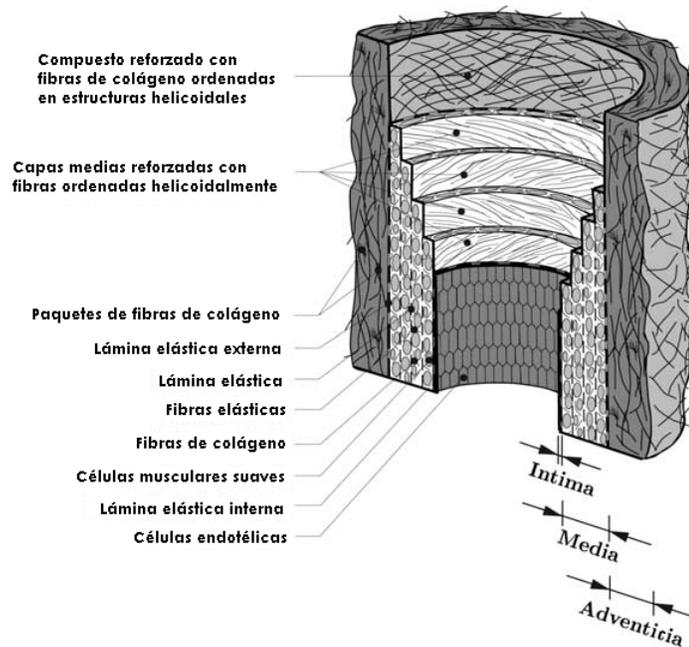


Figura 3.2: Modelo esquemático de capas estructurales de las arterias

## 3.2. Análisis FSI

Un análisis FSI es una interacción fluido-estructura donde las fuerzas del fluido son aplicadas en el sólido y las deformaciones del sólido cambia el dominio del fluido. Para este tipo de simulaciones el dominio computacional se divide en el del fluido y en el del sólido, donde cada uno se caracteriza por separado (materiales, condiciones de borde, etc) y la interacción se lleva a cabo a través de una interfaz de los 2 dominios (en este caso la cara interna de la arteria).

Una forma de ahorrar recursos computacionales es en primera instancia simular tan solo el fluido y luego resolver por separado el sólido, lo que se llama simulaciones 1-way (un camino). Por otro lado al realizar el acople completo se le denomina 2-way (2 caminos).

Estos tipos de simulaciones se pueden realizar utilizando el software comercial ANSYS con sus distintos módulos. A continuación se detallan algunas consideraciones a tener en cuenta al momento de realizar simulaciones con este programa.

El Setup utilizado para estos estudios es el descrito en el manual de ANSYS para estudios fluido-estructurales [2].

### 3.2.1. Mallado

En las simulaciones FSI al existir una zona donde se comunican el dominio del fluido con la estructura, debe haber una concordancia entre las mallas, ya que la comunicación generada se lleva a cabo a través de los nodos de la superficie de contacto. Esto se esquematiza en la figura 3.3.

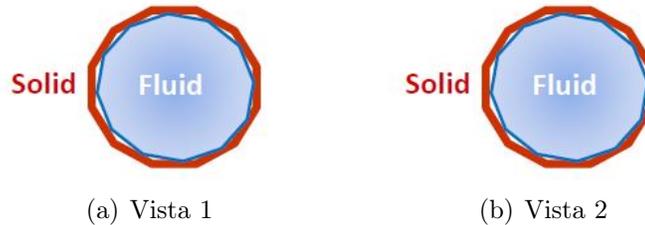


Figura 3.3: Consideraciones de las Mallas

Es importante señalar que la comunicación del fluido con el módulo estructural depende exclusivamente de los nodos superficiales, por lo que el numero de ellos influye directamente en la densidad de datos traspasado al módulo estructural.

Ansys en los análisis FSI realiza un mapeo de los nodos en cada dominio, para luego comunicarlos entre si. Se recomienda realizar el mallado en conjunto para optimizar esta comunicación y llegar a resultados más certeros.

## 3.3. Modelamiento Fluido-Dinámico

La hemodinámica corresponde al comportamiento de la sangre al interactuar con diferentes fuerzas dentro del organismo. En esta sección se presentan los antecedentes utilizados para modelar el comportamiento de la sangre al interior de las arterias.

### 3.3.1. Ecuaciones de Navier-Stokes

El comportamiento de un fluido puede ser modelado a través de las ecuaciones de Navier-Stokes. En particular se consideran las ecuaciones de conservación de masa (3.1) y la conservación de momentum dentro de un fluido (3.2).

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho v) = 0 \quad (3.1)$$

$$\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right) = -\nabla p + \nabla \tau \quad (3.2)$$

Donde:

- $v$  = Velocidad.
- $\rho$  = Densidad.
- $p$  = Presión.
- $\tau$  = Tensor de Esfuerzo (sección 3.1.3).

### 3.3.2. Fluido Incompresible

Un fluido es incompresible si su volumen se mantiene constante ante variaciones externas de presión. Para determinar la compresibilidad de un fluido se puede utilizar el módulo de elasticidad ( $K$ ) y la velocidad de propagación en el fluido de una onda causada por una perturbación ( $w$ ). En fluidos en los que es aplicable la ecuación de Bernoulli, es posible obtener una aproximación de la variación de la densidad del fluido a través de la ecuación 3.3:

$$\frac{\Delta\rho}{\rho} = \frac{\Delta p}{k} \approx \frac{\|v^2\|}{w^2} \quad (3.3)$$

Basándose en la ecuación 3.3 se puede decir que un fluido es incompresible si la velocidad de éste es muy inferior a la velocidad de una onda propagándose en él. Se sabe que la velocidad de propagación de una onda en agua es del orden de 1400 [m/s] [15]. Tomando ese valor como referencia y considerando que la velocidad del flujo sanguíneo al interior de una arteria esta muy debajo de tal valor, se considera a la sangre como incompresible.

### 3.3.3. Flujo Laminar

Para saber si el régimen de un fluido es laminar o turbulento se utiliza el número de Reynolds, ecuación 3.4:

$$Re = \frac{\rho \bar{v} D}{\nu} \quad (3.4)$$

Donde

- $D$  = Diámetro de la arteria por donde fluye la sangre
- $\rho$  = Densidad del Flujo
- $\bar{v}$  = Velocidad media
- $\nu$  = Viscosidad cinemática del fluido.

Si el valor es menor a 2000 el flujo se considera laminar, entre 2000 y 4000 se considera en transición y sobre estos valores turbulento [15]. En la tabla 3.1 se muestran valores utilizados para el cálculo de este valor.

Tabla 3.1: Valores utilizados para el cálculo del número de Reynold [3]

Densidad de la Sangre	1.050 [ $\frac{kg}{m^3}$ ]
Velocidad Media	0,5 [ $\frac{m}{s}$ ]
Diámetro de la Arteria	0,005 [ $m$ ]
Viscosidad	0,0035 [ $Pa * S$ ]

Dando por resultado:

$$Re = 750 \quad (3.5)$$

Se concluye que el comportamiento de la sangre es de régimen laminar.

### 3.3.4. Fluido No-Newtoniano

En gran parte de la vasculatura del cuerpo humano es posible considerar el flujo sanguíneo como newtoniano [17], debido al pequeño tamaño de las partículas que tiene en suspensión. Sin embargo, en el cerebro, los diámetros de los vasos sanguíneos son comparativamente menores, por lo que la aplicación de la hipótesis de un fluido Newtoniano no es realista [5]. Con respecto a este trabajo de título la sangre se modelará como un flujo no-Newtoniano siguiendo el modelo de Carreau.

En este modelo la viscosidad no se considera constante y depende fuertemente de la tasa de deformación del fluido. La ecuación que dicta el comportamiento del fluido esta dada por (3.6):

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot (1 + A \cdot \dot{\gamma}^2)^n \quad (3.6)$$

Donde  $\mu_0$ ,  $\mu_{\infty}$ ,  $A$  y  $n$  son constantes del modelo y  $\dot{\gamma}$  viene dado por: (3.7)

$$\dot{\gamma} = \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \quad (3.7)$$

Donde  $v_i$  es la velocidad en la  $i$ -ésima dirección y  $x_i$  es la  $j$ -ésima coordenada espacial.

Para el caso de la sangre, O'Callaghan [17] calcula las constantes que modelan el comportamiento de la sangre, valores mostrados en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Tabla Valores Modelo de Carreau

Parámetro	Valor	Unidad
Densidad	1050	[kg/m <sup>3</sup> ]
$\mu_\infty$	0,00345	[Pa · s]
$\mu_0$	0,056	[Pa · s]
Coefficiente de Carreau A	10,976	-
Coefficiente de Carreau n	-0,3216	-

### 3.3.5. Condiciones de Borde

Las condiciones de borde son las restricciones del dominio en el inicio, a la salida y alrededor del recorrido del fluido. Debido a que la sección donde se lleva a cabo la simulación es parte de un sistema mucho mayor, estas condiciones son las responsables de introducir al dominio las variables externas del modelo.

#### Condición de Entrada

El ingreso del torrente sanguíneo al modelo depende principalmente de 2 parámetros: el pulso sanguíneo y el perfil de entrada.

El pulso sanguíneo utilizado es el obtenido por Araya [3], el cual procesó el examen Doppler Duplex Color de 36 pacientes reales (todos con aneurismas cerebrales). De su estudio se obtuvo un pulso de velocidad promedio que viene dado por la ecuación 3.8 (serie de Fourier), con los coeficientes de la tabla 3.3 y graficado en la figura.

$$\bar{v}(t) = a_0 + \sum_{k=0}^n a_k \cos(2\pi kt) + b_k \sin(2\pi kt) \quad (3.8)$$

Con respecto al perfil de entrada del fluido, se sabe que para flujos pulsantes en el interior de tubos la velocidad no corresponde al perfil parabólico clásico, sino que corresponde a la solución de Womersley para un flujo pulsante en el interior de un tubo rígido, representada por la ecuación 3.9

$$u(r, t) = \text{Re}\left(\frac{iK_n R^2}{\mu \alpha^2} \left(1 - \frac{J_0(\zeta)}{J_0(\lambda)}\right) e^{i\omega t}\right) \quad (3.9)$$

donde  $iK_n R^2$  representa una componente de la descomposición de Fourier del pulso de presión,  $i$  es el número imaginario,  $\alpha$  es el número de Womersley (adimensional), dado por la ecuación 3.10:

$$\alpha = \sqrt{\frac{\rho \omega}{\mu}} R \quad (3.10)$$

Tabla 3.3: Coeficientes de Fourier Pulso de Velocidad

Coeficiente	Valor
$a_0$	0,35680
$a_1$	-0,11920
$b_1$	0,05143
$a_2$	0,00802
$b_2$	-0,06564
$a_3$	0,02796
$b_3$	0,01698
$a_4$	-0,01325
$b_4$	0,01319
$a_5$	-0,00392
$b_5$	-0,01370
$a_6$	0,00904
$b_6$	0,00349
$a_7$	-0,00432
$b_7$	0,00456
$a_8$	-0,00158
$b_8$	-0,00377
w (rad/s)	7,30600

Donde  $w$  es la frecuencia del ciclo,  $\mu$  es la viscosidad,  $R$  es el radio y  $\rho$  es la densidad. El parámetro  $\zeta$  es función de radio y depende de la constante  $\lambda$ , los cuales están dados por ecuaciones. Finalmente  $J_0$  es la función de Bessel de primera clase de orden cero.

$$\zeta(r) = \lambda \frac{r}{R} \quad (3.11)$$

$$\lambda = \left(\frac{i-1}{\sqrt{2}}\right)\alpha \quad (3.12)$$

### Condición de Salida

Las condiciones de borde a la salida del modelo buscan simular las propiedades externas del dominio. Para este trabajo de título se utilizará el modelo de Windkessel, el cual es capaz de representar los vasos sanguíneos a través de 2, 3 o 4 elementos (Figura 3.5). Valdivieso [22] generó un modelo Windkessel de 3 elementos, el cual permite simular la resistencia del vaso sanguíneo, la capacidad de expandirse y la caída de presión que se genera a los vasos sanguíneos posteriores con la utilización de 2 resistencias eléctricas y una capacitancia. Para mayor información de este modelo revisar el estudio realizado por Valdivieso.

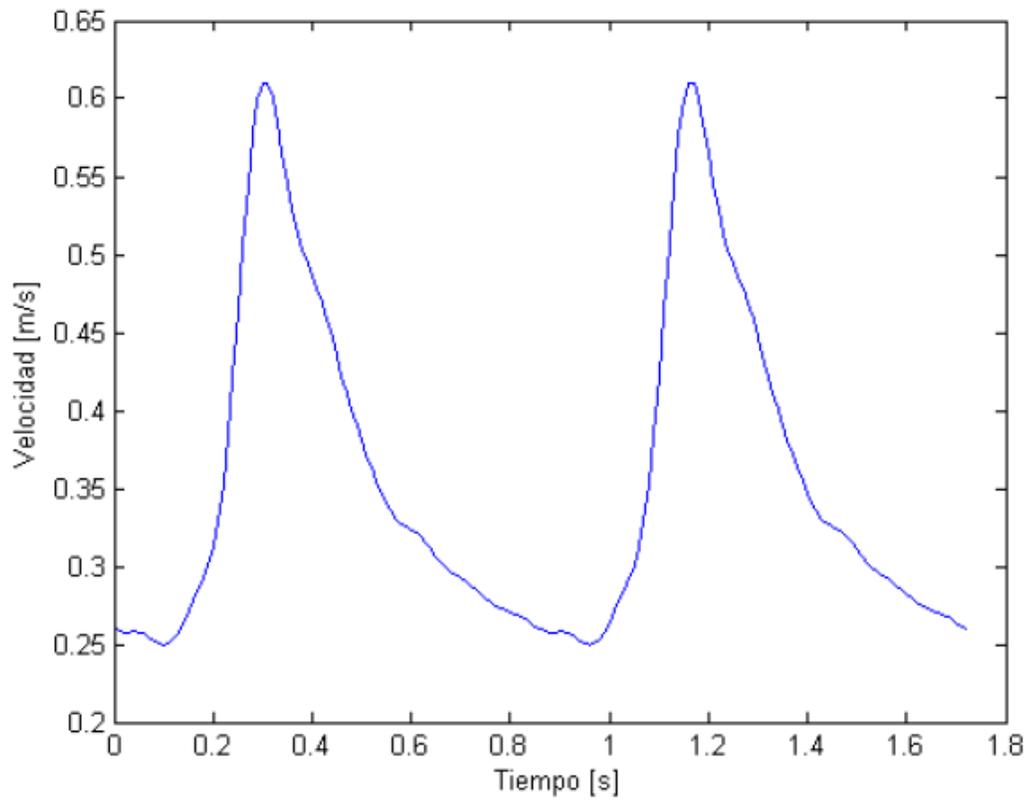


Figura 3.4: Pulso de Velocidad Promedio

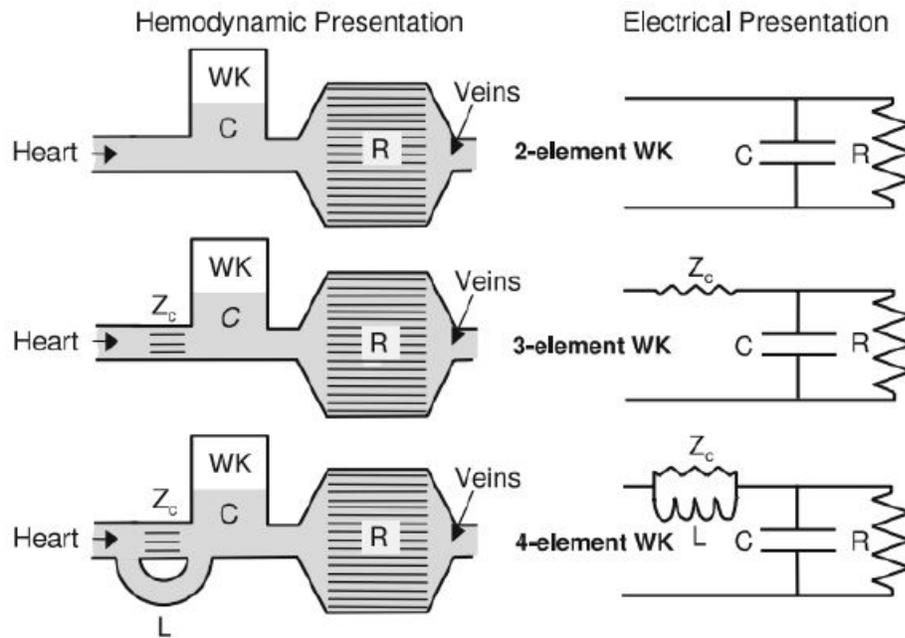


Figura 3.5: Pulso de Velocidad Promedio

## 3.4. Modelamiento Mecánico-Estructural

A continuación se presentan los principales parámetros estructurales utilizados en este estudio.

### 3.4.1. Modelo Elástico de pared

Este modelo considera que la arteria reacciona de manera elástica y en todas las direcciones (isotropía) de igual forma según la ecuación 3.13:

$$\sigma = E * \varepsilon \quad (3.13)$$

El valor utilizado es una linealización del trabajo de Valencia [23], tomando un valor de:

$$E = 1,77[Mpa] \quad (3.14)$$

### 3.4.2. Modelo hiper-elástico de Valencia

Valencia junto con Contente [23] utilizó el modelo de Mooney-Rivlin para la tracción uniaxial con cinco parámetros, porque le permitió el mejor ajuste con las curvas experimentales obtenidas. La ecuación 3.15 muestra el modelo utilizado por Valencia:

$$W(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (3.15)$$

Donde  $\lambda = \frac{l}{l_0}$  son el largo actual y el largo inicial de la muestra respectiva.  $W$  es la energía de deformación del material en función de la elongación  $\lambda$ .  $C_{10}$ ,  $C_{01}$ ,  $C_{11}$ ,  $C_{20}$  y  $C_{02}$  son constantes determinadas por los ensayos experimentales. Las ecuaciones 3.16 y 3.17 muestran a  $I_1$  y  $I_2$  que corresponden a los invariantes, para tracción uniaxial, del tensor de esfuerzos de Cauchy.

$$I_1(\lambda) = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \quad (3.16)$$

$$I_2(\lambda) = 2\lambda + \frac{2}{\lambda} \quad (3.17)$$

Es posible obtener el tensor de esfuerzo de Cauchy  $T$  derivando  $W$  en función de  $\lambda$ , como se muestra en la ecuación 3.18.

$$T = \lambda \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda} = 2\lambda(\lambda - \lambda^{-2})(C_{10} + C_{01}\lambda^{-1} + C_{11}(3\lambda^{-2} + 3\lambda - 3 - 3\lambda^{-1}) + 2C_{20}(2\lambda^{-1} + \lambda^2 - 3) + 2(C_{02}(2 + \lambda^{-3} - 3\lambda^{-1})) \quad (3.18)$$

Los valores propuestos por Valencia de un paciente femenino son los mostrados en la tabla 3.4:

Tabla 3.4: Valores Mooney-Rivlin (5 Parámetros) de Valencia para paciente femenino [23]

Constante	Valor [Mpa]
$C_{10}$	0,4286
$C_{01}$	-0,1185
$C_{11}$	0,5847
$C_{20}$	0,5793
$C_{02}$	0,5638

La figura 3.6 muestra la curva esfuerzo/deformación ingresada al software Ansys Mechanical para el modelo de Valencia.

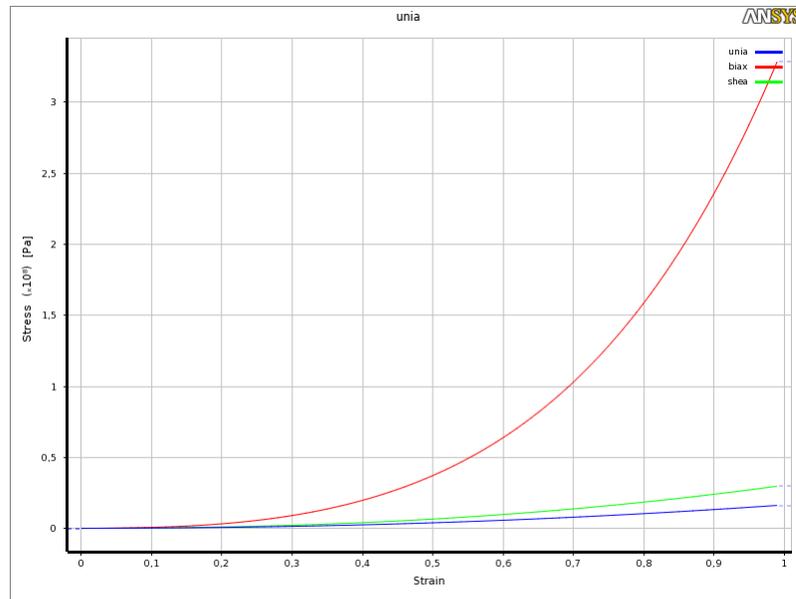


Figura 3.6: Curva ingresada a Ansys modelo Valencia

### 3.4.3. Modelo hiper-elástico de Costalat

Constalat [7] utiliza el modelo de Mooney-Rivlin para tracción uniaxial con tres parámetros. En la ecuación 3.19 se muestra la ecuación de Mooney-Rivlin para este caso.

$$W(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (3.19)$$

Nuevamente  $W$  es la energía de deformación del material en función de la elongación  $\lambda$ .  $C_{10}$  y  $C_{01}$  y  $C_{11}$  son las constantes que se determinan con los ensayos experimentales e  $I_1$  y  $I_2$

son los mismos invariantes del tensor de esfuerzos de Cauchy presentados en las ecuaciones 3.16 y 3.17.

En la ecuación 3.20 se tiene el tensor de esfuerzo de Cauchy como derivada de la energía de deformación  $W$  en función de la elongación  $\lambda$ .

$$T = \lambda \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda} = 2\lambda(\lambda - \lambda^{-2})(C_{10} + C_{01}\lambda^{-1} + C_{11}(3\lambda^{-2} + 3\lambda - 3 - 3\lambda^{-1})) \quad (3.20)$$

Los valores propuestos por Costalat para un paciente femenino se muestran en la tabla 3.5

Tabla 3.5: Valores Mooney-Rivlin (3 Parámetros) de Costalat para paciente femenino, aneurisma no roto [7]

Constante	Valor [Mpa]
$C_{10}$	0,2063
$C_{01}$	0,0144
$C_{11}$	11,7

La figura 3.7 muestra la curva esfuerzo/deformación ingresada al software Ansys Mechanical para el modelo de Costalat.

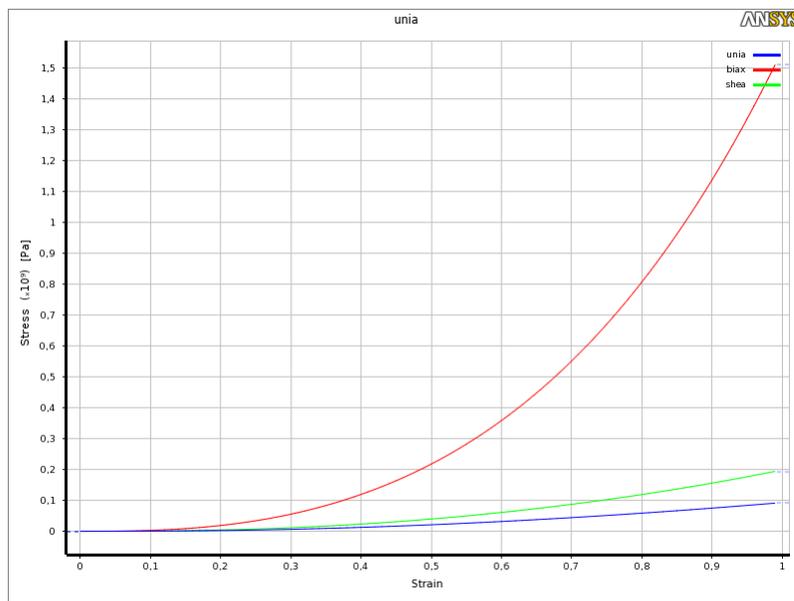


Figura 3.7: Curva ingresada a Ansys modelo Costalat

### 3.4.4. Modelo hiper-elástico de Toth

El modelo de Toth [21] utiliza la ecuación de energía de deformación de Mooney-Rivlin para tracción uniaxial de 2 parámetros. A continuación se puede ver el modelo utilizado por Toth en la ecuación 3.21.

$$W(\lambda) = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (3.21)$$

Los parámetros representan lo mismo que en el caso anterior. En la ecuación 3.22 es posible ver el tensor de esfuerzo de Cauchy para este caso.

$$T = \lambda \frac{\partial W(\lambda)}{\partial \lambda} = 2\lambda(\lambda - \lambda^{-2})(C_{10} + C_{01}\lambda^{-1}) \quad (3.22)$$

Los valores propuestos por Toth para un paciente femenino se muestran en la tabla 3.6:

Tabla 3.6: Valores Mooney-Rivlin (2 Parámetros) de Toth para paciente femenino [21]

Constante	Valor [Mpa]
$C_{10}$	0,223
$C_{01}$	0,056

La figura 3.8 muestra la curva esfuerzo/deformación ingresada al software Ansys Mechanical para el modelo de Toth.

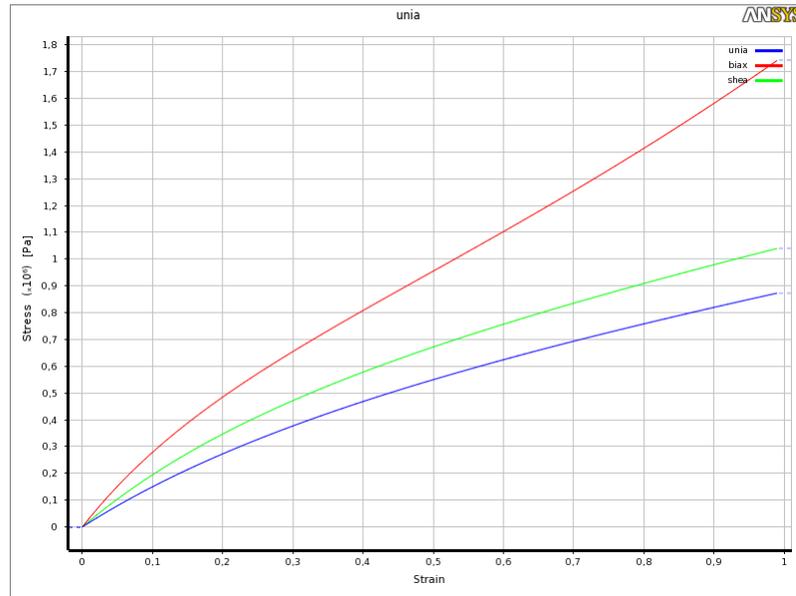


Figura 3.8: Curva ingresada a Ansys modelo Toth

### 3.4.5. Espesor y Densidad Arterial

Un aneurisma cerebral tiene un espesor promedio en torno de los  $0,35mm$  [23], se utiliza este valor para el total del modelo para simplificar las simulaciones. Con respecto a la densidad se utiliza el valor utilizado por Burdiles [5], [3] de  $1100kg/m^3$ .

### 3.4.6. Presión Externa

Debido a que las arterias cerebrales están sumergidas en líquido cefalorraquídeo, éstas sufren una presión externa entre los  $1300 - 2000 [Pa]$  [11][20], para los efectos de éste estudio se considerara una presión externa de  $1500 [Pa]$  para todas las geometrías.

### 3.4.7. Condiciones de Borde

Las condiciones de borde para el dominio estructural es de empotramiento tanto para las entradas como para las salidas. Esta condición se aplica a las caras de las geometrías, lo que causa además de impedir el movimiento y rotación en todas las direcciones, la imposibilidad de deformación.

### 3.4.8. Índice NSI

El índice NSI 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. Su cálculo viene dado por la ecuación 3.23:

$$NSI = 1 - (18\pi)\left(\frac{1}{3}\right)\frac{V^{\frac{2}{3}}}{S} \quad (3.23)$$

Donde  $S$  es la superficie y  $V$  es el volumen del aneurisma cerrado. Este índice varia entre 0 y 1, siendo 0 cuando la geometría es una semiesfera. En el estudio llevado por Raghavan[18] se analizaron 27 casos de aneurismas reales (9 rotos y 18 no), donde se determinó que el 78% de los aneurismas rotos poseían un NSI mayor a 0.183.

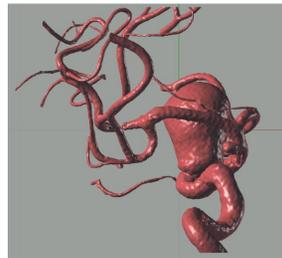
## 3.5. Modelos CAD de los Aneurismas

### 3.5.1. Generación De Geometrías

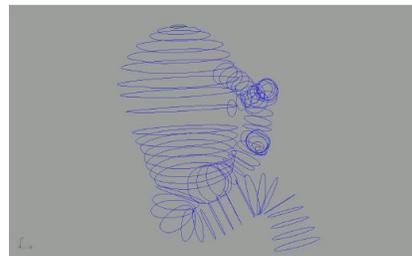
El Instituto de Neurocirugía Asenjo provee de imágenes de aneurismas de pacientes vivos a través de un anemógrafo rotacional. Debido al formato que se utilizaron para guardar las imágenes, no es posible generar directamente una geometría aplicable a simulaciones computacionales, es por esto que Ledermann [12] y Muñoz [16] desarrollaron una metodología para obtener archivos CAD a partir de las imágenes del Instituto. Los principales pasos seguidos por Ledermann y Muñoz fueron:

1. **Limpieza de geometrías:** Utilizando el software 3DStudio MAX se eliminan los vasos sanguíneos adyacentes a la estructura principal de la sección de vascular que se quiere estudiar.
2. **Obtención de contornos:** Con el programa 3D Doctor y un plano móvil se extraen contornos de diferentes secciones de la geometría.
3. **Generación de superficies:** Utilizando el programa Rhinoceros se unen las diferentes curvas generadas en el paso anterior, logrando obtener un modelo CAD en formato parasolid utilizable en simulaciones computacionales.
4. **Escalamiento y orientación:** Finalmente se escala la geometría generada debido a distorsiones que se generan en pasos anteriores.

En las figura 3.9 se muestra un ejemplo de la imagen enviada desde el Instituto de Neurocirugía Asenjo, las curvas extraídas y la geometría CAD generada según los pasos acá señalados.



(a) Imagen Instituto Asenjo



(b) Curvas Extraídas



(c) Geometría CAD Generada

Figura 3.9: Generación de Geometrías CAD.

### 3.5.2. Geometrías Utilizadas

De la base de datos de geometrías ya reconstruidas del profesor Álvaro Valencia del departamento de Ingeniería Civil Mecánica de la Universidad de Chile se seleccionaron 4 aneurismas, privilegiando que 2 sean laterales, 2 terminales y que se diferencien en tamaño y forma. Cada uno de estos se presentan a continuación con las medidas más relevantes para este estudio.

#### Lateral-1

La primera geometría, denominado **Lateral-1** para efectos de este trabajo de título, se presenta en la figura 3.10 y sus medidas geométricas en la tabla 3.7

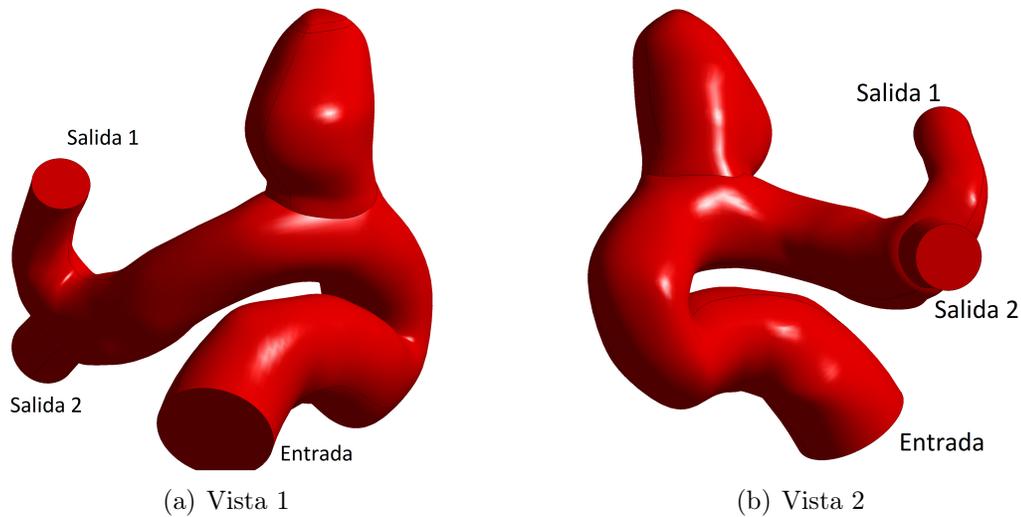


Figura 3.10: Modelo CAD Lateral-1

Tabla 3.7: Valores Geométricos Lateral-1

<b>Aneurisma Lateral-1</b>	
Área Entrada [ $mm^2$ ]	15,89
Área Salida Mayor [ $mm^2$ ]	5,20
Área Salida Menor [ $mm^2$ ]	3,86
Radio Entrada [ $mm$ ]	2,25
Radio Salida1 [ $mm$ ]	1,29
Radio Salida2 [ $mm$ ]	1,11
Radio Aneurisma [ $mm$ ]	1,50
Largo Aneurisma [ $mm$ ]	7,00
Volumen Total [ $mm^3$ ]	498,41
Volumen Aneurisma [ $mm^3$ ]	109,07
Área Aneurisma [ $mm^2$ ]	121,23
NSI	0,28

## Lateral-1

El segundo aneurisma seleccionado se le denomina **Lateral-2**, se presenta en la figura 3.11 y sus medidas geométricas en la tabla 3.8

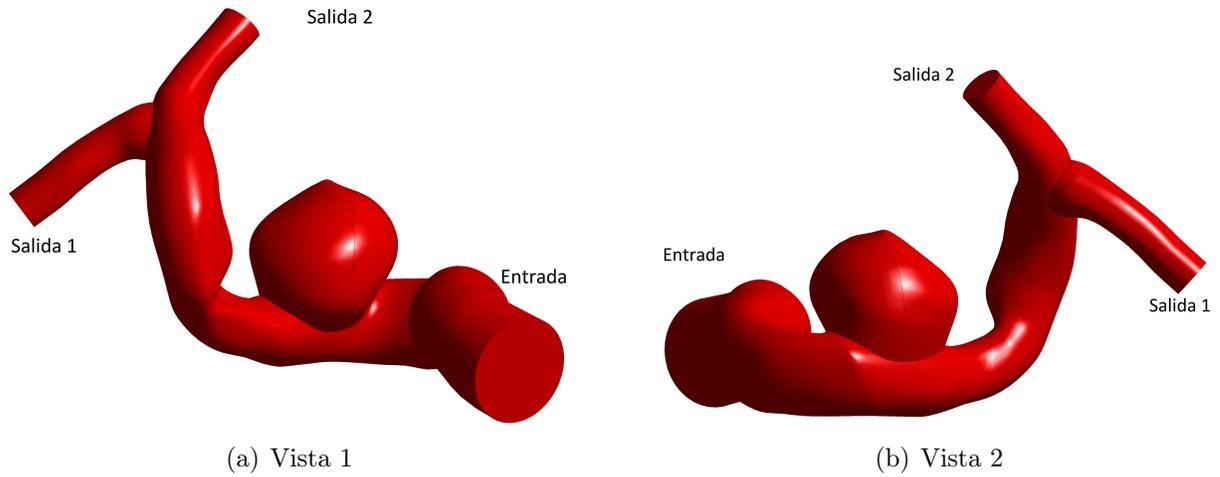


Figura 3.11: Modelo CAD Lateral-2

Tabla 3.8: Valores Geométricos Lateral-2

<b>Aneurisma Lateral-2</b>	
Área Entrada [ $mm^2$ ]	18,08
Área Salida Mayor [ $mm^2$ ]	2,86
Área Salida Menor [ $mm^2$ ]	2,66
Radio Entrada [ $mm$ ]	2,40
Radio Salida1 [ $mm$ ]	0,95
Radio Salida2 [ $mm$ ]	0,92
Radio Aneurisma [ $mm$ ]	0,02
Largo Aneurisma [ $mm$ ]	0,01
Volumen Total [ $mm^3$ ]	491,23
Volumen Aneurisma [ $mm^3$ ]	136,00
Área Aneurisma [ $mm^2$ ]	120,20
NSI	0,16

## Terminal-1

El tercer aneurisma se le denomina **Terminal-1**, se presenta en la figura 3.12 y sus variables geométricas en la tabla 3.9

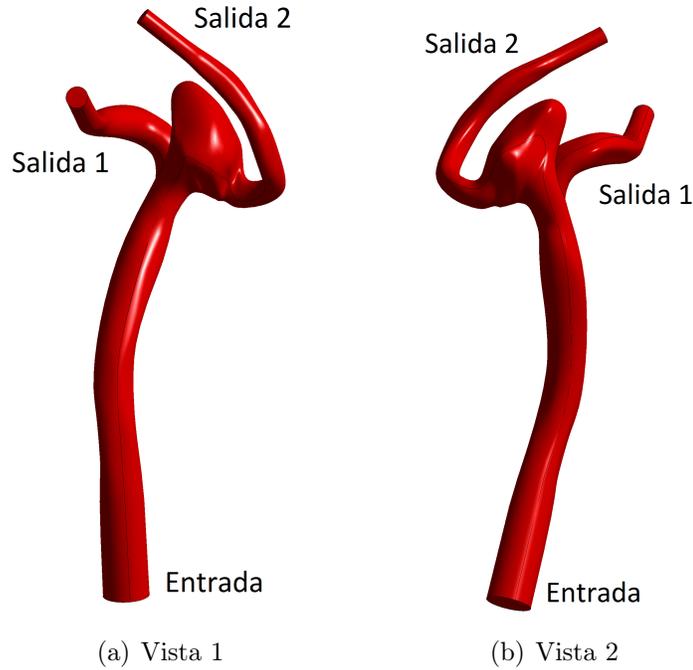


Figura 3.12: Modelo CAD Terminal-1

Tabla 3.9: Valores Geométricos Terminal-1

<b>Aneurisma Terminal-1</b>	
Área Entrada [ $mm^2$ ]	5,6287
Área Salida Mayor [ $mm^2$ ]	1,2721
Área Salida Menor [ $mm^2$ ]	0,82756
Radio Entrada [ $mm$ ]	1,34
Radio Salida1 [ $mm$ ]	0,64
Radio Salida2 [ $mm$ ]	0,51
Radio Aneurisma [ $mm$ ]	0,02
Largo Aneurisma [ $mm$ ]	0,01
Volumen Total [ $mm^3$ ]	246,27
Volumen Aneurisma [ $mm^3$ ]	42,20
Área Aneurisma [ $mm^2$ ]	57,00
NSI	0,18

## Terminal-2

El cuarto y último aneurisma es llamado **Terminal-2**, se presenta en la figura 3.13 y sus variables geométricas en la tabla 3.10

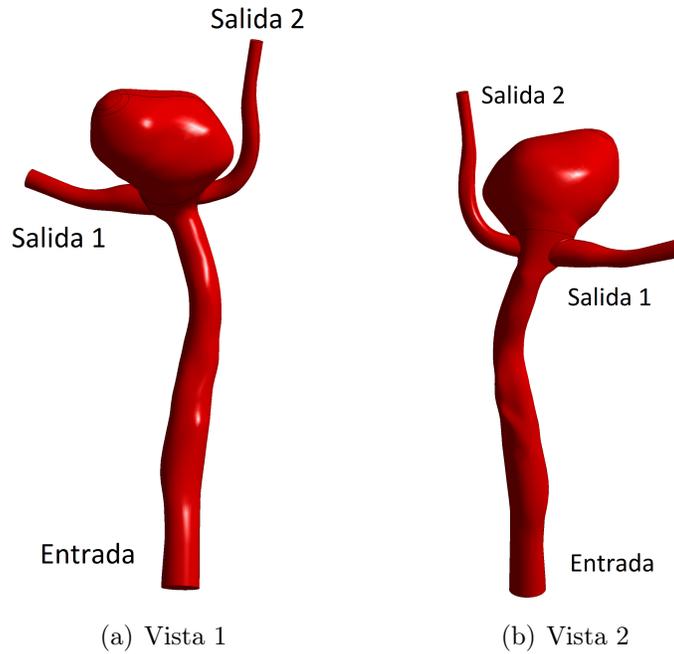


Figura 3.13: Modelo CAD Terminal-2

Tabla 3.10: Valores Geométricos Terminal-2

<b>Aneurisma Terminal-2</b>	
Área Entrada [ $mm^2$ ]	5,41
Área Salida Mayor [ $mm^2$ ]	1,41
Área Salida Menor [ $mm^2$ ]	0,63
Radio Entrada [ $mm$ ]	1,31
Radio Salida1 [ $mm$ ]	0,67
Radio Salida2 [ $mm$ ]	0,45
Radio Aneurisma [ $mm$ ]	0,02
Largo Aneurisma [ $mm$ ]	0,01
Volumen Total [ $mm^3$ ]	306,24
Volumen Aneurisma [ $mm^3$ ]	306,24
Área Aneurisma [ $mm^2$ ]	231,60
NSI	0,25

### 3.6. Variables en estudio

El crecimiento y formación de un aneurisma se relaciona con la presión y WSS presentes en la zona [13] [19] [10], por lo que son las principales variables a estudiar en los análisis fluidodinámicos.

Con respecto al dominio estructural el desplazamiento y el esfuerzo equivalente de Von Mises están relacionados de igual forma con la posibilidad de ruptura de los aneurismas [13][3]. El esfuerzo de ruptura se estima entre 0,7 a 1,7 [*Mpa*] según el trabajo de Cebal [6]

Los instantes de simulación a estudiar serán la Diástole ( $t = 0,96s$ ) y Sístole ( $t = 1,16s$ ) correspondientes al valor mínimo y máximo de la velocidad media del pulso cardiaco, respectivamente.

# Capítulo 4

## Resultados

### 4.1. Parámetros de Simulaciones

En la tabla 4.1 se encuentra un resumen de todas las simulaciones realizadas durante este trabajo de título. En todas las simulaciones se utilizó (ver antecedentes):

- Fluido Incompresible
- Fluido Laminar
- Fluido No-Newtoniano (Carreau)
- Condiciones de borde:
  - Entrada: Pulso Araya[3] y perfil Wommersley.
  - Salida: Modelo Valdivieso [22] Windkessel
- Presión externa: 1500 [Pa]
- Espesor de pared: 0,25 [mm]
- Arteria empotrada en sus entradas y salidas

Tabla 4.1: Resumen Total Simulaciones

<b>Numero</b>	<b>Geometria</b>	<b>Tipo</b>	<b>Modelo de Pared</b>
<b>1</b>	Lateral-1	CFD (Pared Rigida)	Rigida
<b>2</b>	Lateral-1	FSI-1	Moon 5 (Contente)
<b>3</b>	Lateral-1	FSI-1	Moon 3 (Costalat)
<b>4</b>	Lateral-1	FSI-1	Moon 2 (Toth)
<b>5</b>	Lateral-1	FSI-1	Elastico (Contente)
<b>7</b>	Lateral-1	FSI-2	Moon 5 (Contente)
<b>8</b>	Lateral-1	FSI-2	Moon 3 (Costalat)
<b>9</b>	Lateral-1	FSI-2	Moon 2 (Toth)
<b>10</b>	Lateral-1	FSI-2	Elástico (Contente)
<b>11</b>	Lateral-2	CFD (Pared Rigida)	Rigida
<b>12</b>	Lateral-2	FSI-2	Moon 5 (Contente)
<b>13</b>	Lateral-2	FSI-2	Moon 3 (Costalat)
<b>14</b>	Lateral-2	FSI-2	Moon 2 (Toth)
<b>15</b>	Lateral-2	FSI-2	Elastico (Contente)
<b>16</b>	Terminal-1	CFD (Pared Rigida)	Rigida
<b>17</b>	Terminal-1	FSI-2	Moon 5 (Contente)
<b>18</b>	Terminal-1	FSI-2	Moon 3 (Costalat)
<b>19</b>	Terminal-1	FSI-2	Moon 2 (Toth)
<b>20</b>	Terminal-1	FSI-2	Elastico (Contente)
<b>21</b>	Terminal-2	CFD (Pared Rigida)	Rigida
<b>22</b>	Terminal-2	FSI-2	Moon 5 (Contente)
<b>23</b>	Terminal-2	FSI-2	Moon 3 (Costalat)
<b>24</b>	Terminal-2	FSI-2	Moon 2 (Toth)
<b>25</b>	Terminal-2	FSI-2	Elastico (Contente)

## 4.2. Preparación de Geometrías

Las geometrías al ser elaboradas con técnicas de curvas, fueron generadas con errores debido a falta de resolución de los exámenes utilizados y de simplificaciones tomadas en el momento. Es por esto que, en primera instancia se trabaja en las reparaciones de éstas para acercarlas aún más a la realidad y prepararlas para el análisis FSI. Una geometría con errores puede provocar problemas de convergencia, sin lograr finalizar la simulación.

Para esto se utiliza el software comercial SolidWorks 2017, donde se busca principalmente:

- Suavizar cortes abruptos.
- Suavizar uniones de secciones.
- Eliminar divisiones de caras innecesarias.
- Redondear la finalización de sectores curvos, principalmente en la finalización de los aneurismas.

Se realizan cambios importantes en los casos Lateral-1, Lateral-2 y Terminal-2. Estos se muestran en las figuras 4.1, 4.2, 4.3, donde se engrosan las líneas de construcción para visualizar los cambios.

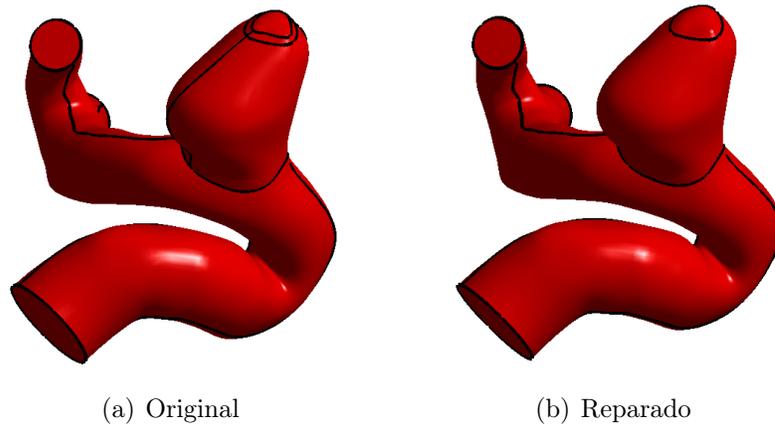


Figura 4.1: Reparación Geometría Lateral-1

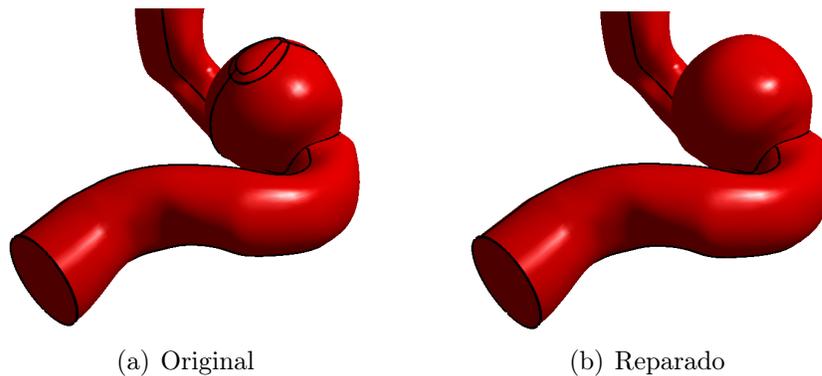


Figura 4.2: Reparación Geometría Lateral-2

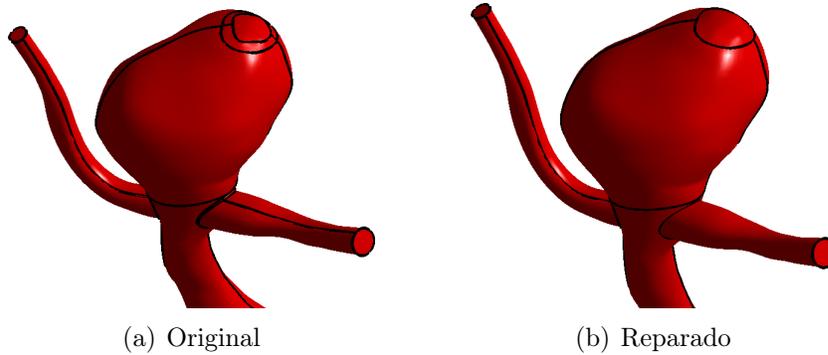


Figura 4.3: Reparación Geometría Terminal-2

### 4.3. Mallado

Al momento de mallar los dominios, éstos se hacen en conjunto para que ambas mallas no se traspongan en ningún punto, además se optimiza el mapeo. No obstante se realizan pruebas de malla por separado para asegurar su calidad.

La documentación de Ansys [1], señala parámetros estándar para inspeccionar la calidad de la malla:

- Skewness:  $< 0,8$  Para el valor máximo.
- Orthogonal Quality:  $> 0,2$  Para el valor mínimo.
- Aspect Ratio: Valores lo más cercanos a 1.
- Element Quality Valores lo más cercanos a 1.

Las pruebas de malla se realizarán solo en el aneurisma **Lateral-1**, ya que las 4 geometrías se enfrentaran a condiciones similares.

#### 4.3.1. Mallado del Fluido

Se utiliza la metodología propuesta por Valdivieso [22], el cual hace estudios de malla para aneurismas cerebrales y las mismas condiciones de borde, llegando a la conclusión de que elementos de tamaño  $0,25mm$  y configuraciones pertinentes para respetar las zonas curvas de los aneurismas son suficientes para simulaciones CFD. Para mayor información referirse a la bibliografía.

En este caso al realizarse un estudio FSI se mantienen los elementos de  $0,25mm$ , pero se disminuyen sus tamaños en la superficie del aneurisma a  $0,2m$  para aumentar el número de nodos que se comuniquen con el dominio estructural.

Para validar el cambio se realizan simulaciones de los primeros  $0,03s$  de simulación con los parámetros a utilizar buscando comparar los resultados de presión y esfuerzos de corte de ambas mallas (para el caso de Valdivieso y con el cambio realizado).

Los resultados de la malla de  $0,25mm$  se muestran en la figura 4.4 y los de la nueva malla en la figura 4.5.

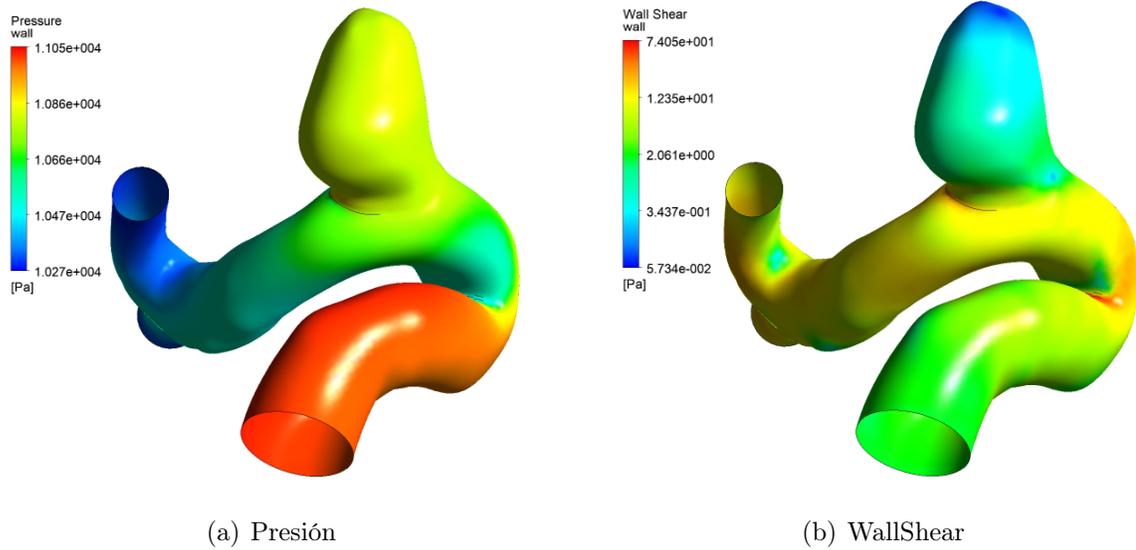


Figura 4.4: Presión y WallShear de Malla  $0,25mm$

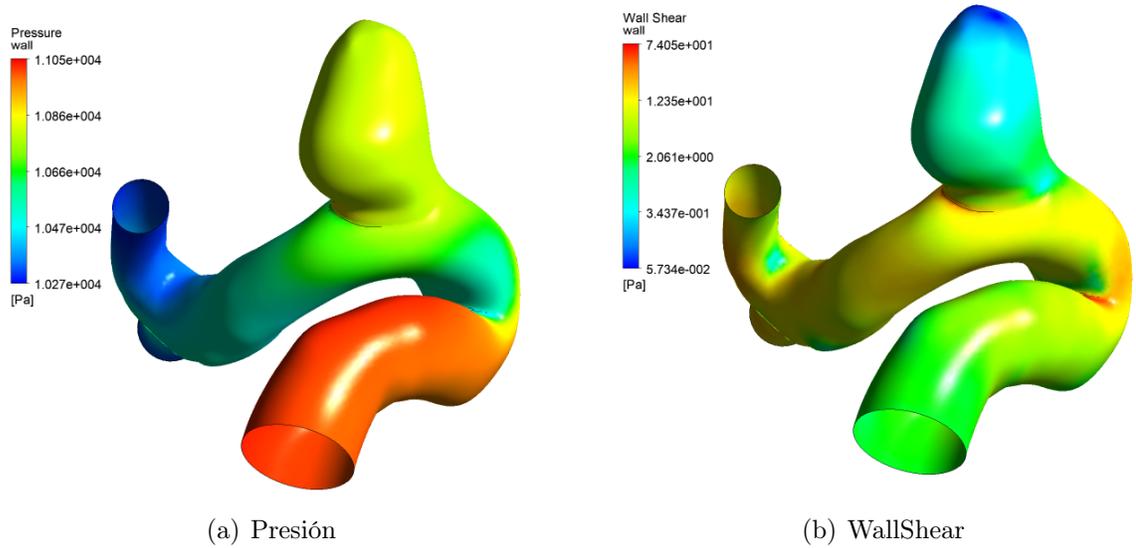


Figura 4.5: Presión y WallShear Malla con Aneurisma refinado

En la tabla 4.2 se observa un resumen de los valores de presión máxima, presión promedio y wall shear máximo de los 3 segundos de la malla de Valdivieso y en la tabla 4.3 de la malla nueva.

Tabla 4.2: Resultados Malla Valdivieso

Segundo [s]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Wall Shear Máximo [Pa]
0,01	10514,1	10311,4	80,345
0,02	10995,3	10477,8	80,744
0,03	11050,1	10494,5	83,129

Tabla 4.3: Resultados Malla Nueva

Segundo [s]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Wall Shear Máximo [Pa]
0,01	10314,2	10253,1	79,34
0,02	10994,8	10467,7	80,12
0,03	11052,4	10477,2	82,83

### 4.3.2. Mallado Estructural

Como se trató en la sección de antecedentes, el sólido (arteria) es mallado de tal forma de tener al menos el mismo número de elementos que el fluido. El dominio del fluido está dado por su elemento superficial más pequeño de  $0,2mm$ , por lo que el tamaño mínimo del elemento del sólido debe ser éste para no perder información por nodos incomunicados.

Se presentan a continuación 3 pruebas de malla distintas para el sólido, donde se le aplica una presión de  $14000 [Pa]$  (considerando que la presión de la sangre oscila entre los  $10000$  y los  $16000[Pa]$ ) con un módulo elástico constante de  $1,7 [Mpa]$ . Se estudiará específicamente los valores máximos de deformación y esfuerzos de Von Mises debido al interés propio de este estudio.

Los resultados de desplazamiento son visibles en las figuras 4.6 para cada caso.

Los resultados del esfuerzo de Von Mises son visibles en las figuras 4.7 para cada caso.

La tabla 4.4 muestra los valores máximos para cada caso.

Tabla 4.4: Valores Estudio de Malla Estructural

Densidad de Malla [mm]	Número de Elementos	Deformación Máxima [mm]	Esfuerzo de Von Mises Máximo [Pa]
0,1	53367	0,9805	3,116
0,15	24036	0,9908	3,110
0,2	13365	1,0010	3,103

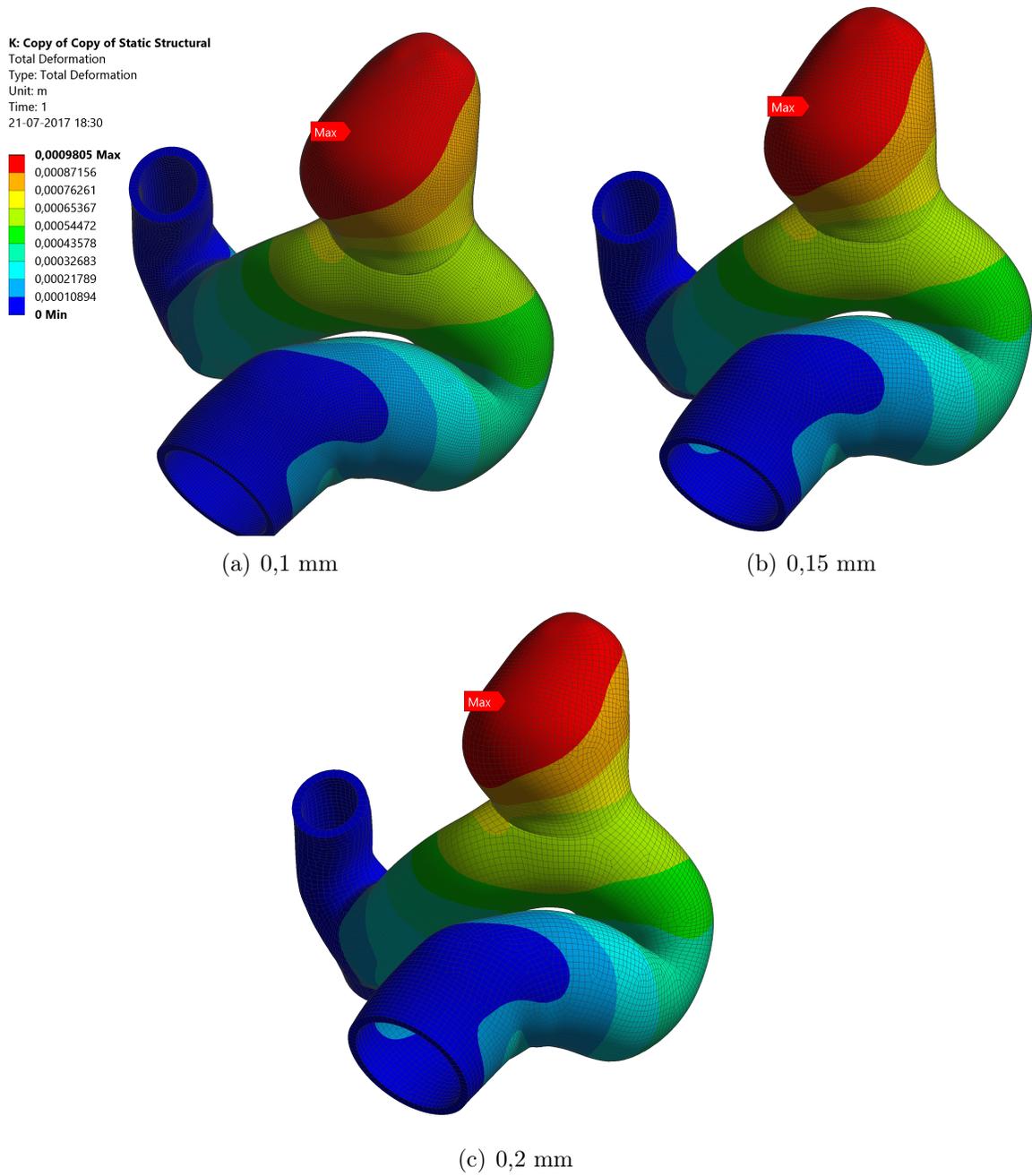
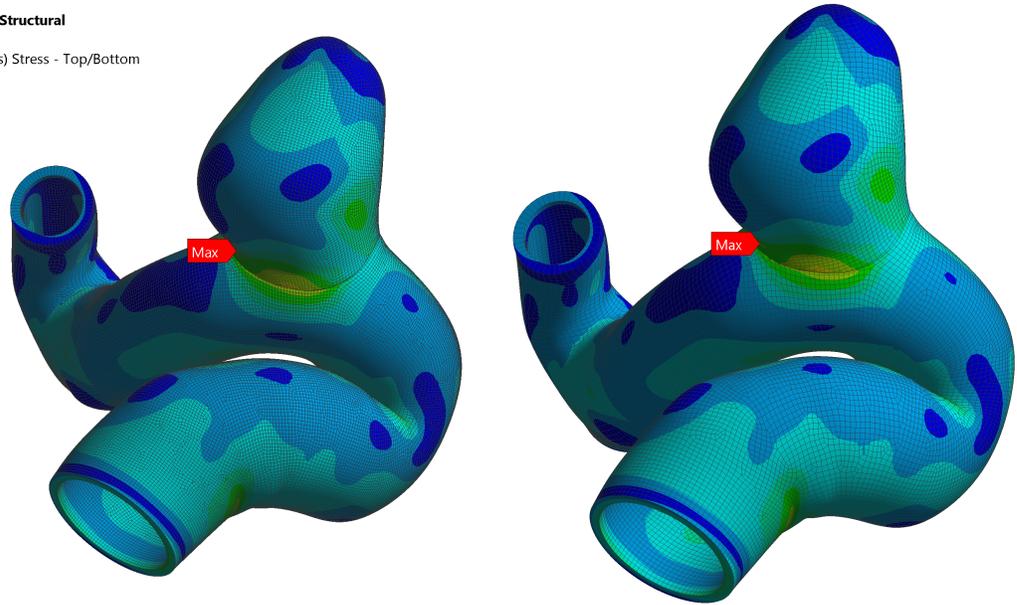
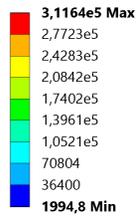


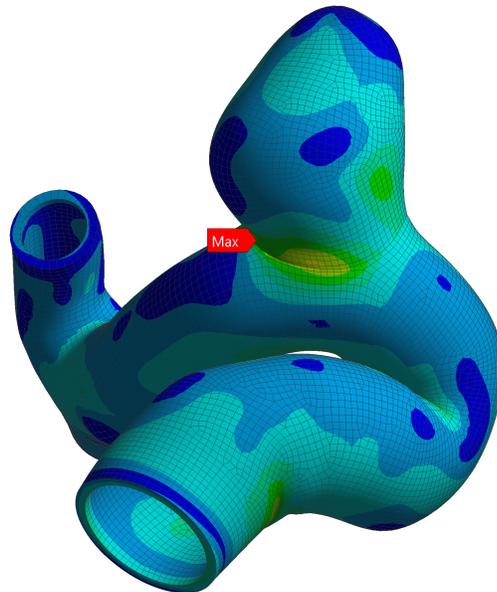
Figura 4.6: Resultados Desplazamiento Prueba de Malla Estructural

**K: Copy of Copy of Static Structural**  
Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress - Top/Bottom  
Unit: Pa  
Time: 1  
21-07-2017 18:45



(a) 0,1 mm

(b) 0,15 mm

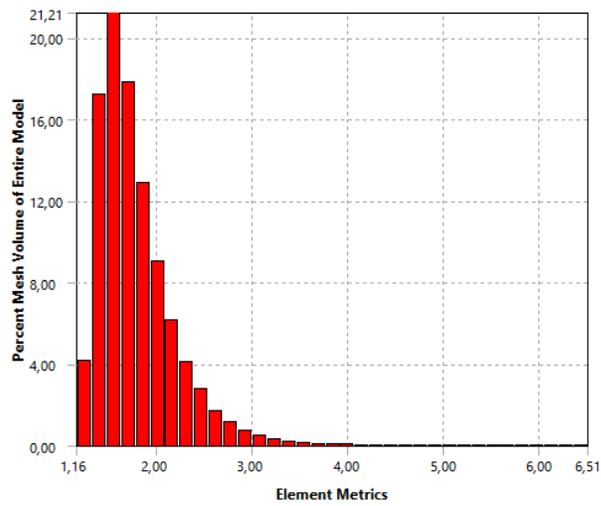


(c) 0,2 mm

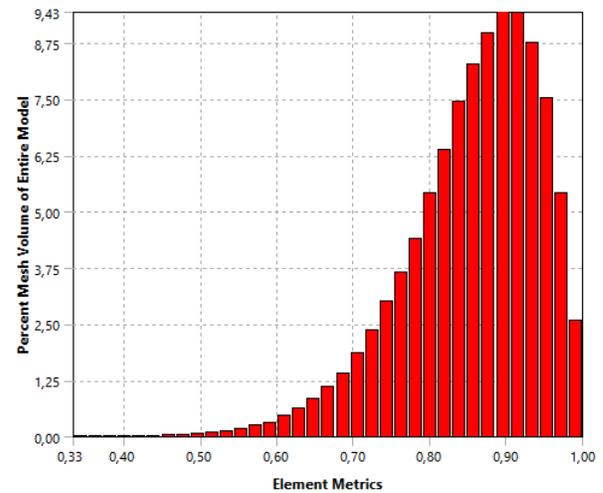
Figura 4.7: Resultados Esfuerzo Von-Mises Prueba de Malla Estructural

### 4.3.3. Valores de Calidad de Malla Ansys

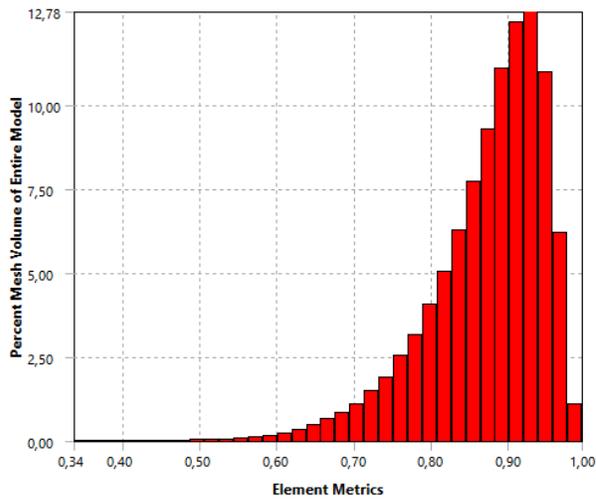
Se presentan en la figura 4.8 los gráficos generados con el módulo de ANSYS *FiniteElementModeler* de los indicadores de Skewness, Ortogonal Quality, Aspect Ratio y Element Quality para la malla generada en forma conjunta del dominio del fluido y del estructural.



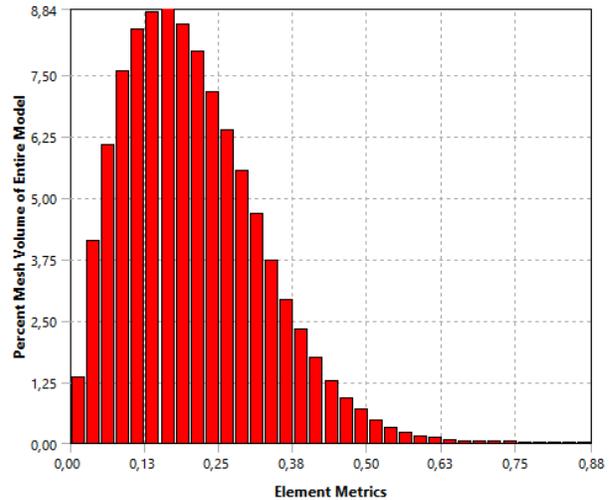
(a) Aspect Ratio



(b) ElementQuality



(c) Ortogonal Quality



(d) Skewness

Figura 4.8: Valores Parámetros de Malla Ansys

#### 4.3.4. Conclusiones Pruebas de Malla

En primera instancia, es importante señalar que en cada caso se logró la convergencia de los modelos, lo cual permite realizar los análisis correspondientes.

Con respecto al dominio del fluido, de las tablas 4.2 y 4.5 se puede observar que las diferencia para cada uno de los tiempos estudiados es del orden del 1%, tanto para las presiones como para los Wall Shear, lo cual no son diferencias significativas. Por lo tanto, se establece seguir la metodología de Valdivieso [22], pero refinando la cara del aneurisma a  $0,2mm$ . Esto permitirá mayores puntos de comunicación entre los módulos.

Con respecto al dominio estructural, en la tabla 4.4 se puede observar que se encuentran cambios entre el 2 – 3%, por lo que el refinamiento mayor al  $0,2mm$  no es necesario, ya que generaría un mayor número de nodos del dominio sólido que del dominio del fluido, lo cual provocaría extrapolaciones intermedias innecesarias. Además un mayor número de elementos en ambas mallas implicaría un mayor costo computacional sin mejora significativa de los resultados. Finalmente, en relación a los valores de calidad de Ansys se observa que están dentro de los parámetros recomendados.

### 4.3.5. Mallas Utilizadas

En la siguiente sección se mostraran las mallas finalmente utilizadas para cada geometría.

#### Lateral-1

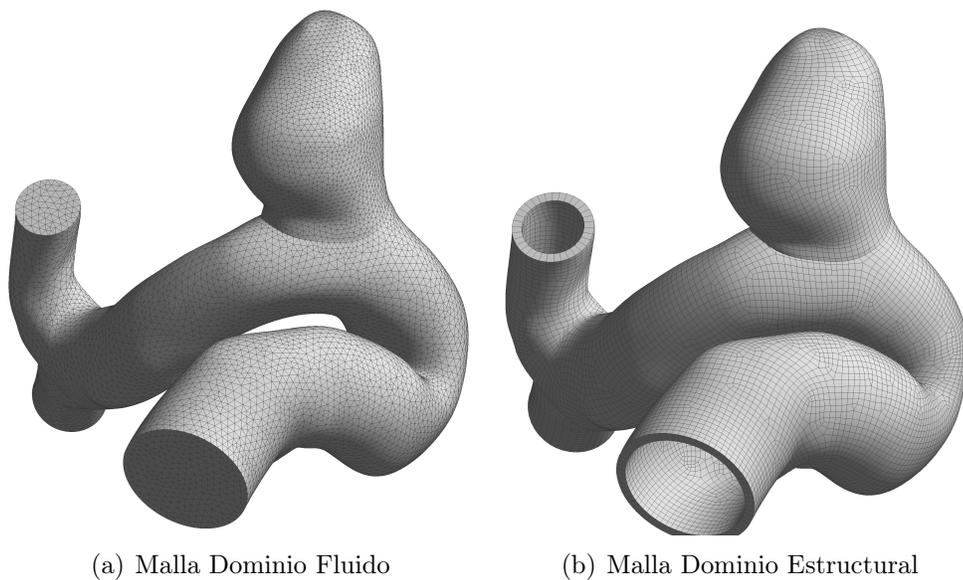


Figura 4.9: Mallas Finales Lateral-1

#### Lateral-2

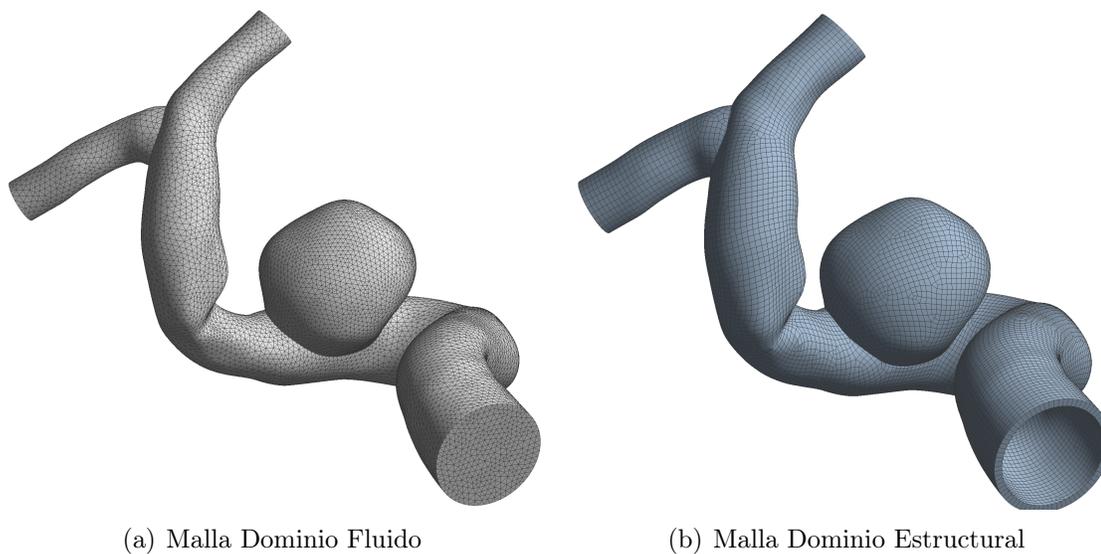
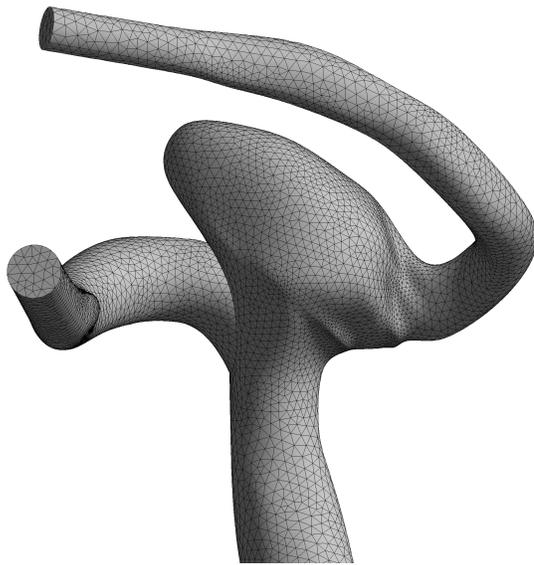
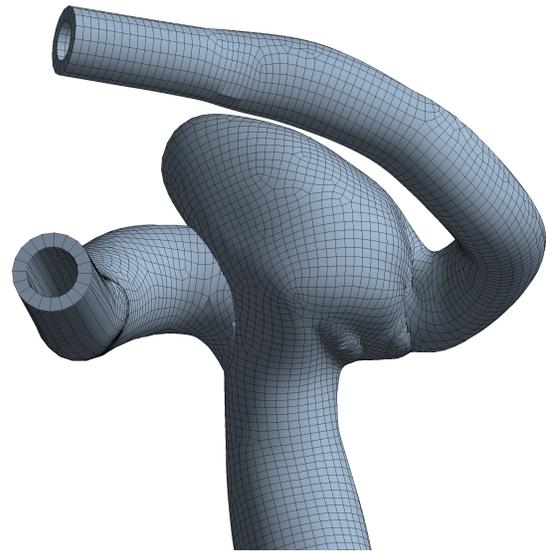


Figura 4.10: Mallas Finales Lateral-2

## Terminal-1



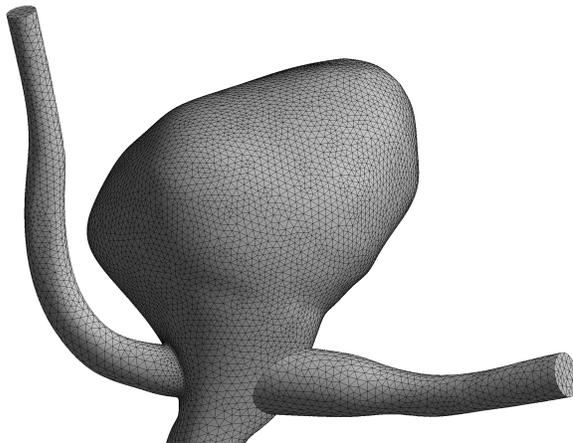
(a) Malla Dominio Fluido



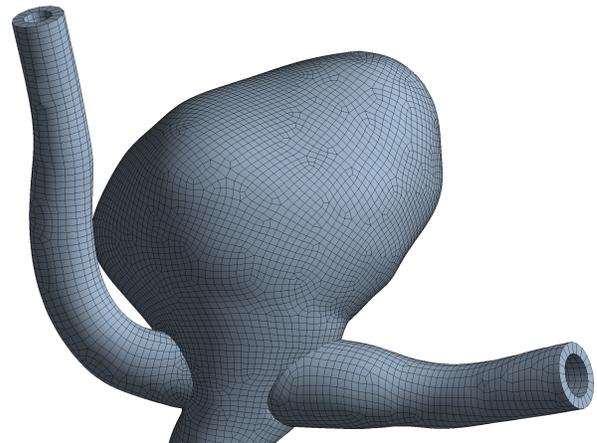
(b) Malla Dominio Estructural

Figura 4.11: Mallas Finales Terminal-1

## Terminal-2



(a) Malla Dominio Fluido



(b) Malla Dominio Estructural

Figura 4.12: Mallas Finales Terminal-2

## 4.4. Resultados Lateral-1

### 4.4.1. Pared Rígida

En esta sección se mostrarán los resultados considerando solamente las variables fluido dinámicas, es decir, con la pared rígida. Se mostrarán resultados de velocidad, presión y WSS.

#### Velocidad

En las figuras 4.13 y 4.14 se muestra el campo de velocidad y líneas de flujo en toda la estructura para la diástole (0,96s) y la sístole (1,16s). Se observa que en la entrada la velocidad se adecua a la condición de borde impuesta, siendo más alta en el centro y disminuyendo hacia las paredes.

Se observa cómo el flujo aumenta su velocidad a medida que se acerca a las salidas debido principalmente a la disminución de los diámetros de salida. De igual forma se observa una recirculación del fluido al ingresar a la zona del aneurisma.

En la figura 4.15 se muestran los vectores de velocidad de un plano medio del aneurisma, donde se puede ver la recirculación de la sangre al interior de la patología.

En las tabla 4.5 se muestra un resumen de los valores de velocidad y caudal para la entrada y salidas de la geometría.

Tabla 4.5: Resumen Velocidad y Caudal Lateral-1 Pared Rígida

Tiempo	0,96 s			1,16 s		
	Entrada	Salida 1	Salida 2	Entrada	Salida 1	Salida 2
Velocidad Máxima [m/s]	0,498	0,873	0,600	1,215	2,062	1,422
Velocidad Promedio [m/s]	0,044	0,527	0,345	0,107	1,282	0,860
Caudal [kg/s]	0,004	-0,003	-0,001	0,010	-0,007	-0,003

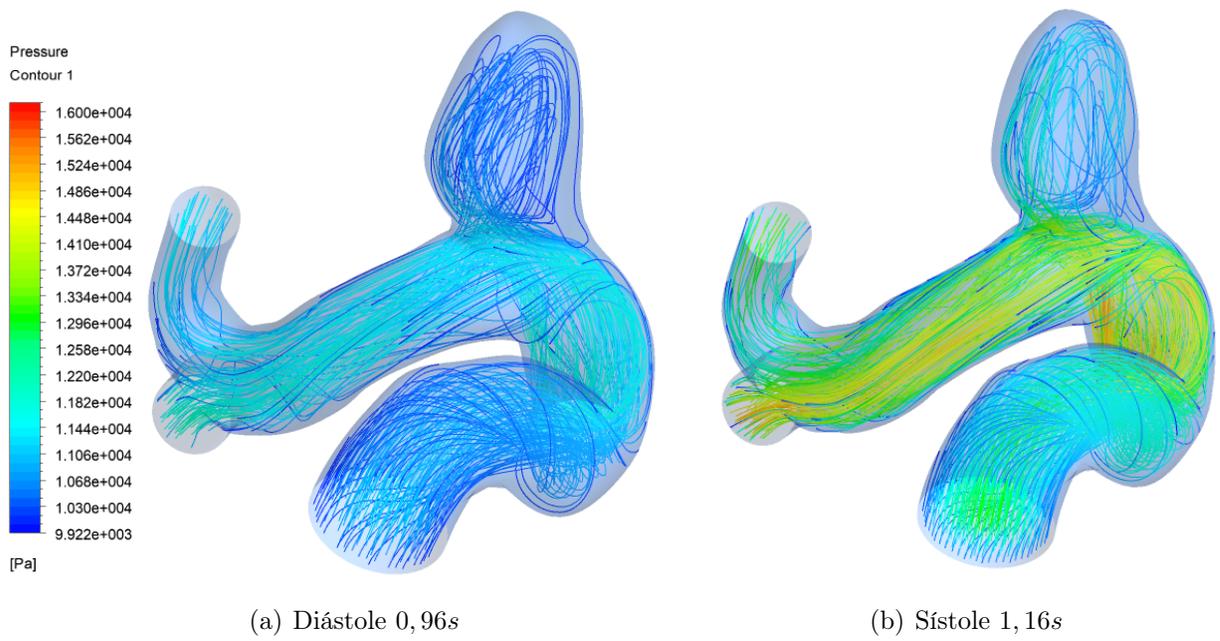


Figura 4.13: Líneas De Flujo Lateral-1 Pared Rígida

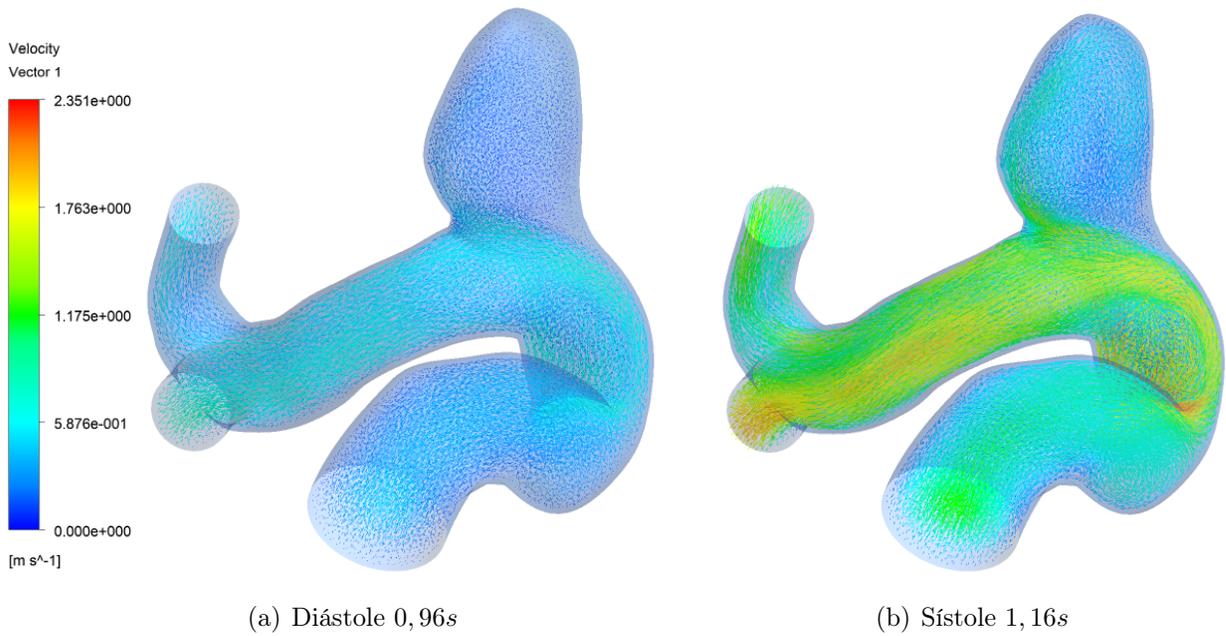
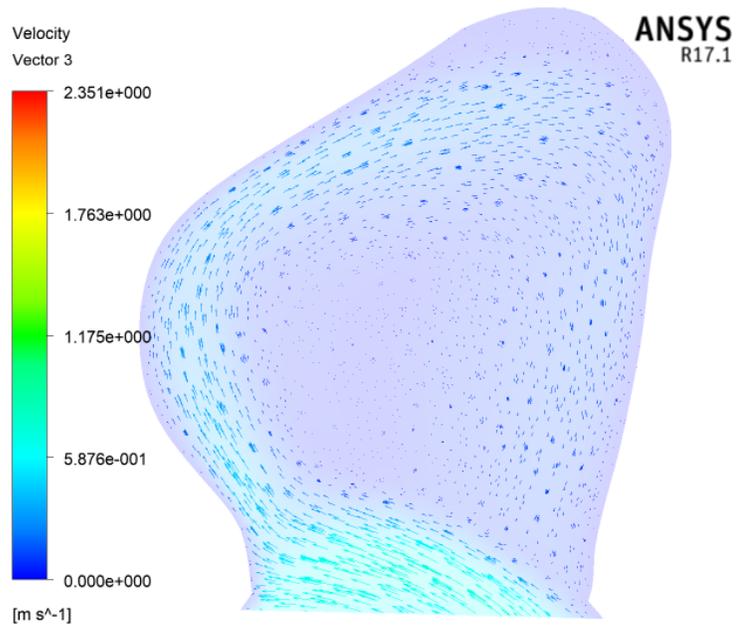
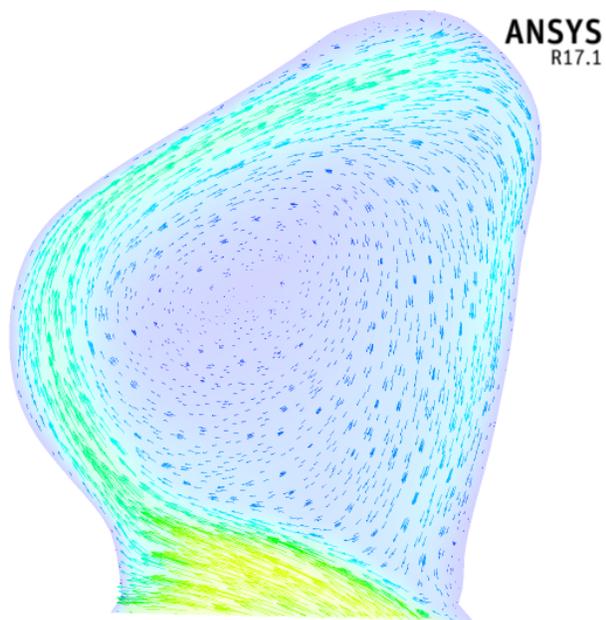


Figura 4.14: Campo de Velocidad Lateral-1 Pared Rígida



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.15: Recirculación fluido Lateral-1

## Presión Estática

En las figuras 4.16 y 4.17 Se observa, tanto para la diástole como para la sístole, la presión en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. De los resultados obtenidos se puede ver cómo la presión máxima se alcanza en la entrada de la geometría, disminuyendo a medida que nos acercamos a la salida.

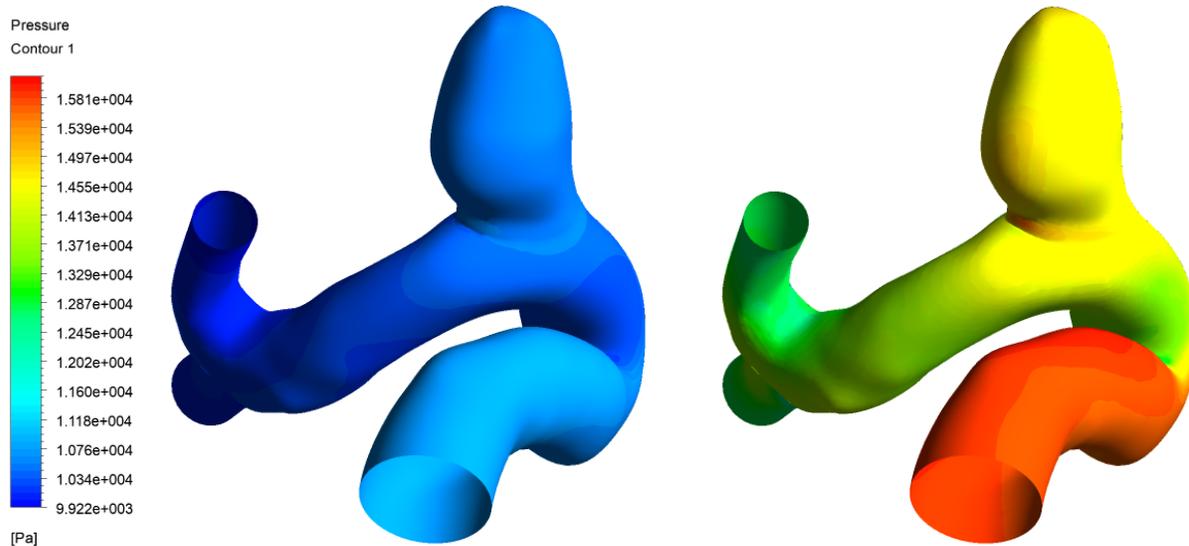
El aneurisma tiene en general una presión uniforme, aumentando desde la sístole a la diástole debido a las condiciones de borde. A un costado del cuello se puede ver cómo aumenta levemente la presión debido a que es el sector donde colisiona la sangre al ingresar al aneurisma.

En la figura 4.18 se encuentra graficado el comportamiento de la presión en el aneurisma para toda la simulación. En ella se observa cómo la presión va aumentando a medida que se alcanza el máximo de velocidad, difiriendo levemente el máximo alcanzado con el promedio.

En la tabla 4.6 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma y la geometría en general.

Tabla 4.6: Resumen Presión Lateral-1 Pared Rígida

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
Presión Máxima [ $Pa$ ]	10638	10740	15696	16130
Presión Promedio [ $Pa$ ]	10149	10422	14518	14492



(a) Diástole 0, 96s

(b) Sístole 1, 16s

Figura 4.16: Presión Lateral-1 Pared Rígida Vista General

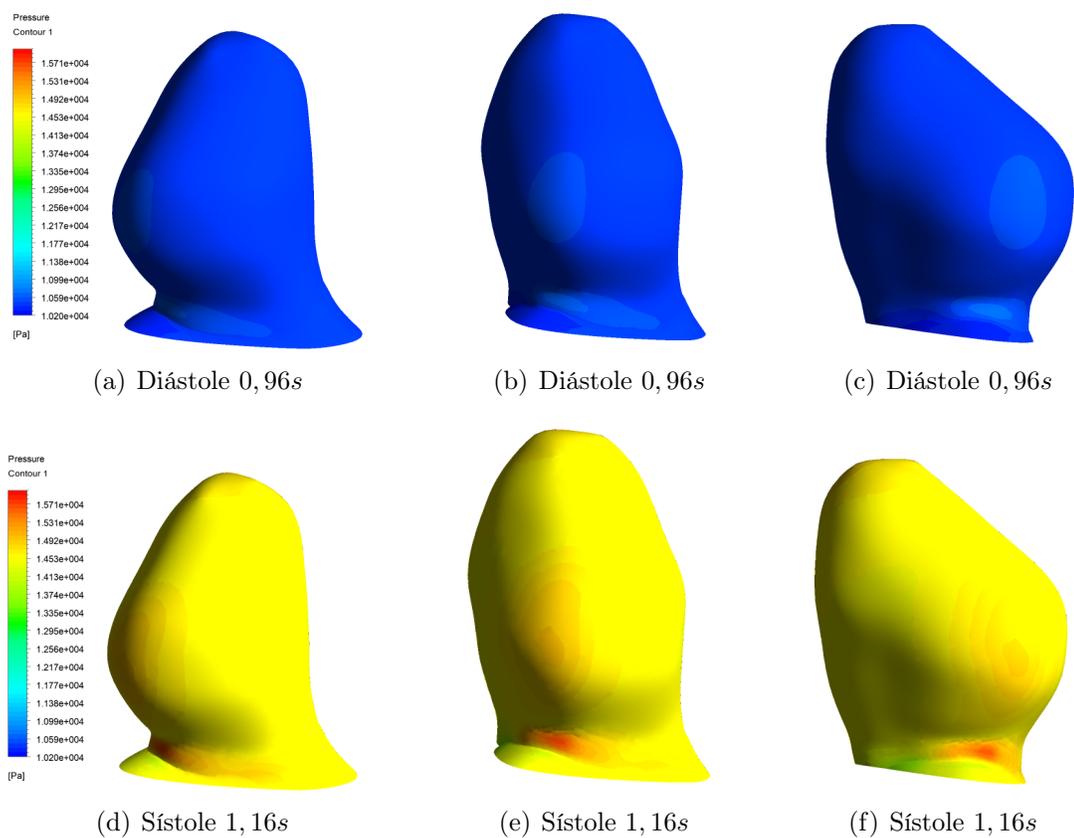


Figura 4.17: Presión Lateral-1 Pared Rígida Vista Trasera

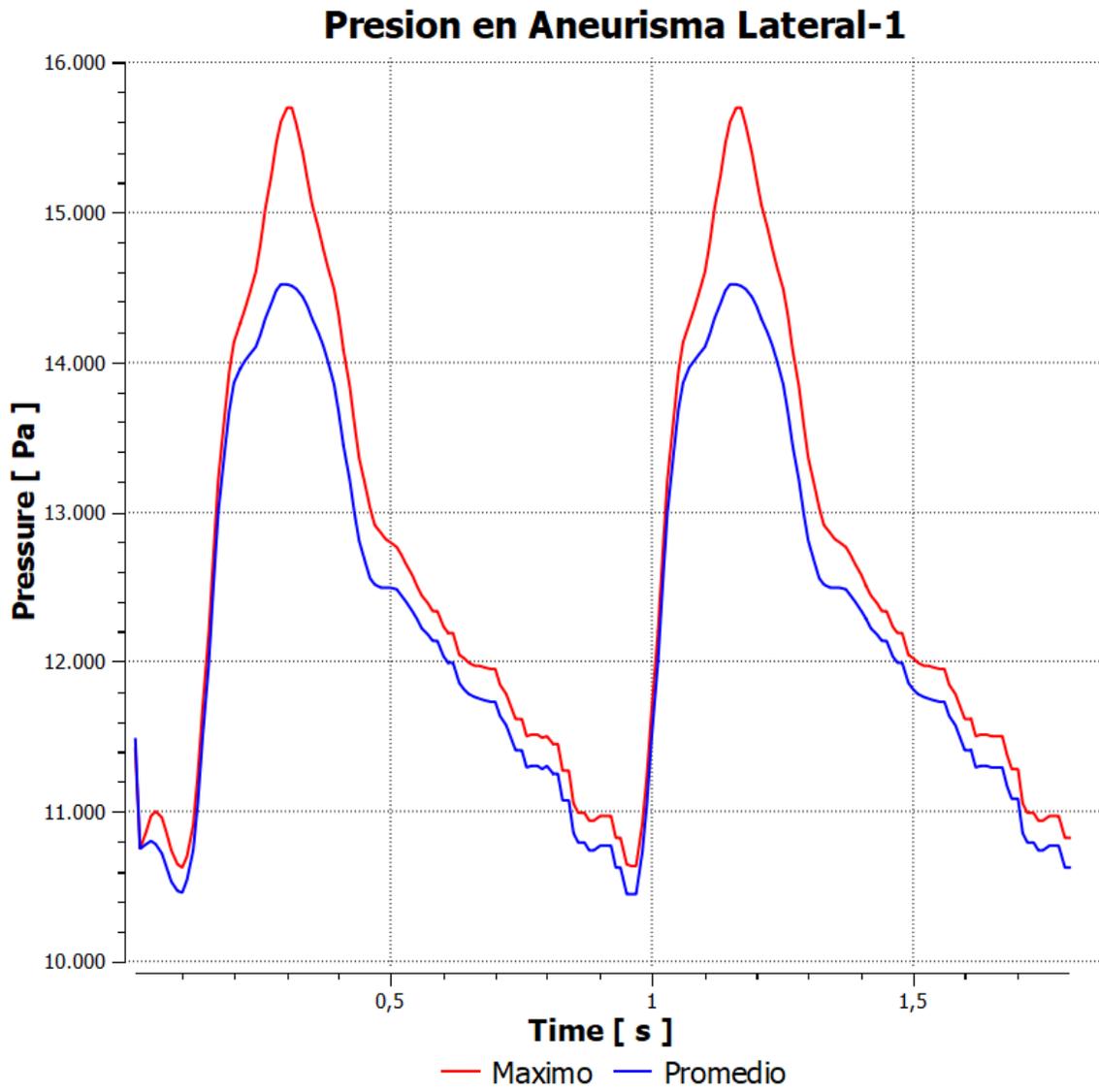


Figura 4.18: Gráfico Presión Lateral-1 Pared Rígida

## WSS

En las figuras 4.19 y 4.20 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, los WSS en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular (las escalas son distintas).

Se observa, que a diferencia de la presión, los esfuerzos de corte se encuentran localizados en el cuello del aneurisma y no en la totalidad del aneurisma.

El máximo en la geometría completa se ubica en una estrechez de la arteria (en el primer sifón), lo cual es acorde al aumento de magnitud de la velocidad esperable en la zona.

En la figura 4.21 se grafica el comportamiento de los WSS con respecto al tiempo. Se puede ver cómo el máximo de los WSS en el aneurisma difiere fuertemente con respecto al promedio. Además se ve el fuerte crecimiento en magnitud entre la sístole y la diástole, creciendo de forma drástica y el máximo escapándose del promedio.

En la tabla 4.7 se puede ver un resumen de los valores de los WSS, tanto para la geometría completa como para el aneurisma en particular.

Tabla 4.7: Resumen WSS Lateral-1 Pared Rígida Diástole

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
WSS Máximo [ $Pa$ ]	34,8	91,7	134,1	345,9
WSS Promedio [ $Pa$ ]	2,5	7,7	14,4	28,7

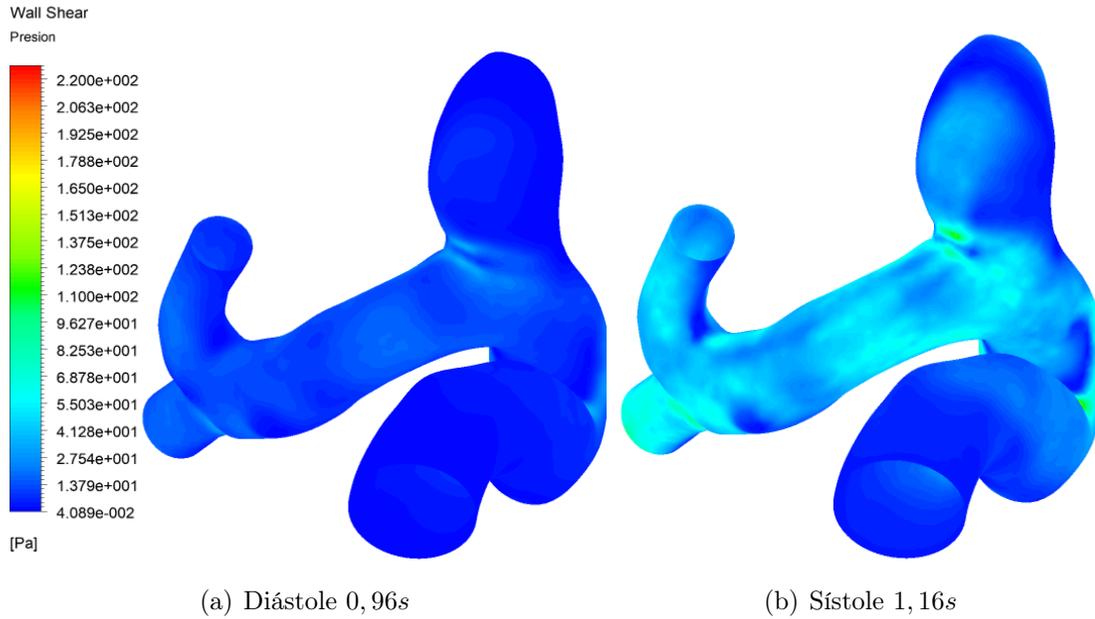


Figura 4.19: WSS Lateral-1 Pared Rígida Vista General

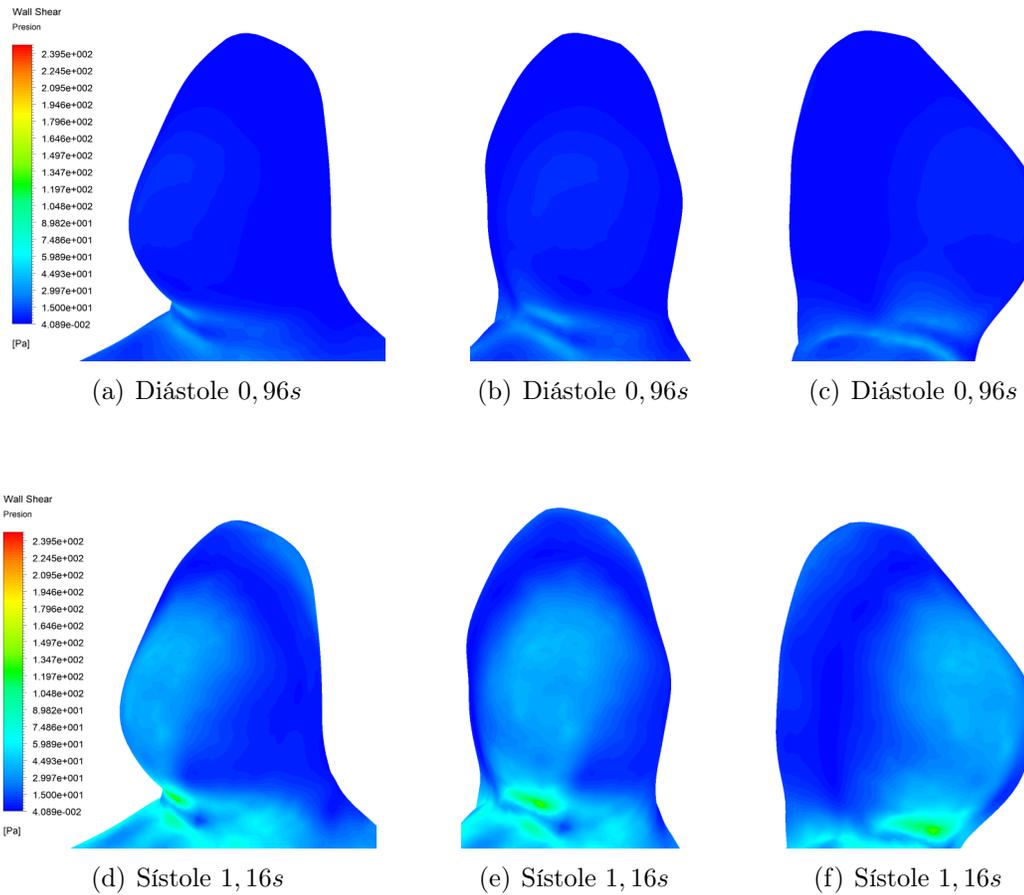


Figura 4.20: WSS Lateral-1 Pared Rígida Vista Aneurisma

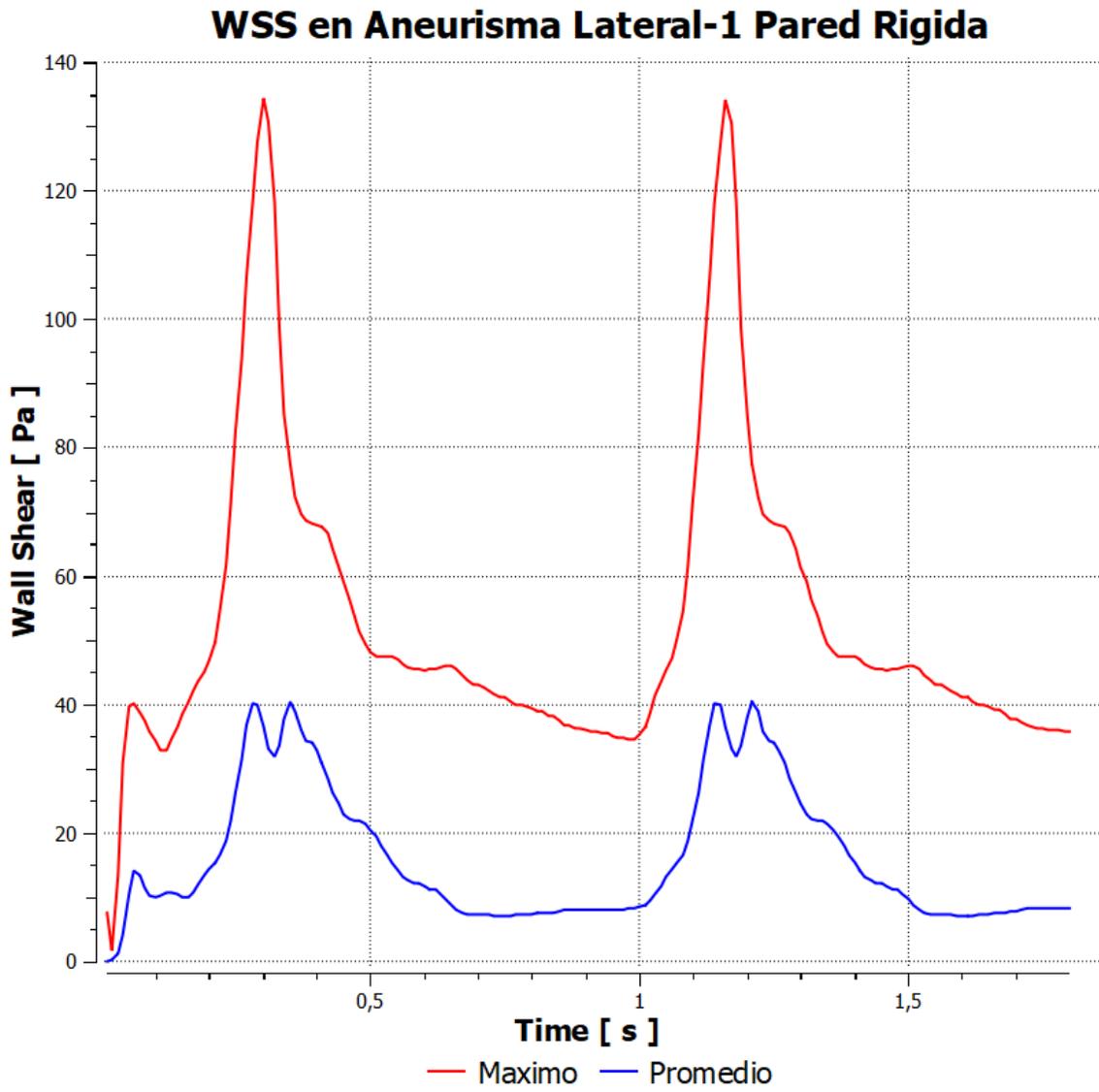


Figura 4.21: Gráfico WSS Lateral-1 pared rígida

#### 4.4.2. FSI-1

En la siguiente sección se detallan los resultados de simulaciones FSI de un camino para la geometría Lateral-1. Específicamente se presentan los resultados variando los 4 distintos modelos de pared: Valencia Lineal, Valencia, Costalat, Toth. (Ver antecedentes)

En este tipo de simulaciones se calcula en primera instancia el fluido y luego la estructura. La presión utilizada en este estudio es la misma obtenida en los resultados de pared rígida de la sección x.x.

Las variables estudiadas son: deformación, el esfuerzo de Von Mises y el esfuerzo principal. Los esfuerzos de corte no son tratados en esta sección debido a que son los mismos obtenidos del estudio fluidodinámico.

En la figura 4.22 se muestra la presión exportada para el primer segundo de simulación (figura a) y el mapeo generado (figura b).

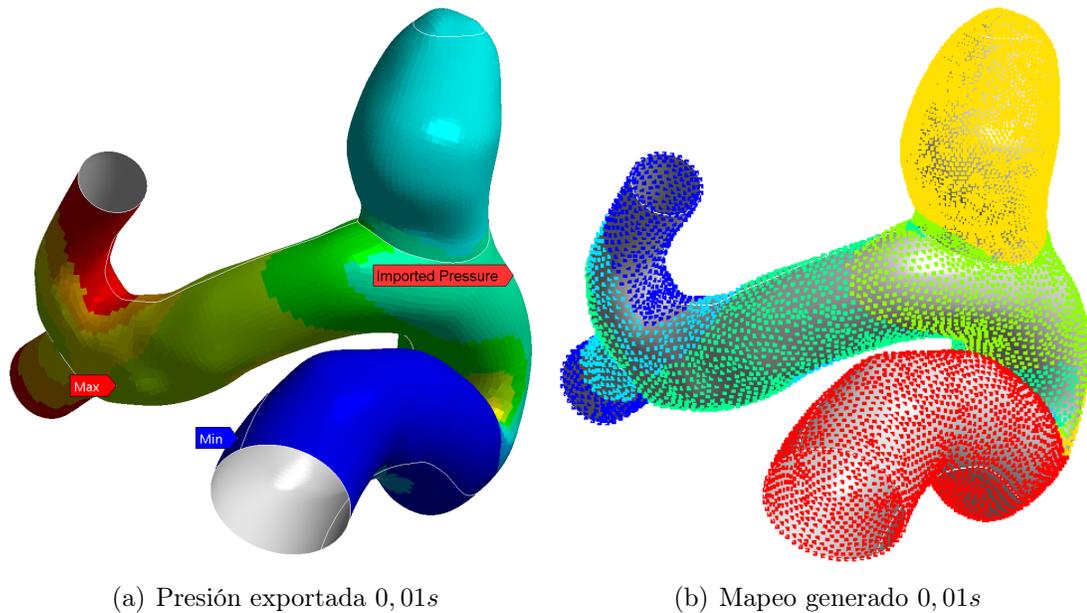


Figura 4.22: Presión exportada y Mapeo FSI-1

## Deformación

En las figuras 4.23, 4.24, 4.25 y 4.26 se muestran las deformaciones en toda la geometría para cada uno de los modelos, tanto para la diástole como la sístole. Se observa que para los distintos modelos de pared, la estructura tiene un comportamiento similar en la forma de deformarse, variando en la magnitud. Esto es debido a que todos son enfrentados a la misma distribución de presiones, por lo que se esperan respuestas similares.

La deformación de la estructura comienza en la entrada del fluido aumentando paulatinamente al acercarse al aneurisma, culminando en un máximo en la parte frontal. Luego de esto comienza a disminuir al alejarse de la patología.

Las bajas deformaciones de las entradas y salidas del aneurisma están condicionadas por las condiciones de empotramiento a las que son sometidas. Además se observa como en la sístole se encuentran deformaciones mayores a la diástole, lo cual es esperable debido a que en la sístole la velocidad del fluido es mayor.

Con respecto al aneurisma, éste sufre mayores deformaciones al fondo que en el cuello, pero no alcanza su máximo en ese sector, sino que en una sección más frontal según la figura.

La deformación máxima entre todos los modelos se da en la sístole del caso de Toth con un valor de 1,082 [mm] . El valor mínimo se da en el caso de Valencia con un valor de 0,93 [mm]. En la tabla 4.8 se encuentra un resumen con los valores máximos y promedio de todos los modelos.

En la figura 4.27 se muestra la deformación máxima en función de tiempo para los distintos modelos, donde se aprecian las diferencias durante toda la simulación.

Tabla 4.8: Resumen Valores Deformaciones Lateral-1 FSI-1

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,685	0,609	1,04	0,810
Valencia	0,629	0,576	0,93	0,768
Costalat	0,682	0,602	0,943	0,763
Toth	0,714	0,613	1,082	0,821

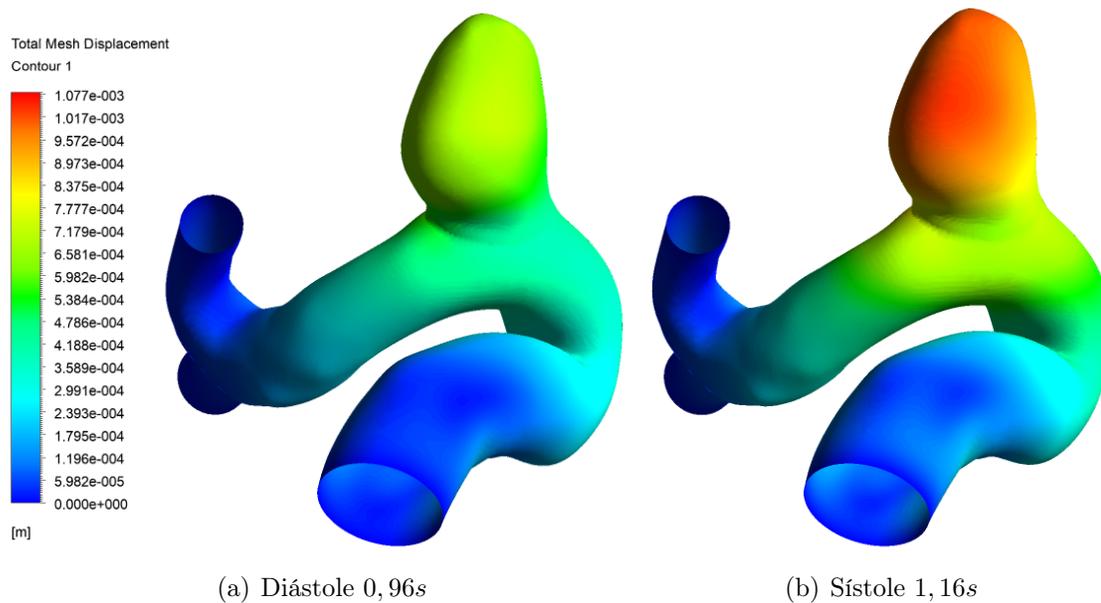


Figura 4.23: Deformación Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-1

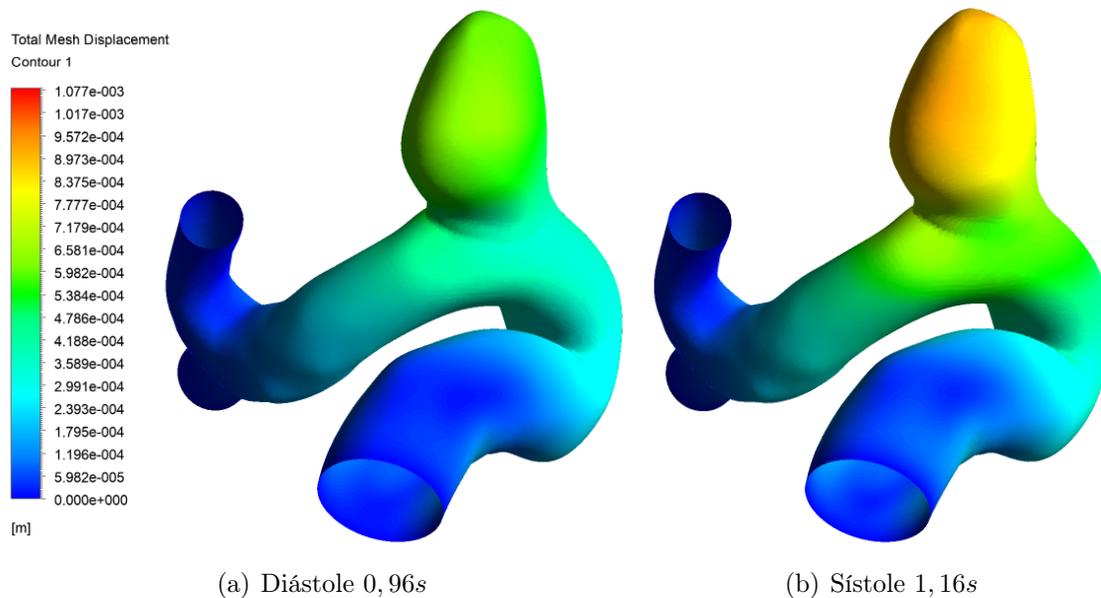


Figura 4.24: Deformación Modelo Valencia Lateral-1 FSI-1

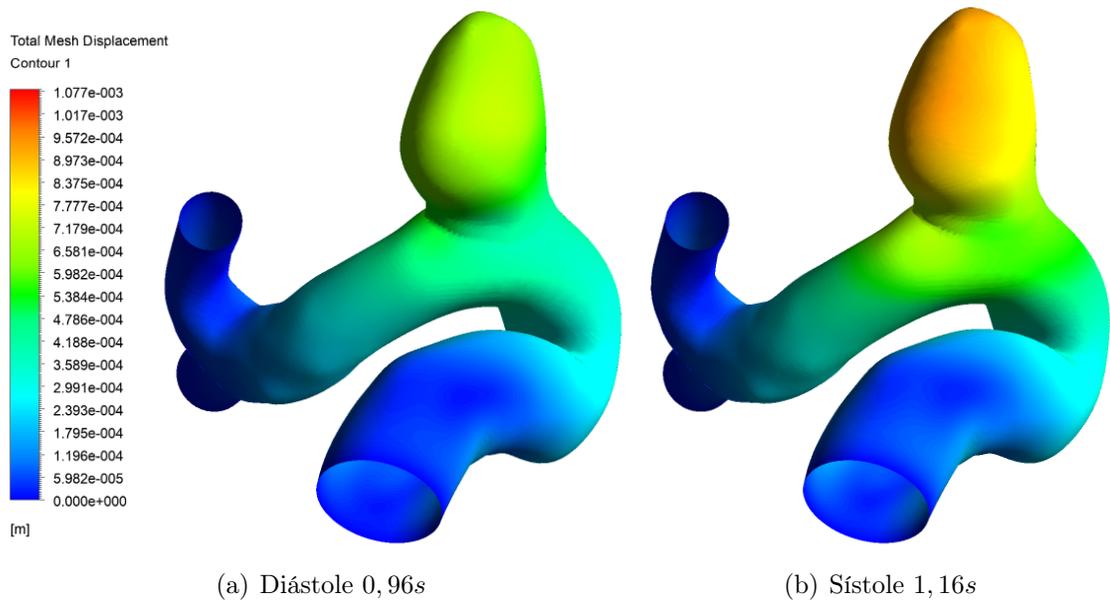


Figura 4.25: Deformación Modelo Costalat Lateral-1 FSI-1

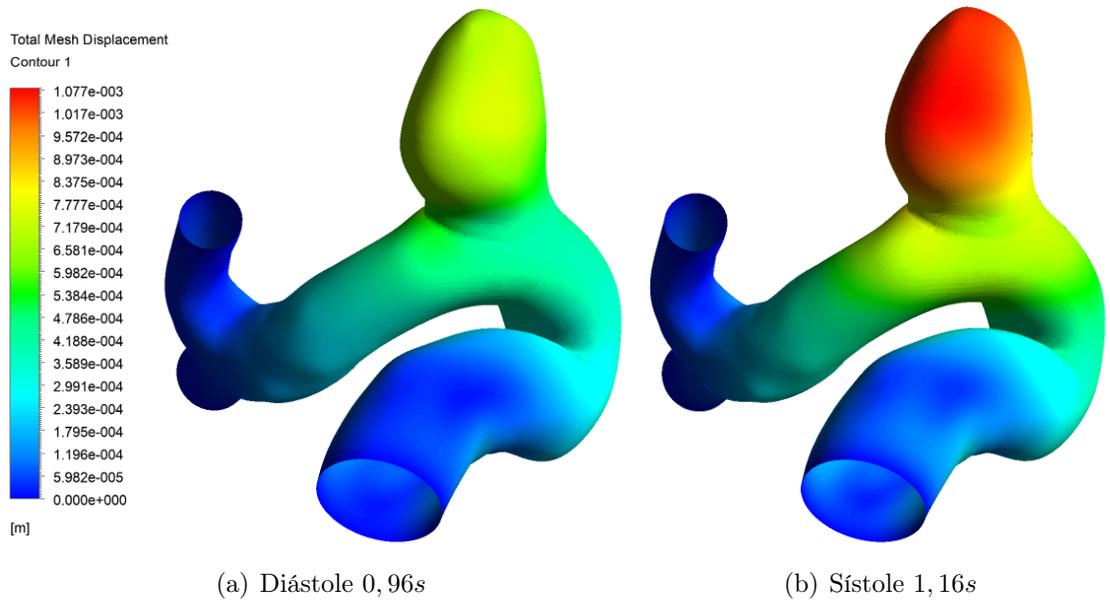


Figura 4.26: Deformación Modelo Toth Lateral-1 FSI-1

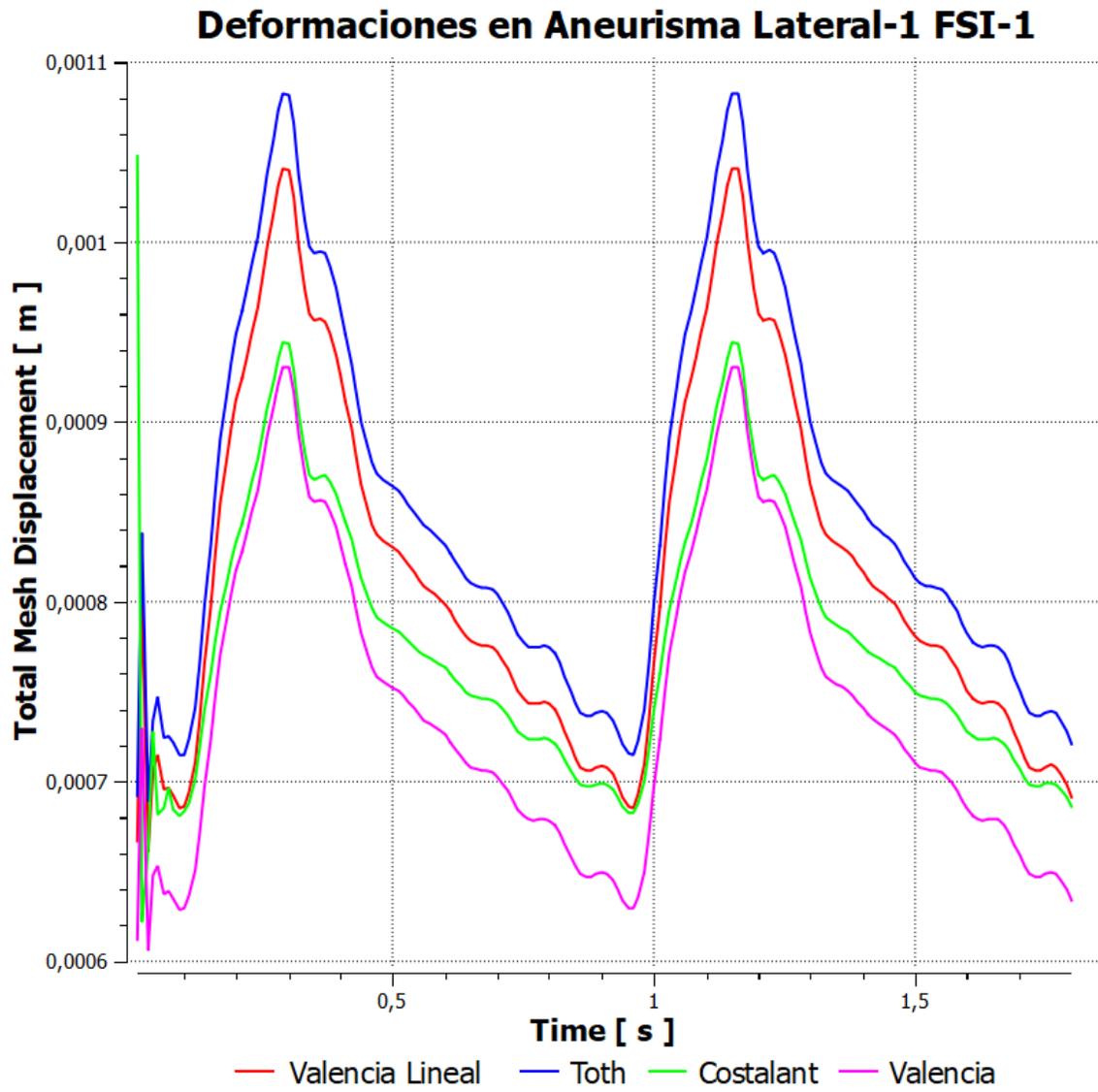


Figura 4.27: Gráfico Deformación Máxima Lateral-1 FSI-1

## Esfuerzo de Von Mises

En las figuras 4.28, 4.29, 4.30 y 4.31 se observan la distribución de los esfuerzos de Von Mises en toda la geometría para cada uno de los modelos, tanto para la diástole como la sístole. Al igual que en el caso del desplazamiento, todos los modelos de pared tienden a comportarse de forma similar con respecto al esfuerzo de Von Mises, variando en la magnitud. El esfuerzo de Von Mises tiene diferentes polos de concentración en la estructura, concentrando los mayores en el cuello del aneurisma. Esto es esperable debido a lo observado en la figura 4.13, donde las líneas de flujo impactan en esta zona, generando una mayor presión y tensión. Además se puede notar la diferencia esperable entre la diástole y la sístole, siendo mayores en el segundo caso.

En las figuras 4.32, 4.33 y 4.34 se muestran en detalle el comportamiento de este esfuerzo, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.35, 4.36 y 4.37. El aneurisma en particular presenta además de esfuerzos grandes acentuados en el cuello, un comportamiento similar al resto de la estructura, con 2 polos importantes a cada lado del domo.

El valor máximo entre todos los modelos se da en la sístole del caso de Costalat con un valor de 308067 [Pa]. El valor mínimo se da en el caso de Toth con un valor de 149014 [Pa] en la diástole. En la tabla 4.9 se encuentra un resumen con los valores máximos y promedio de todos los modelos.

En la figura 4.27 se gráfica el comportamiento del valor máximo del esfuerzo de Von Mises de forma comparativa entre todos los modelos.

Tabla 4.9: Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Lateral-1 FSI-1

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	150981	44186	225657	64721
Valencia	166189	44198	243565	64936
Costalat	194586	45206	308067	66568
Toth	149014	43958	218243	64601

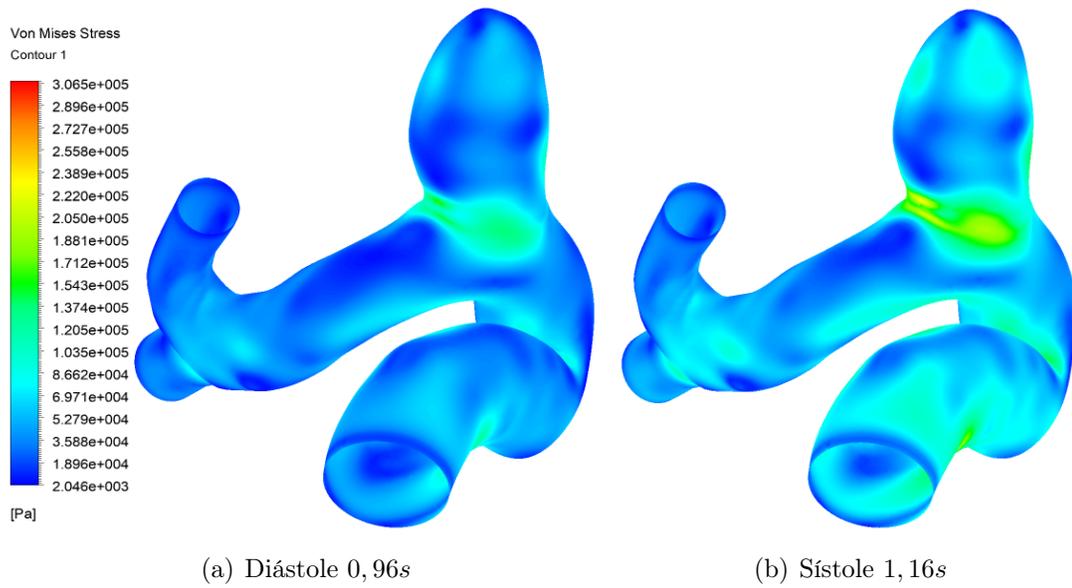


Figura 4.28: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-1

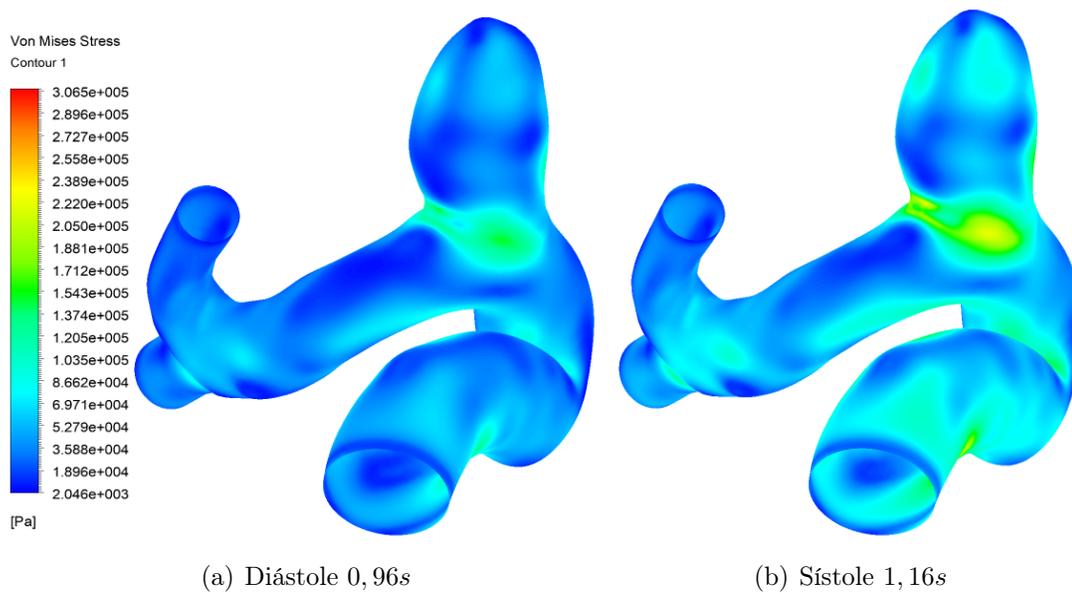


Figura 4.29: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lateral-1 FSI-1

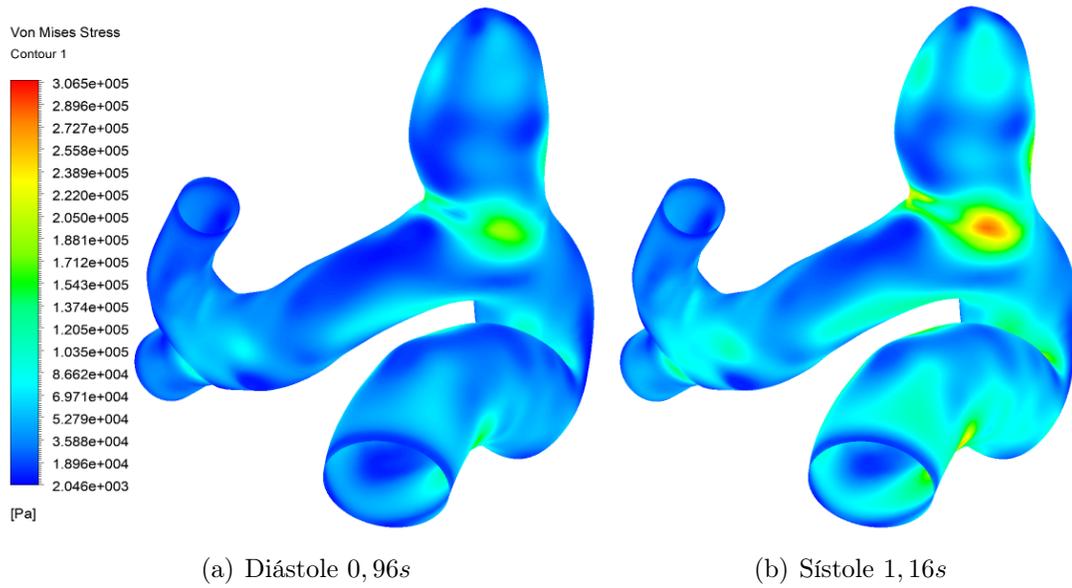


Figura 4.30: Esfuerzo de Von Mises Modelo Costalat Lateral-1 FSI-1

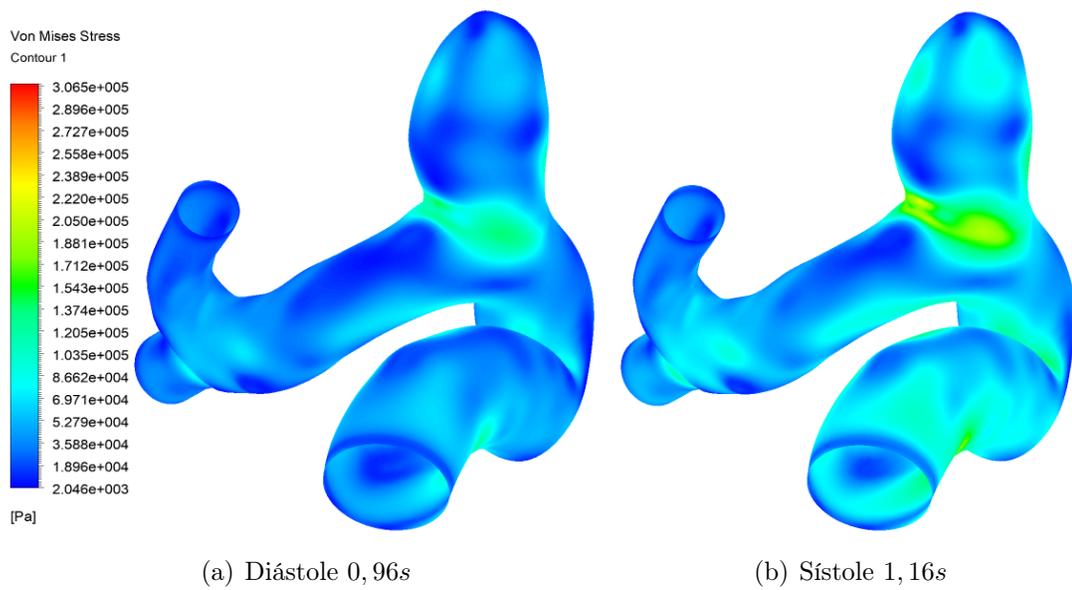


Figura 4.31: Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Lateral-1 FSI-1

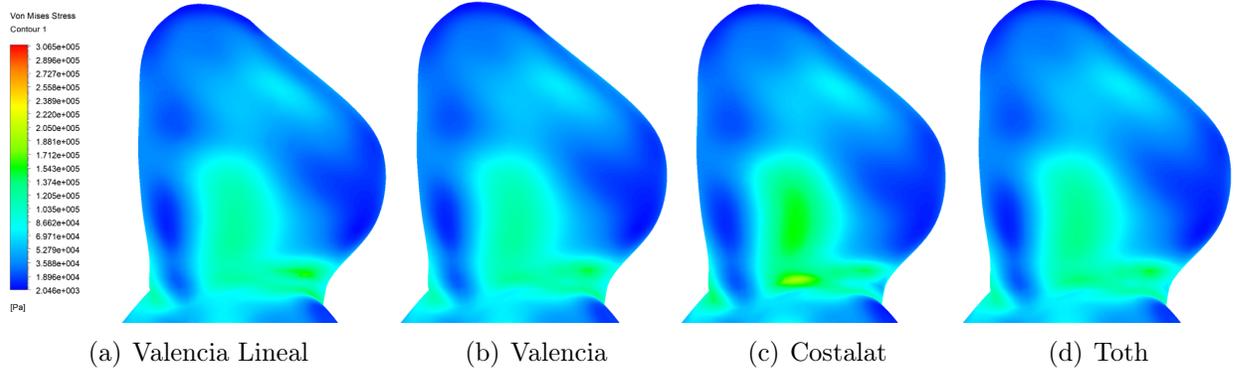


Figura 4.32: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-1

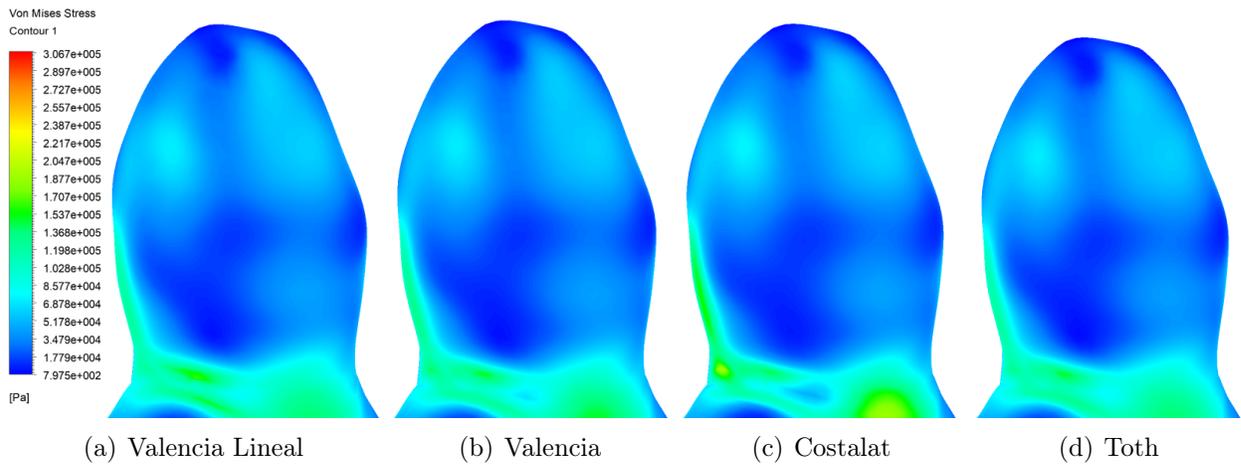


Figura 4.33: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-1

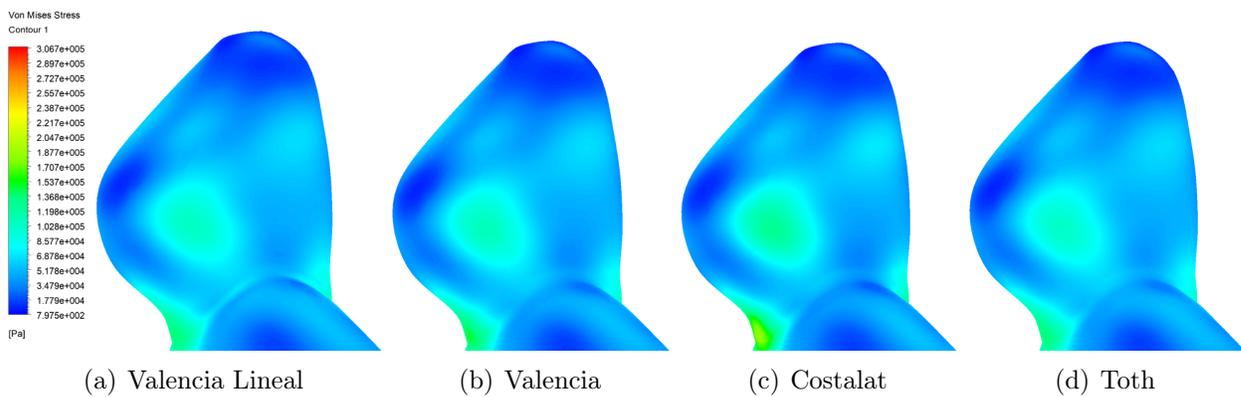


Figura 4.34: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-1

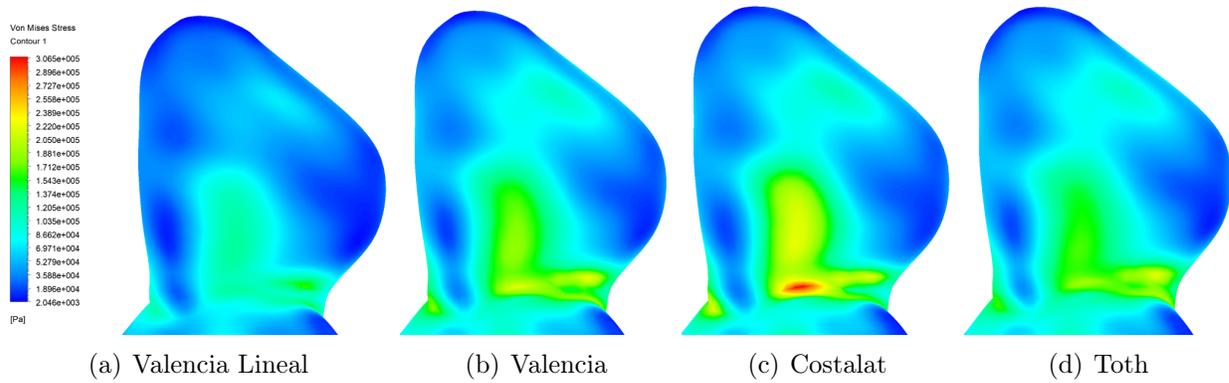


Figura 4.35: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-1

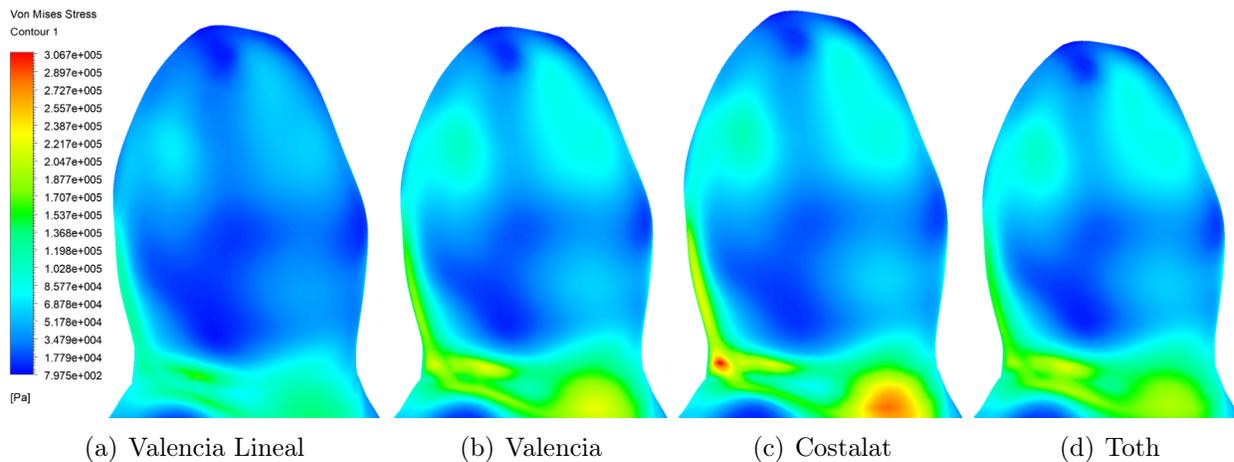


Figura 4.36: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-1

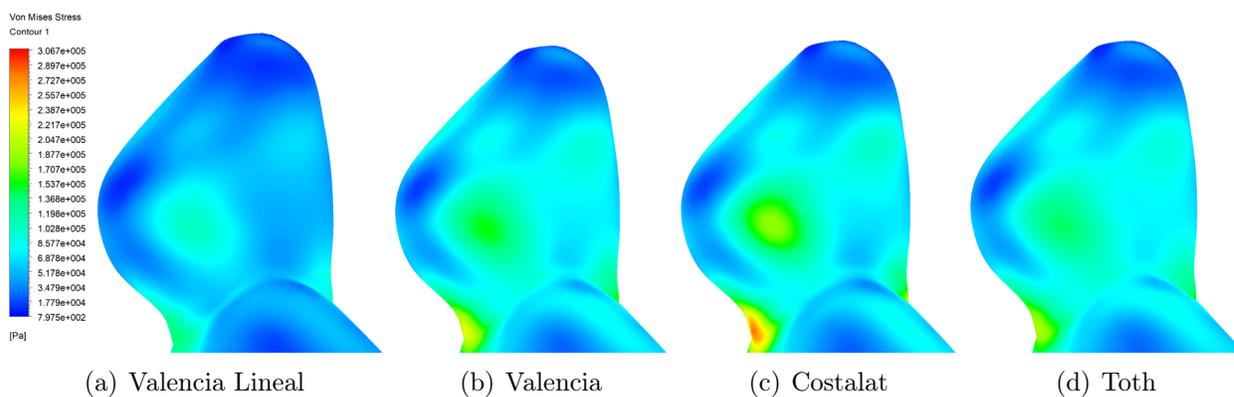


Figura 4.37: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-1

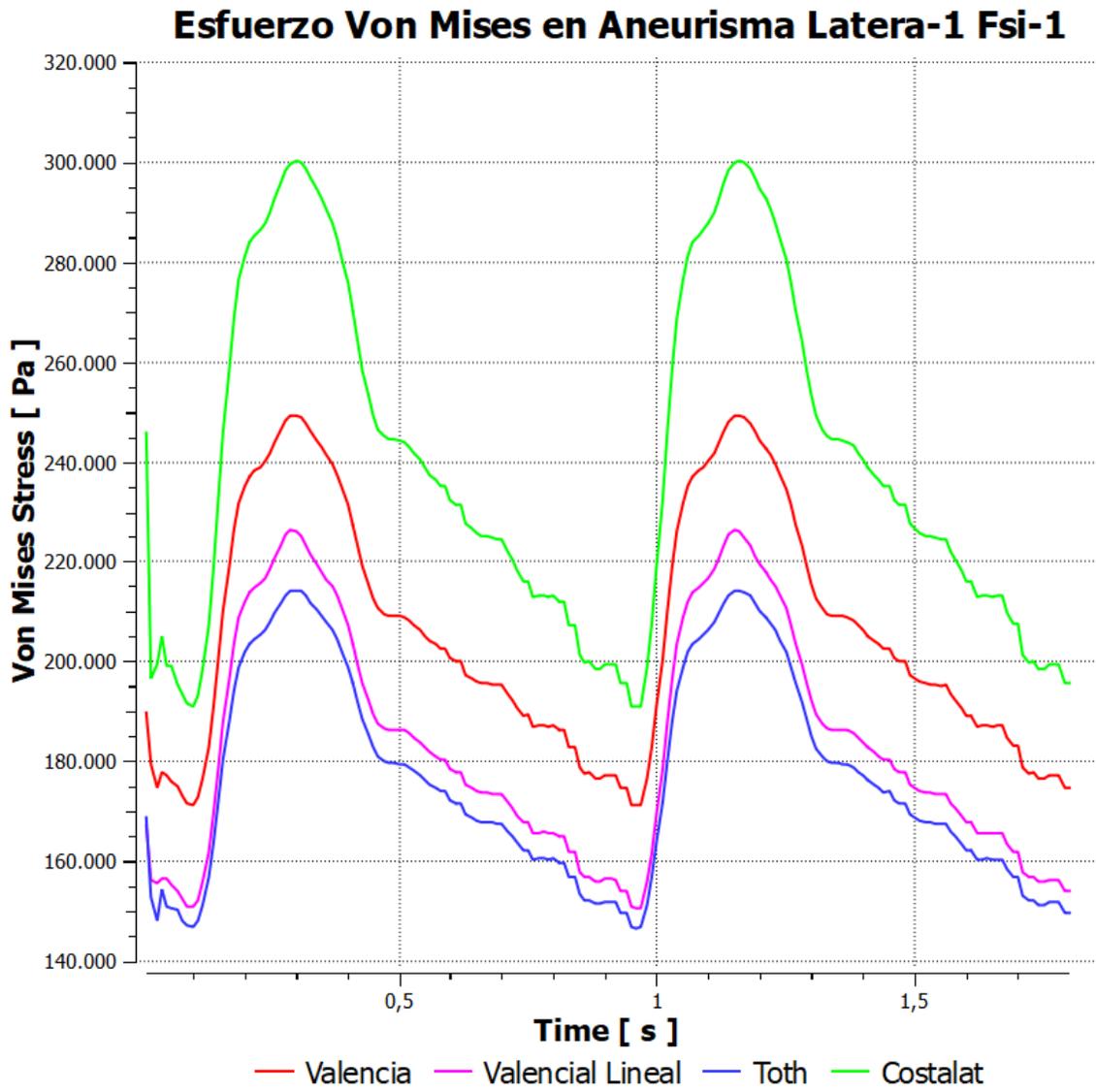


Figura 4.38: Gráfico Esfuerzo de Von Mises Máximo Lateral-1 FSI-1

### 4.4.3. FSI-2

En la siguiente sección se detallan los resultados de simulaciones FSI de dos caminos para la geometría Lateral-1. Específicamente se presentan los resultados de presión, WSS, deformación y esfuerzo de Von Mises para los 4 modelos de pared: Valencia Lineal, Valencia, Costalat, Toth. (Ver antecedentes)

#### Presión Estática

En las figuras 4.39, 4.40, 4.41, 4.42 se observan, tanto para la diástole como para la sístole, la presión en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Al igual que en todas las simulaciones la presión es máxima en la entrada y empieza a descender a medida que el flujo se acerca a las salidas.

En las figuras 4.43, 4.44, 4.45 se muestra en detalle el comportamiento de la presión, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.46, 4.47, 4.48. Se observa una distribución de presión uniforme en todo el aneurisma, aumentando levemente en la parte frontal y en la zona del cuello debido a la colisión del fluido en esta zona. Además no se observa un aumento significativo en el fondo (zona superior) del aneurisma.

En la tabla 4.10 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo en el aneurisma para los 4 modelos se da en la sístole del modelo de Costalat con un valor de 15397 [Pa], y el valor mínimo (dentro de los máximos) es de 10536 [Pa] para el modelo de Toth en la diástole.

En la figura 4.49 se grafica el comportamiento del valor máximo de la presión de forma comparativa entre todos los modelos, se observa cómo la magnitud es similar durante toda la simulación para todo los casos.

Tabla 4.10: Resumen Valores Presión Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	10542	10025	15356	14356
Valencia	10555	10034	15365	14365
Costalat	10565	10041	15397	14397
Toth	10536	10020	15337	14337

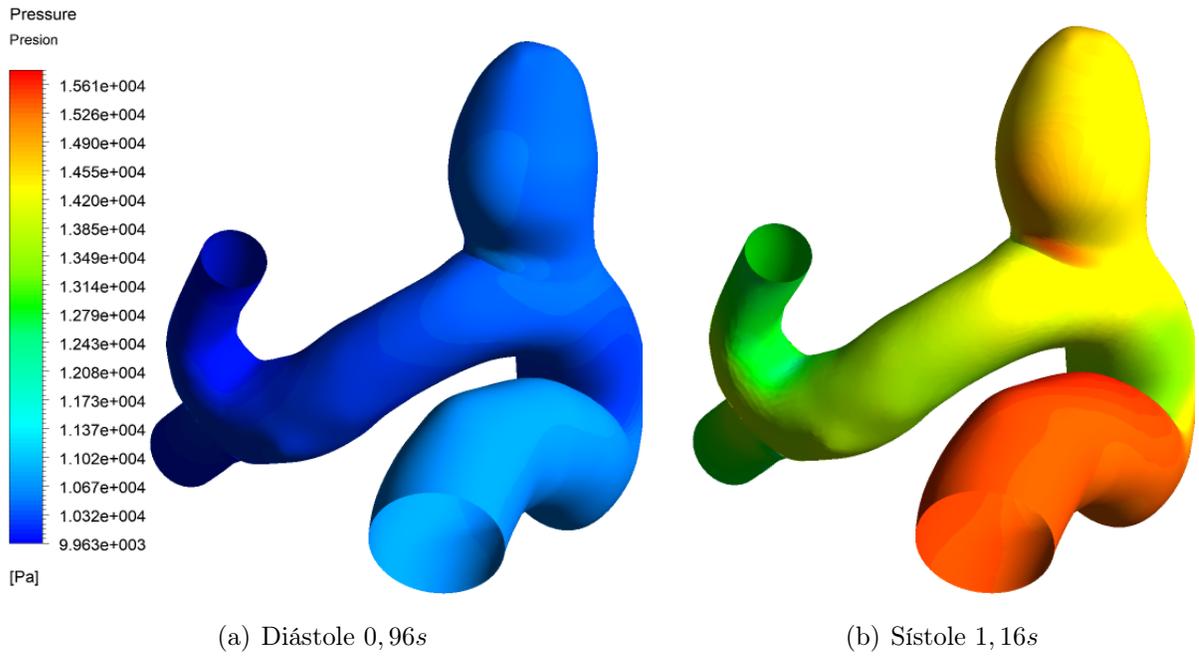


Figura 4.39: Presión Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2

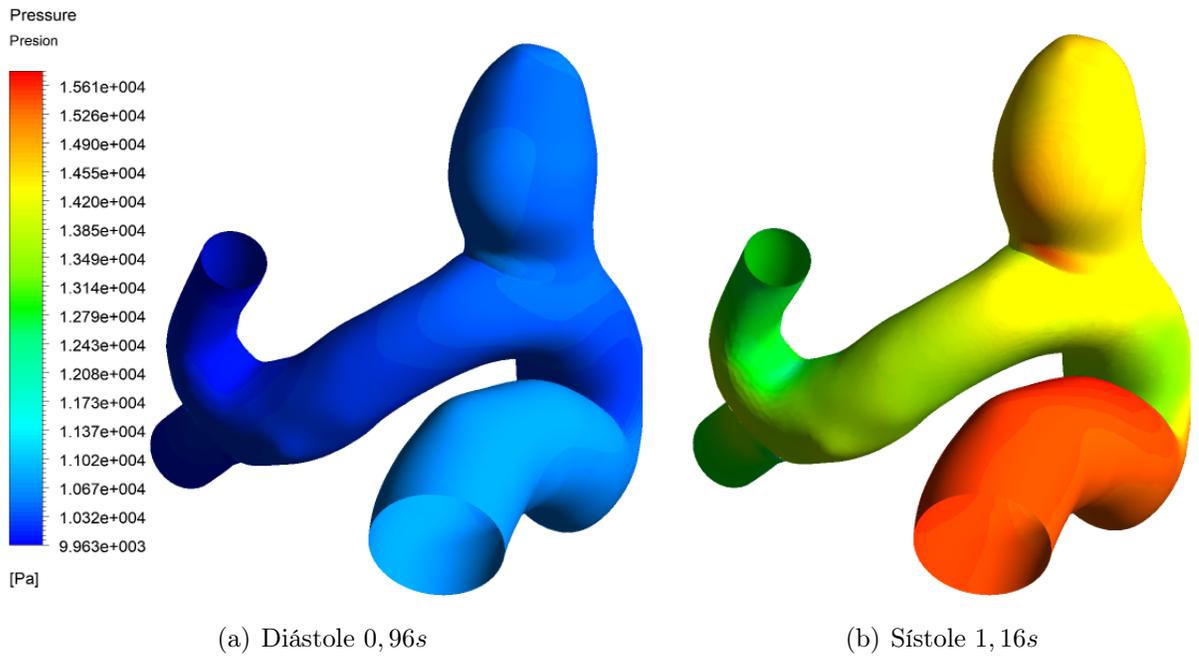


Figura 4.40: Presión Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2

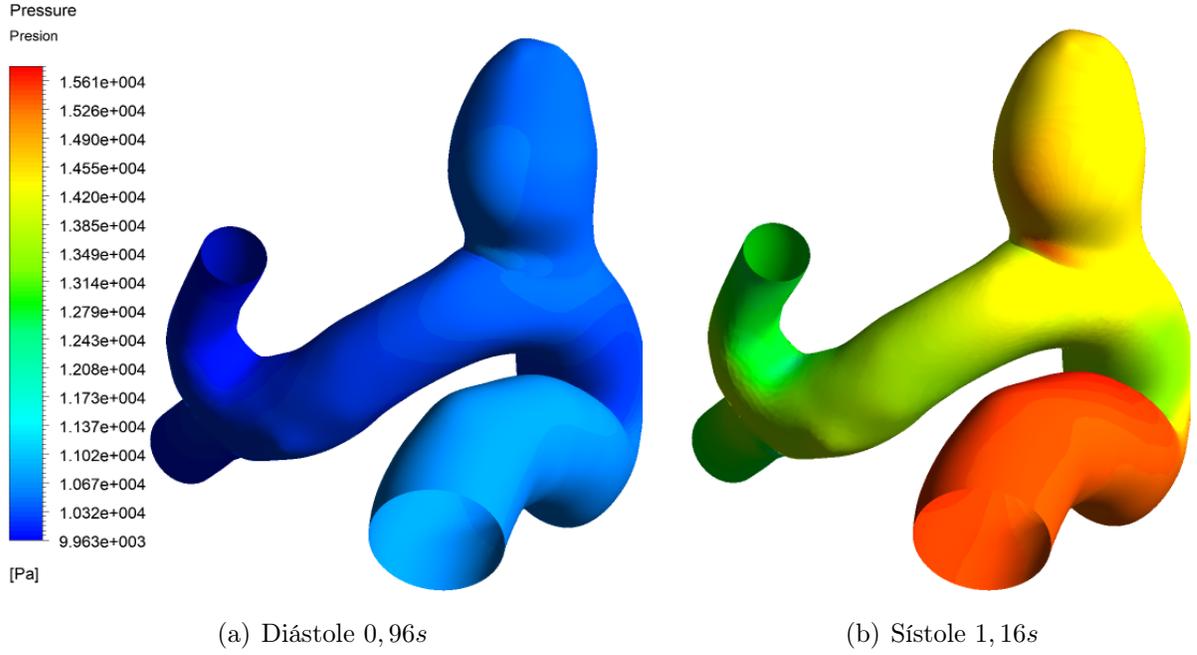


Figura 4.41: Presión Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2

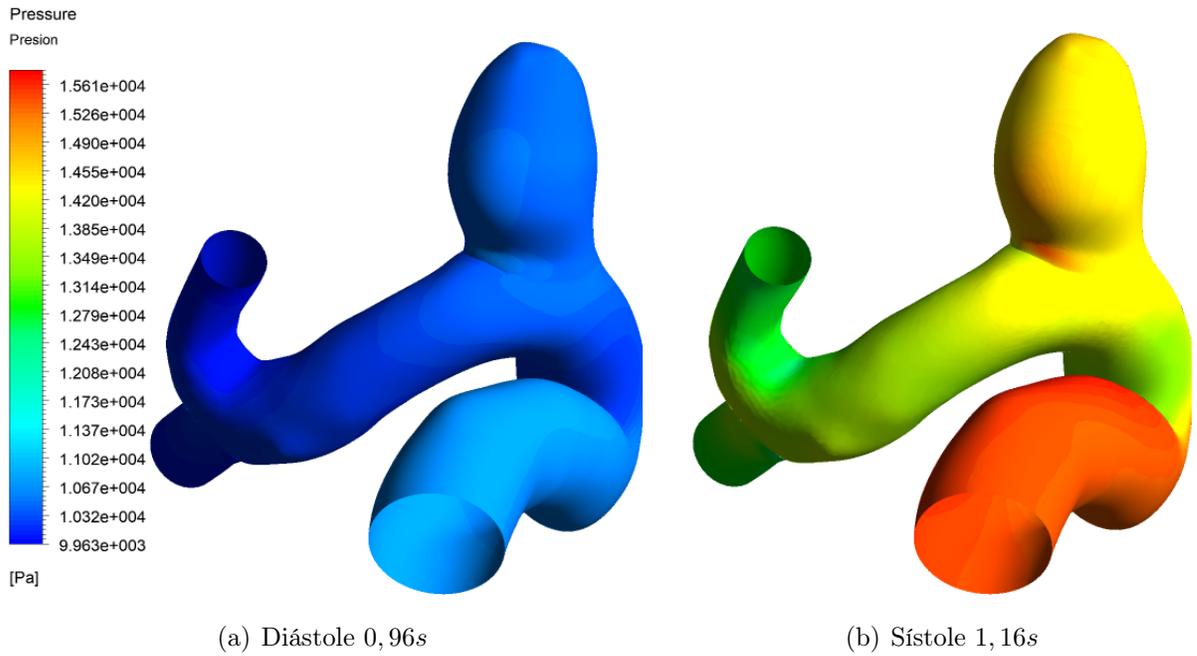


Figura 4.42: Presión Modelo Toth Lateral-1 FSI-2

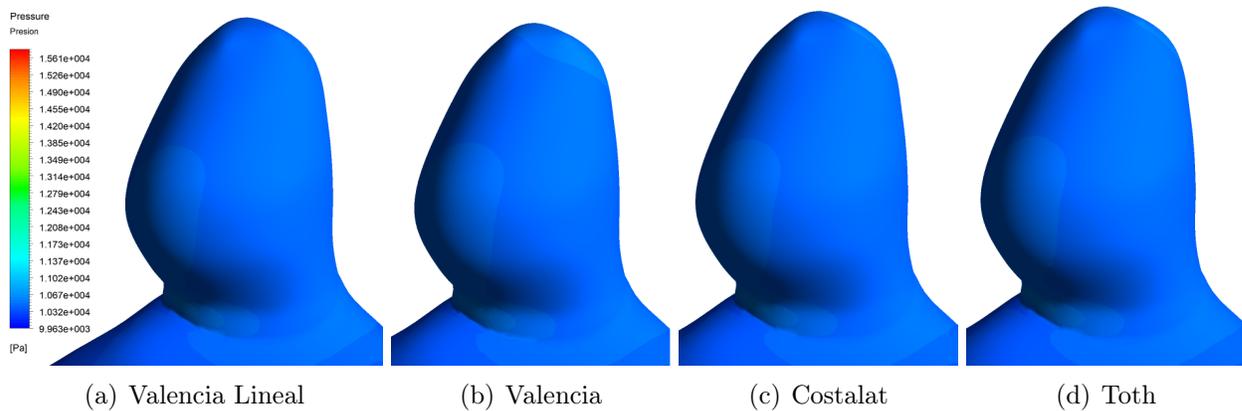


Figura 4.43: Presión Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-2

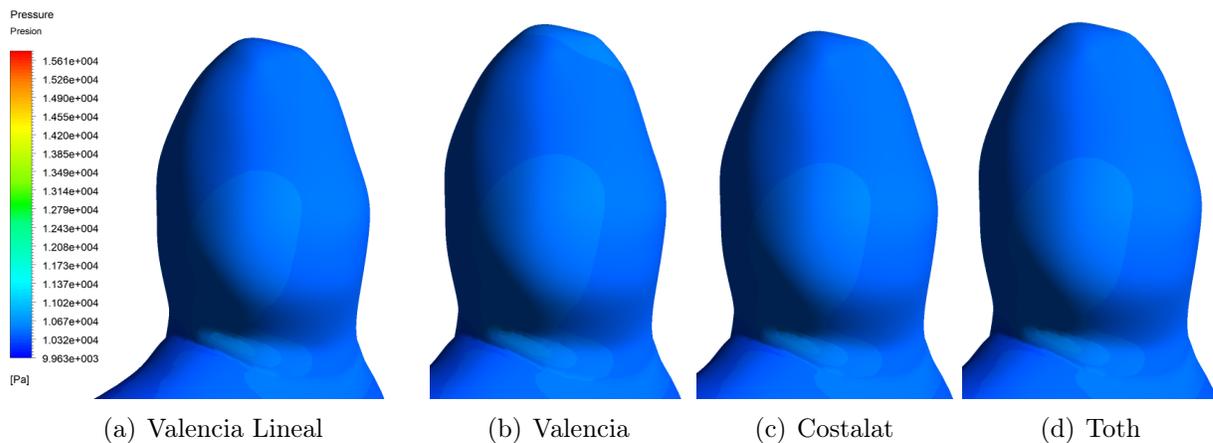


Figura 4.44: Presión Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-2

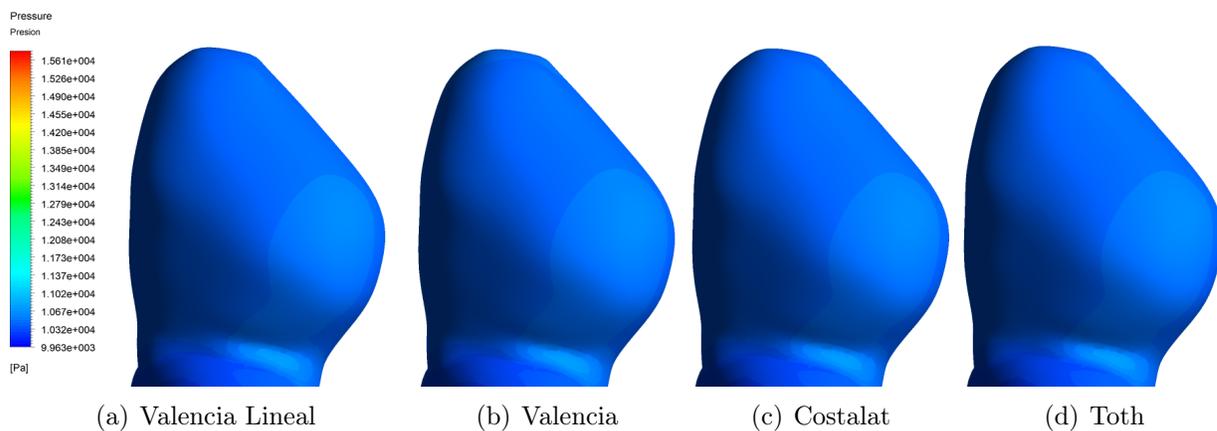


Figura 4.45: Presión Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-2

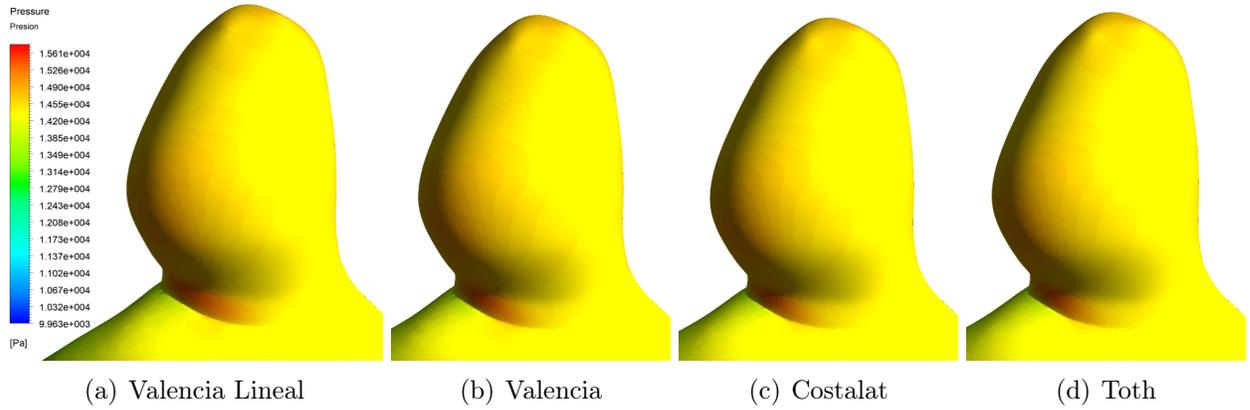


Figura 4.46: Presión Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-2

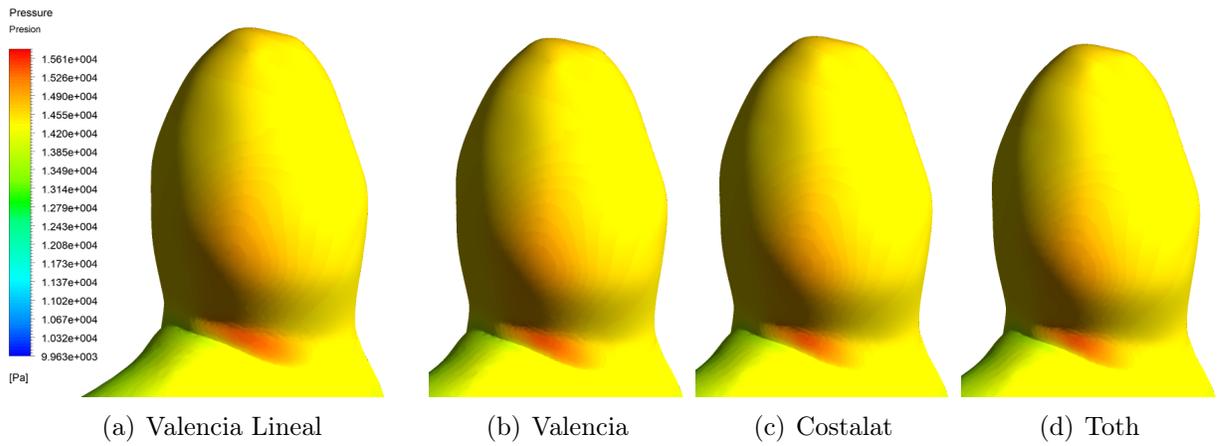


Figura 4.47: Presión Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-2

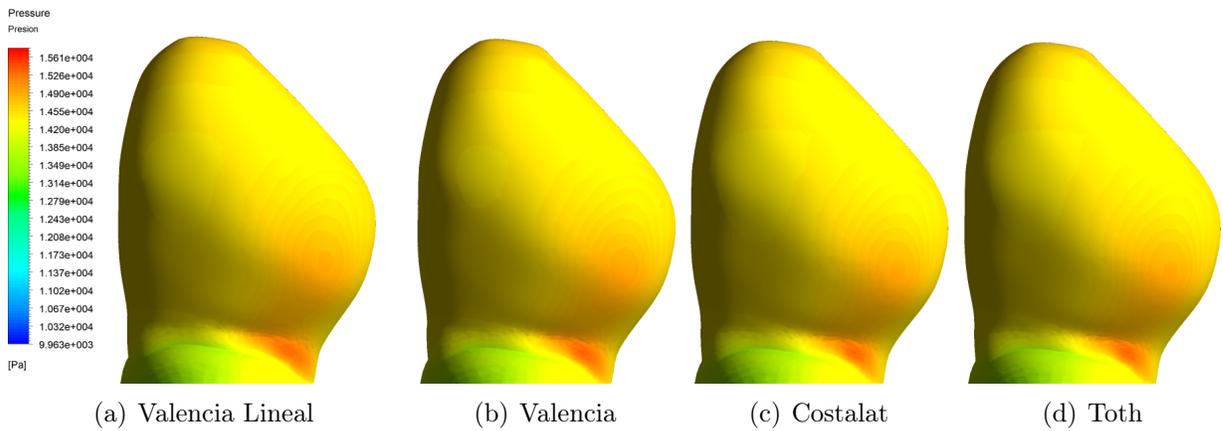


Figura 4.48: Presión Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-2

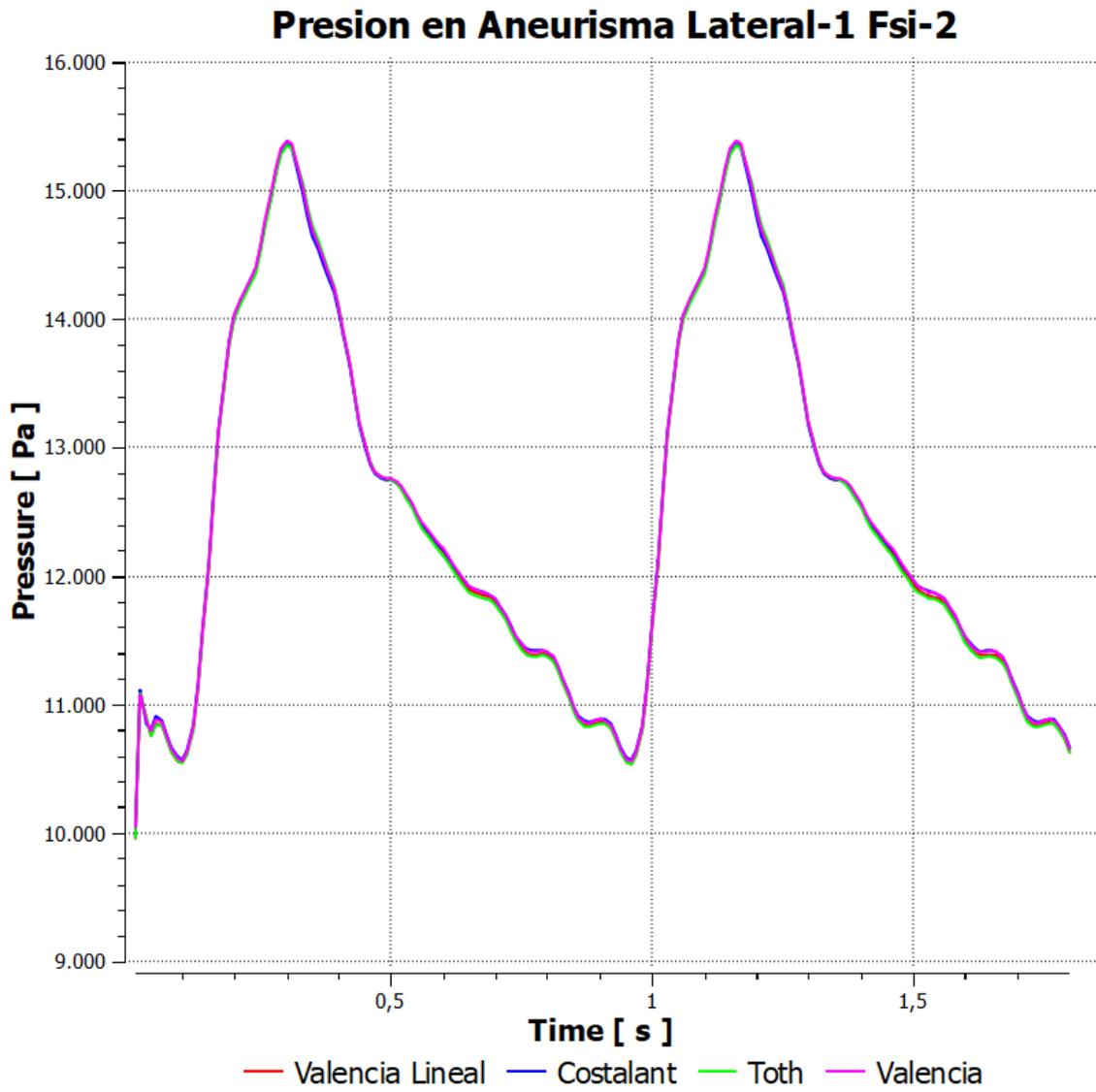


Figura 4.49: Gráfico Presión Máxima Lateral-1 FSI-2

## WSS

En las figuras 4.50, 4.51, 4.52, 4.53 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, los WSS en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se observa que presentan un comportamiento muy similar con respecto a su simulación de pared rígida.

En las figuras 4.54, 4.55, 4.56 se muestra en detalle el comportamiento de los WSS, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.57, 4.58, 4.59. Se observa que los mayores esfuerzos se concentran al igual que en el caso rígido, en el cuello del aneurisma, aumentando significativamente desde la diástole a la sístole. Además, se observan esfuerzos en la zonas frontales mayores que en los laterales.

En la tabla 4.11 se muestra un resumen de los valores WSS máximos y promedios en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo lo alcanza el modelo de Costalat con un valor de 118,35 [Pa] en la sístole y el mínimo lo obtiene Toth con un valor de 21,29 [Pa] en la diástole.

Estos valores se grafican en la figura 4.60, donde se logra notar un comportamiento muy similar de los distintos modelos, hasta llegar a la sístole (1,16 s), donde los valores máximos varían en mayor proporción.

Tabla 4.11: Resumen Valores WSS Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	23,31	2,16	112,05	30,66
Valencia	23,82	2,23	115,63	30,97
Costalat	24,01	2,24	118,35	31,05
Toth	21,29	2,1	111,1	30,62

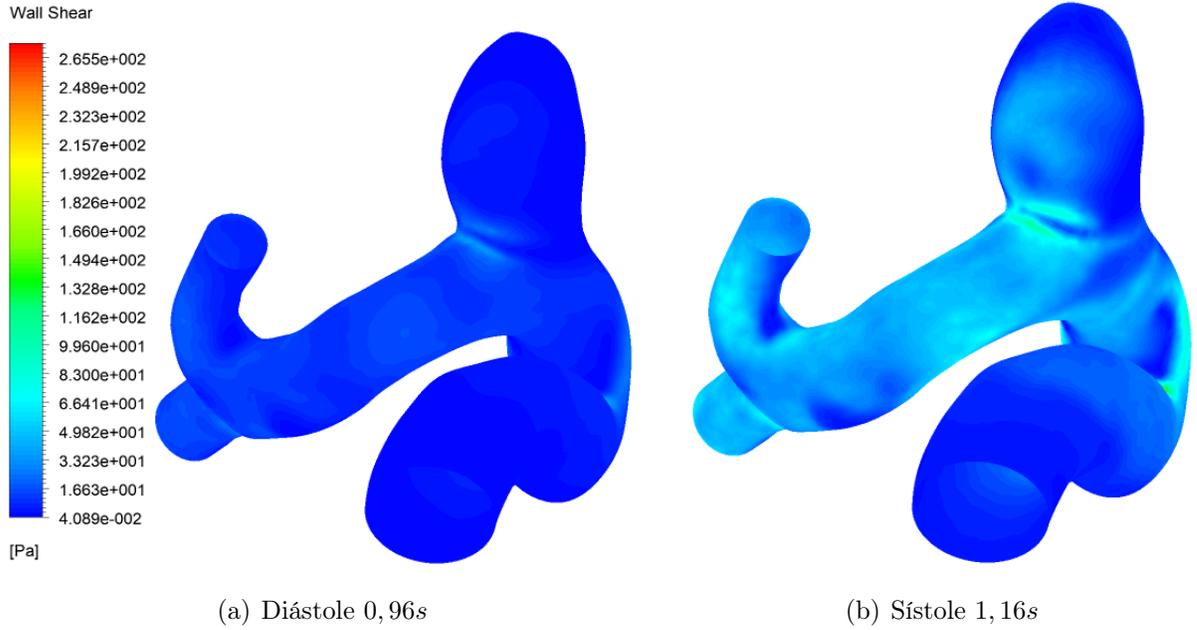


Figura 4.50: WSS Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2

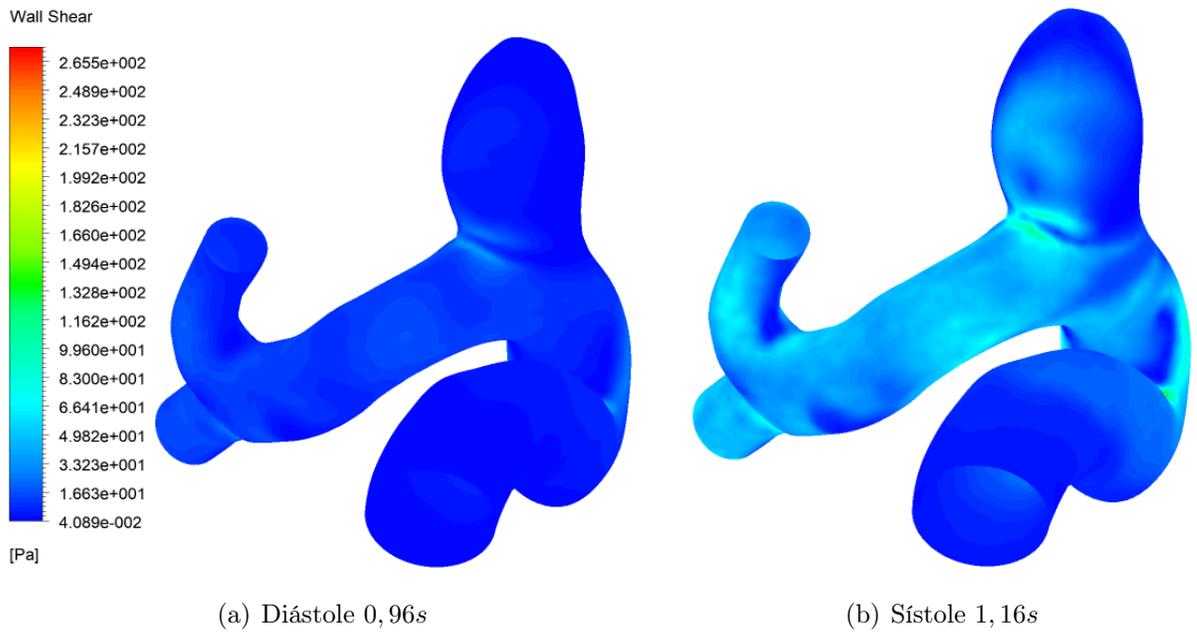


Figura 4.51: WSS Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2

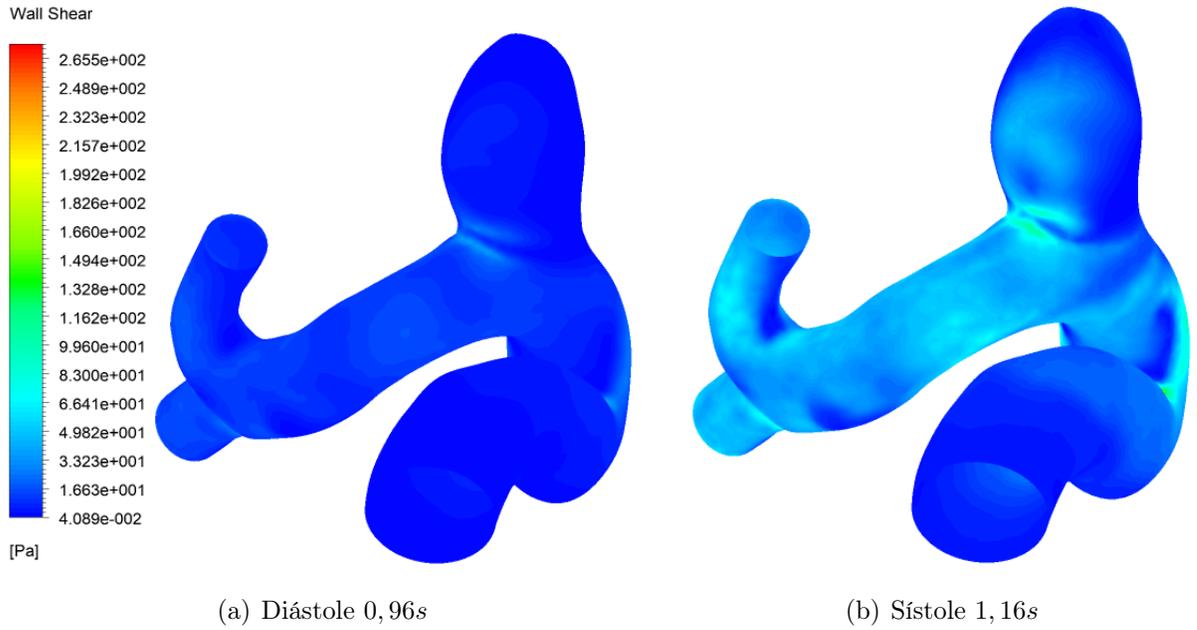


Figura 4.52: WSS Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2

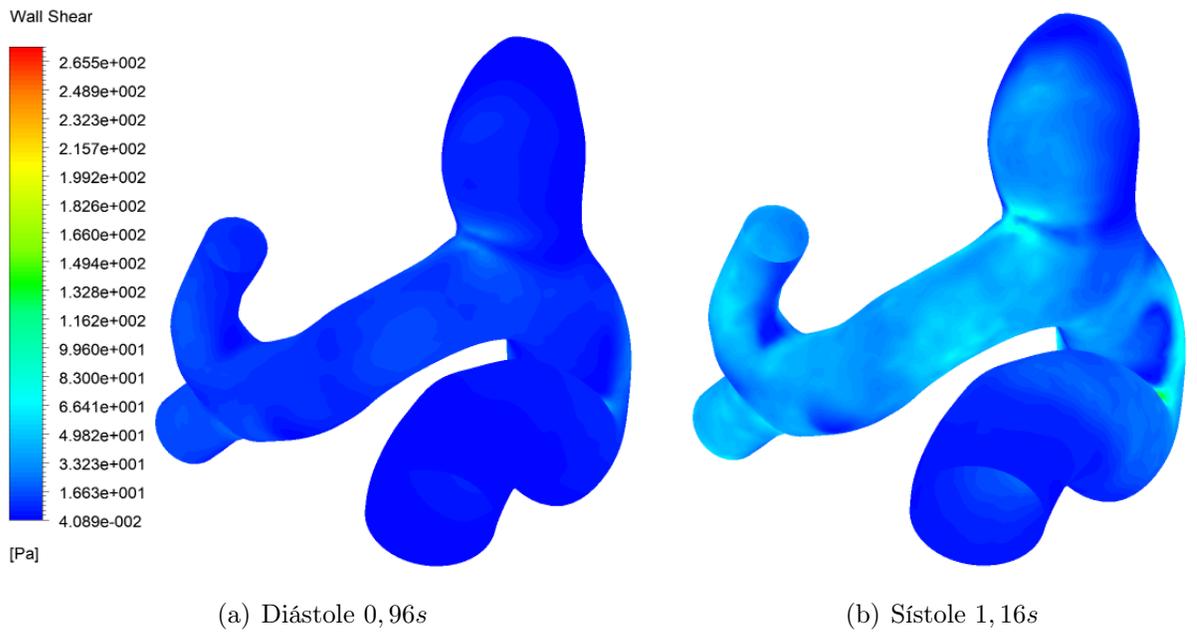


Figura 4.53: WSS Modelo Toth Lateral-1 FSI-2

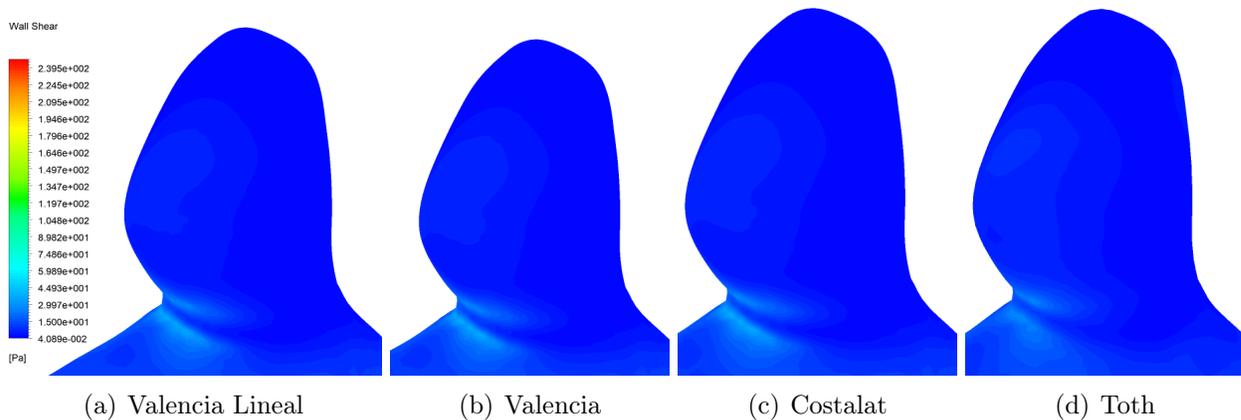


Figura 4.54: WSS Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-2

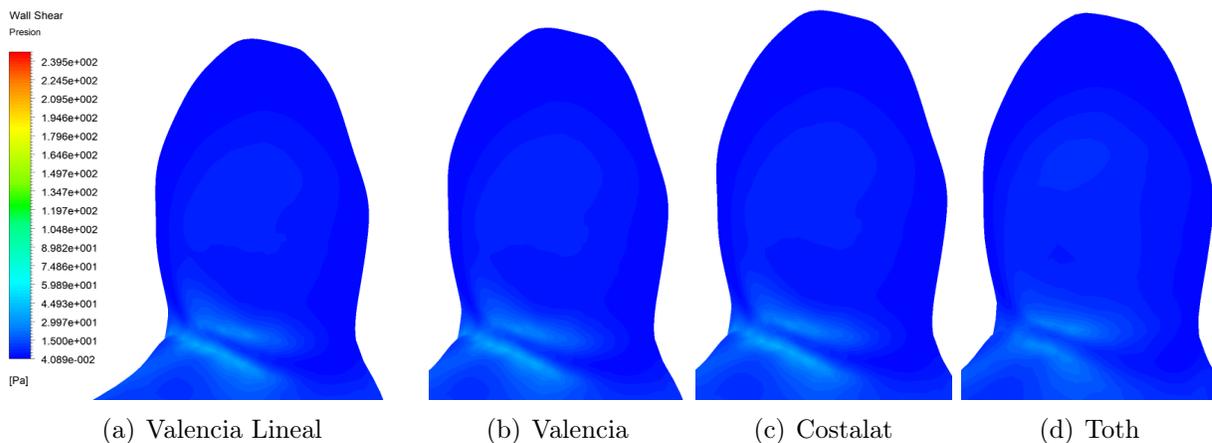


Figura 4.55: WSS Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-2

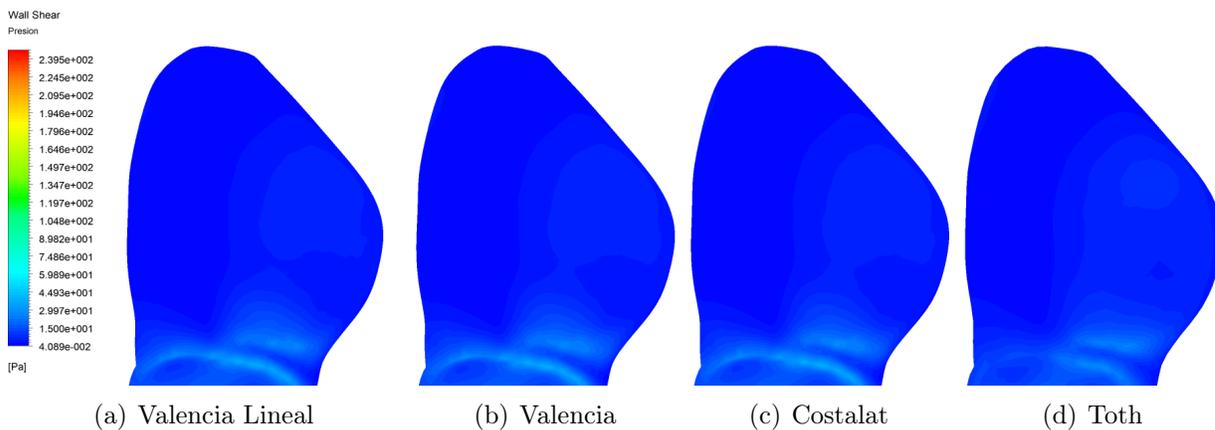


Figura 4.56: WSS Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-2

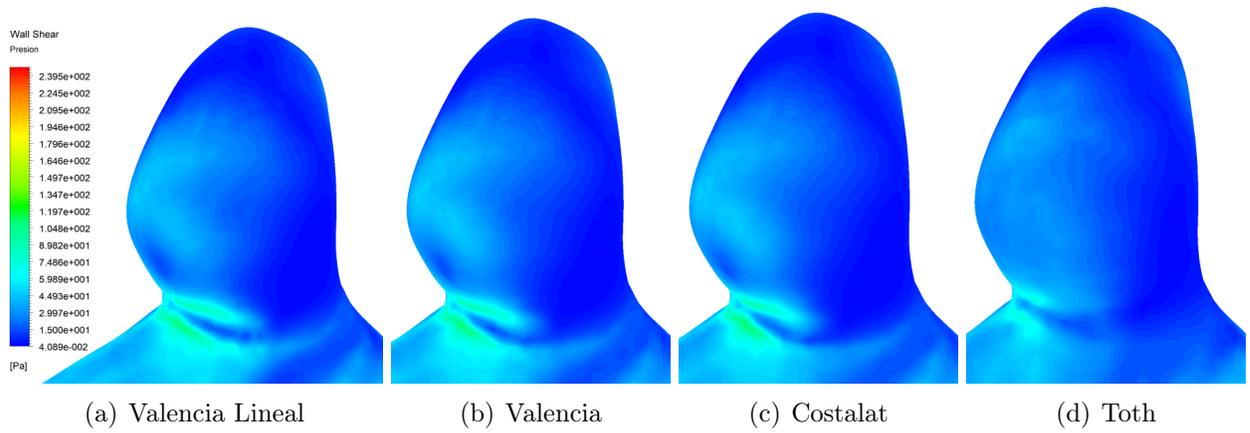


Figura 4.57: WSS Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-2

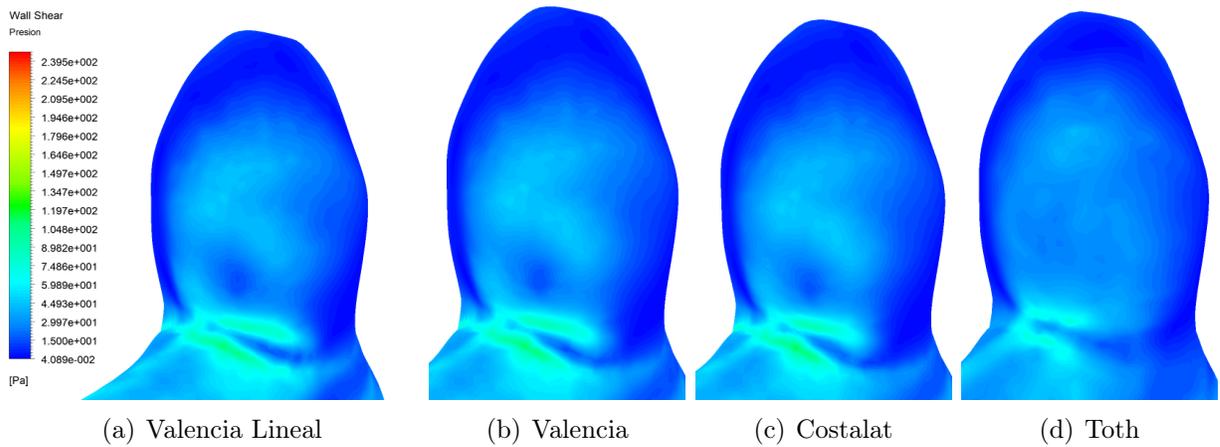


Figura 4.58: WSS Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-2

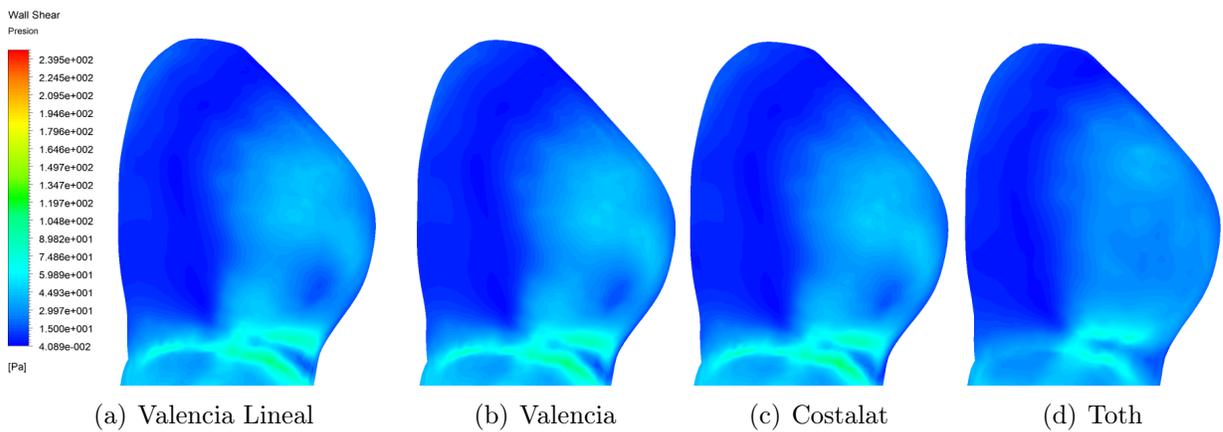


Figura 4.59: WSS Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-2

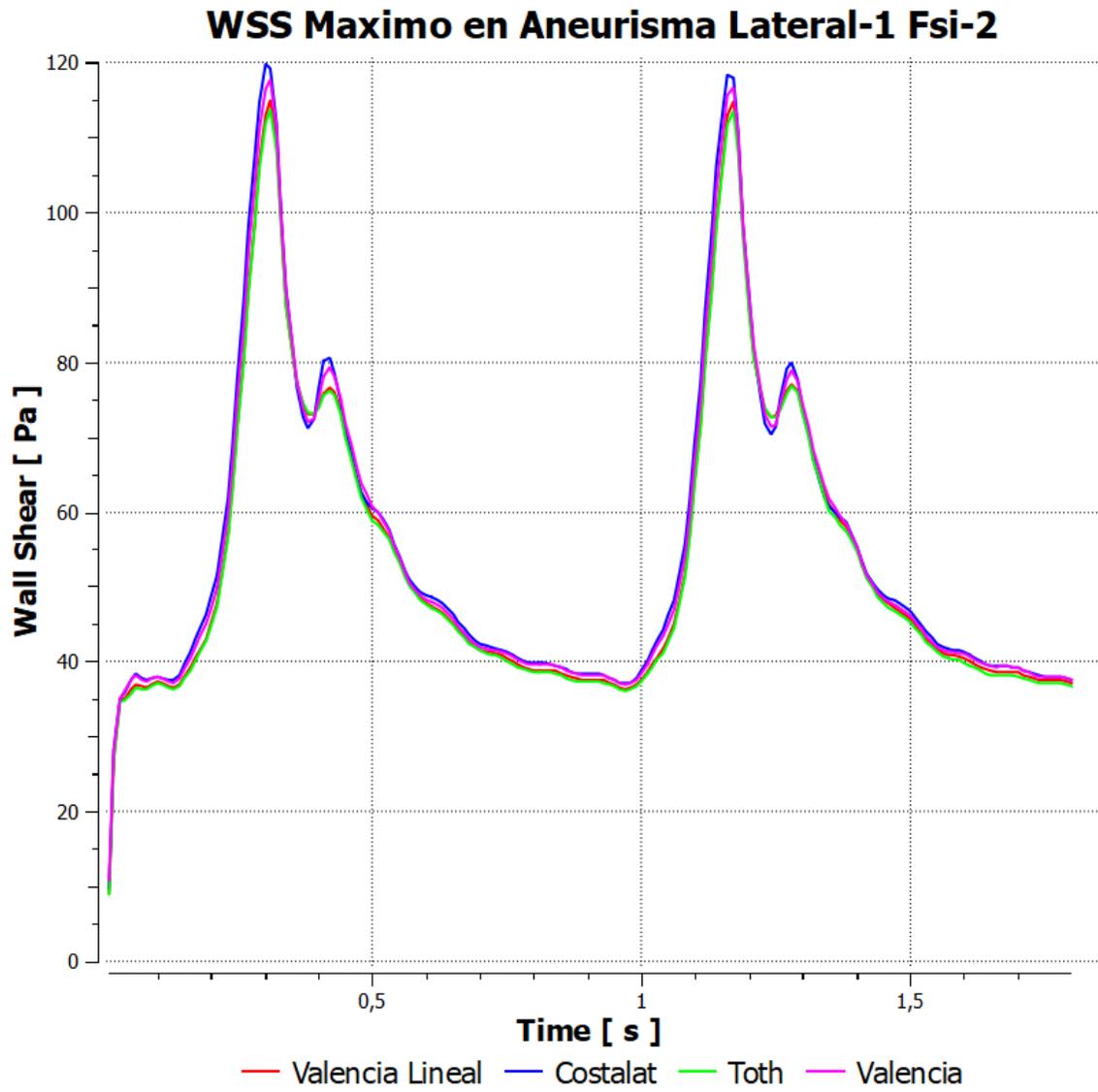


Figura 4.60: Gráfico WSS Máximo Lateral-1 FSI-1

## Deformación

En las figuras 4.61, 4.62,4.63, 4.64 se muestran las deformaciones en toda la geometría para cada uno de los modelos, tanto para la diástole como la sístole. Se observa que para los distintos modelos de pared, la estructura tiene un comportamiento similar en la forma de deformarse, variando en la magnitud de ésta. El comportamiento es muy similar al estudio FSI-1 de la misma geometría.

Las bajas deformaciones en la entrada y salida se deben principalmente a la condición de empotramiento a las que son sometidas. Además, se observa que las deformaciones en la sístole son mayores que en la diástole, lo cual coincide con la velocidad mayor del fluido.

Con respecto al aneurisma, se tiene que éste se deforma en mayor medida que el resto de la estructura, alcanzando un máximo en la zona frontal y no en el fondo. La presencia del aneurisma además afecta a las proximidades de la arteria, deformándose en mayor magnitud a medida que esté más cerca del aneurisma.

La deformación máxima entre todos los modelos se da en la sístole del caso de Valencia Lineal con un valor de 1,062 [mm]. El valor mínimo se da en el caso de Valencia con un valor de 0,649 [mm] en la diástole. En la tabla 4.12 se encuentra un resumen con los valores máximos y promedio de todos los modelos estudiados.

En la figura 4.65 se grafica el comportamiento de la deformación máxima durante toda la simulación para los 4 modelos estudiados, donde se logra percibir que las diferencias entre los autores van variando según el tiempo de estudio.

Tabla 4.12: Resumen Valores Deformación Lateral-1 FSI-2

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Autor/Variable</b>	<b>Deformación Máxima [mm]</b>	<b>Deformación Promedio [mm]</b>	<b>Deformación Máxima [mm]</b>	<b>Deformación Promedio [mm]</b>
Valencia Lineal	0,711	0,614	1,062	0,836
Valencia	0,649	0,579	0,947	0,776
Costalat	0,702	0,608	0,940	0,751
Toth	0,714	0,614	1,088	0,803

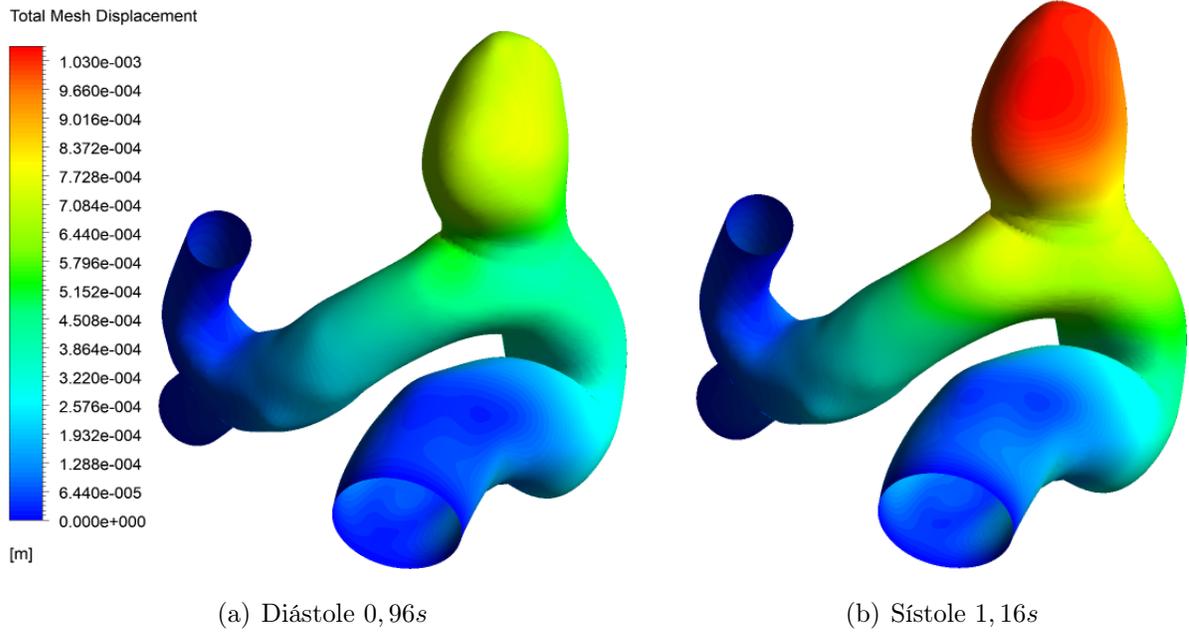


Figura 4.61: Deformación Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2

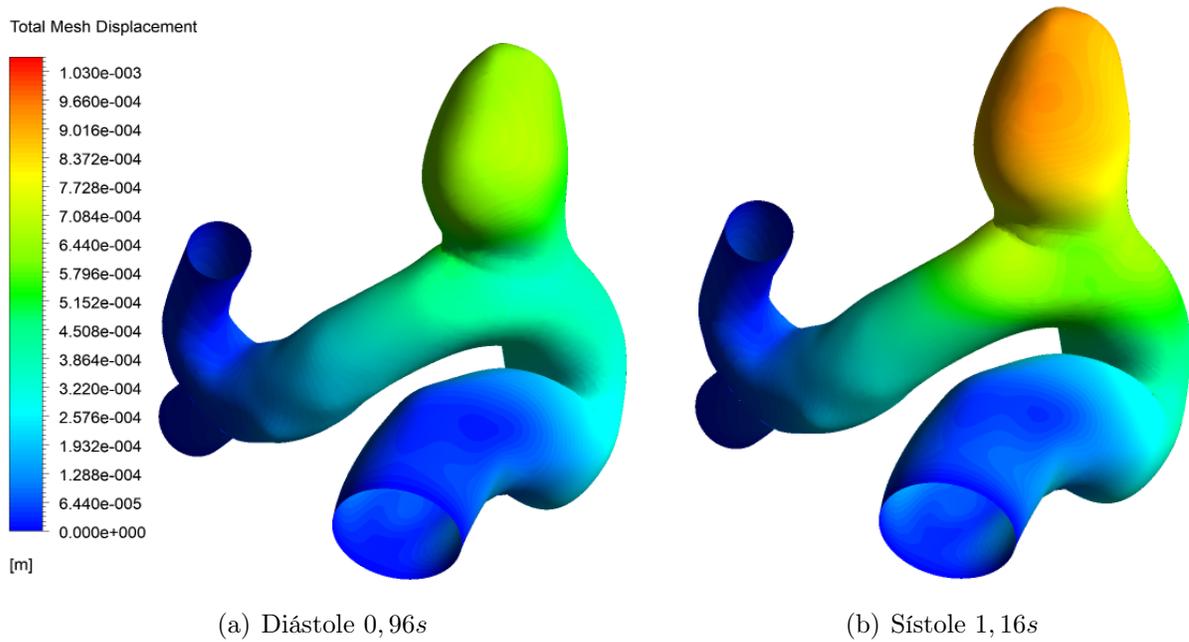


Figura 4.62: Deformación Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2

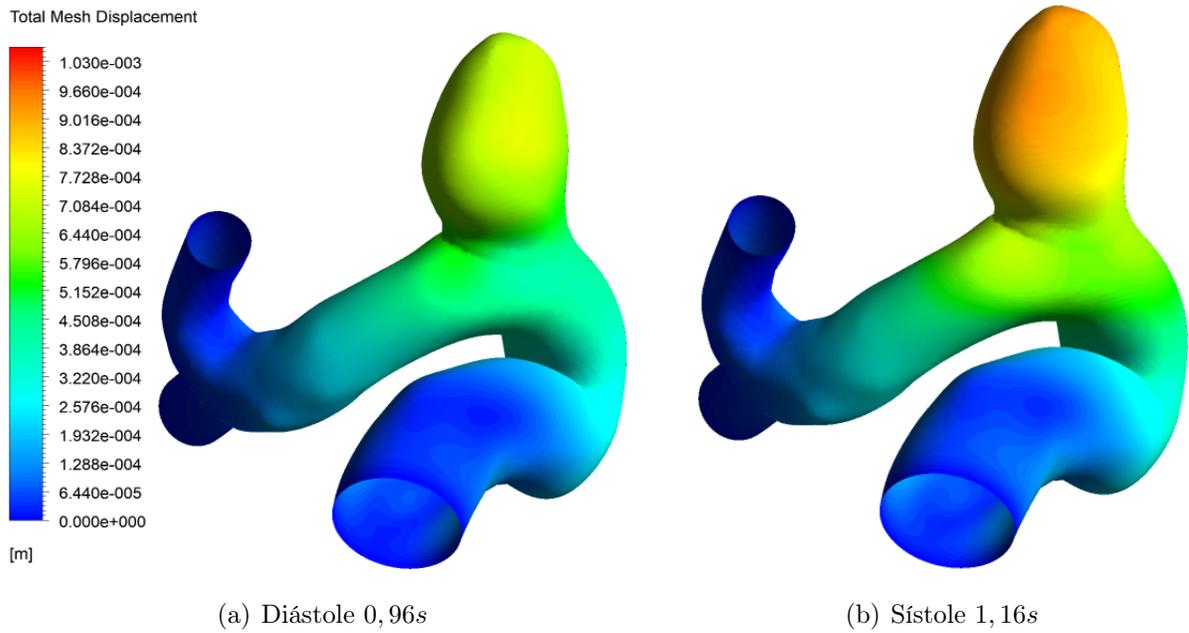


Figura 4.63: Deformación Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2

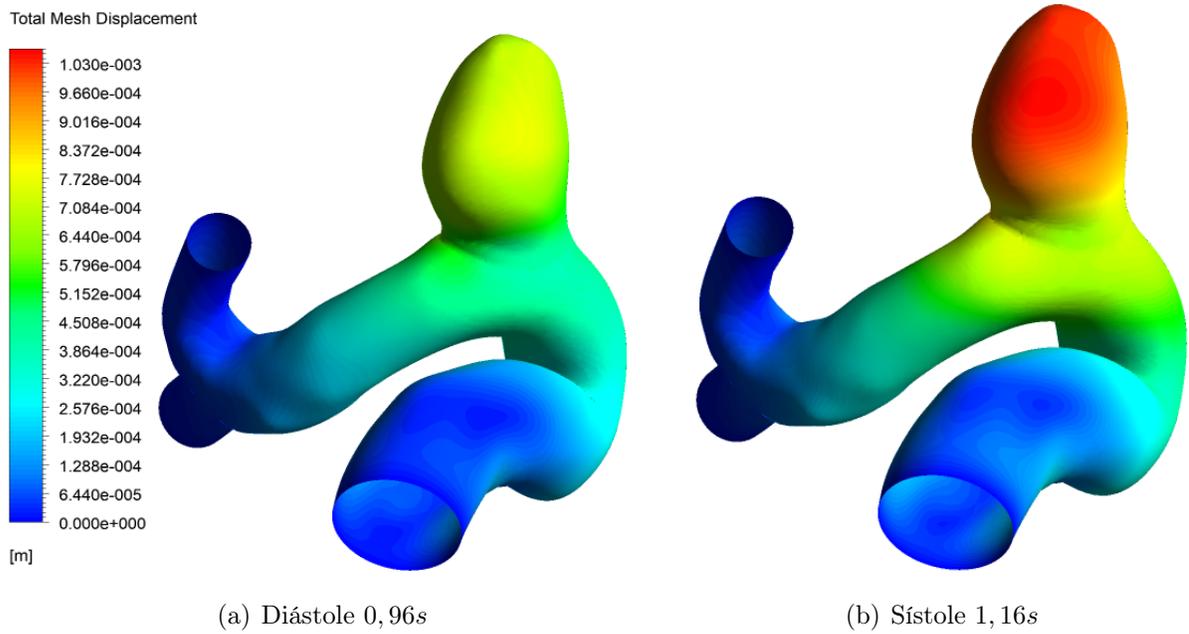


Figura 4.64: Deformación Modelo Toth Lateral-1 FSI-2

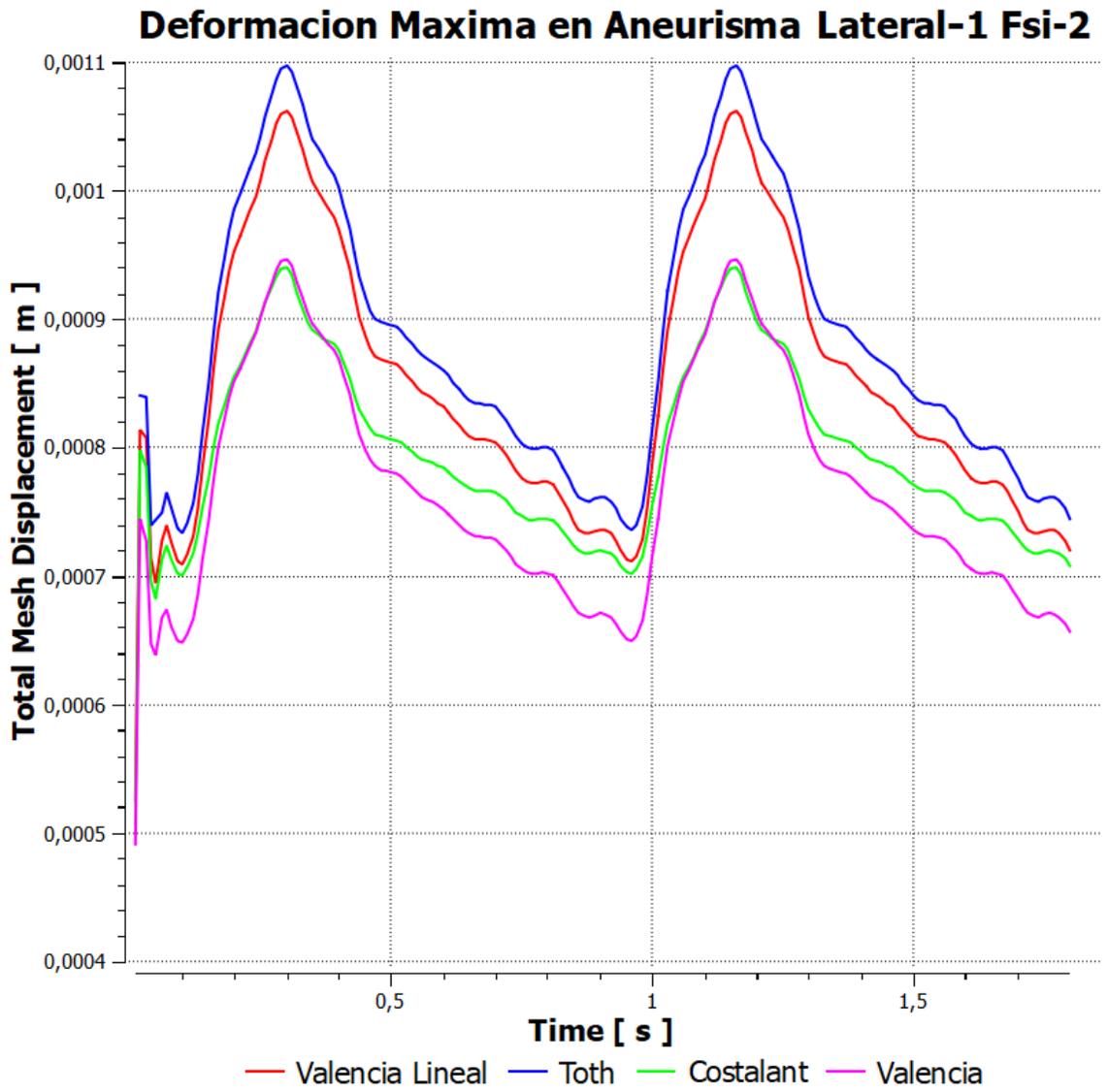


Figura 4.65: Gráfico Deformación Máxima Lateral-1 FSI-2

## Esfuerzo de Von Mises

En las figuras 4.66, 4.67, 4.68, 4.69 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, el esfuerzo de Von Mises en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se observa que en todos los casos, el esfuerzo de Von Mises se encuentra presente en gran parte de la estructura, con polos de esfuerzos mayores en zonas específicas.

En las figuras 4.70, 4.71, 4.72 se muestra en detalle el comportamiento de los esfuerzos de Von Mises, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.73, 4.74, 4.75. De estas imágenes se observa que las 4 simulaciones se comportan de forma similar al estudio FSI-1, con polos de esfuerzos en el cuello del aneurisma y en los costados de éste. Es posible notar que en la corona del aneurisma no se encuentra ninguna concentración, sino más bien estos se encuentran en la zona baja y a los costados.

Además se observa que en el caso de Costalat, la zona de mayor esfuerzo difiere de las otras, siendo esto visible en las figuras de la vista 2. Mientras en los otros casos los mayores esfuerzos se encuentran en el costado izquierdo según la disposición de las figuras, en el caso de Costalat estos se encuentran en la zona derecha.

En la tabla 4.13 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de los esfuerzos de Von Mises en el aneurisma para los 4 modelos. El máximo se encuentra en el modelo de Costalat con un valor de 265827 [Pa] en la sístole y el mínimo en el modelo de Toth con un valor de 148282 [Pa] en la diástole.

En la figura 4.76 se muestra un gráfico con la variación del esfuerzo de Von Mises máximo durante toda la simulación para los diferentes modelos.

Tabla 4.13: Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	146506	43186	218803	63328
Valencia	153814	43198	226369	64080
Costalat	176408	44206	265827	66183
Toth	148282	43815	216701	64001

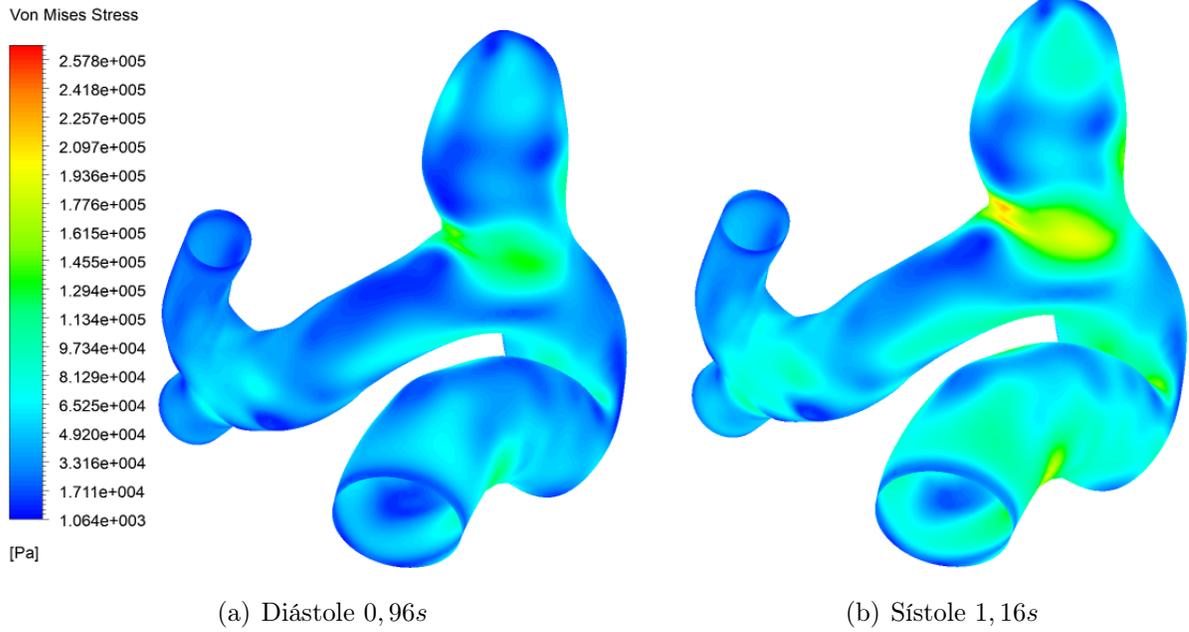


Figura 4.66: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Lateral-1 FSI-2

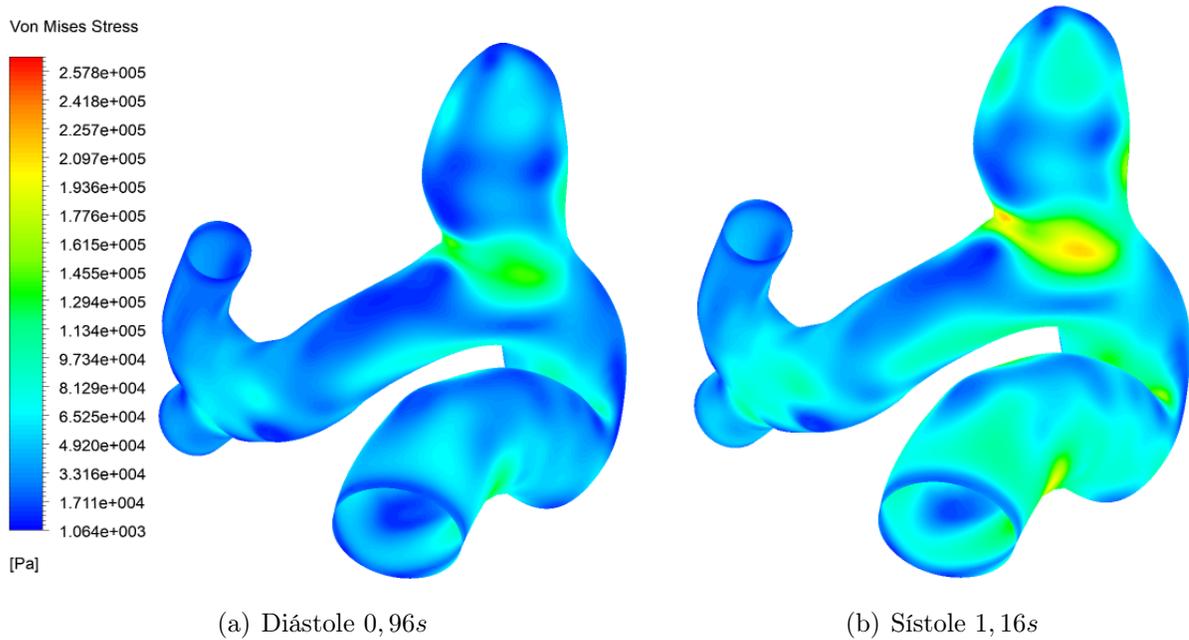
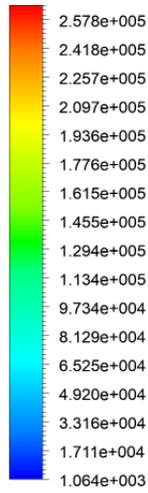
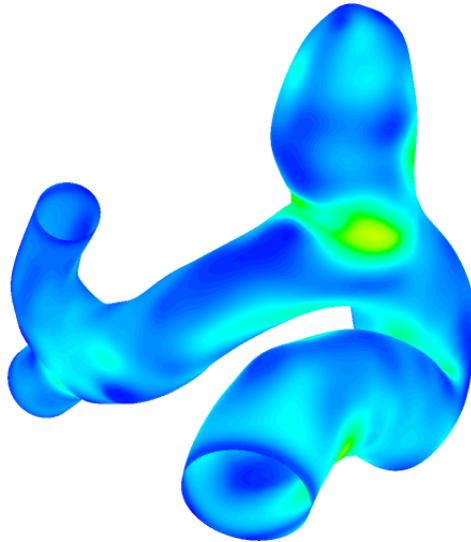


Figura 4.67: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lateral-1 FSI-2

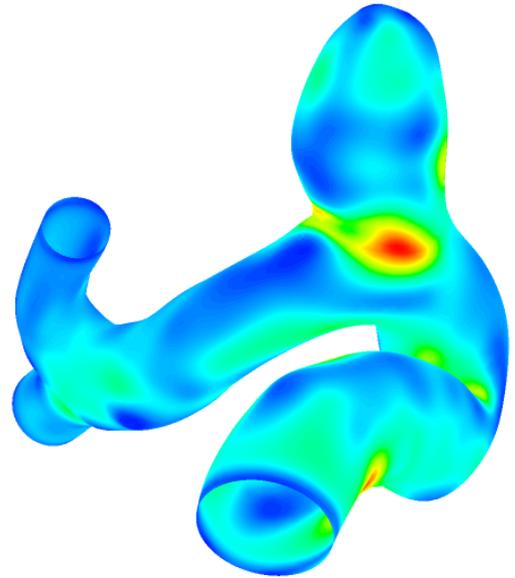
Von Mises Stress



[Pa]



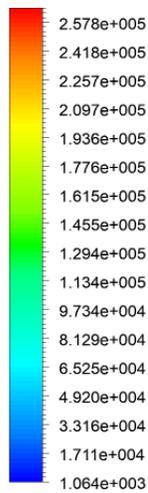
(a) Diástole 0,96s



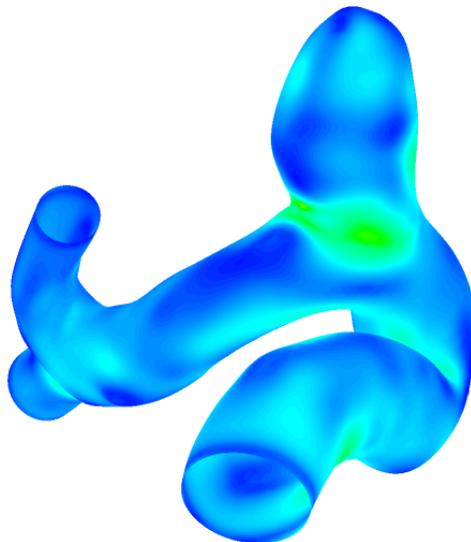
(b) Sístole 1,16s

Figura 4.68: Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Lateral-1 FSI-2

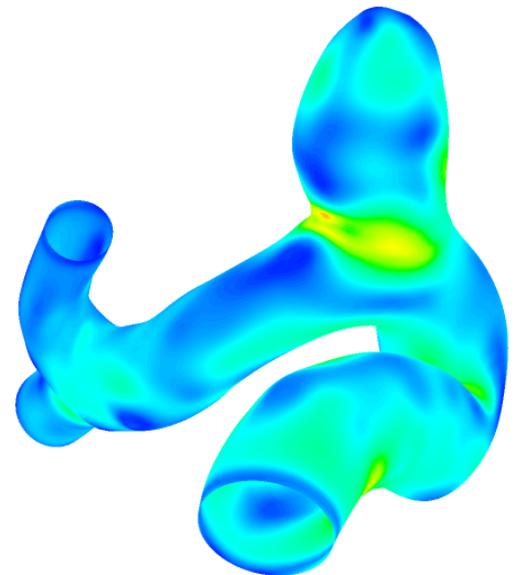
Von Mises Stress



[Pa]



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.69: Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Lateral-1 FSI-2

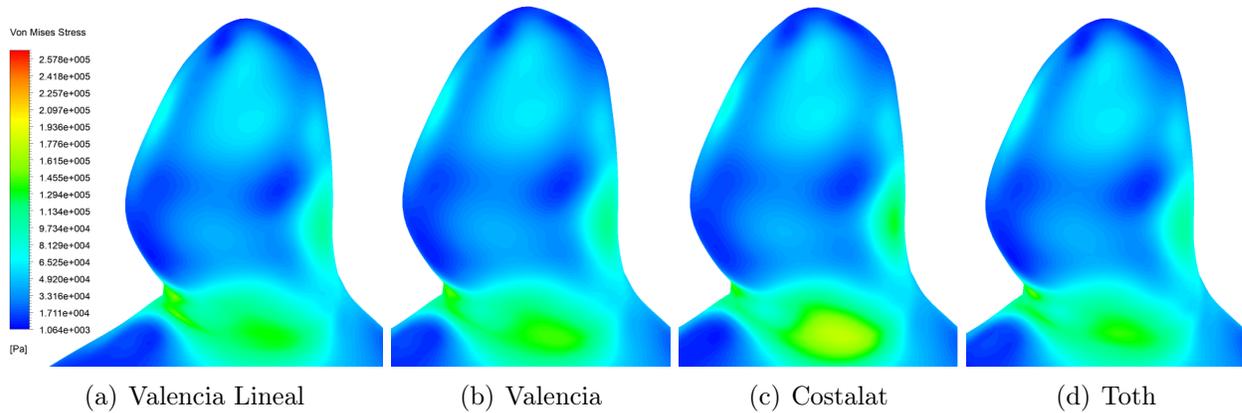


Figura 4.70: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Lateral-1 FSI-2

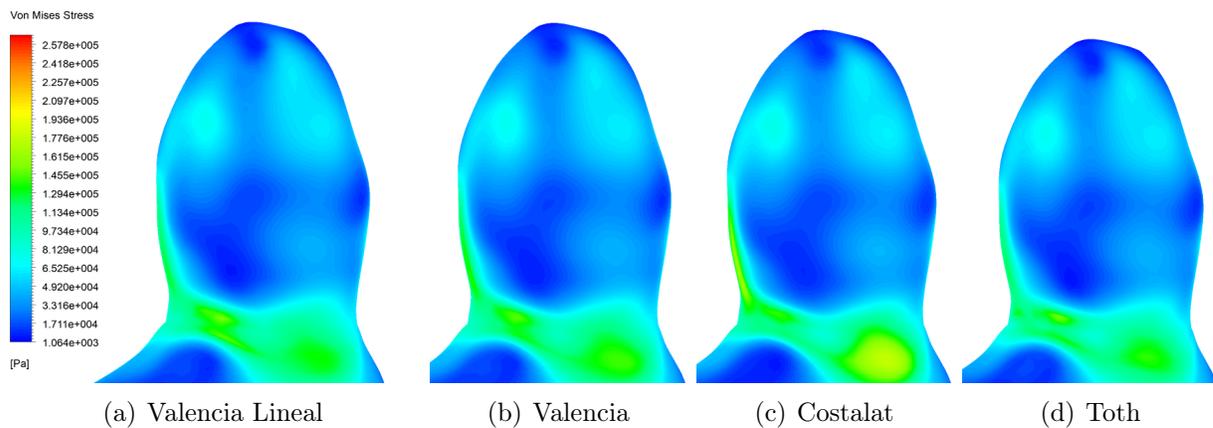


Figura 4.71: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Lateral-1 FSI-2

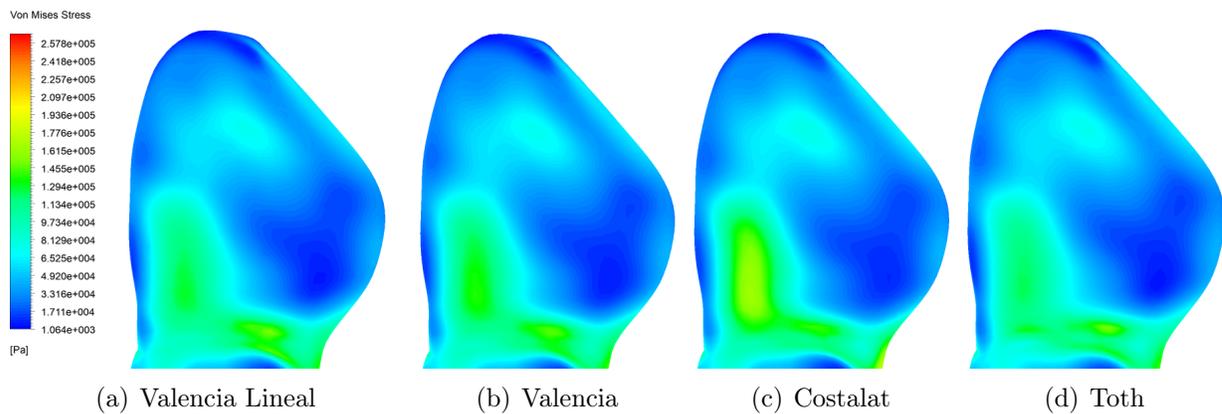


Figura 4.72: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Lateral-1 FSI-2

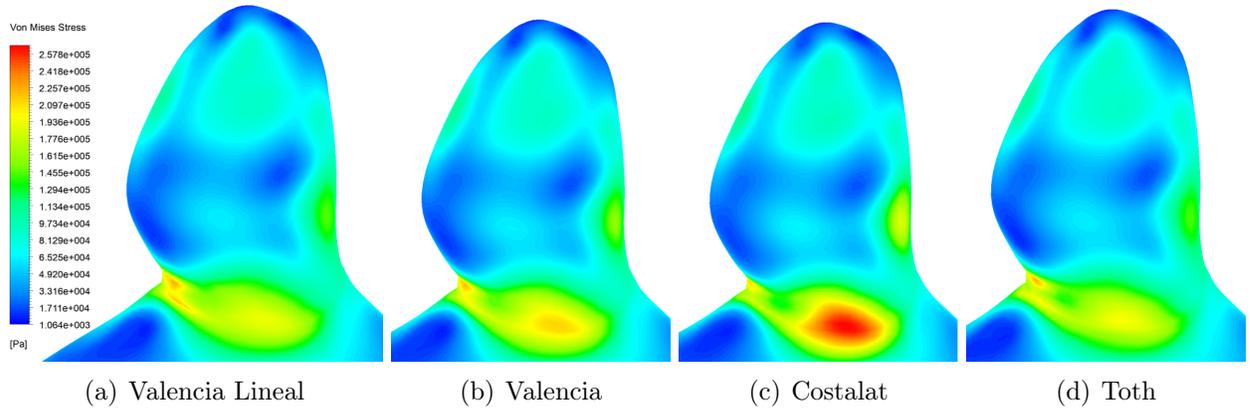


Figura 4.73: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Lateral-1 FSI-2

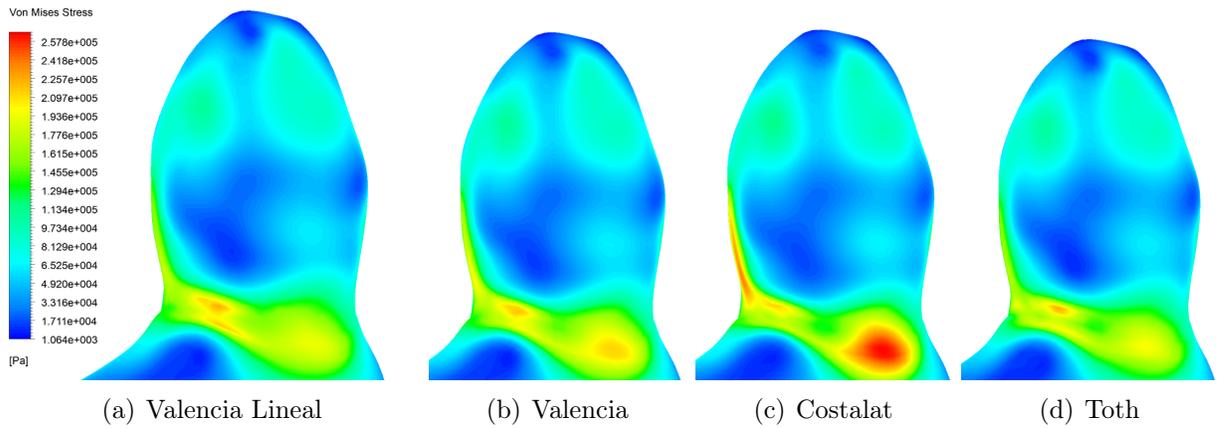


Figura 4.74: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Lateral-1 FSI-2

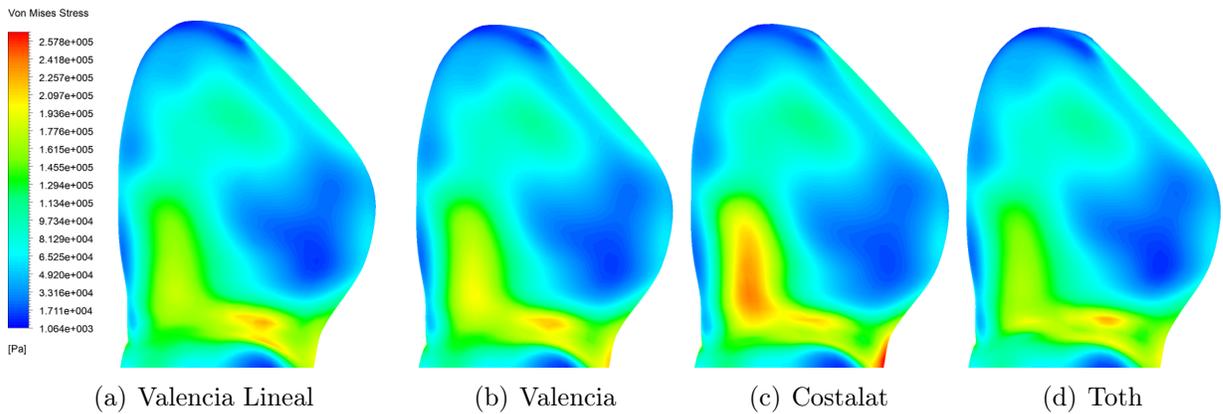


Figura 4.75: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Lateral-1 FSI-2

### Esfuerzos Von Mises Maximo en Aneurisma Lateral-1 Fsi-2

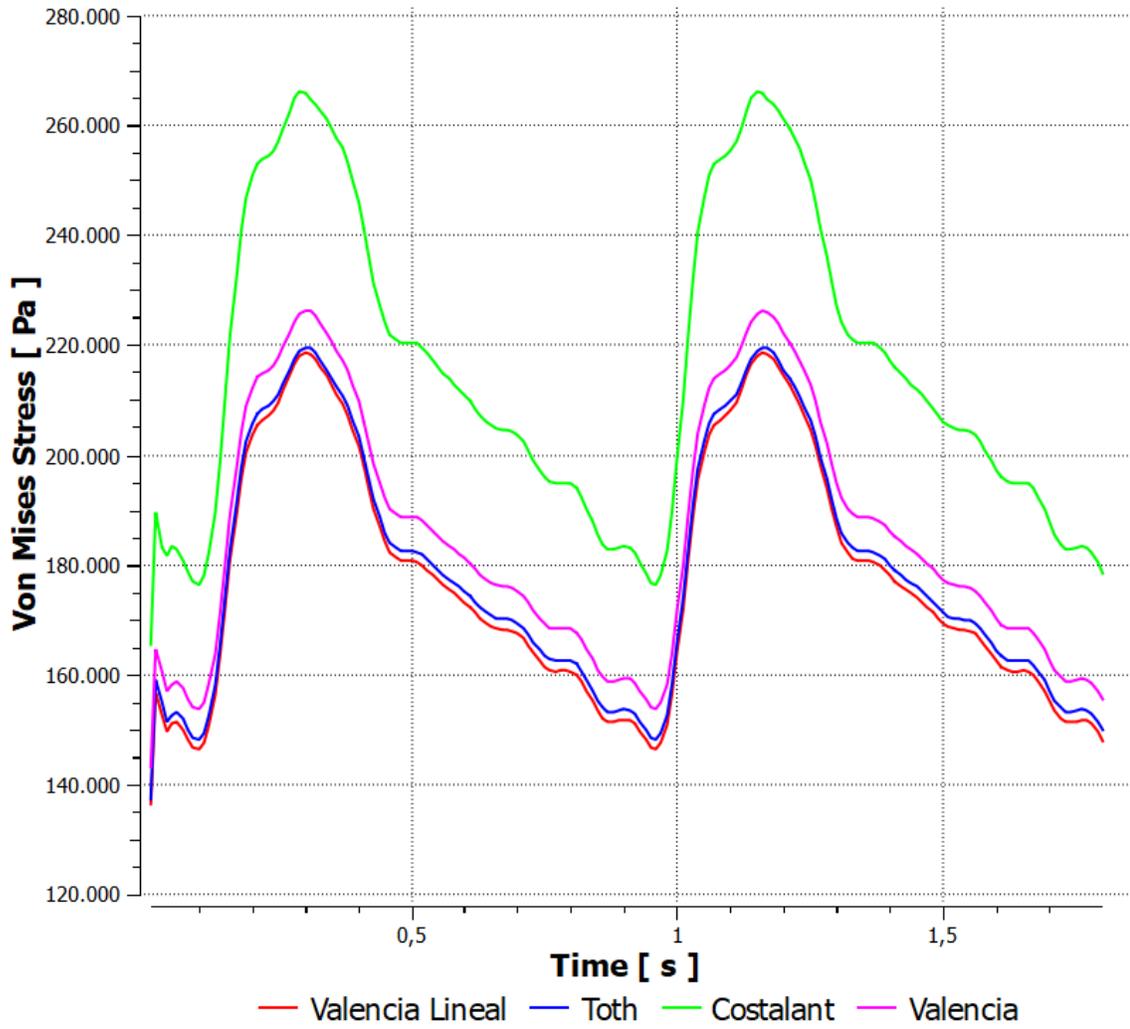


Figura 4.76: Gráfico Esfuerzo de Von Mises Máximo Lateral-1 FSI-2

#### 4.4.4. Comparación de Casos

En la siguiente sección se muestran tablas resúmenes para el caso Lateral-1 comparando las distintas simulaciones para las variables de interés. Se muestra en porcentaje las diferencias entre las simulaciones.

##### Presión Estática

En la tabla 4.14 se muestra como porcentaje la diferencia entre las presiones entre el caso pared rígida y FSI-2 (se normaliza tomando como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.14: Tabla Comparativa Presión Lateral-1 Pared rígida/FSI-1

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-0,90 %	-1,22 %	-2,17 %	-1,12 %
Valencia	-0,78 %	-1,13 %	-2,11 %	-1,05 %
Costalat	-0,69 %	-1,06 %	-1,90 %	-0,83 %
Toth	-0,96 %	-1,27 %	-2,29 %	-1,25 %

En la tabla 4.15 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.15: Tabla Comparativa Presión Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	0,12 %	0,09 %	0,06 %	0,06 %
Costalat	0,22 %	0,16 %	0,27 %	0,29 %
Toth	-0,06 %	-0,05 %	-0,12 %	-0,13 %

## WSS

En la tabla 4.16 se muestra como porcentaje la diferencia entre los WSS entre el caso pared rígida y las simulaciones FSI-2 (se toma como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.16: Tabla Comparativa Presión Lateral-1 Pared rígida/FSI-1

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-33,02 %	-13,60 %	-16,44 %	-10,87 %
Valencia	-31,55 %	-10,80 %	-13,77 %	-9,97 %
Costalat	-31,01 %	-10,40 %	-11,74 %	-9,74 %
Toth	-38,82 %	-16,00 %	-17,15 %	-10,99 %

En la tabla 4.17 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.17: Tabla Comparativa WSS Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	2,19 %	3,24 %	3,20 %	1,01 %
Costalat	3,00 %	3,70 %	5,62 %	1,27 %
Toth	-8,67 %	-2,78 %	-0,85 %	-0,13 %

## Deformación

En la tabla 4.18 se comparan las simulaciones FSI-1 y FSI-2 entre cada autor, dejando como 100 % los modelos de los casos de FSI-2. Se relaciona cada variable y cada autor entre si.

Tabla 4.18: Tabla Comparativa Deformación Lateral-1 FSI-1/FSI2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Deformación Máximo [Pa]	Deformación Promedio [Pa]	Deformación Máximo [Pa]	Deformación Promedio [Pa]
Valencia Lineal	3,66 %	0,81 %	2,07 %	3,11 %
Valencia	3,08 %	0,52 %	1,80 %	1,03 %
Costalat	2,85 %	0,99 %	-0,32 %	-1,60 %
Toth	0,00 %	0,16 %	0,62 %	-2,24 %

En la tabla 4.19 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para la deformación en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.19: Tabla Comparativa Deformación Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	-8,72 %	-5,70 %	-10,83 %	-7,18 %
Costalat	-1,27 %	-0,98 %	-11,49 %	-10,17 %
Toth	0,42 %	0,00 %	2,52 %	-3,95 %

## Esfuerzo de Von Mises

En la tabla 4.20 se comparan las simulaciones FSI-1 y FSI-2 entre cada autor, dejando como 100 % los modelos de los casos de FSI-2. Se relaciona cada variable y cada autor entre si.

Tabla 4.20: Tabla Comparativa Deformación Lateral-1 FSI-1/FSI2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-3,05 %	-2,32 %	-3,13 %	-2,20 %
Valencia	-8,05 %	-2,31 %	-7,60 %	-1,34 %
Costalat	-10,30 %	-2,26 %	-15,89 %	-0,58 %
Toth	-0,49 %	-0,33 %	-0,71 %	-0,94 %

En la tabla 4.21 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para los esfuerzos de Von Mises en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.21: Tabla Comparativa Esfuerzo Von Mises Lateral-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	4,99 %	0,03 %	3,46 %	1,19 %
Costalat	20,41 %	2,36 %	21,49 %	4,51 %
Toth	1,21 %	1,46 %	1,20 %	1,06 %

## 4.5. Resultados Lateral-2

### 4.5.1. Pared Rígida

En esta sección se mostrarán los resultados considerando solamente las variables fluido dinámicas, es decir, con la pared rígida. Se mostrarán resultados de velocidad, presión y WSS para la geometría Lateral-2.

#### Velocidad

En las figuras 4.77 y 4.78 se muestra el campo de velocidad y líneas de flujo en toda la estructura para la sístole (0,96s) y la diástole (1,16s). De las figuras se observa cómo la sangre al atravesar la geometría ingresa al interior del aneurisma, generándose una recirculación de ésta.

Además, se puede observar cómo la velocidad va aumentando a medida que el diámetro va disminuyendo, hasta alcanzar su máximo a la salida de la geometría. Se nota una gran diferencia entre el campo de velocidad de la diástole y la sístole, siendo mucho mayor en la segunda, lo cual es acorde a lo esperado y atribuible a las condiciones de borde impuestas para la simulación.

En la figura 4.79 se muestran los vectores de velocidad de un plano medio del aneurisma, donde se puede ver la recirculación de la sangre al interior de la patología.

En las tabla 4.22 se muestra un resumen de los valores de velocidad y caudal para la entrada y salidas de la geometría.

Tabla 4.22: Resumen Velocidad y Caudal Lateral-2 Pared Rígida

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>			<b>1,16 s</b>		
<b>Item/Zona</b>	<b>Entrada</b>	<b>Salida 1</b>	<b>Salida 2</b>	<b>Entrada</b>	<b>Salida 1</b>	<b>Salida 2</b>
Velocidad Máxima [ <i>m/s</i> ]	0,490	1,500	0,940	1,210	3,480	2,033
Velocidad Promedio [ <i>m/s</i> ]	0,250	1,020	0,620	0,612	2,560	1,480
Caudal [ <i>kg/s</i> ]	0,004	-0,003	-0,001	0,011	-0,007	-0,004

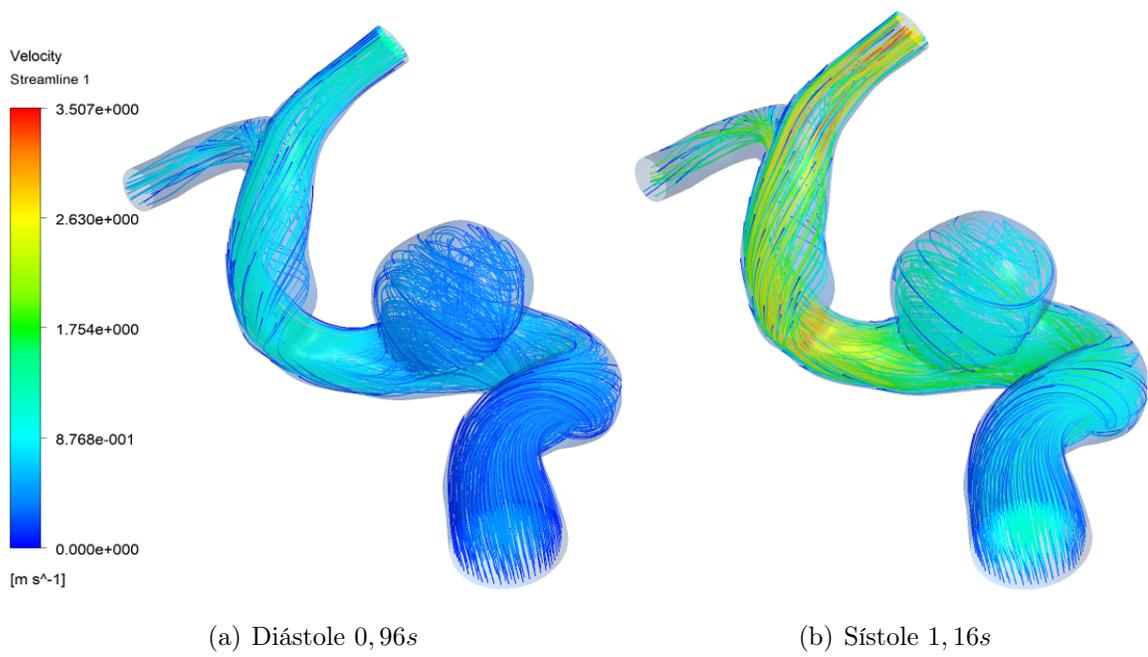


Figura 4.77: Líneas De Flujo Lateral-2 Pared Rígida

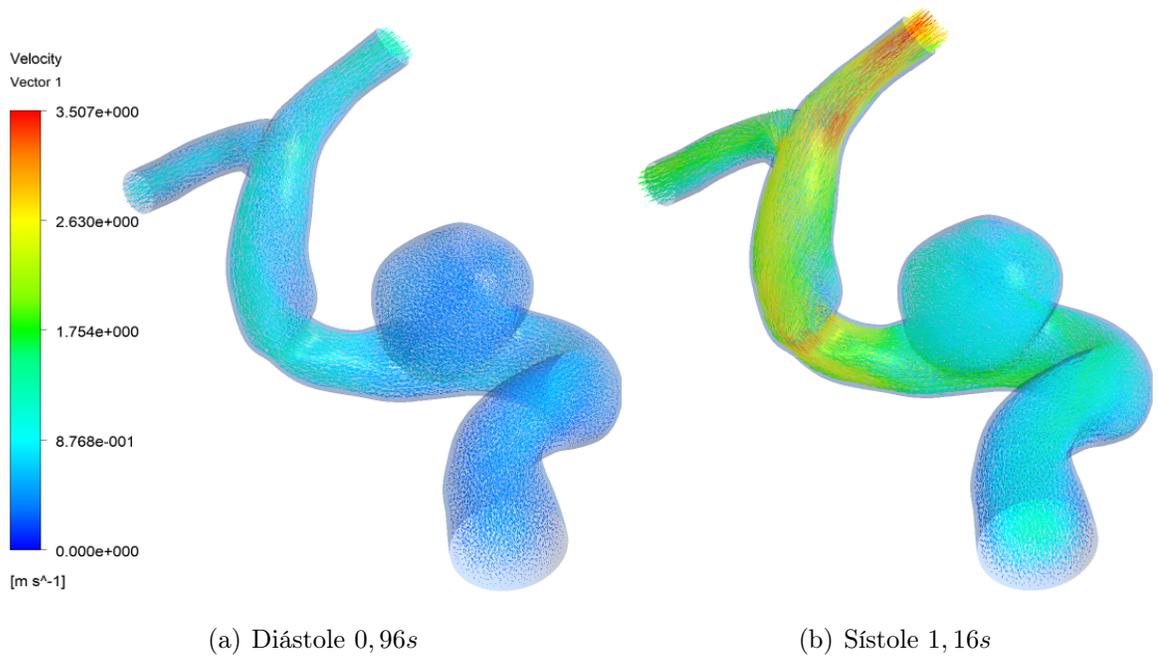
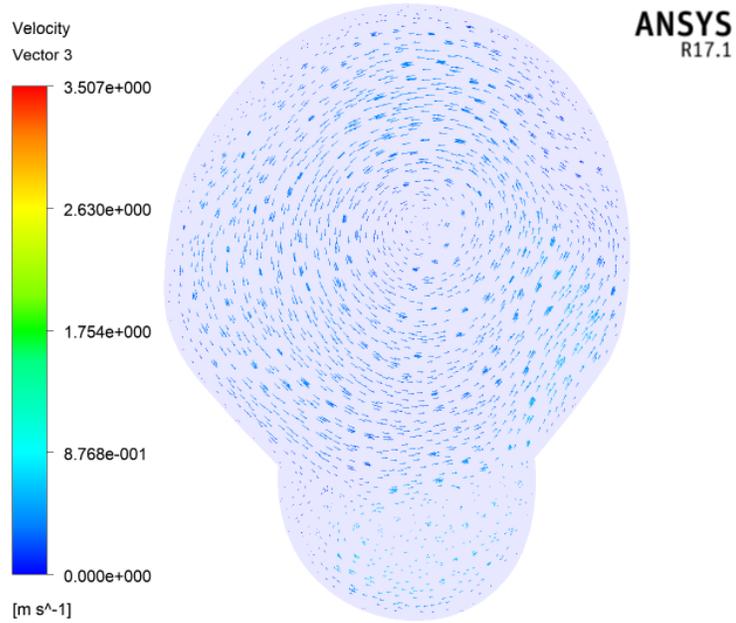


Figura 4.78: Campo de Velocidad Lateral-2 Pared Rígida



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.79: Recirculación fluido Lateral-2

## Presión Estática

En las figuras 4.80 y 4.81 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, la presión en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. Al igual que en el caso Lateral-1, la presión es mayor en la entrada y disminuye a medida que nos acercamos a las salidas.

El aneurisma presenta una presión en general constante en todo su manto, aumentando levemente en los sectores donde la sangre colisiona con la estructura. Además se observan las grandes diferencias en magnitud entre la diástole y la sístole. Es importante señalar que en el aneurisma la presión máxima no se da en el fondo de éste, sino que a los costados.

En la figura 4.82 se encuentra graficada la presión en promedio y la máxima alcanzada en el aneurisma, las cuales mantienen un comportamiento similar durante toda la simulación, diferenciándose levemente al llegar a la sístole.

En la tabla 4.23 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma y la geometría en general.

Tabla 4.23: Resumen Presión Lateral-2 Pared Rígida

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
Presión Máxima [ $Pa$ ]	11676	11934	20389	21472
Presión Promedio [ $Pa$ ]	11562	11344	19608	18677

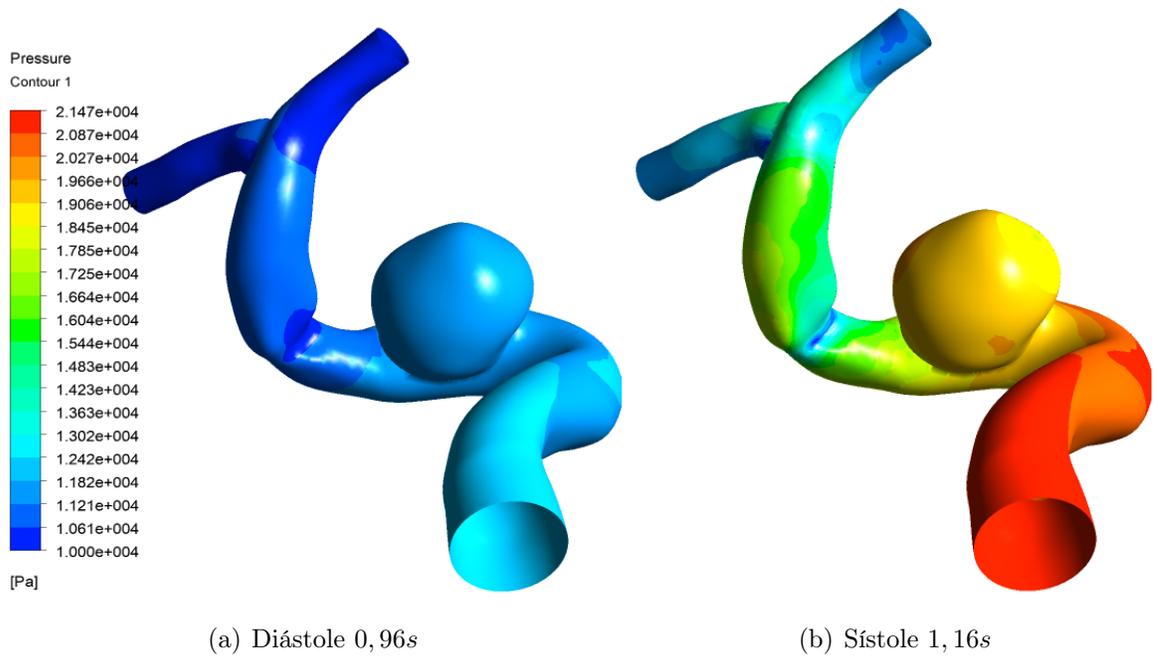


Figura 4.80: Presión Lateral-2 Pared Rígida Vista General

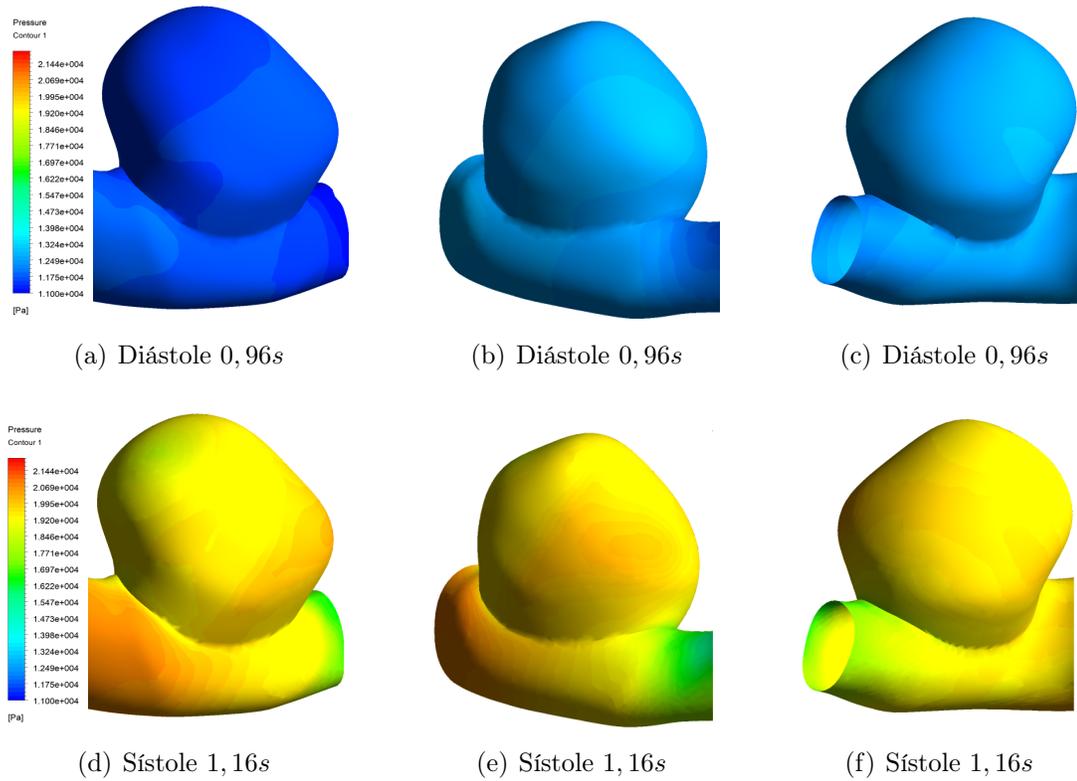


Figura 4.81: Presión Lateral-2 Pared Rígida Vista Trasera

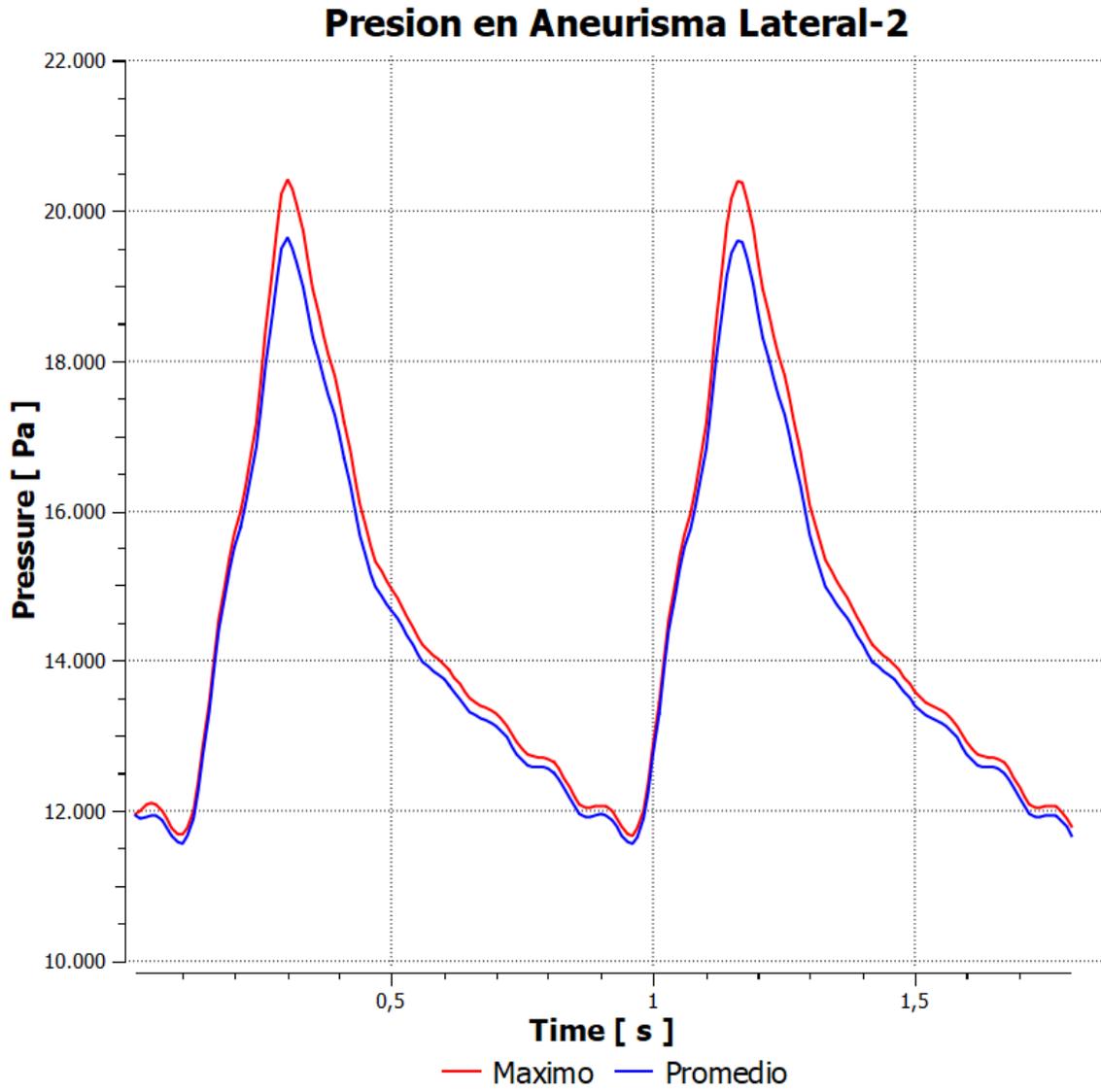


Figura 4.82: Gráfico Presión Lateral-2 pared rígida

## WSS

En las figuras 4.83 y 4.84 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, los WSS en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. Se muestra que los WSS van aumentando a medida que avanzamos en la geometría, lo cual coincide con el sector donde aumenta la velocidad del fluido. Esto es visible en la restricción que posee el modelo después del aneurisma, que presenta el mayor valor.

Con respecto al aneurisma se puede ver que al igual que el caso Lateral-1, es en el sector del cuello donde se encuentran los valores más altos de WSS, pero de igual forma se encuentran distribuidos en el domo sin un polo en específico.

En la figura 4.85 se encuentra graficado el valor máximo y el promedio en la zona del aneurisma durante toda la simulación, donde se observa que los valores de los WSS (a diferencia de la presión) sí marcan diferencias importantes para cada caso.

En la tabla 4.24 se puede ver un resumen de los valores de los WSS tanto para la geometría completa como para el aneurisma en particular en los momentos de la diástole y la sístole.

Tabla 4.24: Resumen WSS Lateral-2 Pared Rígida Diástole

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
WSS Máximo [ $Pa$ ]	26,9	86,3	109,8	314,2
WSS Promedio [ $Pa$ ]	2,5	14,3	31,2	49,9

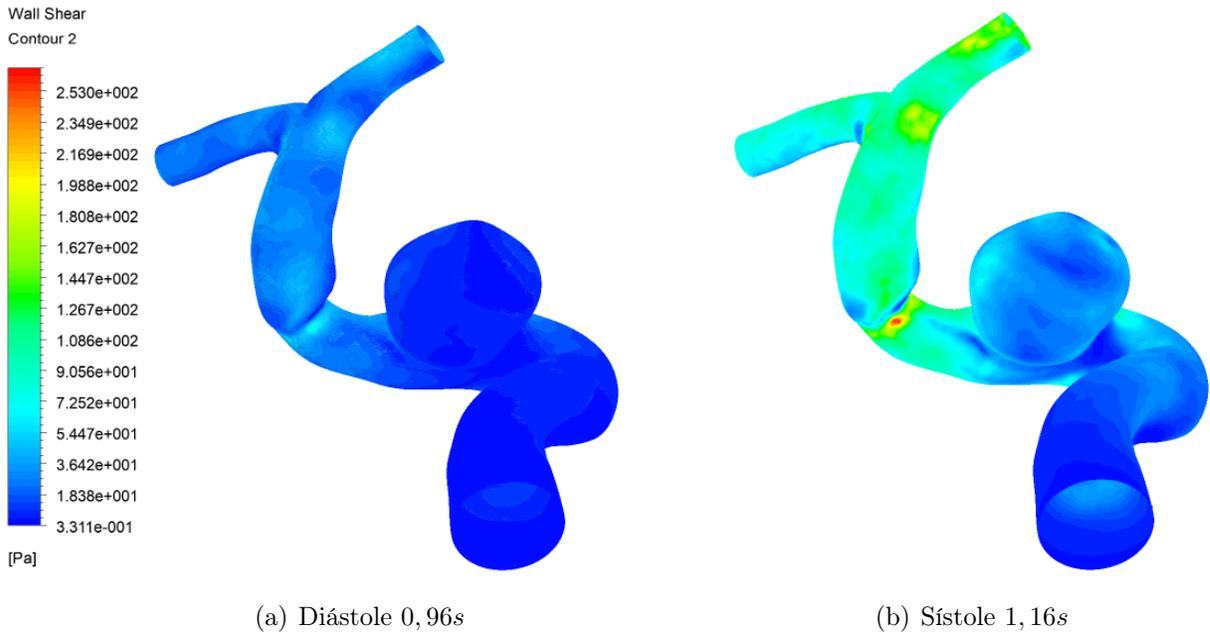


Figura 4.83: WSS Lateral-2 Pared Rígida Vista General

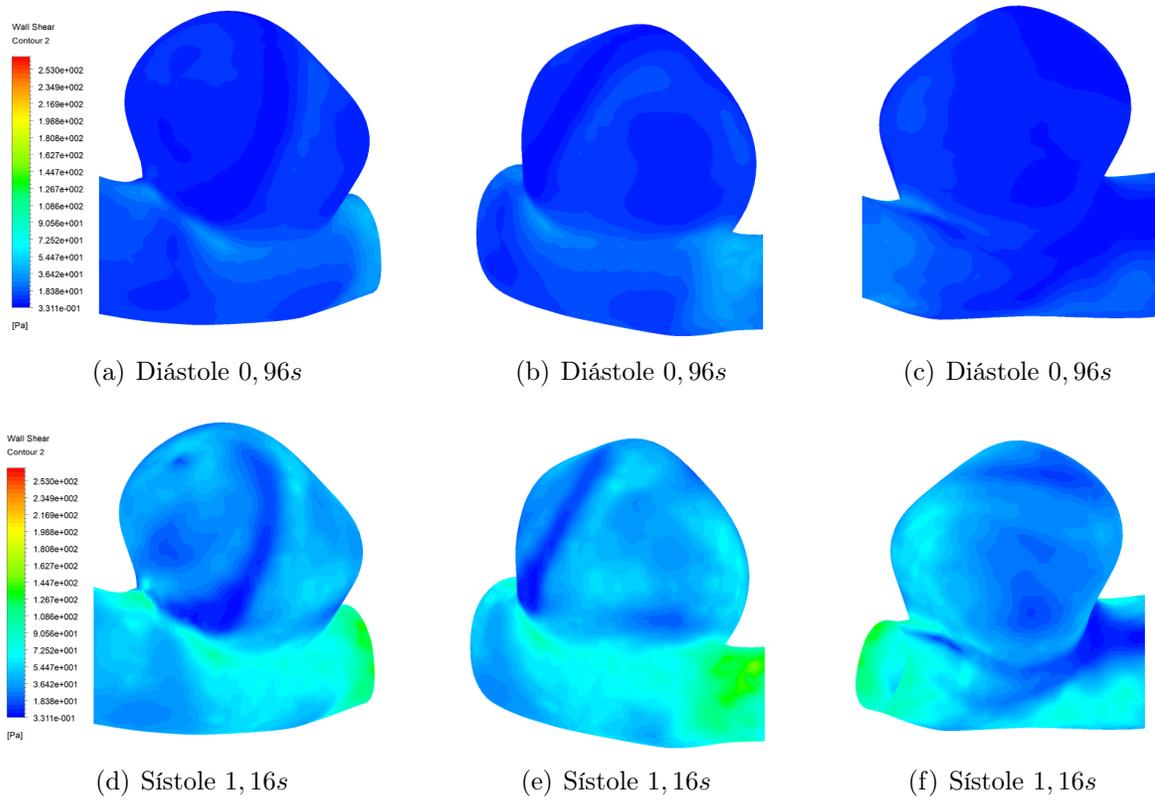


Figura 4.84: WSS Lateral-2 Pared Rígida Vista Aneurisma

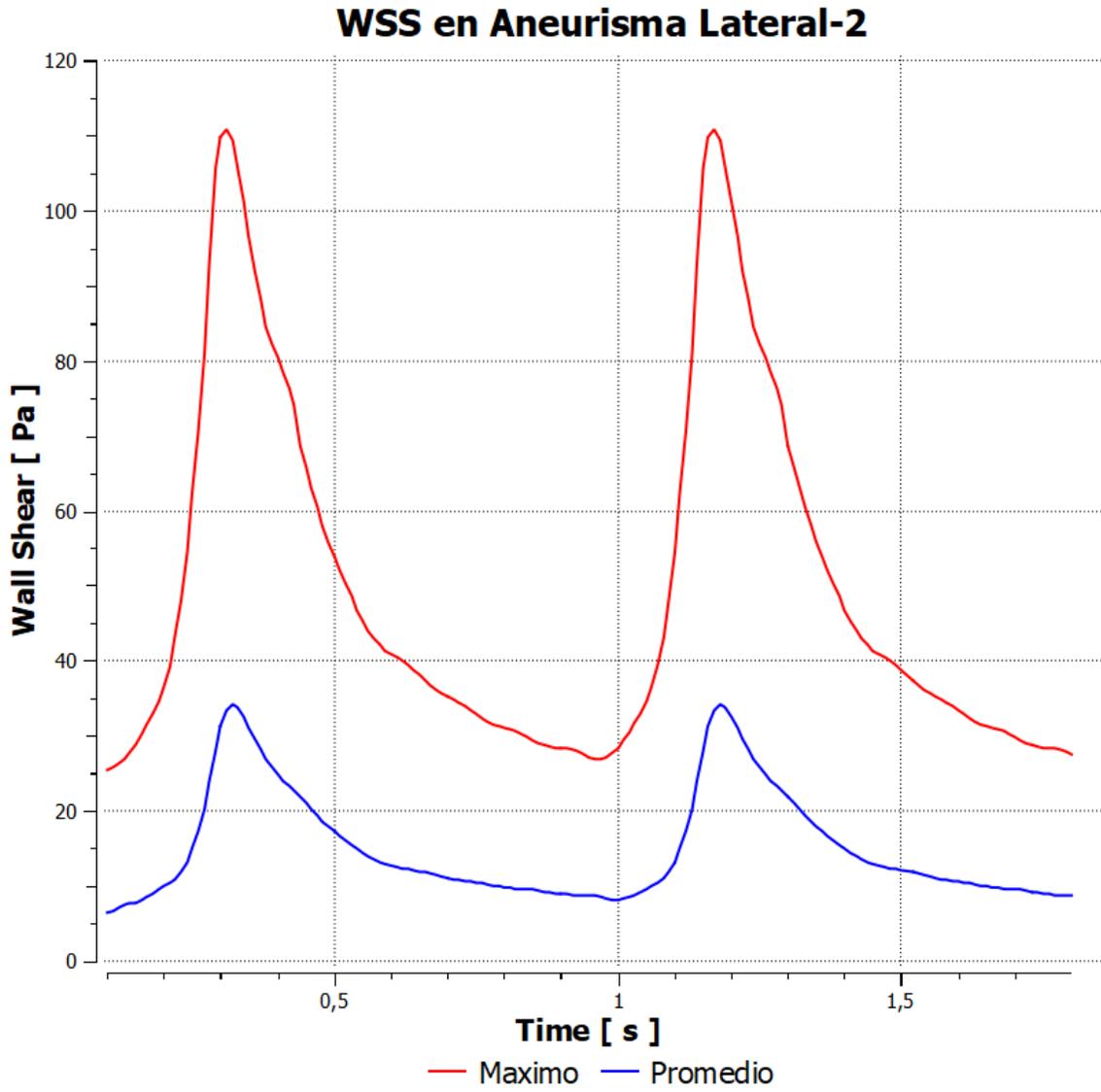


Figura 4.85: Gráfico Presión Lateral-2 Pared Rígida

## 4.5.2. FSI-2

En la siguiente sección se detallan los resultados de simulaciones FSI de dos caminos para la geometría Lateral-2. Específicamente se presentan los resultados de presión, WSS, deformación y esfuerzo de Von Mises para los 4 modelos de pared: Contente Lineal, Contente, Costalat, Toth. (Ver antecedentes)

### Presión Estática

En las figuras 4.86, 4.87, 4.88, 4.89 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, la presión en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. En la estructura la presión es máxima en la entrada y empieza a descender a medida que el flujo se acerca a las salidas.

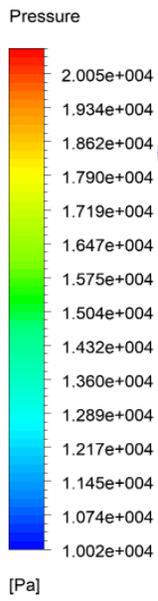
En las figuras 4.90, 4.91, 4.92 se muestra en detalle el comportamiento de la presión, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.93, 4.94, 4.95. Se puede observar cómo el aneurisma presenta en general una presión uniforme con un aumento en la zona posterior, lo cual se debe a la recirculación de la sangre y el impacto que genera en el sector.

En la tabla 4.25 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo en el aneurisma para los 4 modelos se da en la sístole del modelo de Costalat con 19755 [Pa], y el valor mínimo es de 11475 [Pa] para el modelo de Toth en la diástole.

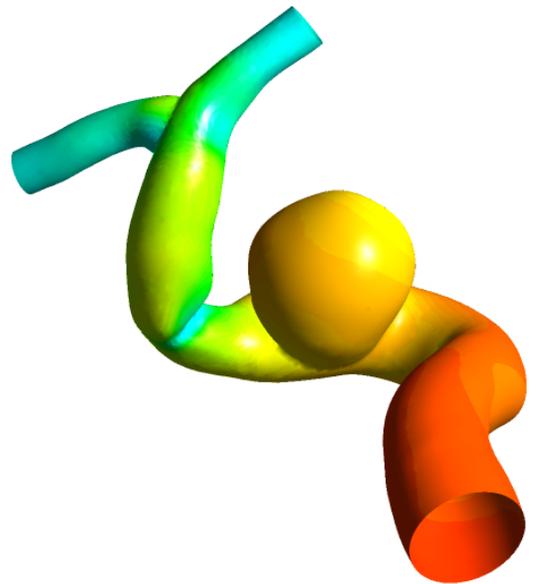
En la figura 4.96 se grafica el comportamiento del valor máximo de la presión de forma comparativa entre todos los modelos. Se logran apreciar diferencias mínimas entre todos los modelos durante la simulación.

Tabla 4.25: Resumen Valores Presión Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	11485	11430	19250	19195
Valencia	11495	11435	19273	19213
Costalat	11585	11537	19355	19302
Toth	11475	11420	19205	19150

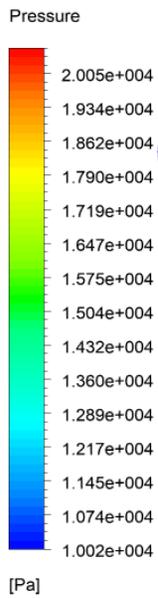


(a) Diástole 0,96s

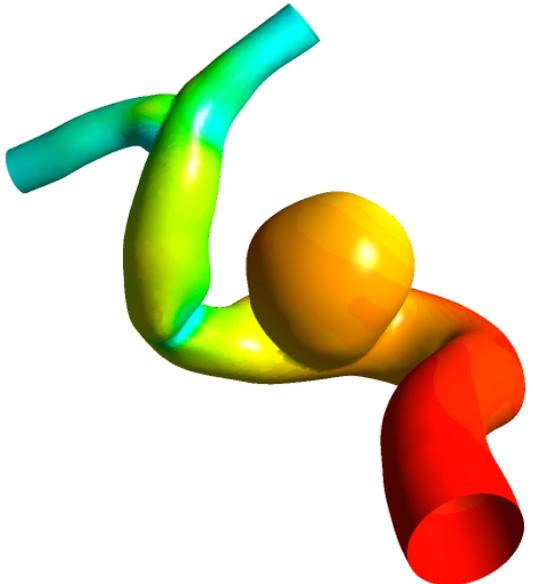


(b) Sístole 1,16s

Figura 4.86: Presión Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2

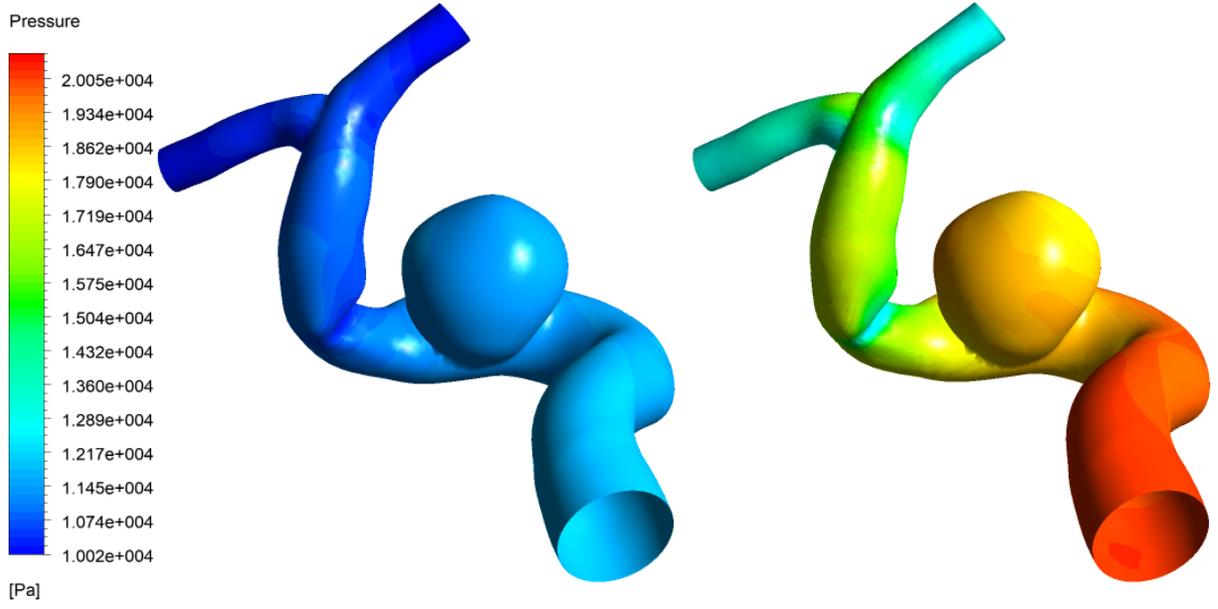


(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

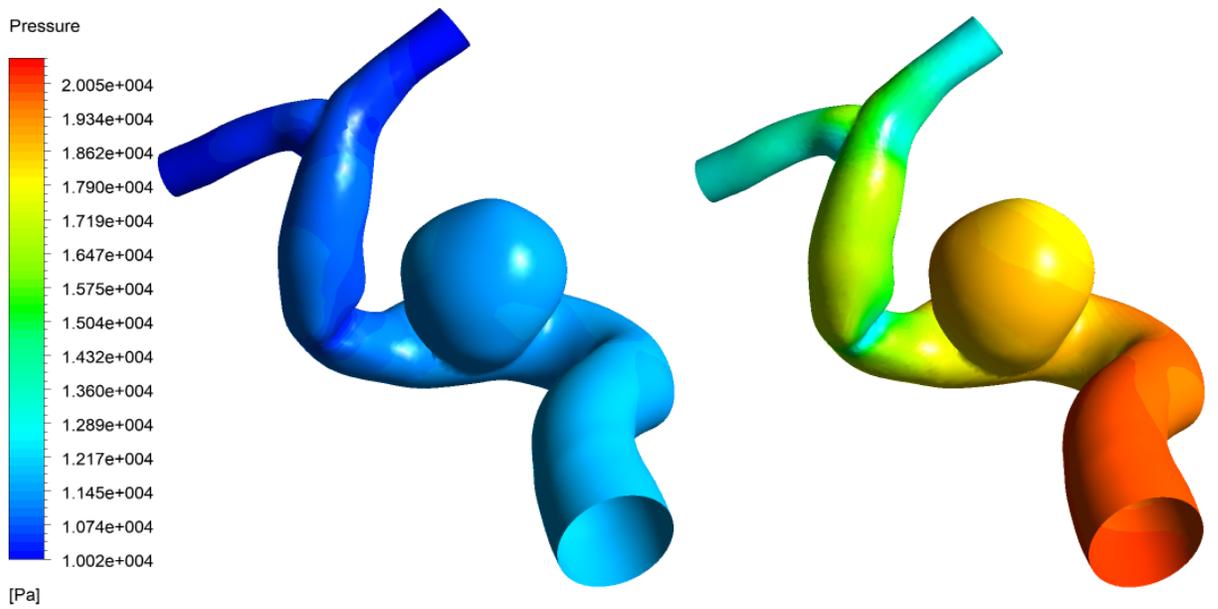
Figura 4.87: Presión Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2



(a) Diástole 0, 96s

(b) Sístole 1, 16s

Figura 4.88: Presión Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2



(a) Diástole 0, 96s

(b) Sístole 1, 16s

Figura 4.89: Presión Modelo Toth Lateral-2 FSI-2

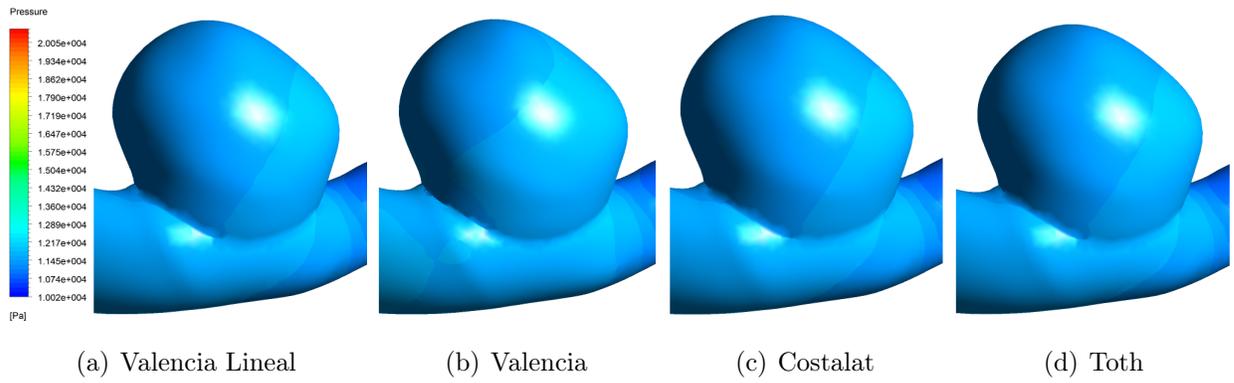


Figura 4.90: Presión Vista 1 Diástole Lateral-2 FSI-2

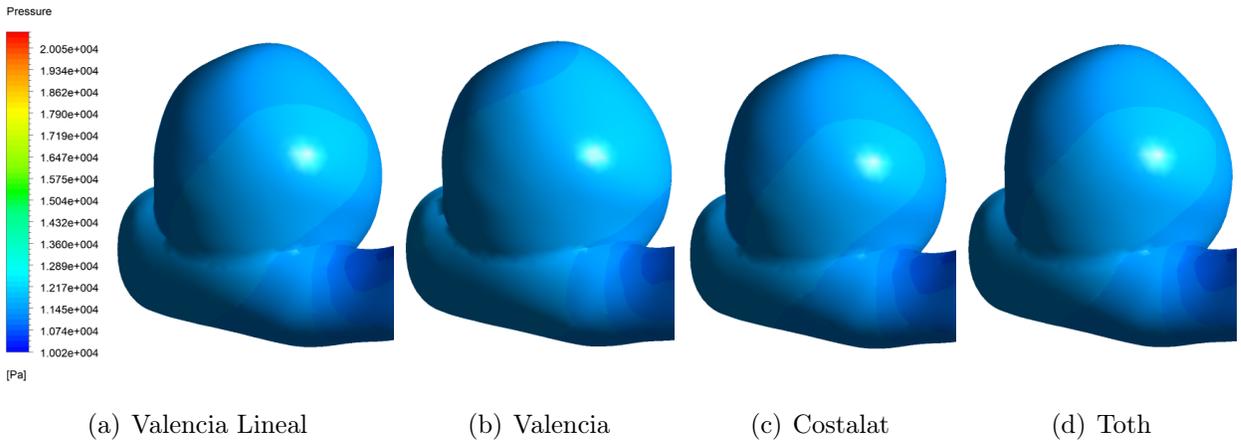


Figura 4.91: Presión Vista 2 Diástole Lateral-2 FSI-2

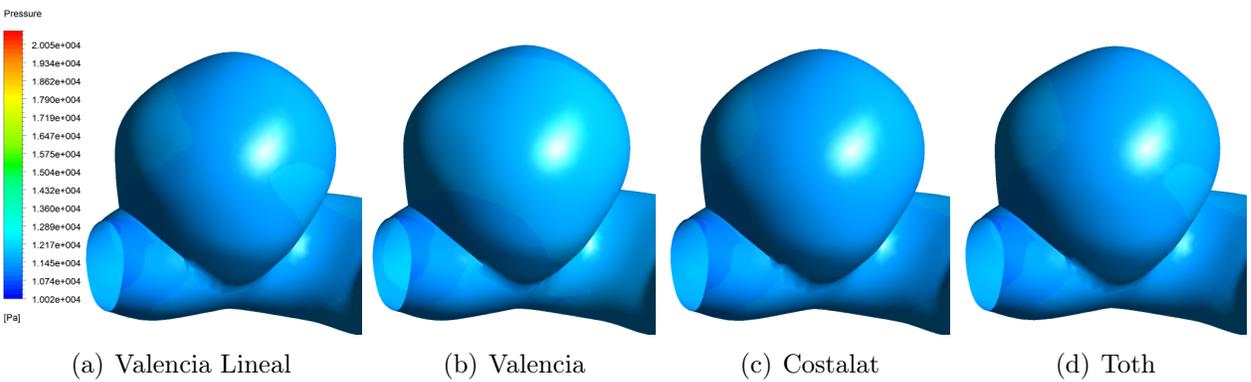


Figura 4.92: Presión Vista 3 Diástole Lateral-2 FSI-2

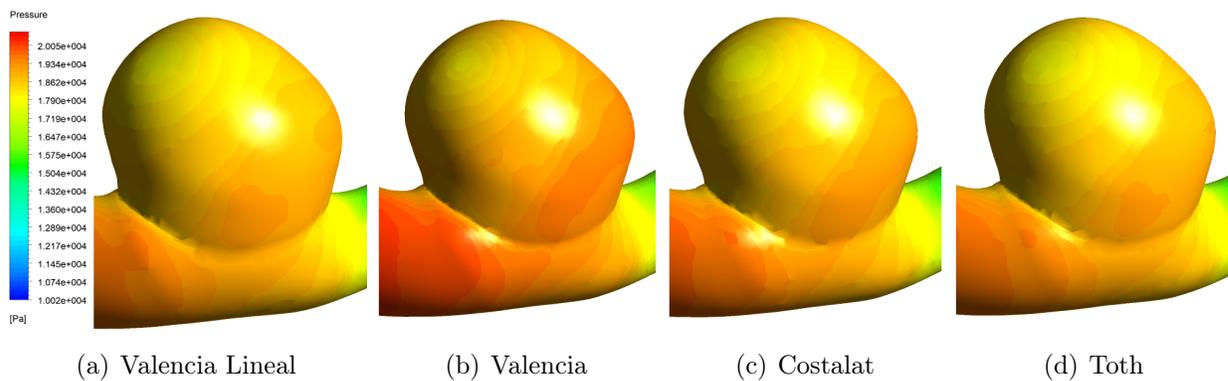


Figura 4.93: Presión Vista 1 Sístole Lateral-2 FSI-2

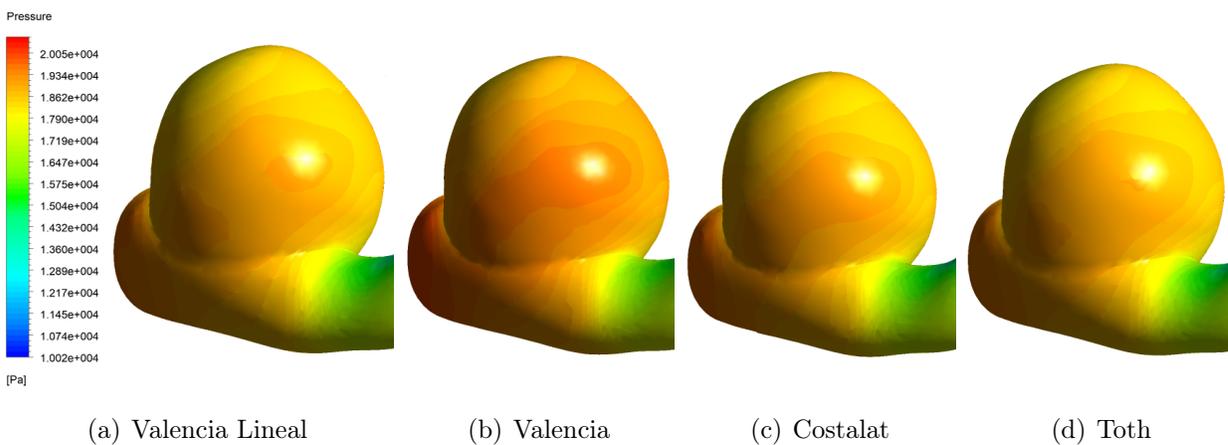


Figura 4.94: Presión Vista 2 Sístole Lateral-2 FSI-2

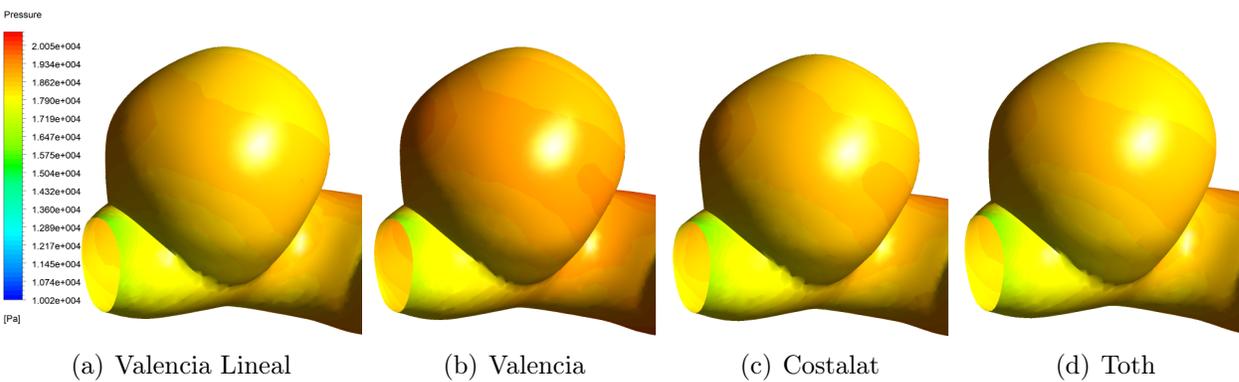


Figura 4.95: Presión Vista 3 Sístole Lateral-2 FSI-2

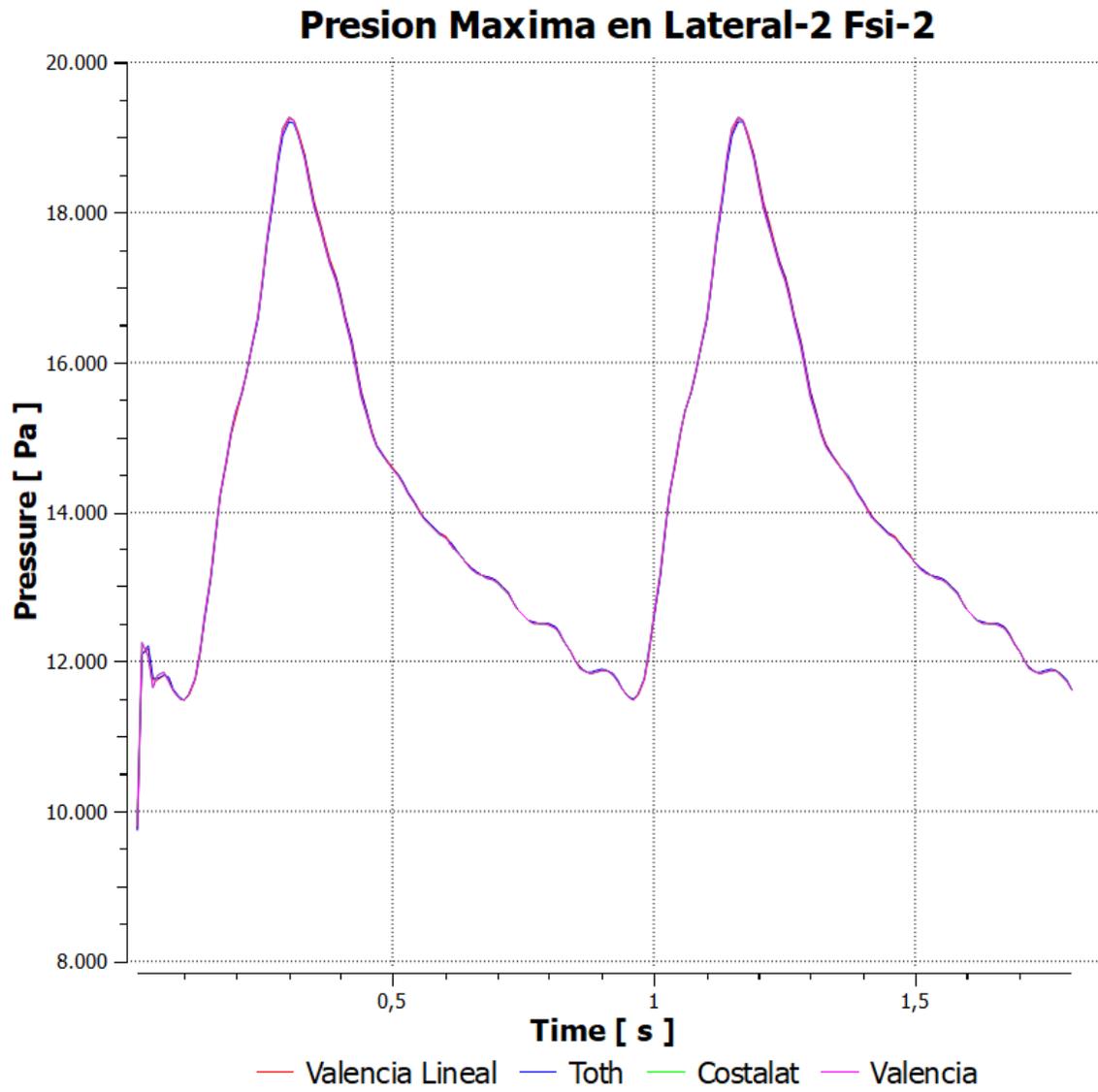


Figura 4.96: Gráfico Deformación Máxima Lateral-2 FSI-1

## WSS

En las figuras 4.97, 4.98, 4.99, 4.100 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, los WSS en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se observa que presentan un comportamiento muy similar con respecto a su simulación de pared rígida.

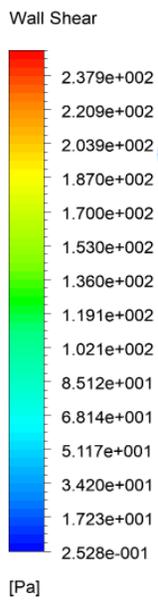
En las figuras 4.101, 4.102, 4.103 se muestran en detalle el comportamiento de los WSS, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.104, 4.105, 4.106. Al igual que en el caso Lateral-1, las mayores concentraciones de WSS se encuentran en el cuello de la estructura. Las distribuciones de esfuerzos son muy similares para el caso de pared rígida, aunque con menor magnitud.

En la tabla 4.26 se muestra un resumen de los valores WSS máximos y promedios en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo lo alcanza el modelo de Costalat con un valor de 87,67 [Pa] en la sístole y el mínimo lo obtiene Toth con un valor de 18,16 [Pa] en la diástole.

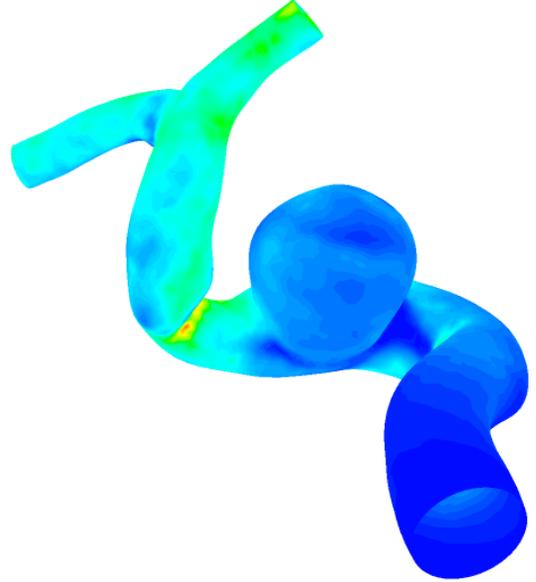
Estos valores se grafican en la figura 4.107, donde se aprecia un comportamiento muy similar, diferenciándose principalmente en la sístole y la diástole.

Tabla 4.26: Resumen Valores WSS Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	22,23	2,30	79,41	24,41
Valencia	20,06	2,27	85,42	28,42
Costalat	19,50	2,21	87,67	29,67
Toth	18,16	2,10	78,69	23,69

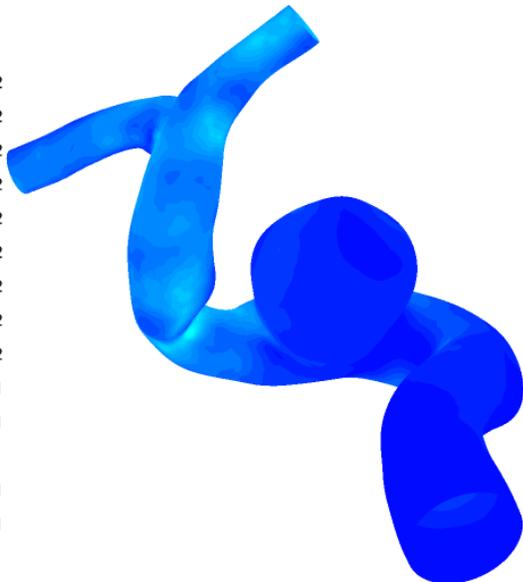
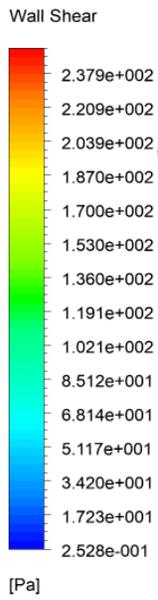


(a) Diástole 0,96s

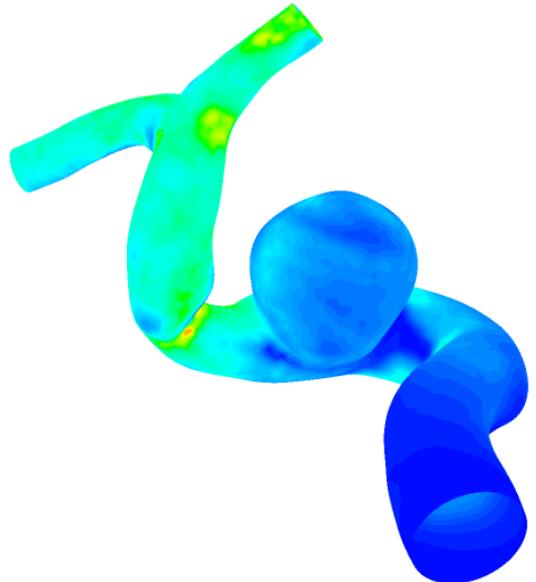


(b) Sístole 1,16s

Figura 4.97: WSS Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.98: WSS Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2

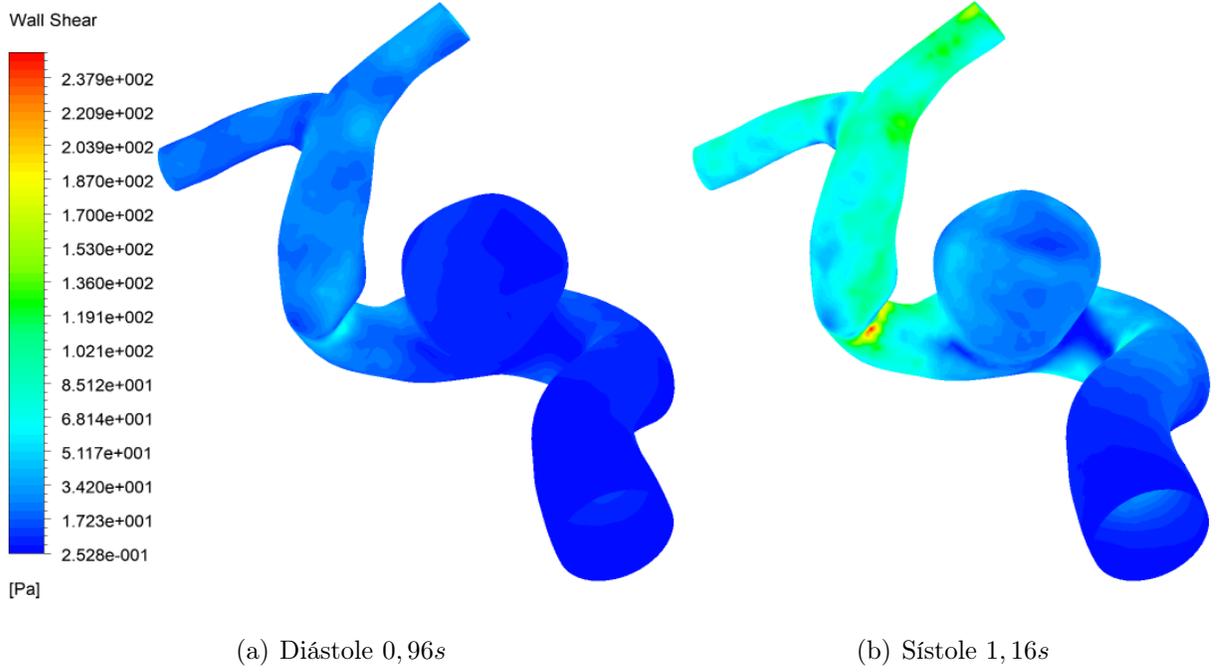


Figura 4.99: WSS Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2

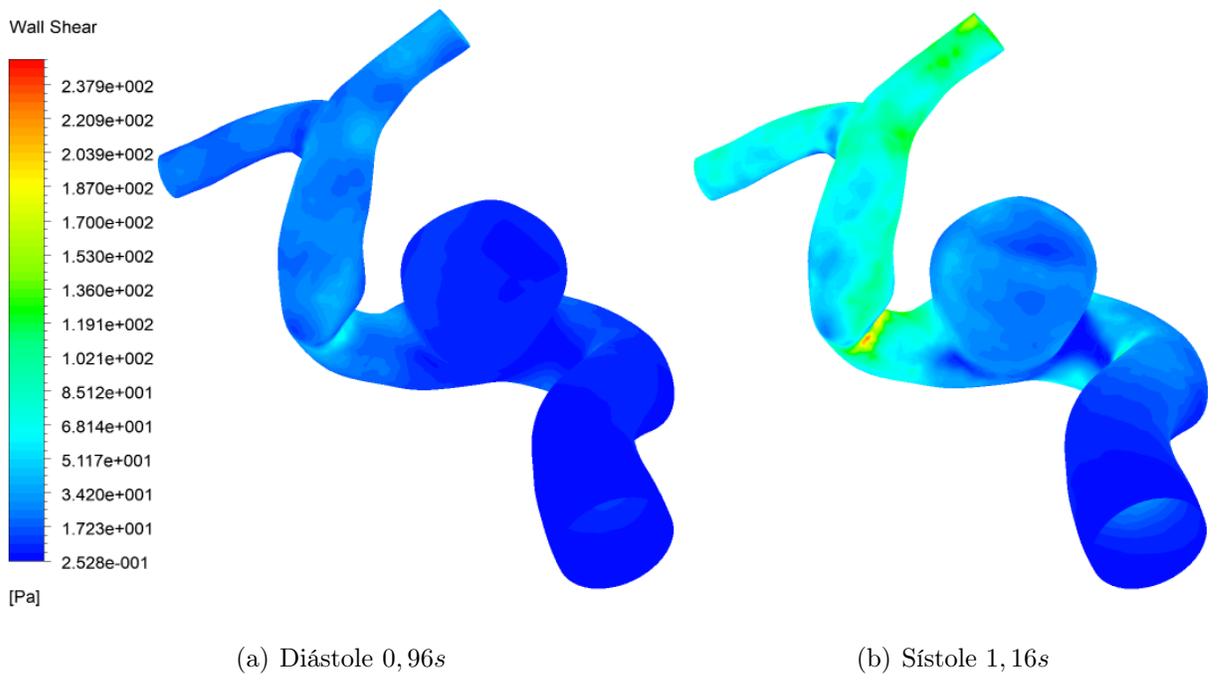


Figura 4.100: WSS Modelo Toth Lateral-2 FSI-2

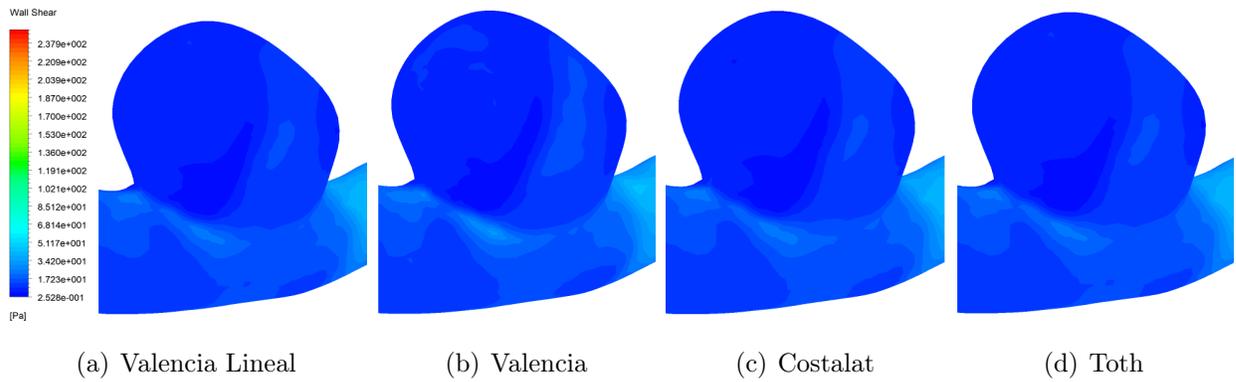


Figura 4.101: WSS Vista 1 Diástole Lateral-2 FSI-2

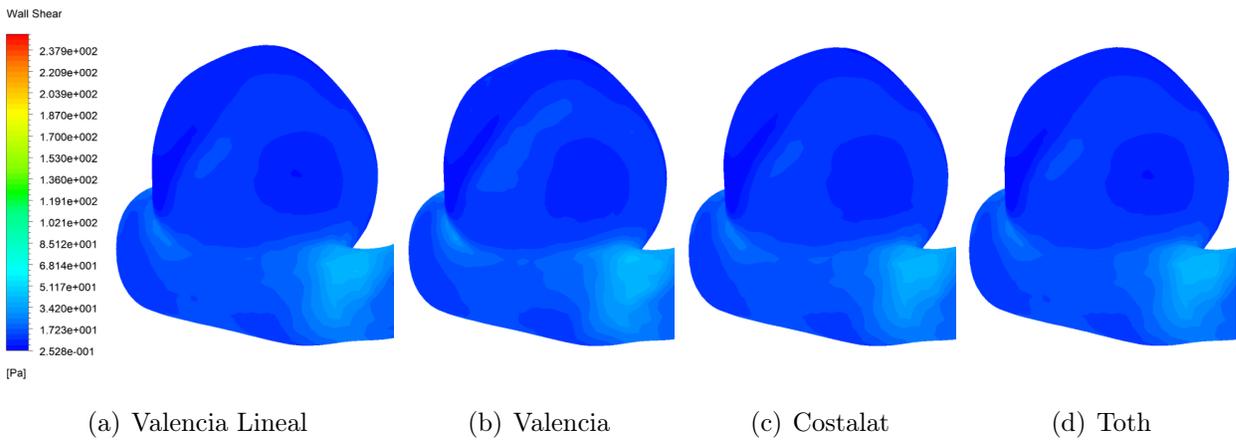


Figura 4.102: WSS Vista 2 Diástole Lateral-2 FSI-2

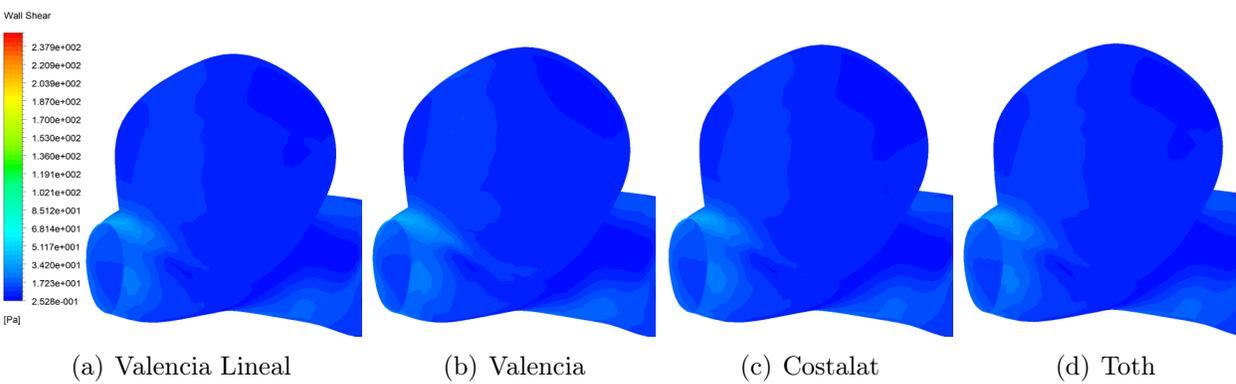


Figura 4.103: WSS Vista 3 Diástole Lateral-2 FSI-2

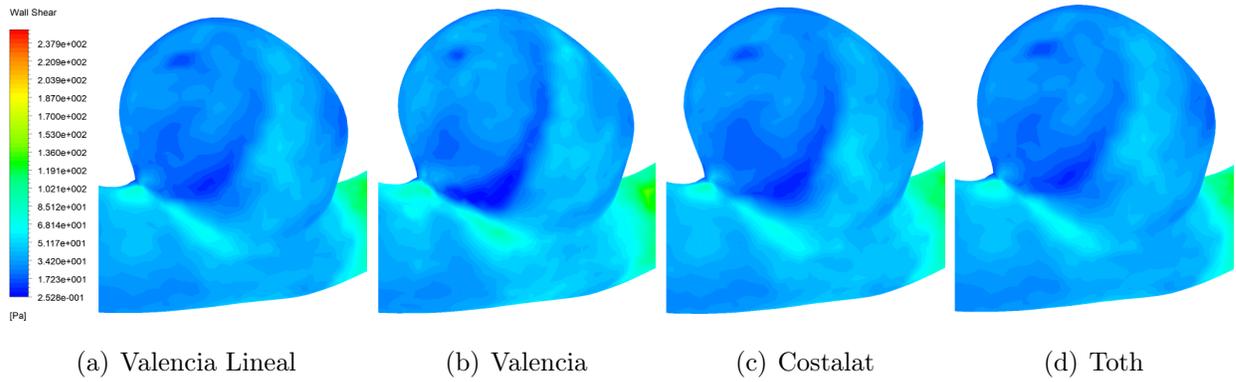


Figura 4.104: WSS Vista 1 Sístole Lateral-2 FSI-2

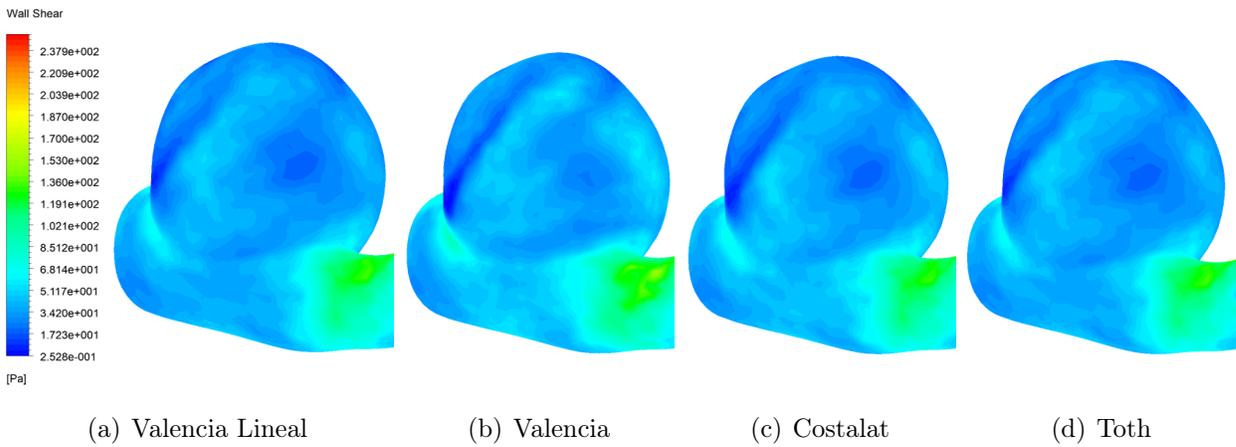


Figura 4.105: WSS Vista 2 Sístole Lateral-2 FSI-2

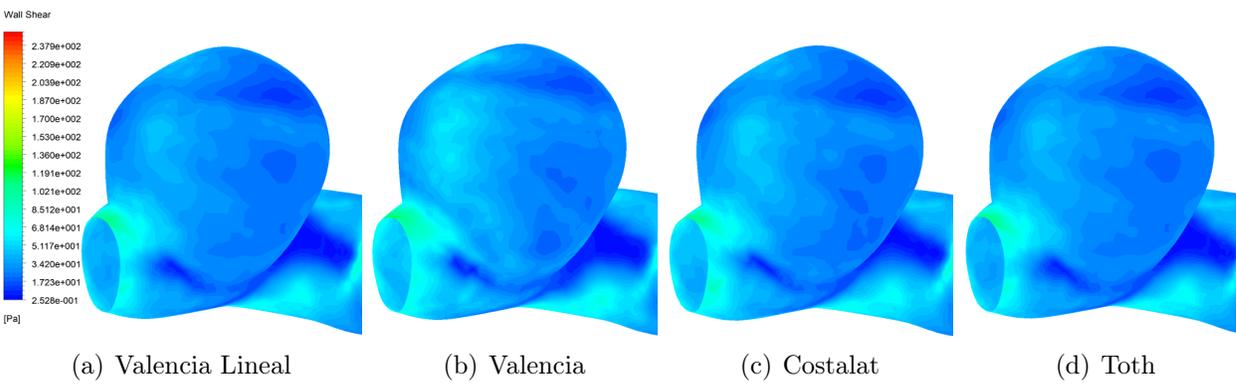


Figura 4.106: WSS Vista 3 Sístole Lateral-2 FSI-2

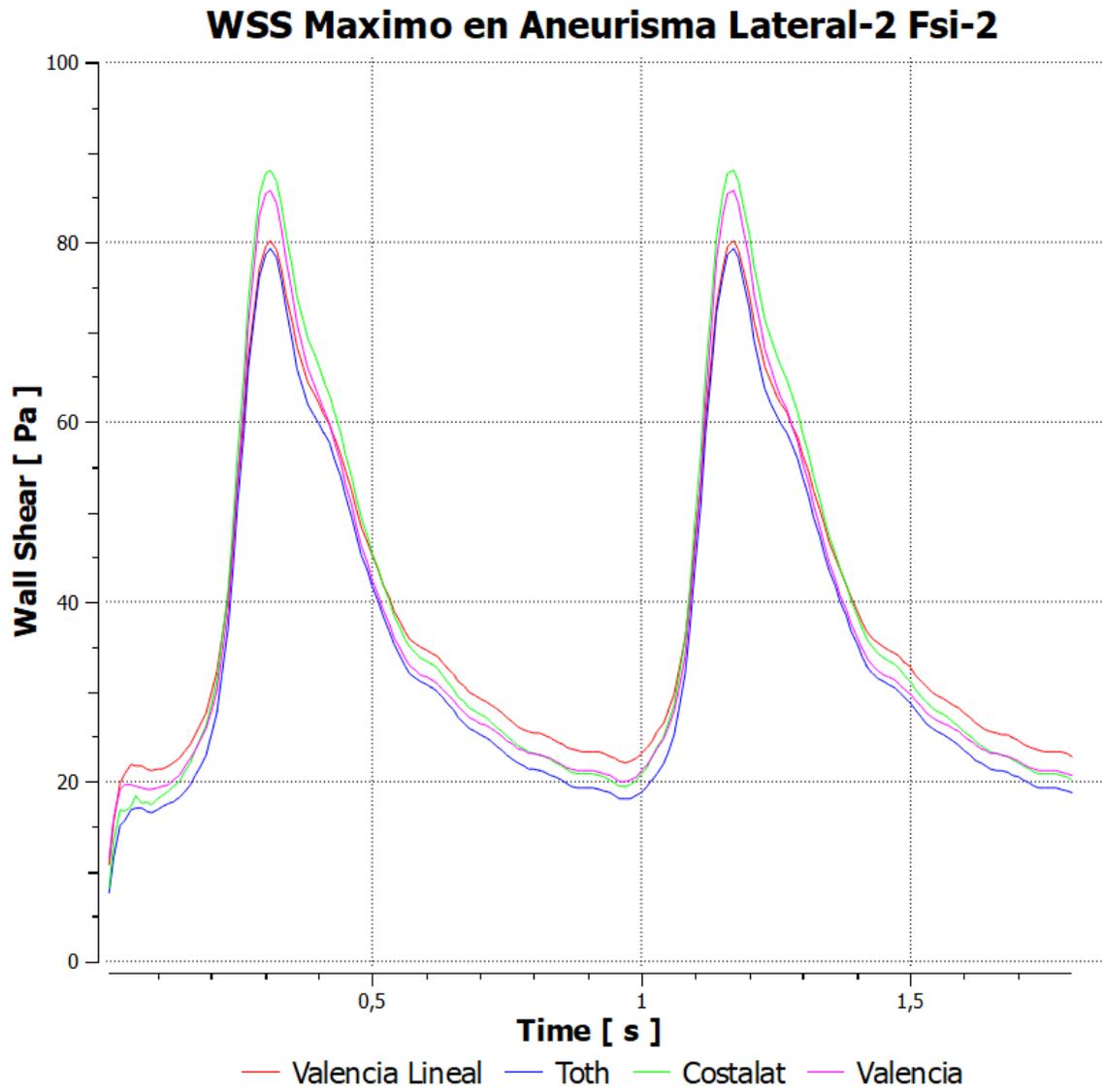


Figura 4.107: Gráfico WSS Máximo Lateral-2 FSI-1

## Deformación

En las figuras 4.108,4.109,4.110,4.111 se muestran las deformaciones en toda la geometría para cada uno de los modelos, tanto para la diástole como la sístole. Se observa que para los distintos modelos de pared, la estructura tiene un comportamiento similar en la manera de deformarse, variando en la magnitud de ésta.

Las mayores deformaciones se encuentran en el sector de la patología, deformándose en mayor medida donde ésta se encuentra y a su alrededor. El máximo para todas las estructuras se encuentran en la zona alta frontal.

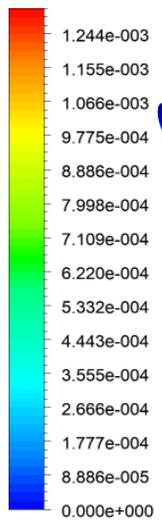
La deformación máxima entre todos los modelos se da en la sístole del caso de Valencia Lineal con un valor de 1,29 [mm]. El valor mínimo se da en el caso de Costalat con un valor de 0,826[mm]. En la tabla 4.27 se encuentra un resumen con los valores máximos y promedio de todos los modelos.

Estos valores se grafican en la figura 4.112, donde se pueden notar las diferencias entre los distintos modelos.

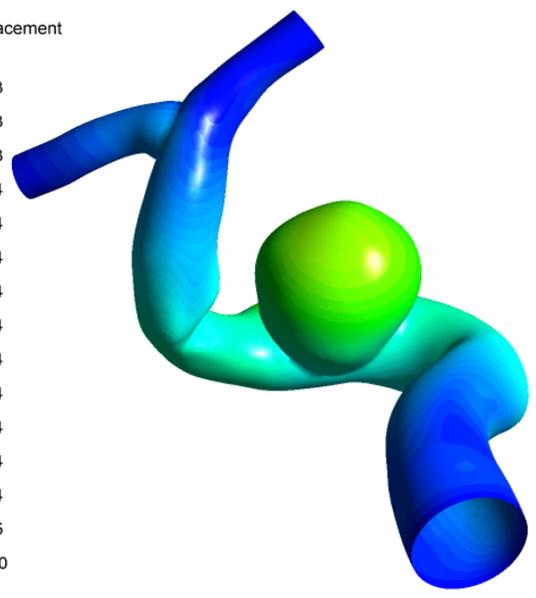
Tabla 4.27: Resumen Valores Deformación Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,919	0,560	1,29	0,953
Valencia	0,848	0,537	1,147	0,899
Costalat	0,826	0,541	1,031	0,856
Toth	0,937	0,565	1,31	0,963

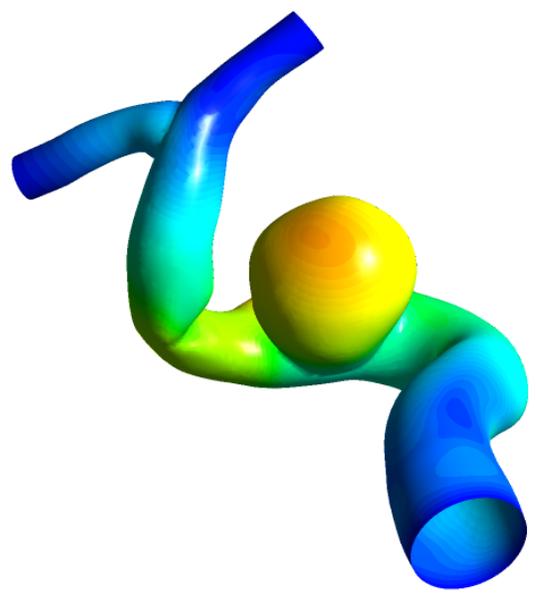
Total Mesh Displacement



[m]



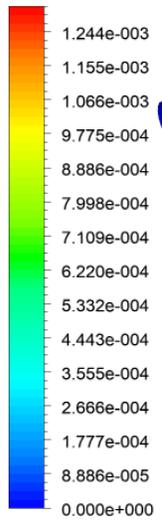
(a) Diástole 0,96s



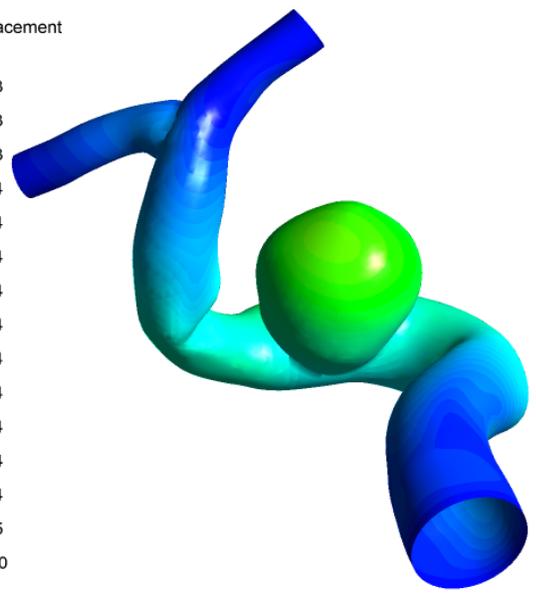
(b) Sístole 1,16s

Figura 4.108: Deformación Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2

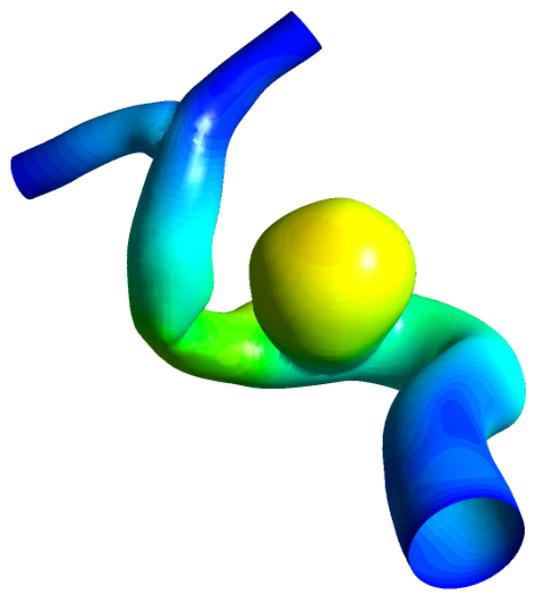
Total Mesh Displacement



[m]



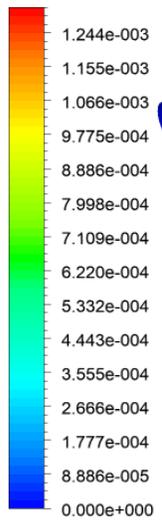
(a) Diástole 0,96s



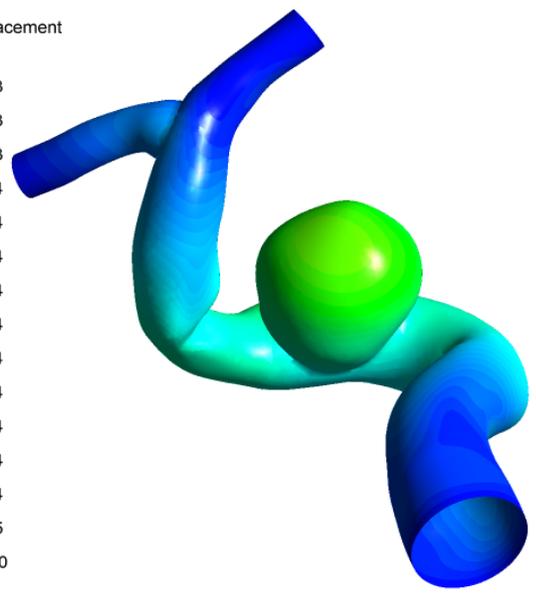
(b) Sístole 1,16s

Figura 4.109: Deformación Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2

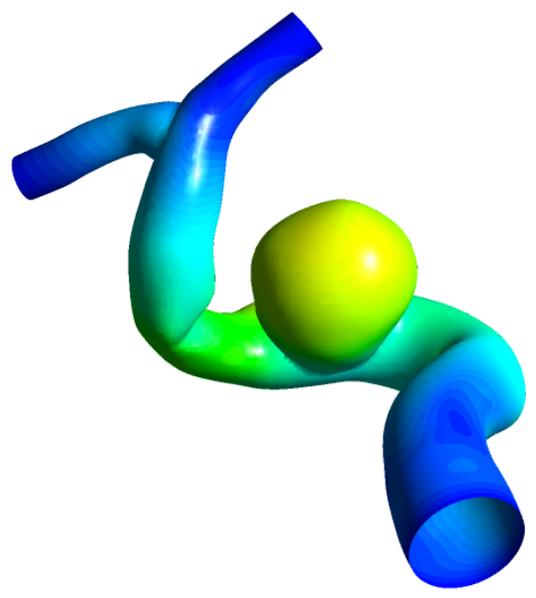
Total Mesh Displacement



[m]



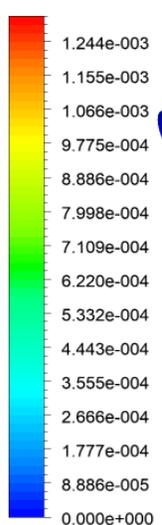
(a) Diástole 0,96s



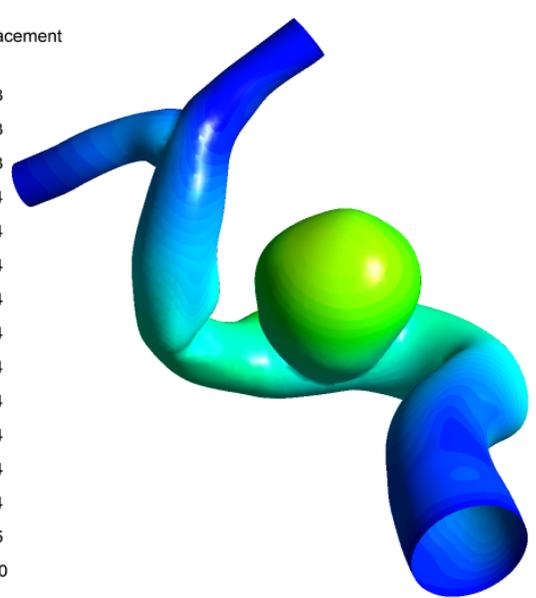
(b) Sístole 1,16s

Figura 4.110: Deformación Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2

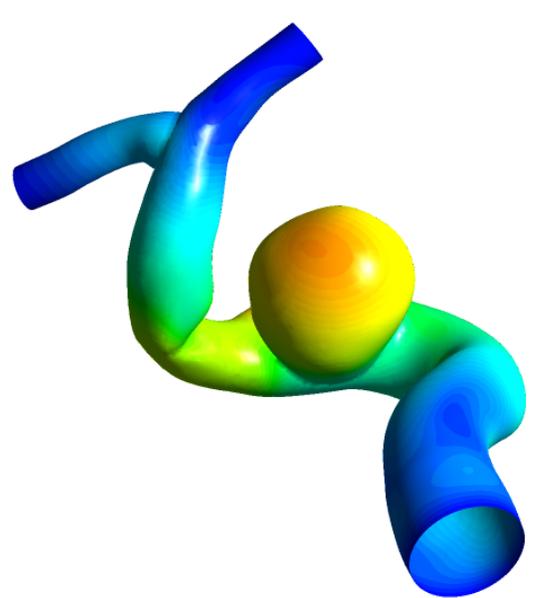
Total Mesh Displacement



[m]



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.111: Deformación Modelo Toth Lateral-2 FSI-2

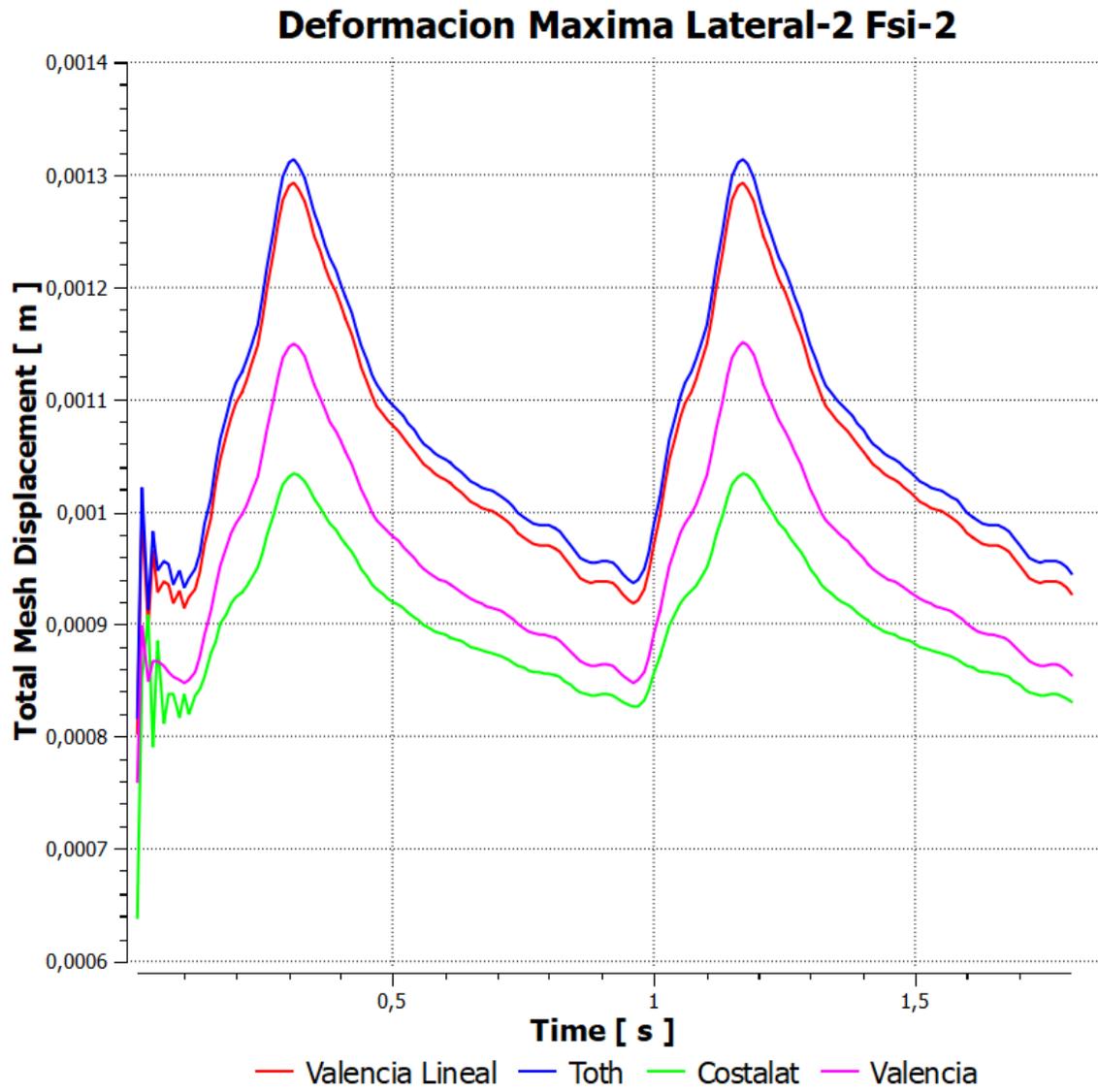


Figura 4.112: Gráfico deformación Máxima Lateral-2 FSI-2

## Esfuerzo de Von Mises

En las figuras 4.113, 4.114, 4.115, 4.116 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, el esfuerzo de Von Mises en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se observan polos de esfuerzos de Von Mises en toda la estructura, a diferencia de los casos Terminal-1 y Terminal-2.

En las figuras 4.117, 4.118, 4.119 se muestran en detalle el comportamiento de los esfuerzos de Von Mises específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.120, 4.121, 4.122. De estas imágenes, se ve que las 4 simulaciones se comportan de forma similar, con esfuerzos de gran magnitud alrededor de todo el cuello del aneurisma, pero focalizándose en 2 extremos.

En la tabla 4.28 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de los esfuerzos de Von Mises en el aneurisma para los 4 modelos. El máximo se encuentra en el modelo de Costalat con un valor de 567460 [Pa] en la sístole y el mínimo en el modelo de Toth con un valor de 226251 [Pa] en la diástole.

En la figura 4.123 se muestra un gráfico con la variación del esfuerzo de Von Mises máximo durante toda la simulación para los diferentes modelos.

Tabla 4.28: Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	234007	52038	351151	87414
Valencia	262557	52243	438461	90049
Costalat	341339	54400	567460	90979
Toth	226251	52891	341296	87082

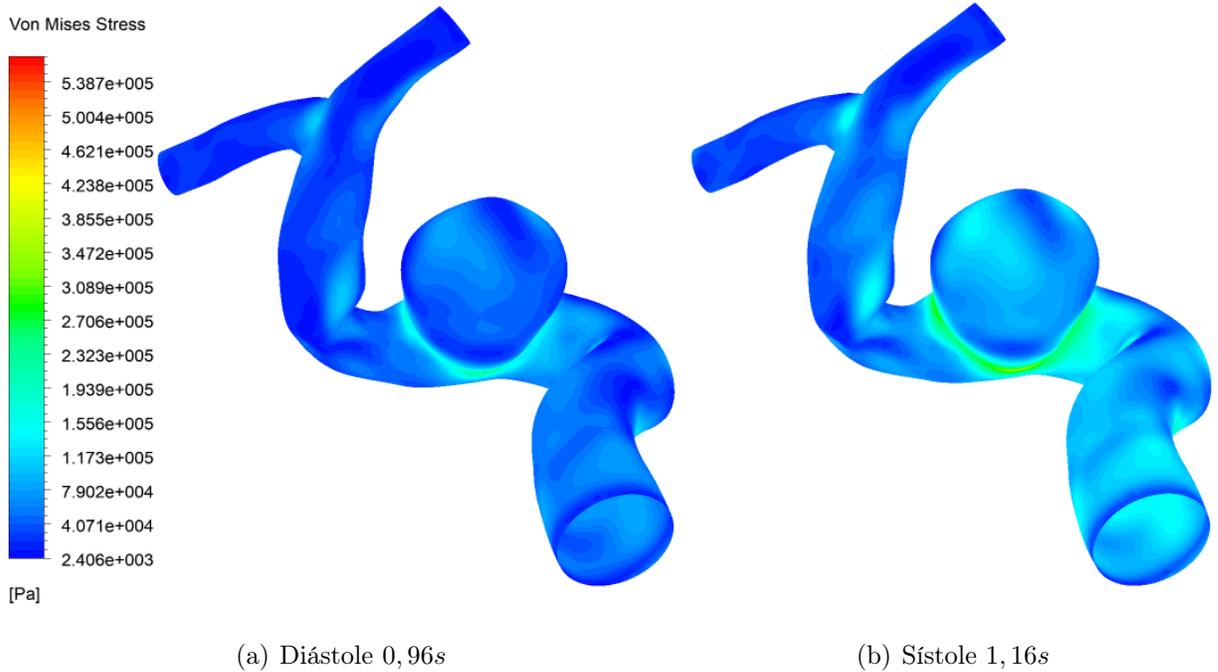


Figura 4.113: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Lateral-2 FSI-2

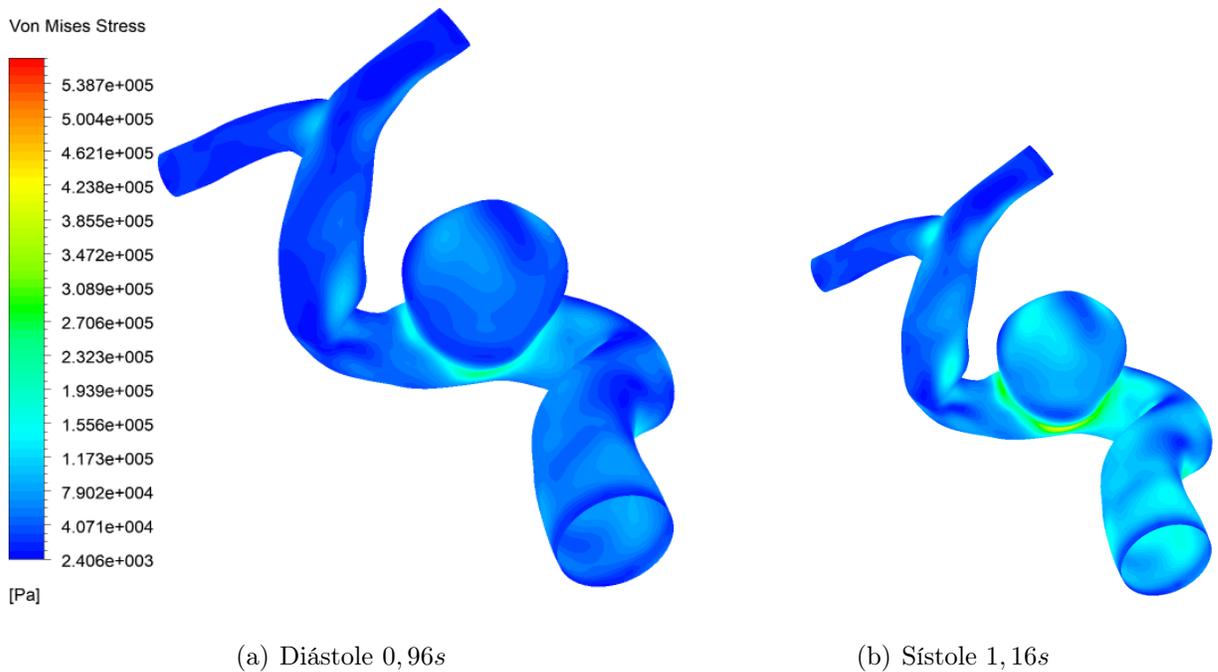


Figura 4.114: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lateral-2 FSI-2

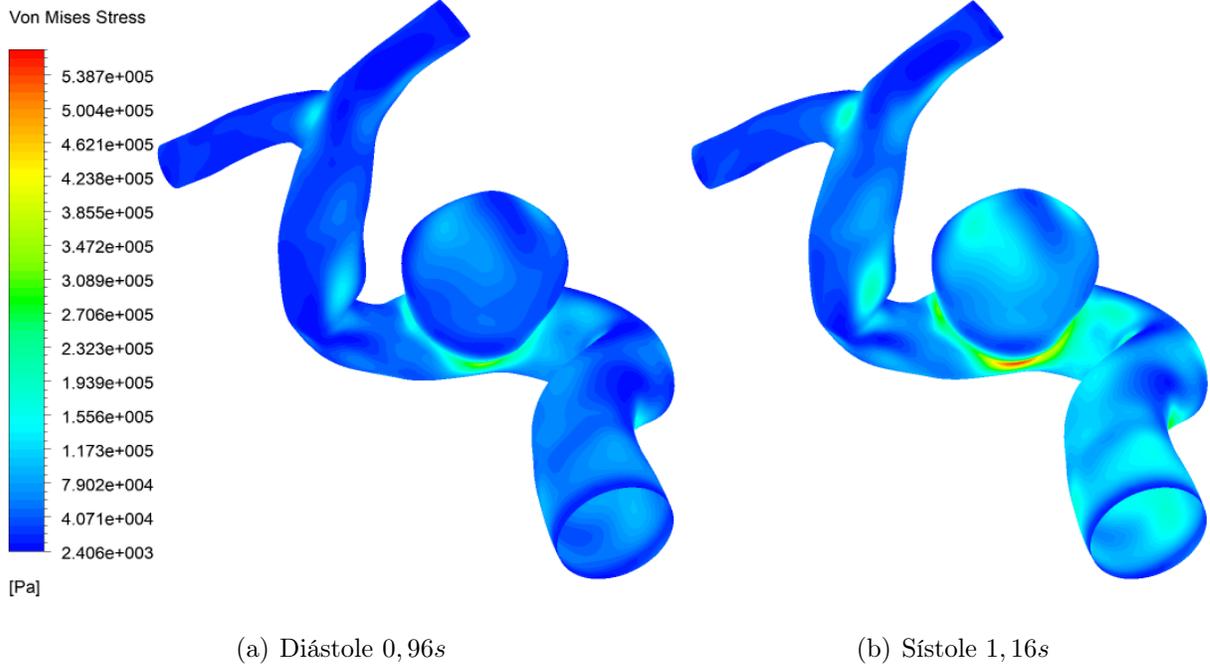


Figura 4.115: Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Lateral-2 FSI-2

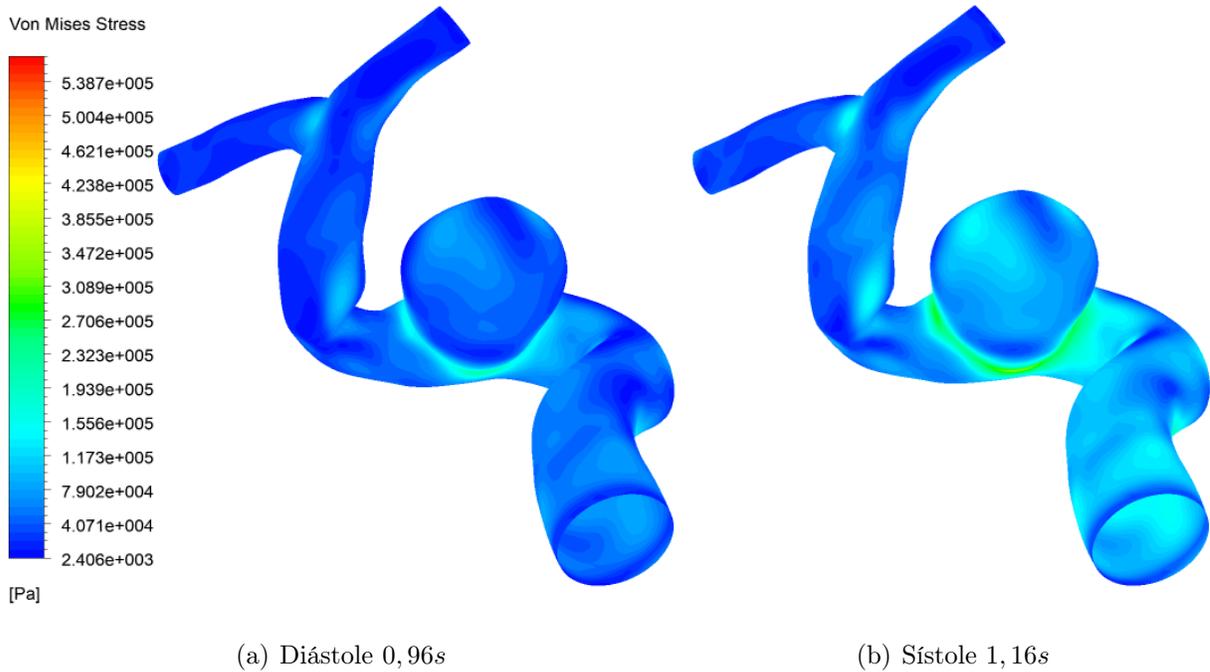


Figura 4.116: Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Lateral-2 FSI-2

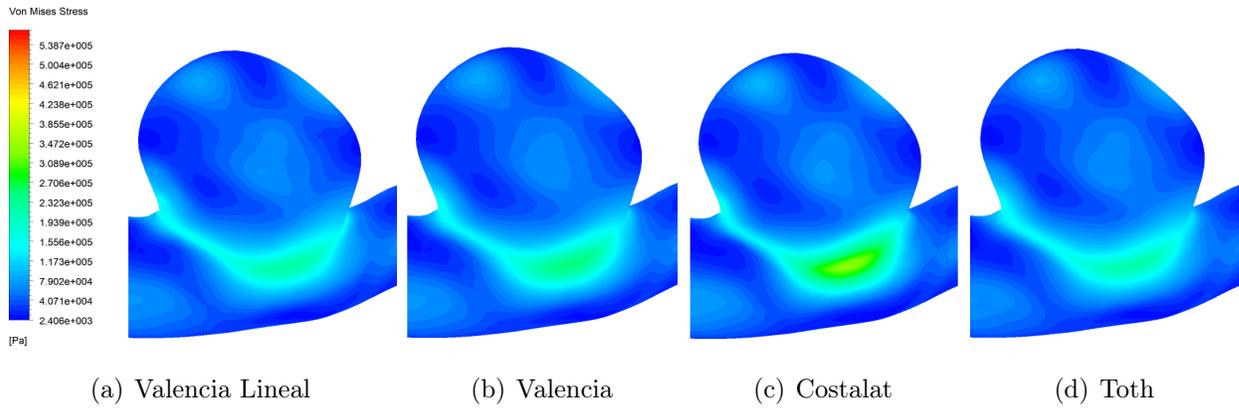


Figura 4.117: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Lateral-2 FSI-2

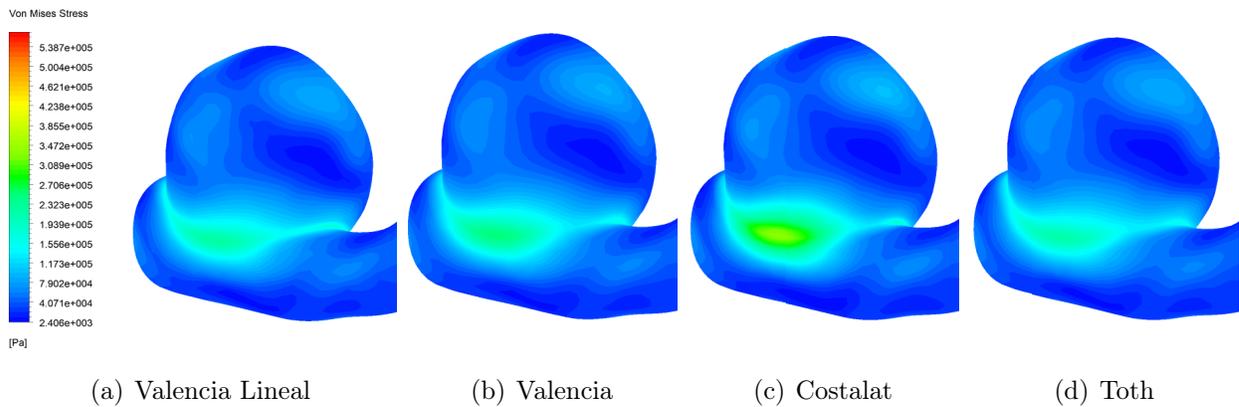


Figura 4.118: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Lateral-2 FSI-2

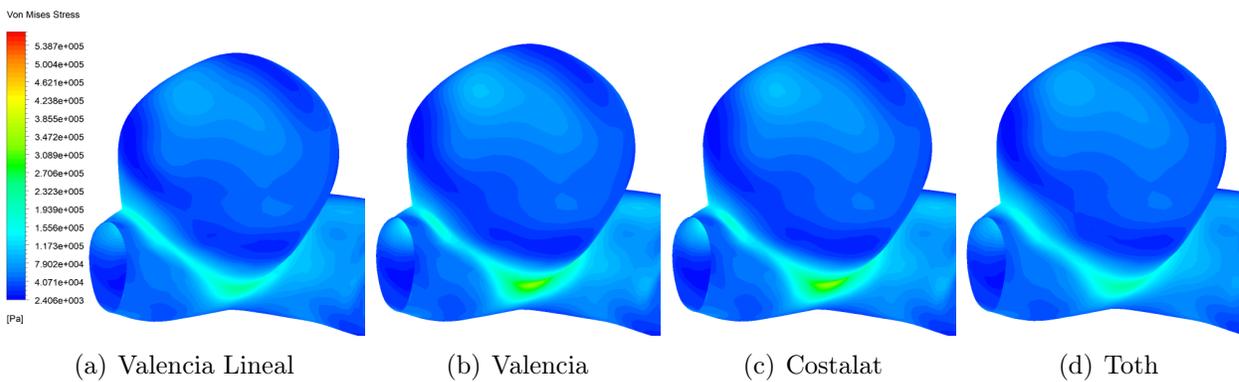


Figura 4.119: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Lateral-2 FSI-2

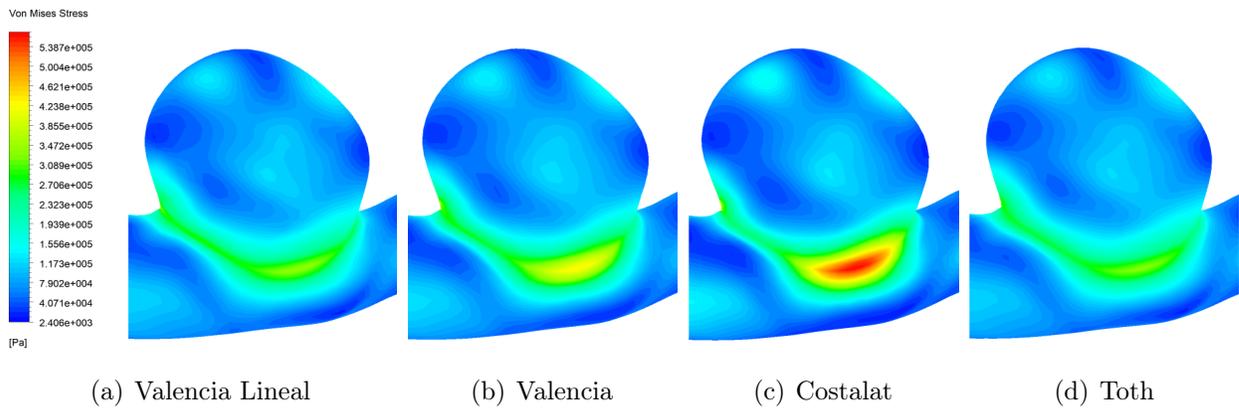


Figura 4.120: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Lateral-2 FSI-2

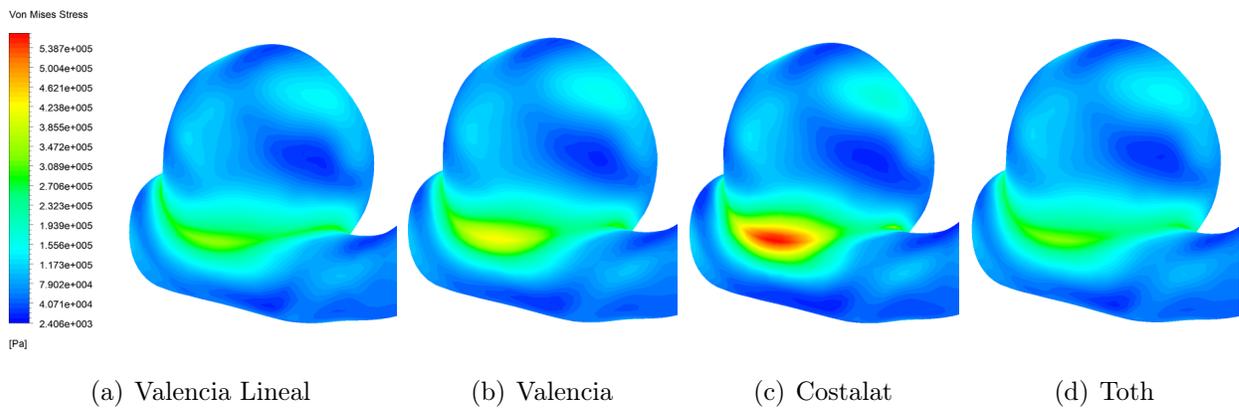


Figura 4.121: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Lateral-2 FSI-2

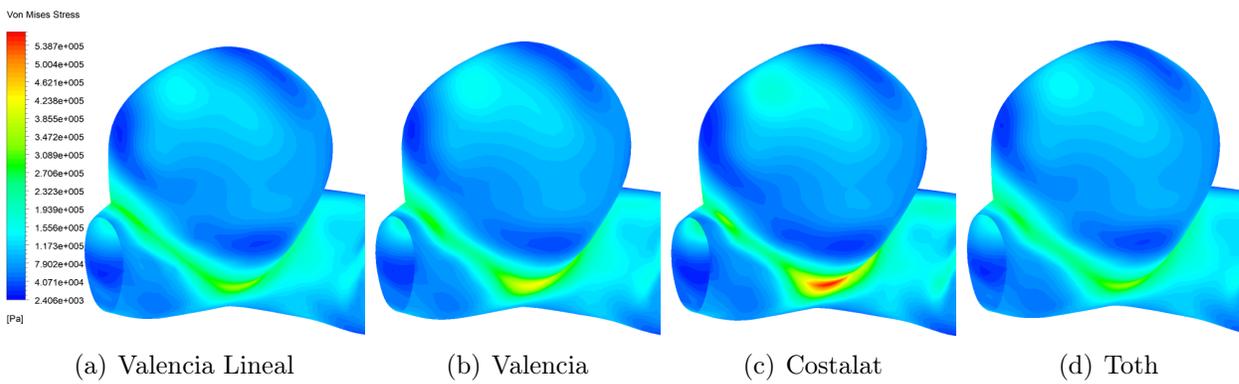


Figura 4.122: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Lateral-2 FSI-2

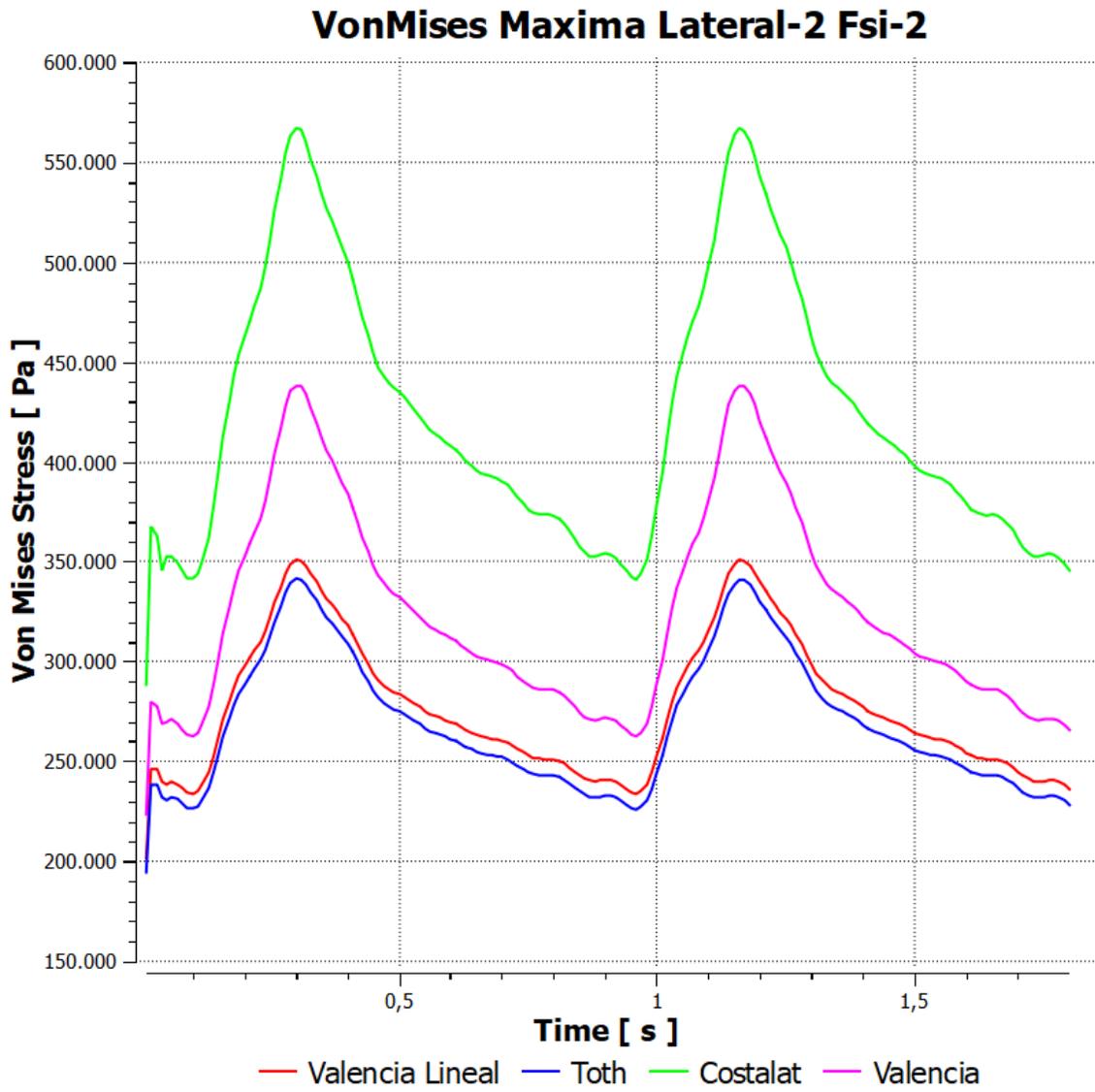


Figura 4.123: Gráfico Deformación Máxima Lateral-2 FSI-2

### 4.5.3. Comparación de Casos

En la siguiente sección se muestran tablas resúmenes para el caso Lateral-2 comparando las distintas simulaciones para las variables de interés. Se muestra en porcentaje las diferencias entre las simulaciones.

#### Presión Estática

En la tabla 4.29 se muestra como porcentaje la diferencia entre las presiones entre el caso pared rígida y FSI-2 (se normaliza tomando como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.29: Tabla Comparativa Presión Lateral-2 Pared rígida/FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-1,64 %	-1,14 %	-5,59 %	-2,11 %
Valencia	-1,55 %	-1,10 %	-5,47 %	-2,01 %
Costalat	-0,78 %	-0,22 %	-5,07 %	-1,56 %
Toth	-1,72 %	-1,23 %	-5,81 %	-2,34 %

En la tabla 4.30 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.30: Tabla Comparativa Presión Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	0,09 %	0,04 %	0,12 %	0,09 %
Costalat	0,87 %	0,94 %	0,55 %	0,56 %
Toth	-0,09 %	-0,09 %	-0,23 %	-0,23 %

## WSS

En la tabla 4.31 se muestra como porcentaje la diferencia entre los WSS entre el caso pared rígida y las simulaciones FSI-2 (se toma como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.31: Tabla Comparativa Presión Lateral-2 Pared rígida/FSI-1

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-32,23 %	-8,00 %	-27,68 %	-21,76 %
Valencia	-25,43 %	-9,20 %	-22,20 %	-8,91 %
Costalat	-27,51 %	-11,60 %	-20,15 %	-4,90 %
Toth	-32,49 %	-16,00 %	-28,33 %	-24,07 %

En la tabla 4.32 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.32: Tabla Comparativa WSS Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	10,04 %	-1,30 %	7,57 %	16,43 %
Costalat	6,97 %	-3,91 %	10,40 %	21,55 %
Toth	-0,38 %	-8,70 %	-0,91 %	-2,95 %

## Deformación

En la tabla 4.33 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para la deformación en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.33: Tabla Comparativa Deformación Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	-7,73 %	-4,11 %	-11,09 %	-5,67 %
Costalat	-10,12 %	-3,39 %	-20,08 %	-10,18 %
Toth	1,96 %	0,89 %	1,55 %	1,05 %

## Esfuerzo de Von Mises

En la tabla 4.34 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para los esfuerzos de Von Mises en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.34: Tabla Comparativa Deformación Lateral-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	12,20 %	0,39 %	24,86 %	3,01 %
Costalat	45,87 %	4,54 %	61,60 %	4,08 %
Toth	-3,31 %	1,64 %	-2,81 %	-0,38 %

## 4.6. Resultados Terminal-1

### 4.6.1. Pared Rígida

En esta sección se mostrarán los resultados considerando solamente las variables fluido dinámicas, es decir, con la pared rígida. Se mostrarán resultados de velocidad, presión y WSS para la geometría Terminal-1.

#### Velocidad

En las figuras 4.124 y 4.125 se muestra el campo de velocidad y líneas de flujo en toda la estructura para la sístole (0,96s) y la diástole (1,16s).

Se observa que, debido a la ubicación terminal del aneurisma, una gran cantidad del fluido no ingresa directamente al aneurisma, sino que alcanza a desviarse directamente a una de las salidas. El resto del fluido tiende a ingresar al aneurisma recirculando y escapando hacia la salida de la derecha.

Con respecto a la magnitud de la velocidad, ésta va aumentando a medida que el diámetro empieza a disminuir, hasta alcanzar su máximo a las salidas de la geometría (diámetros menores de la geometría).

El campo de velocidad muestra cómo el fluido aumenta su velocidad mientras va ingresando al aneurisma, atribuible a la aceleración que sufre la sangre a medida que se acerca a las salidas y al fenómeno de recirculación que se genera al interior del aneurisma.

En la figura 4.126 se muestran los vectores de velocidad de un plano medio del aneurisma, donde se puede ver la recirculación de la sangre al interior de la patología.

En las tablas 4.35 se muestra un resumen de los valores de velocidad y caudal para la entrada y las salidas de la geometría.

Tabla 4.35: Resumen Velocidad y Caudal Terminal-1 Pared Rígida

Tiempo	0,96 s			1,16 s		
	Entrada	Salida 1	Salida 2	Entrada	Salida 1	Salida 2
Velocidad Máxima [ <i>m/s</i> ]	0,498	1,140	1,040	1,210	2,530	2,320
Velocidad Promedio [ <i>m/s</i> ]	0,253	0,700	0,680	0,645	1,710	1,680
Caudal [ <i>kg/s</i> ]	0,001	-0,001	-0,001	0,004	-0,002	-0,001

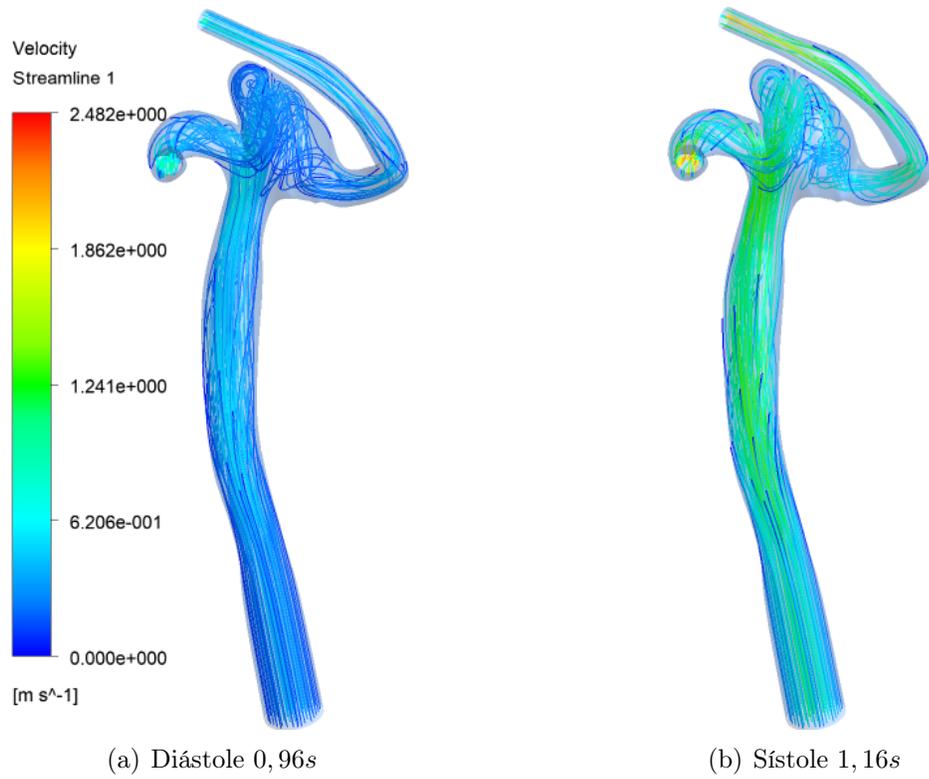


Figura 4.124: Líneas De Flujo Terminal-1 Pared Rígida

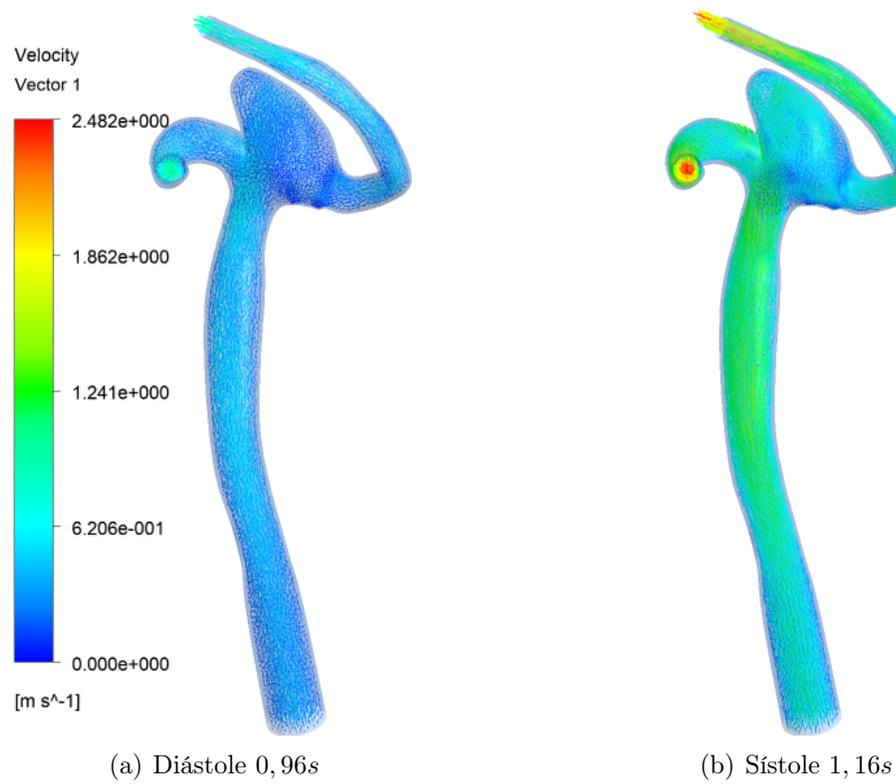
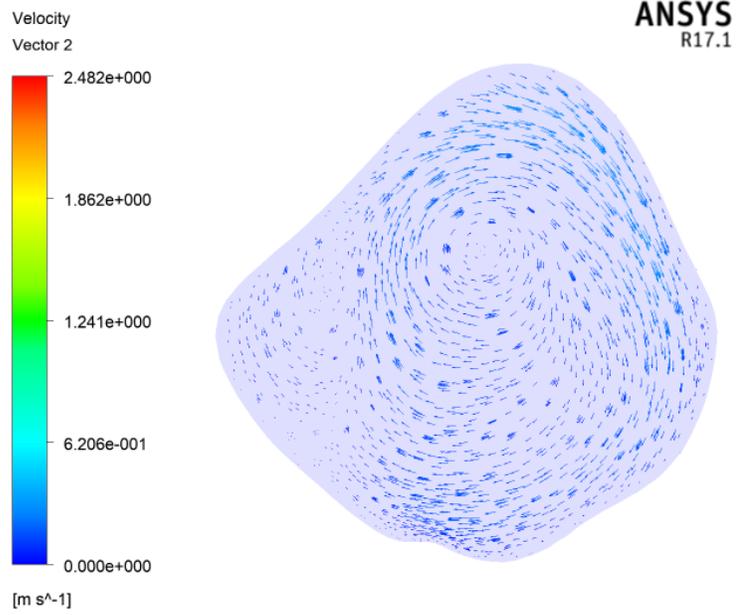
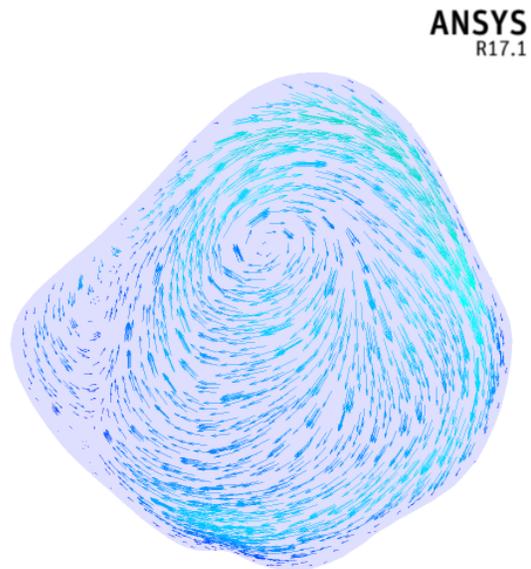


Figura 4.125: Campo de Velocidad Terminal-1 Pared Rígida



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.126: Recirculación fluido Terminal-1

## Presión Estática

En las figuras 4.127 y 4.128 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, la presión en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. De los resultados obtenidos se puede ver cómo la presión máxima se alcanza en la entrada de la geometría, disminuyendo a medida que se acerca la salida.

De la figura 4.128 se puede ver que tanto para la sístole como para la diástole la presión en el aneurisma es bastante uniforme, aumentando en la corona debido al impacto de forma normal que la sangre tiene en este sector.

El aneurisma posee una presión mayor a las que se encuentran en las zonas arteriales que se dirigen a las salidas, esto atribuible a las condiciones de borde impuestas que generan este fenómeno, pero también a la recirculación que se genera en el sector que aumenta levemente la presión.

En la figura 4.129 se grafica la presión máxima en el aneurisma y el promedio de ésta, donde se observa la baja diferencia durante todo el latido cardíaco.

En la tabla 4.36 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma y la geometría completa.

Tabla 4.36: Resumen Presión Terminal-1 Pared Rígida Diástole

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
Presión Máxima [ $Pa$ ]	11236	11193	17625	18084
Presión Promedio [ $Pa$ ]	11138	11417	17033	16743

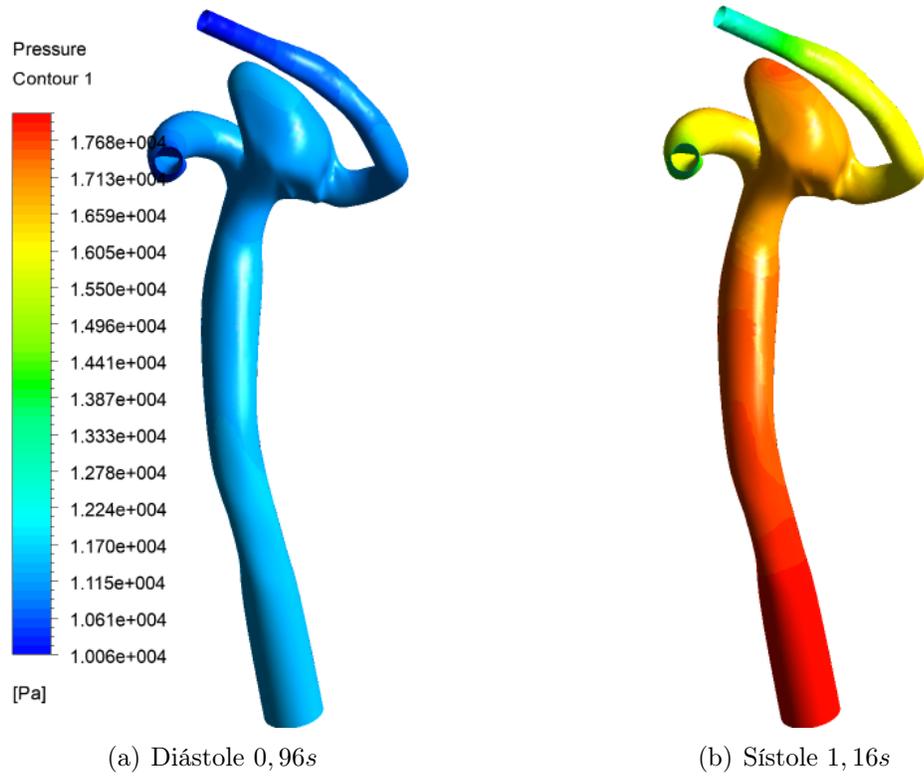


Figura 4.127: Presión Terminal-1 Pared Rígida Vista General

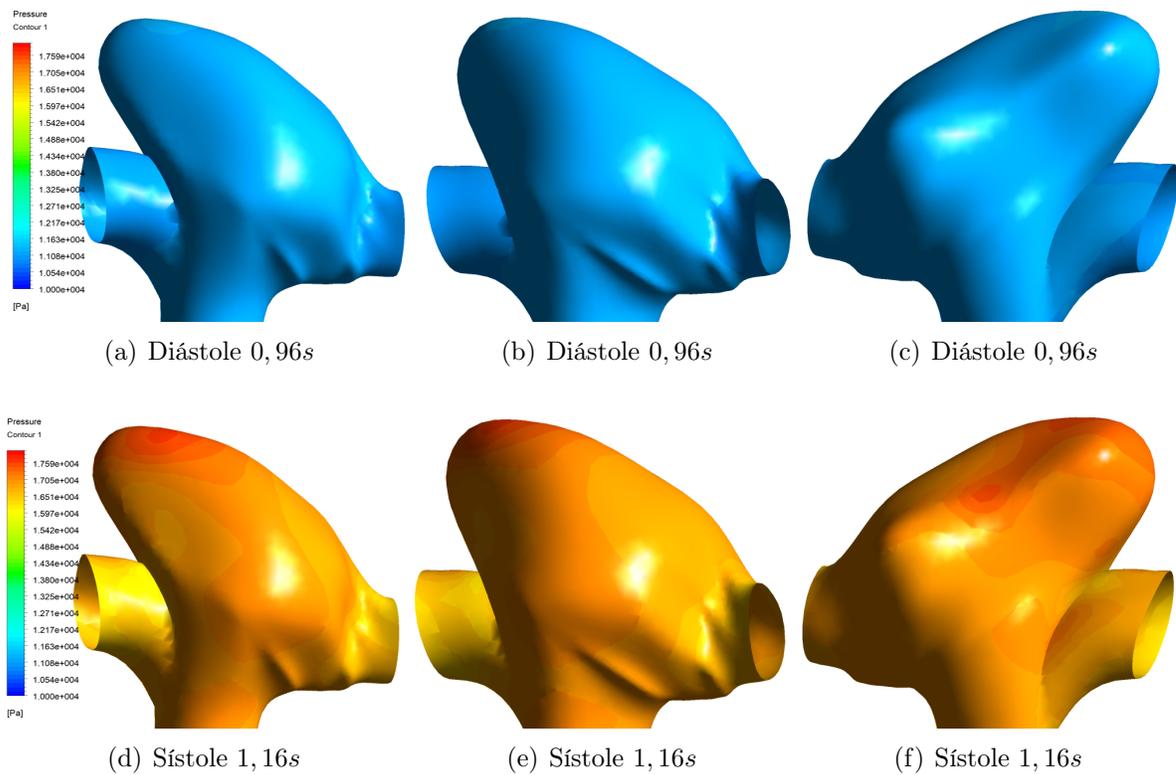


Figura 4.128: Presión Terminal-1 Pared Rígida Vista Trasera

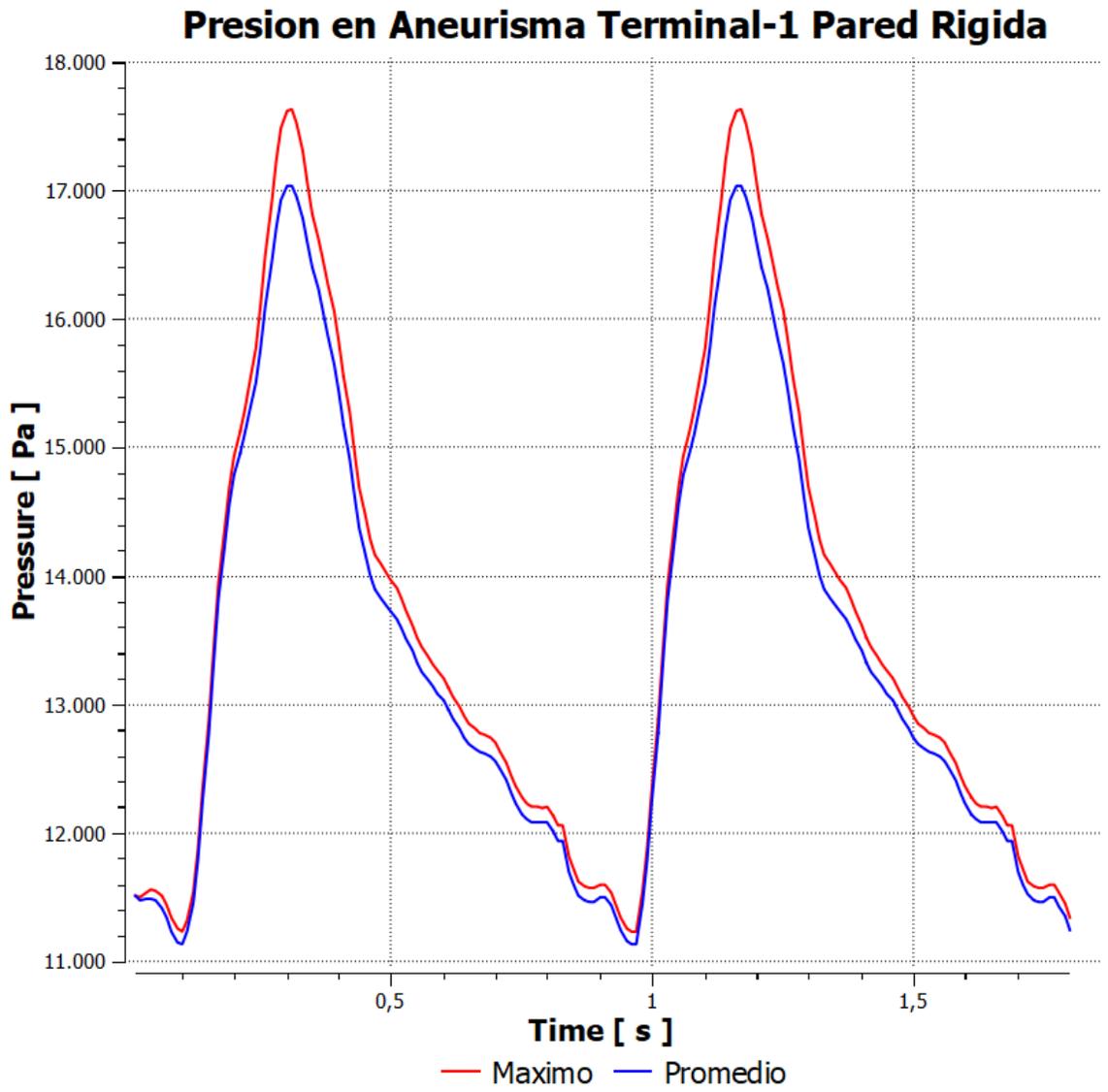


Figura 4.129: Gráfico Presión Terminal-1 Pared Rígida

## WSS

En las figuras 4.130 y 4.131 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, los WSS en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. Se puede observar cómo los esfuerzos de corte son mayores en las zonas donde la arteria disminuye en tamaño.

Con respecto al aneurisma, se observa que en este caso al no haber cuello claro no se encuentran sectores específicamente altos de WSS donde se origina el aneurisma (a diferencia de los casos Lateral-1 y Lateral-2), sino que más bien se ubican en una de las salidas del aneurisma (en este caso particular, el izquierdo, según las figuras mostradas). Se observa que los valores altos ubicados en el domo coinciden con los lugares donde la sangre presenta mayores velocidades (Ver figura 4.124).

En la tabla 4.37 se muestra un resumen de los valores de los WSS tanto para la geometría completa como para el aneurisma en particular.

En la figura 4.132 se grafica el comportamiento de los WSS con respecto al tiempo en el aneurisma, mostrándose el valor máximo y el valor promedio. Como es esperado, éstas van aumentando desde el tiempo 0,96 hasta llegar a su máximo en el segundo 1,16.

Tabla 4.37: Resumen WSS Terminal-1 Pared Rígida Diástole

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
WSS Máximo [ $Pa$ ]	25,2	33,8	89,3	127,6
WSS Promedio [ $Pa$ ]	4,7	8,0	10,8	26,2

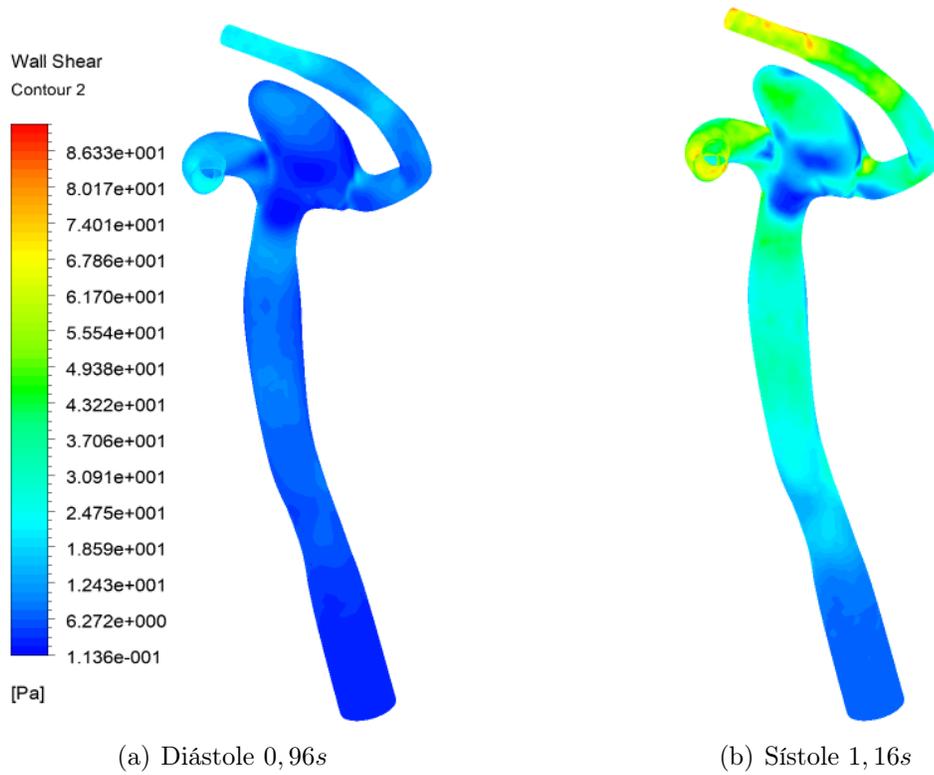


Figura 4.130: WSS Terminal-1 Pared Rígida Vista General

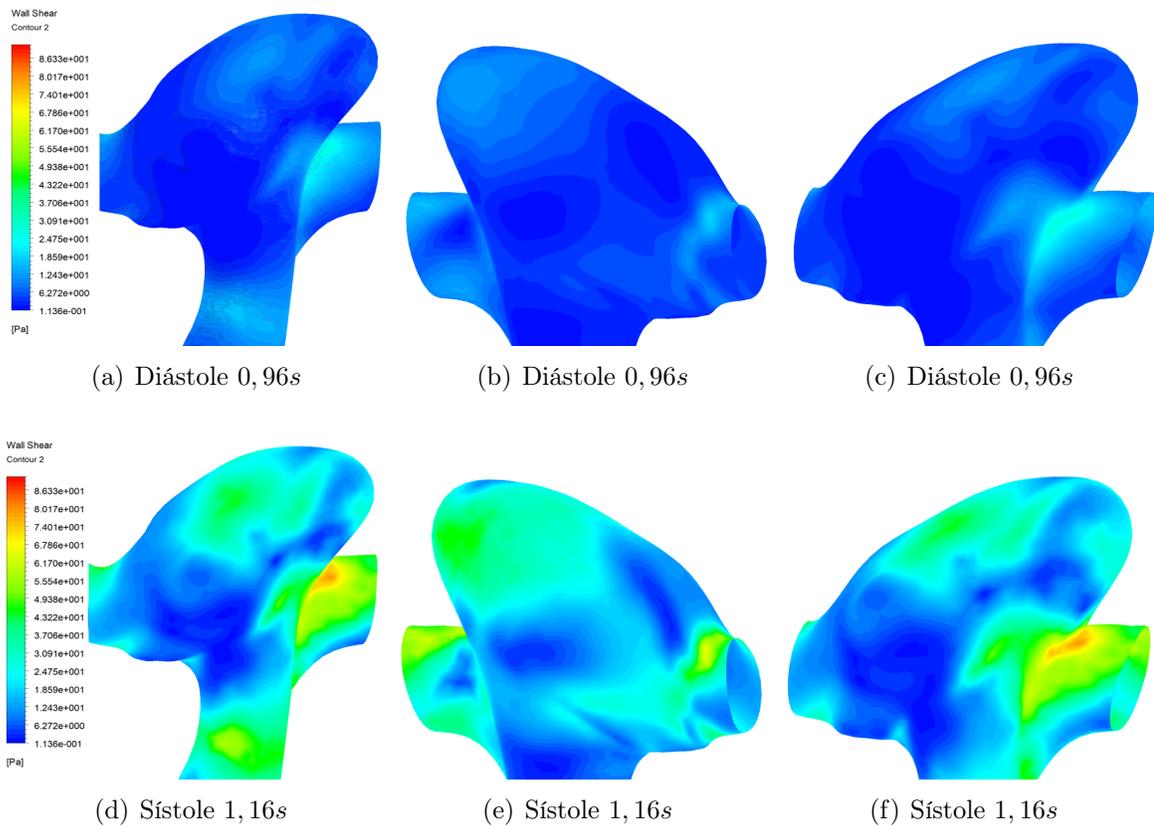


Figura 4.131: WSS Terminal-1 Pared Rígida Vista Aneurisma

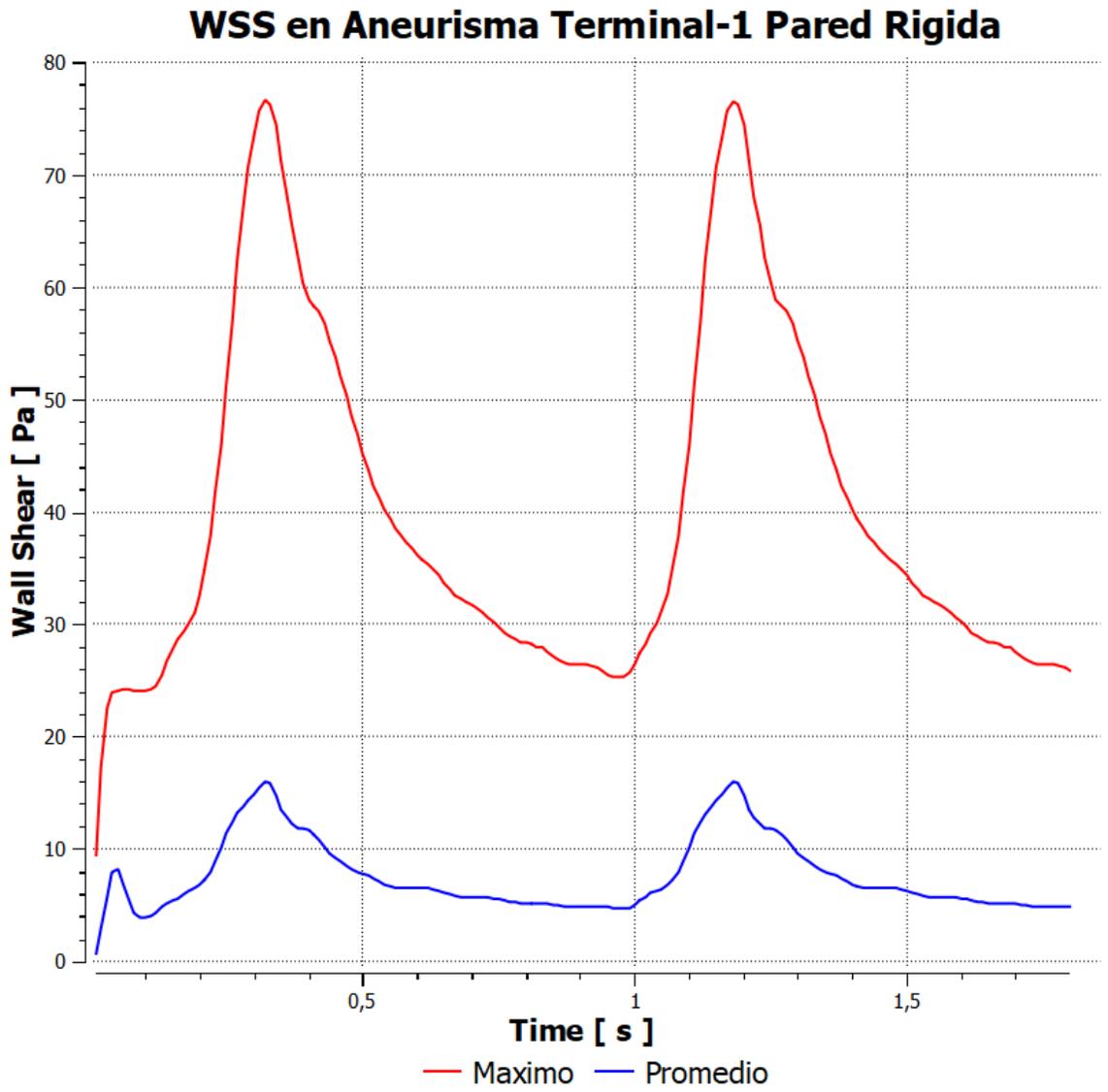


Figura 4.132: Gráfico Presión Terminal-1 Pared Rígida

## 4.6.2. FSI-2

En la siguiente sección se detallan los resultados de simulaciones FSI de dos caminos para la geometría Terminal-1. Específicamente se presentan los resultados de presión, WSS, deformación y esfuerzo de Von Mises para los 4 modelos de pared: Contente Lineal, Contente, Costalat, Toth. (Ver antecedentes)

### Presión Estática

En las figuras 4.133, 4.134, 4.135, 4.136 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, la presión en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Al igual que en todas las simulaciones la presión es máxima en la entrada y empieza a descender a medida que el flujo se acerca a las salidas.

En las figuras 4.137, 4.138, 4.139 se muestra en detalle el comportamiento de la presión, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.140, 4.141, 4.142. En ellas se observa que el aneurisma presenta una distribución de presión uniforme, con un leve aumento que en la parte final (corona) con respecto al resto, lo cual es debido a la colisión de la sangre en el sector.

En la tabla 4.38 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo en el aneurisma para los 4 modelos se da en la sístole del modelo de Valencia Lineal con un valor de 14568 [Pa], y el valor mínimo es de 11197 [Pa] para el modelo de Costalat en la diástole.

En la figura 4.143 se grafica el comportamiento del valor máximo de la presión de forma comparativa entre todos los modelos, donde se observa la mínima diferencia durante toda la simulación.

Tabla 4.38: Resumen Valores Presión Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	11204	11075	17451	16780
Valencia	11206	11082	17468	16824
Costalat	11205	11080	17470	16847
Toth	11197	11080	17400	16736

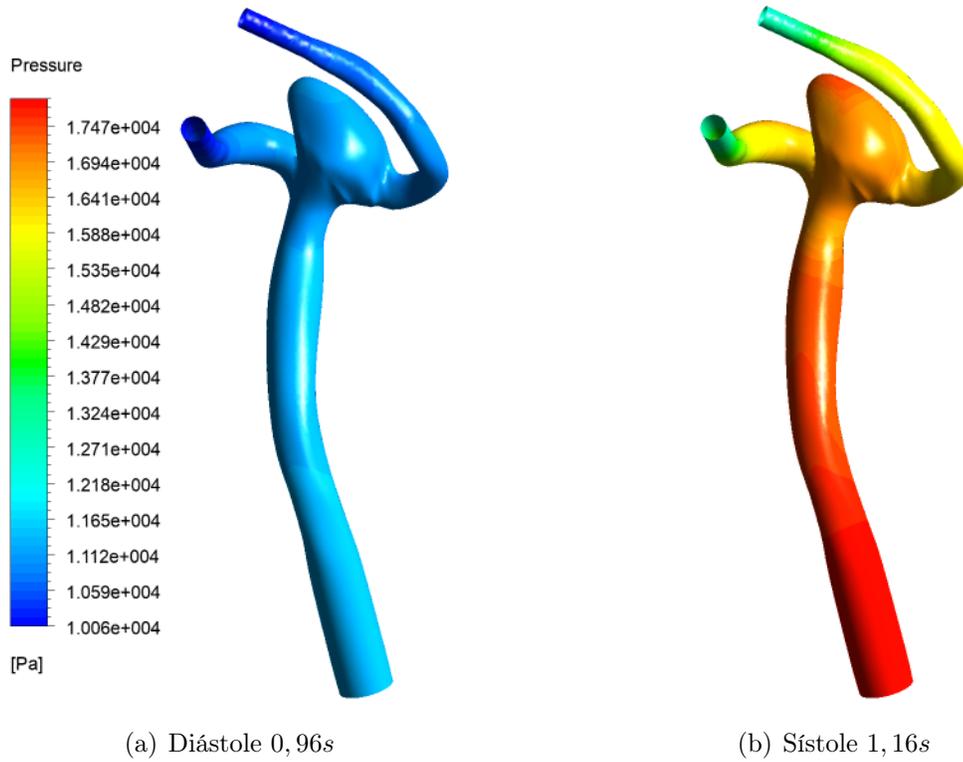


Figura 4.133: Presión Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2

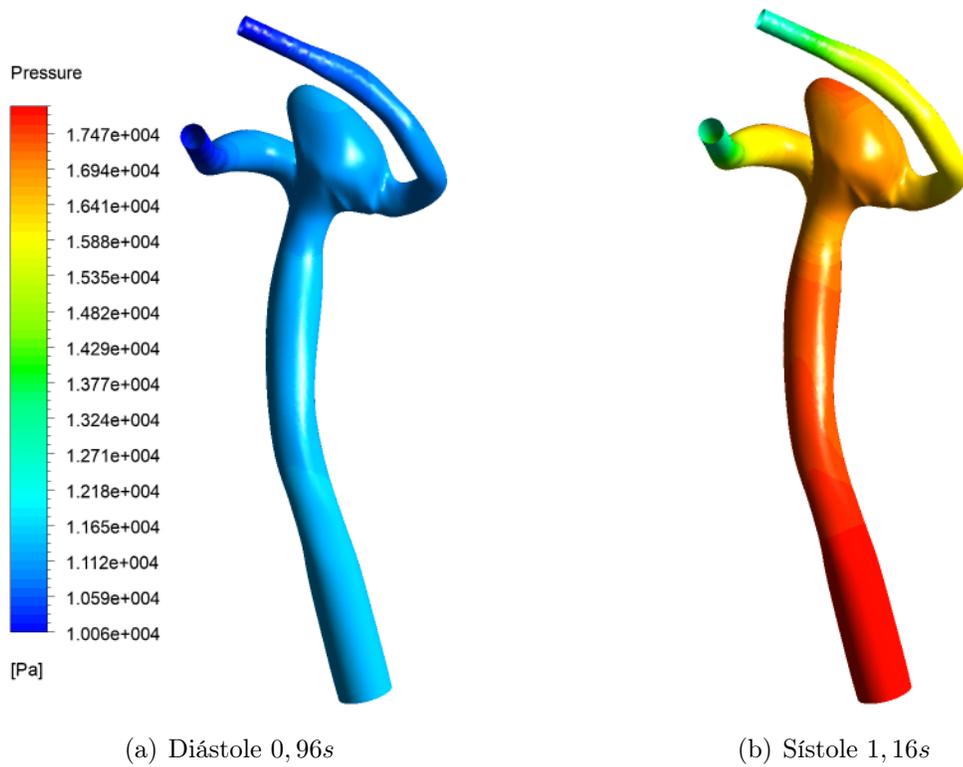


Figura 4.134: Presión Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2

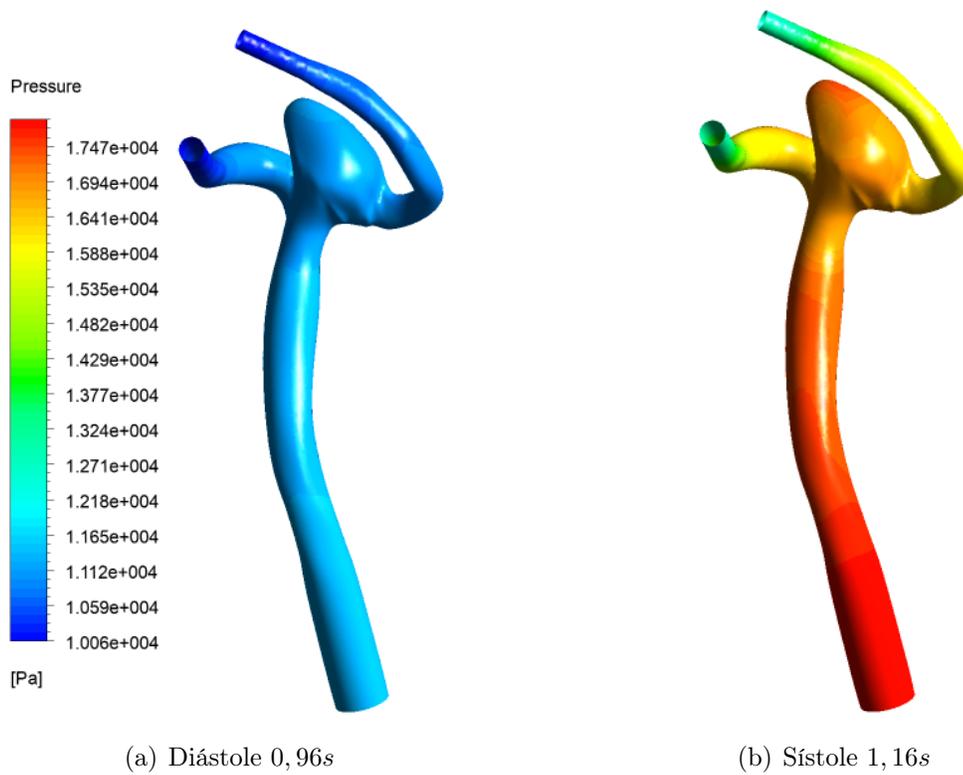


Figura 4.135: Presión Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2

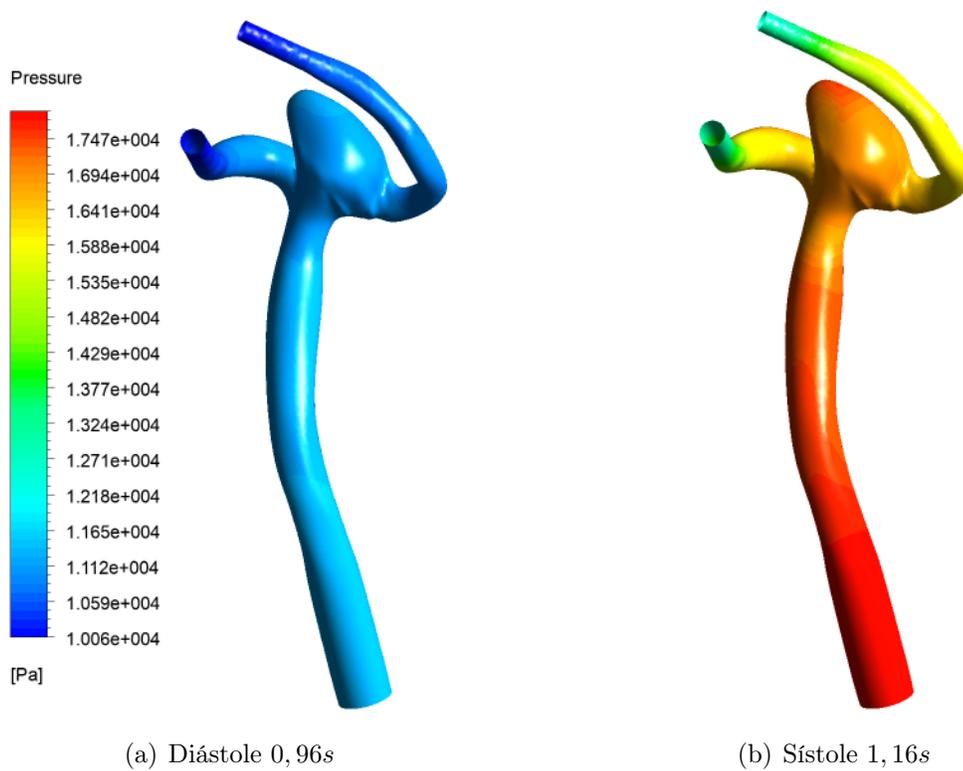


Figura 4.136: Presión Modelo Toth Terminal-1 FSI-2

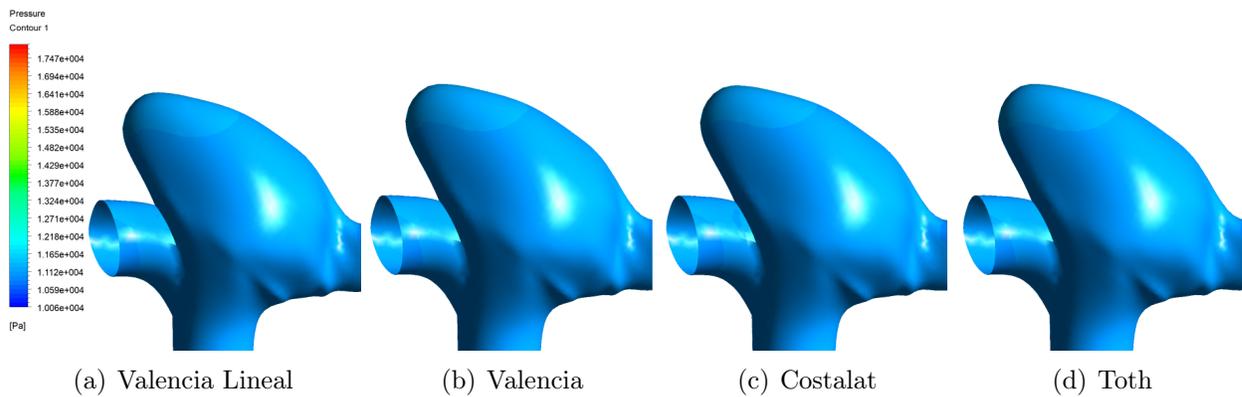


Figura 4.137: Presión Vista 1 Diástole Terminal-1 FSI-2

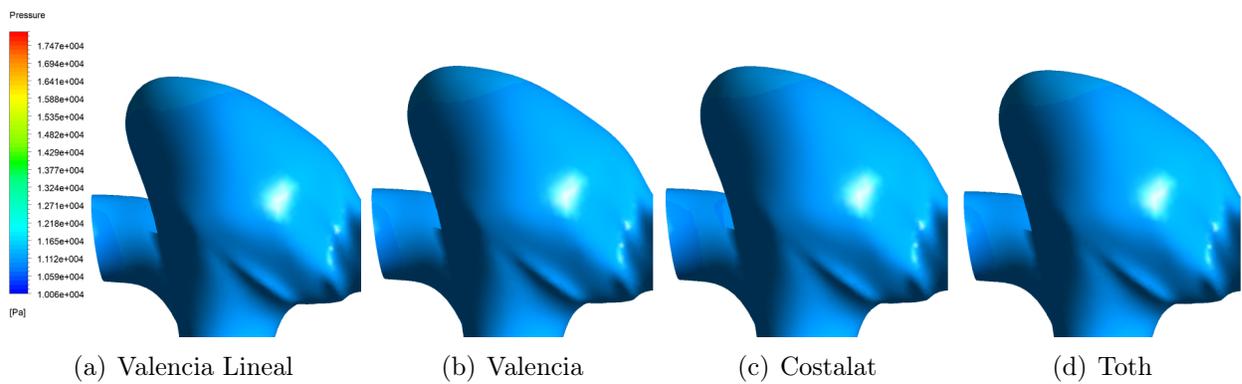


Figura 4.138: Presión Vista 2 Diástole Terminal-1 FSI-2

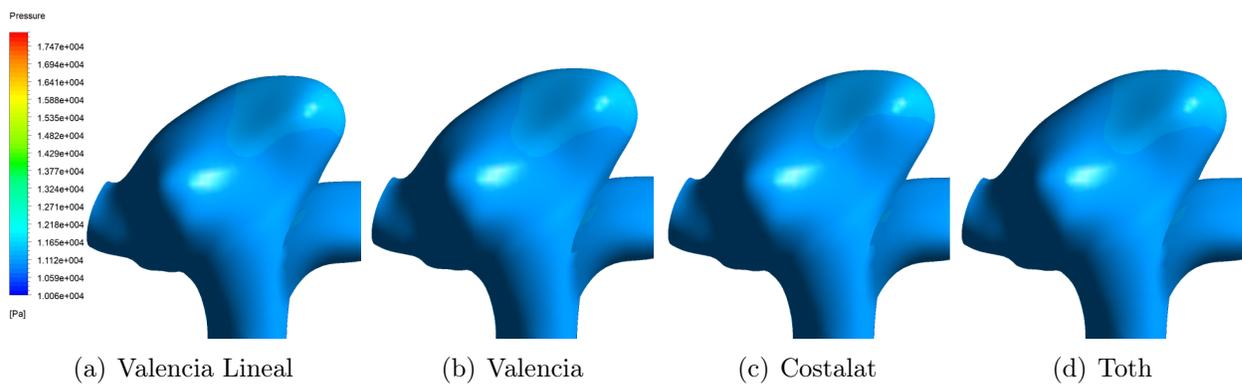


Figura 4.139: Presión Vista 3 Diástole Terminal-1 FSI-2

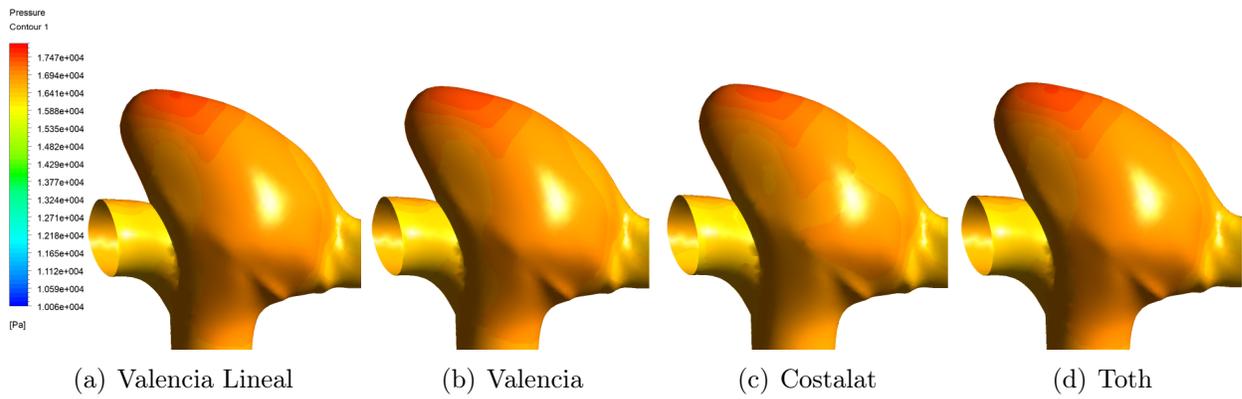


Figura 4.140: Presión Vista 1 Sístole Terminal-1 FSI-2

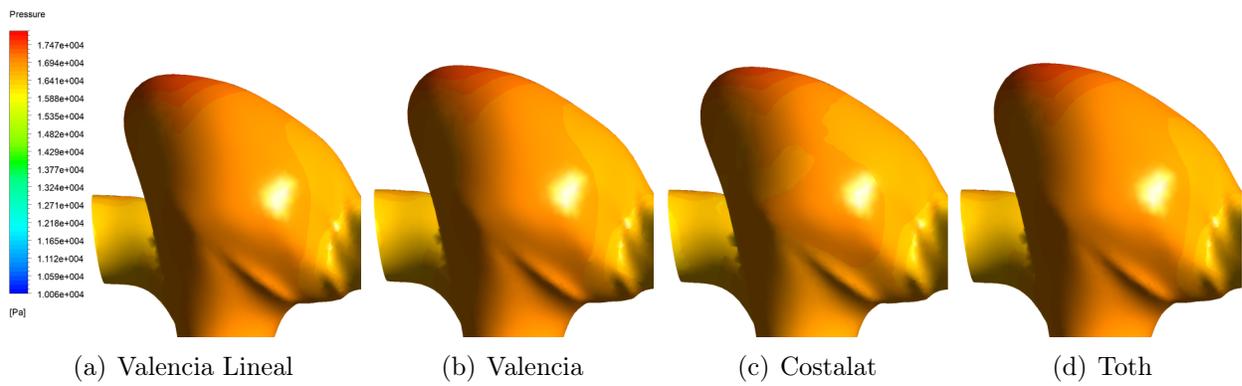


Figura 4.141: Presión Vista 2 Sístole Terminal-1 FSI-2

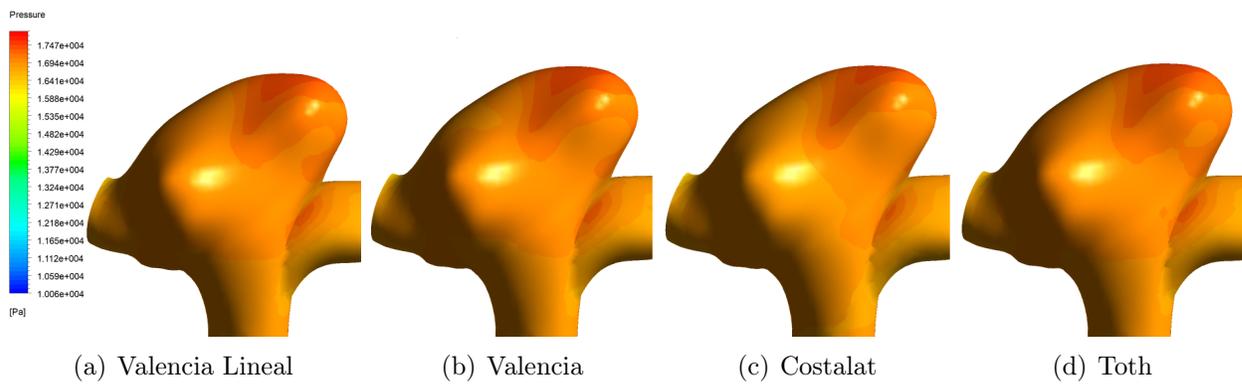


Figura 4.142: Presión Vista 3 Sístole Terminal-1 FSI-2

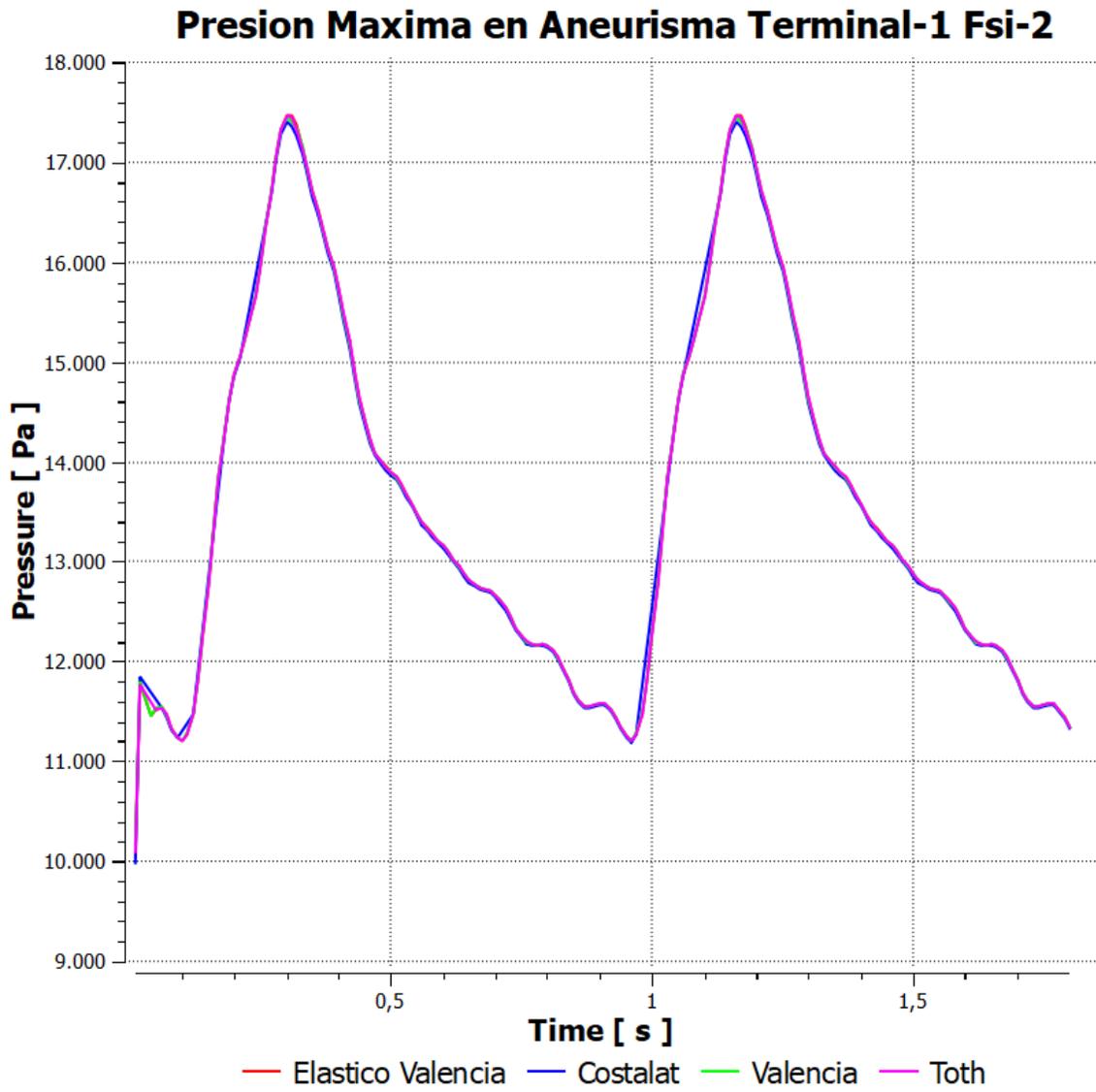


Figura 4.143: Gráfico Deformación Máxima Terminal-1 FSI-1

## WSS

En las figuras 4.144, 4.145, 4.146, 4.147 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, los WSS en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se puede observar que presentan un comportamiento muy similar con respecto a su simulación de pared rígida.

En las figuras 4.148, 4.149, 4.150 se muestra en detalle el comportamiento de los WSS específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.151, 4.152, 4.153. Se observa que sin la existencia de un cuello (como en los casos Lateral-1 y Lateral-1), los mayores esfuerzos en el aneurisma no se encuentran localizados especialmente en el origen de éste, si no más bien a la salida del aneurisma. De todas formas se encuentran WSS altos, donde la sangre presenta mayores velocidades.

En la tabla 4.39 se muestra un resumen de los valores WSS máximos y promedios en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo lo alcanza el modelo de Costalat con un valor de 74,48 [Pa] en la sístole y el mínimo lo obtiene Valencia Lineal con un valor de 21,06 [Pa] en la diástole.

Estos valores se grafican en la figura 4.154, donde además se pueden notar las bajas diferencias entre los diferentes modelos.

Tabla 4.39: Resumen Valores WSS Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	21,06	3,80	72,01	8,71
Valencia	23,85	3,93	73,41	9,74
Costalat	23,96	3,90	74,48	9,76
Toth	21,69	3,82	71,61	8,9

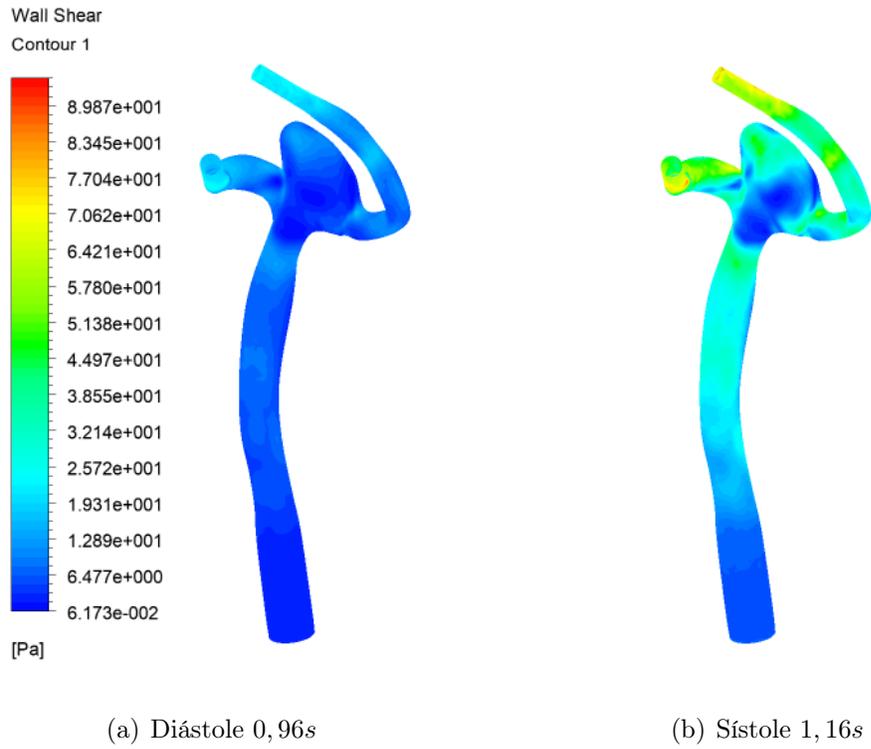


Figura 4.144: WSS Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2

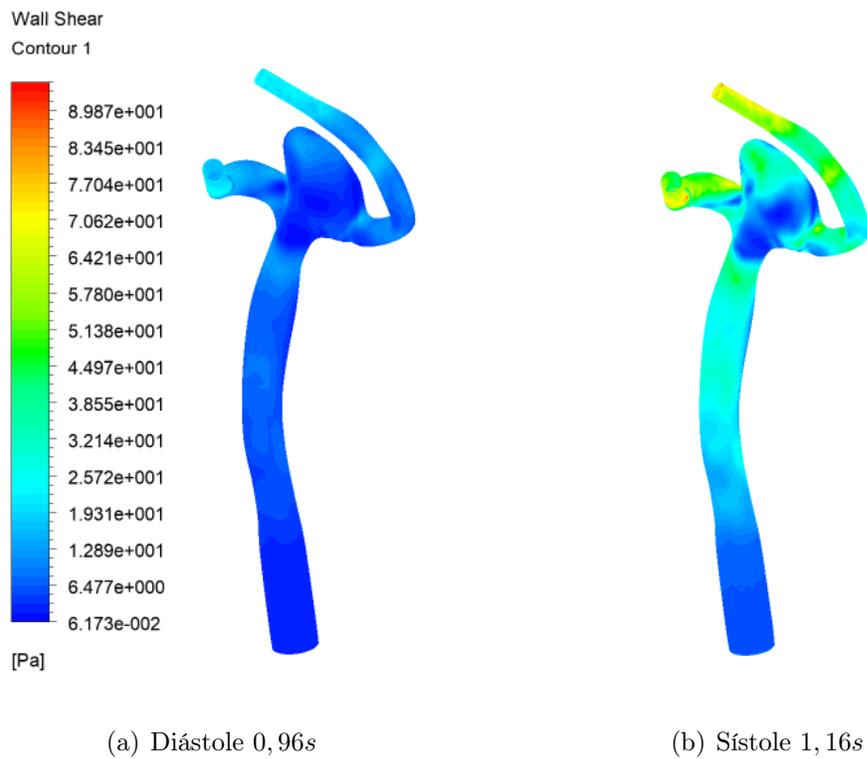


Figura 4.145: WSS Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2

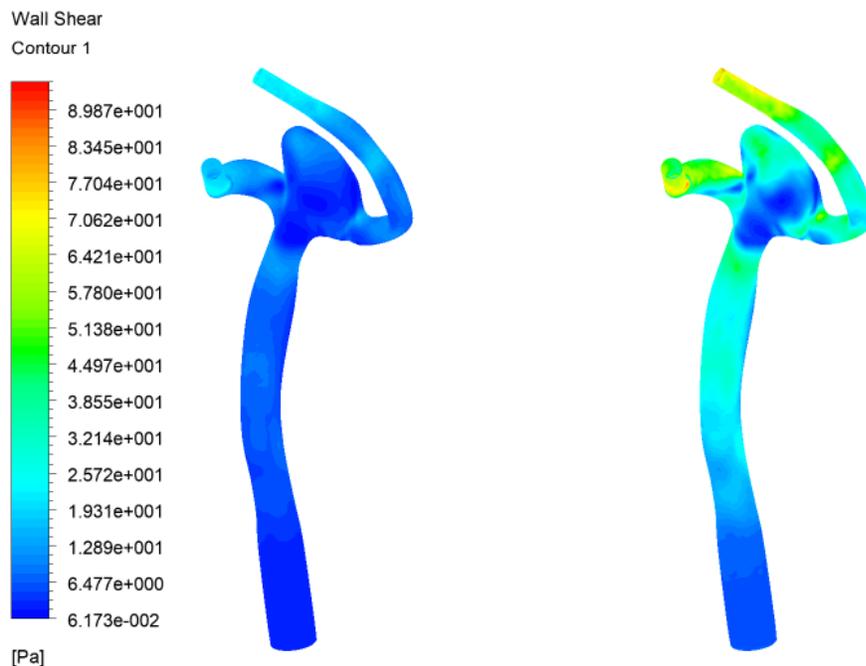


Figura 4.146: WSS Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2

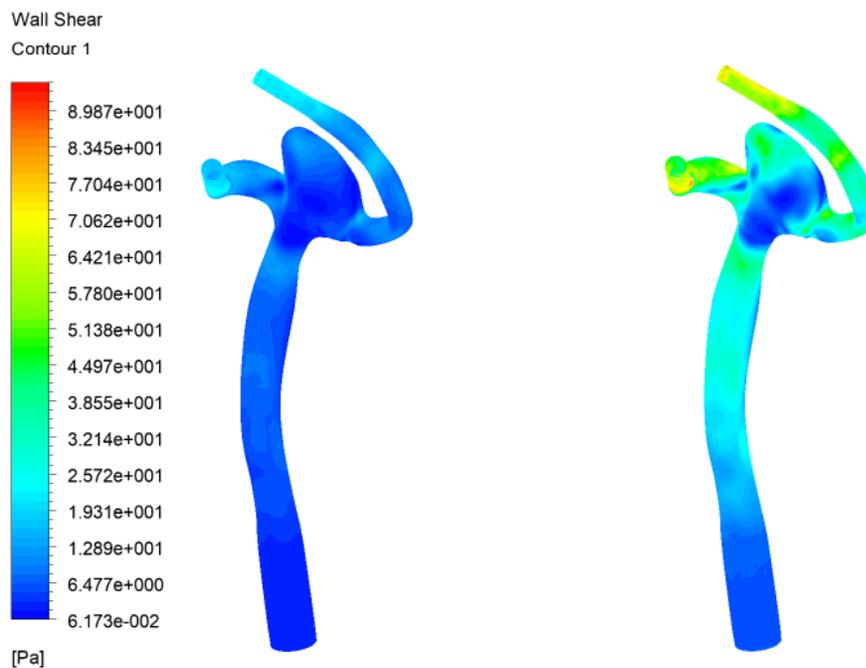


Figura 4.147: WSS Modelo Toth Terminal-1 FSI-2

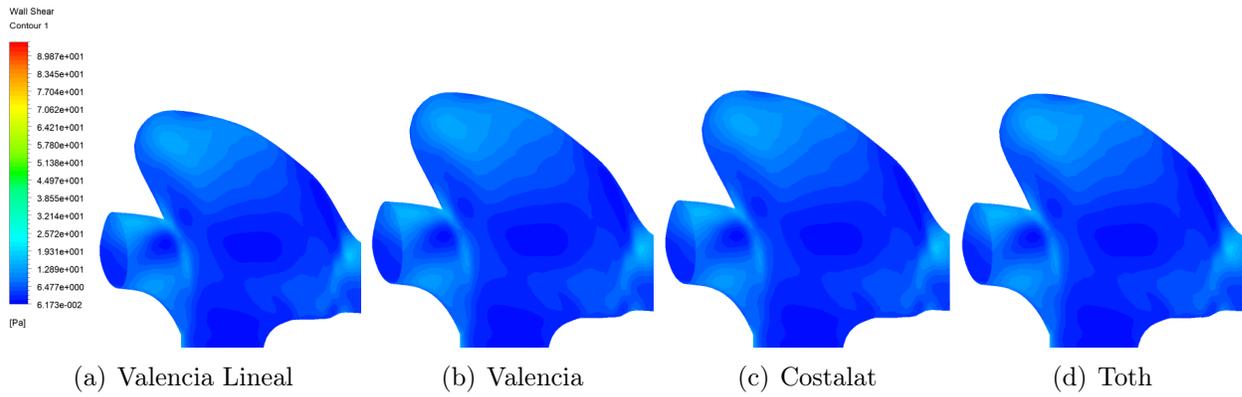


Figura 4.148: WSS Vista 1 Diástole Terminal-1 FSI-2

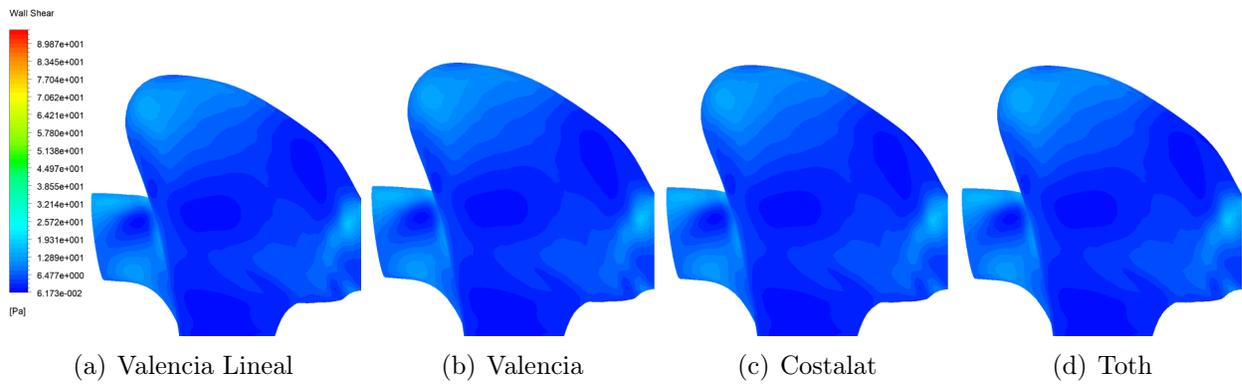


Figura 4.149: WSS Vista 2 Diástole Terminal-1 FSI-2

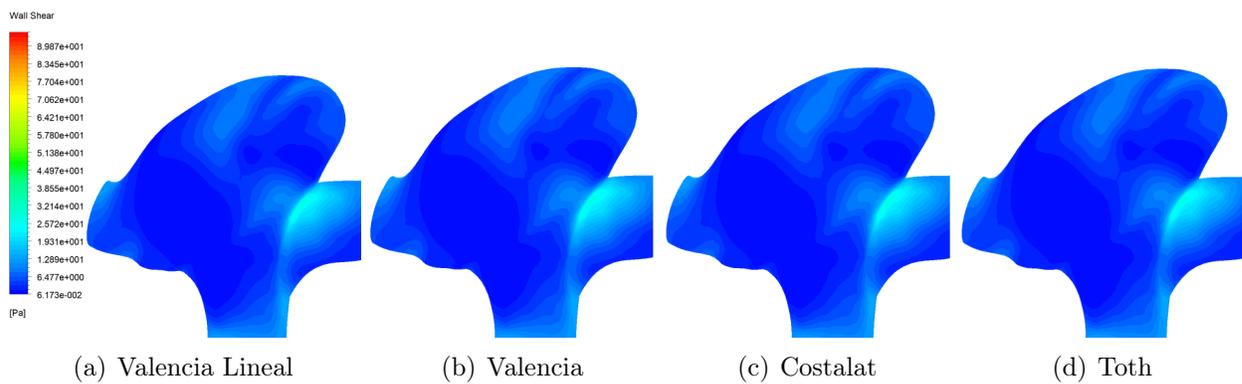


Figura 4.150: WSS Vista 3 Diástole Terminal-1 FSI-2

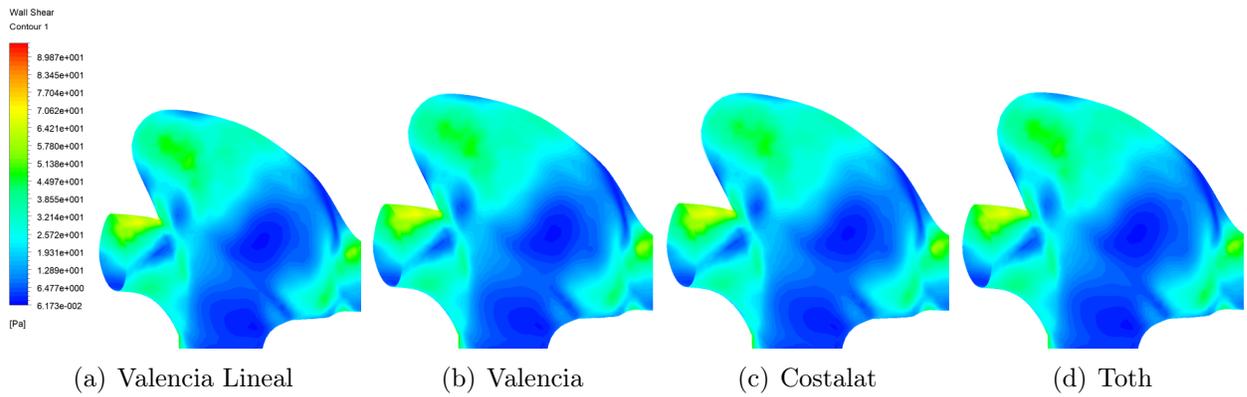


Figura 4.151: WSS Vista 1 Sístole Terminal-1 FSI-2

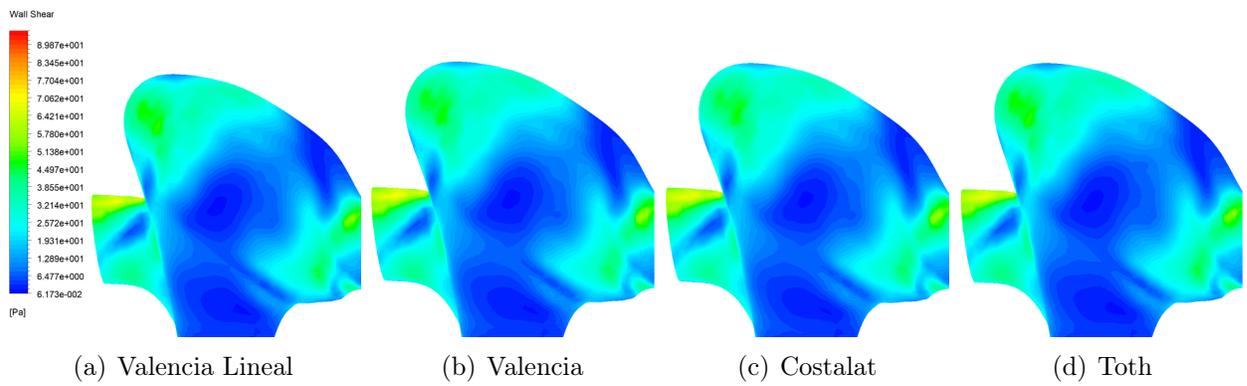


Figura 4.152: WSS Vista 2 Sístole Terminal-1 FSI-2

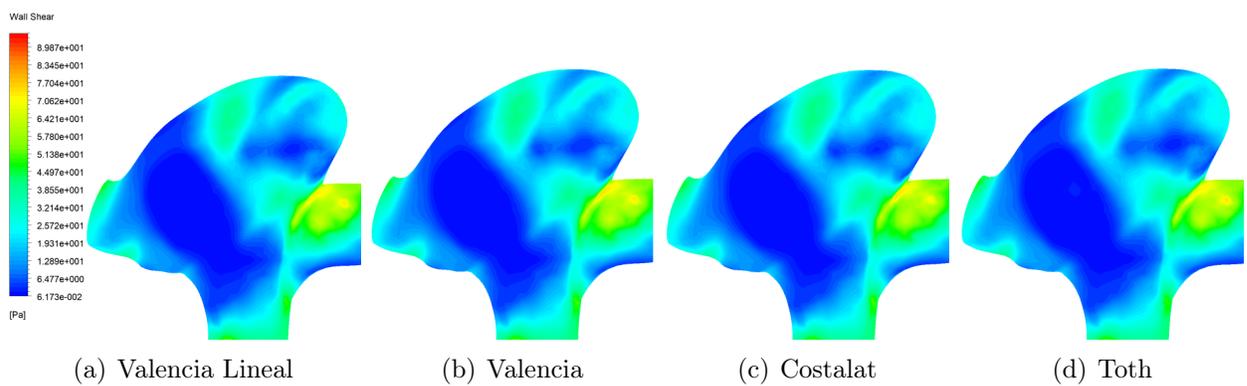


Figura 4.153: WSS Vista 3 Sístole Terminal-1 FSI-2

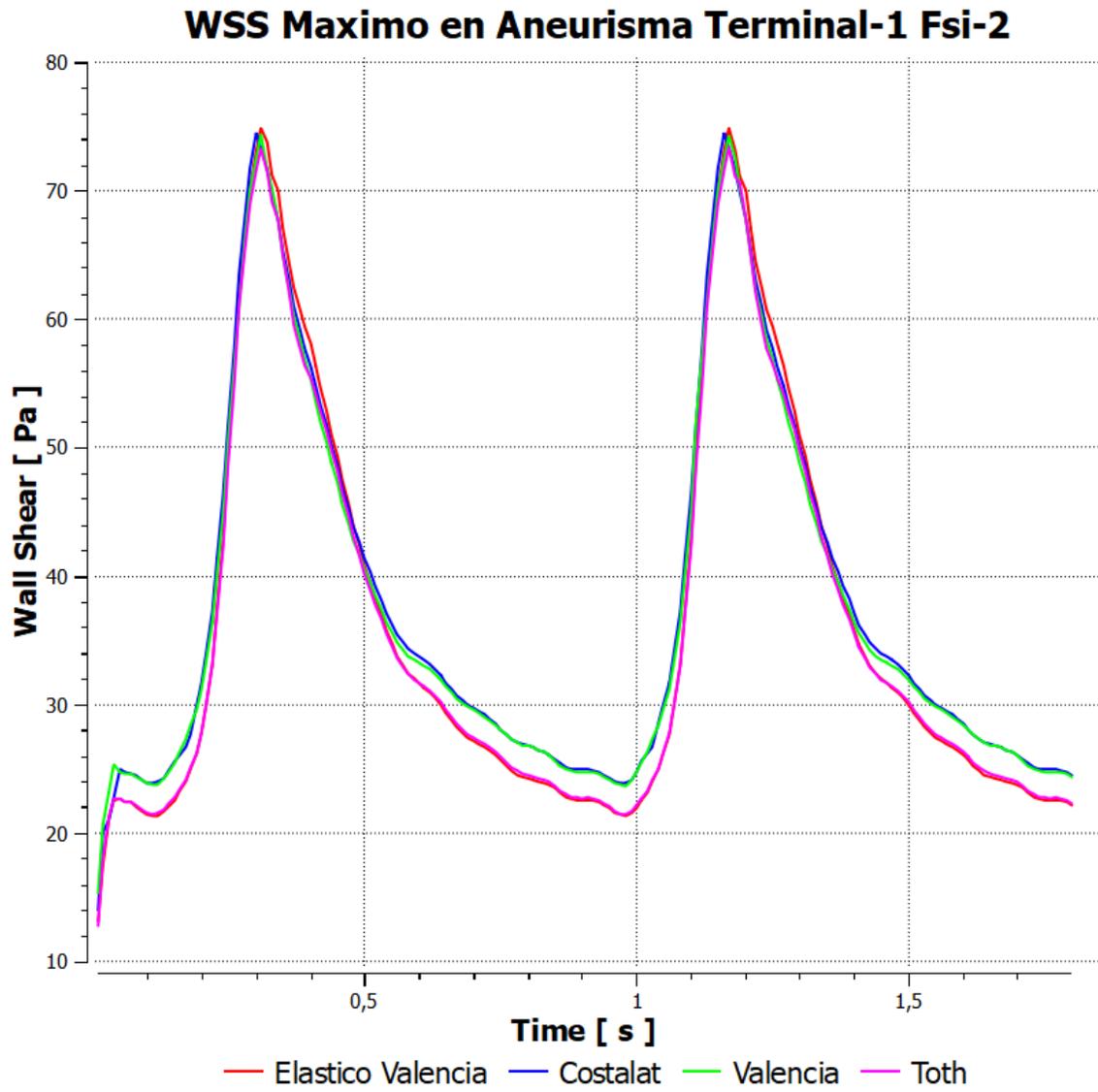


Figura 4.154: Gráfico WSS Máximo Terminal-1 FSI-1

## Deformación

En las figuras 4.155, 4.156, 4.157, 4.158 se muestran las deformaciones en toda la geometría para cada uno de los modelos, tanto para la diástole como la sístole. Se observa que para los distintos modelos de pared, la estructura tiene un comportamiento similar en la manera de deformarse, variando en la magnitud.

Se observan deformaciones mínimas en la entrada, aumentando a medida que el fluido se acerca a las salidas.

Al igual que en las otras geometrías, las bajas deformaciones en la entrada y salida se deben principalmente a la condición de empotramiento a las que son sometidas. Además se observa, como es de esperar, que las deformaciones en la sístole son mayores que en la diástole.

La deformación máxima entre todos los modelos se da en la sístole del caso de Valencia Lineal con un valor de 0,538 [mm]. El valor mínimo se da en el caso de Valencia con un valor de 0,47 [mm]. En la tabla 4.40 se encuentra un resumen con los valores máximos y promedio de todos los modelos.

Estos valores se grafican en la figura 4.159, donde se pueden notar las diferencias entre los distintos modelos.

Tabla 4.40: Resumen Valores Deformación Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,356	0,171	0,538	0,262
Valencia	0,321	0,155	0,470	0,233
Costalat	0,339	0,160	0,472	0,25
Toth	0,348	0,164	0,534	0,254

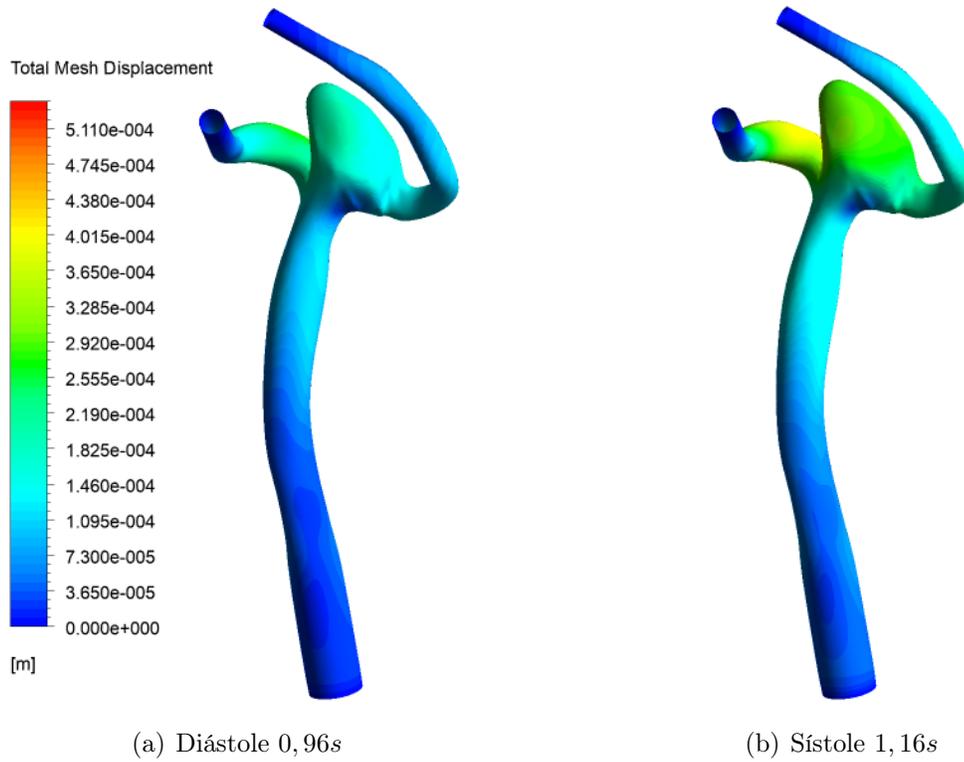


Figura 4.155: Deformación Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2

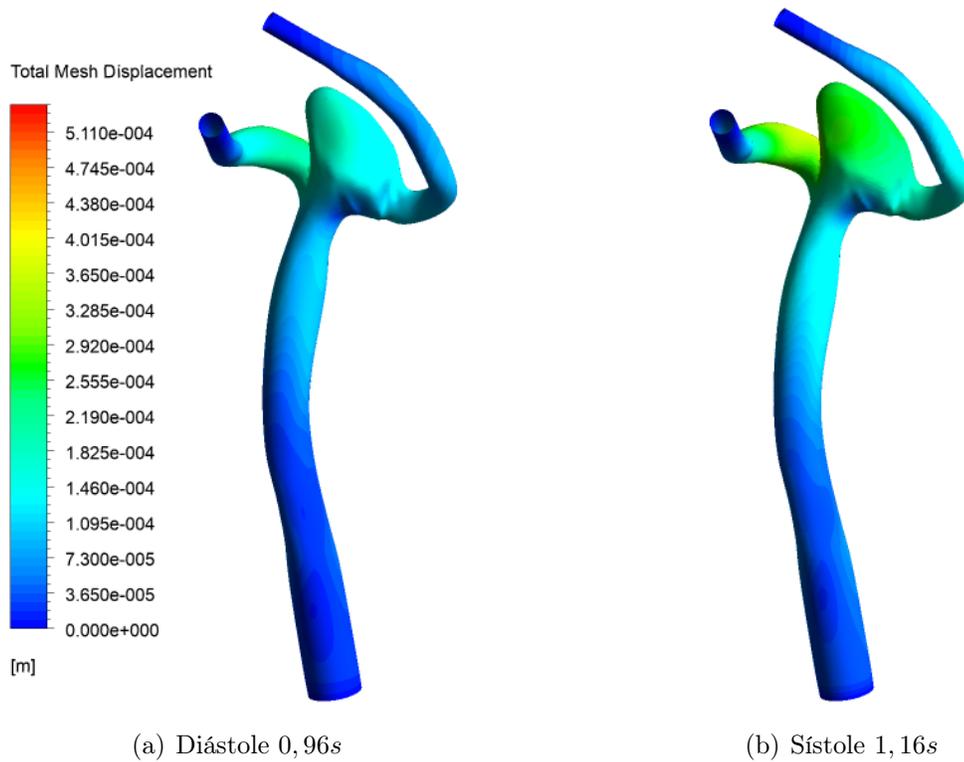


Figura 4.156: Deformación Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2

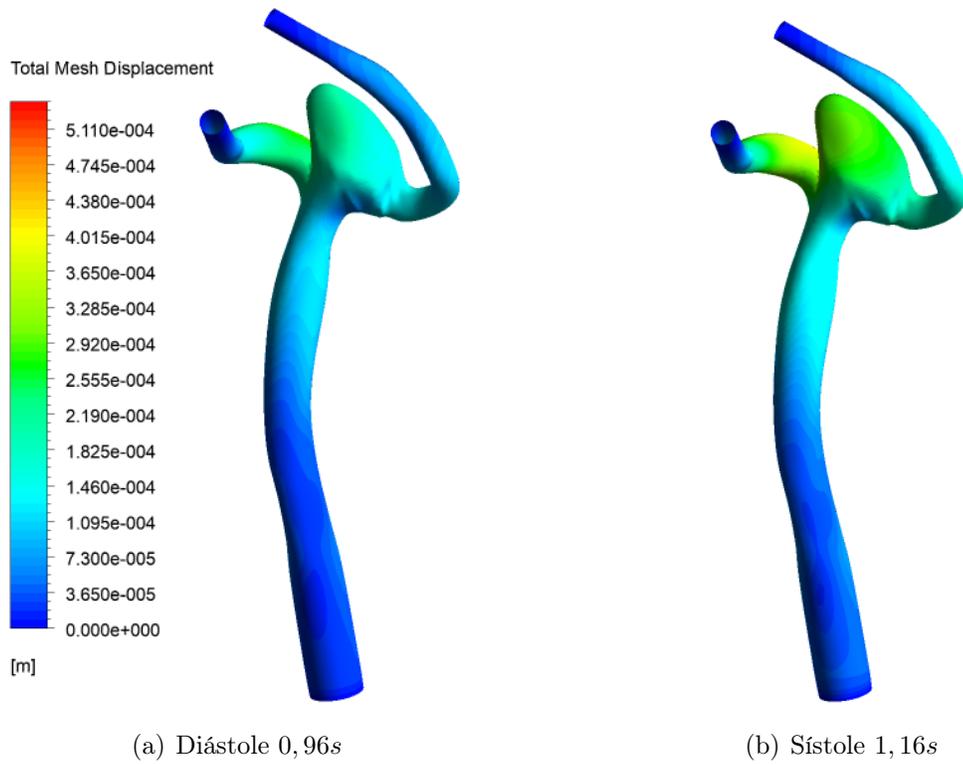


Figura 4.157: Deformación Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2

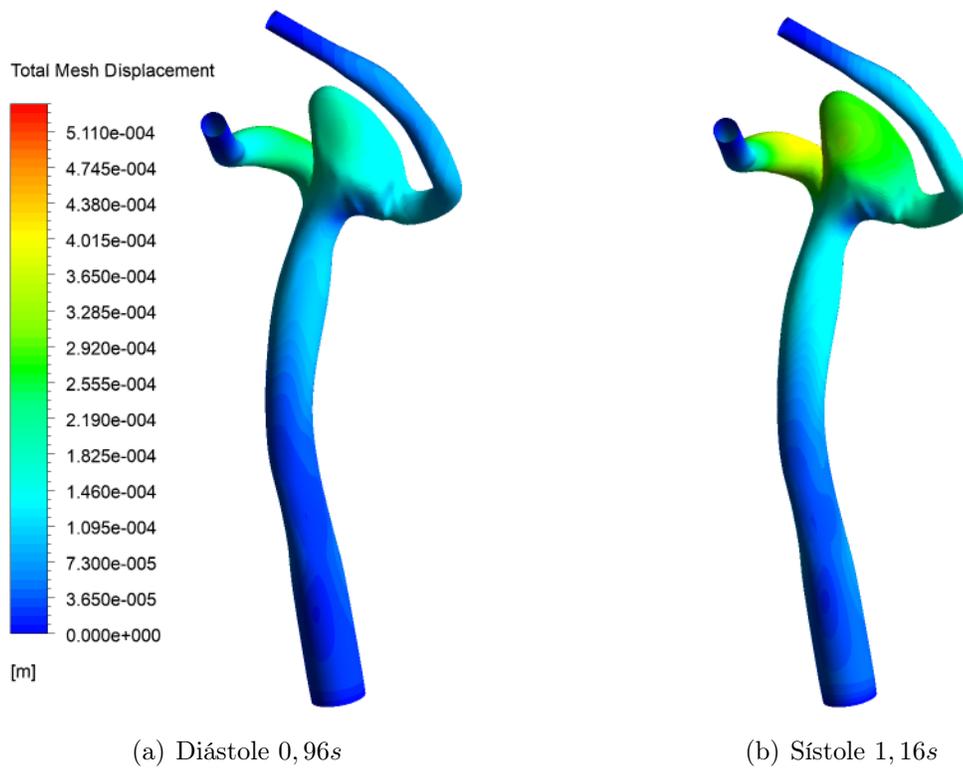


Figura 4.158: Deformación Modelo Toth Terminal-1 FSI-2

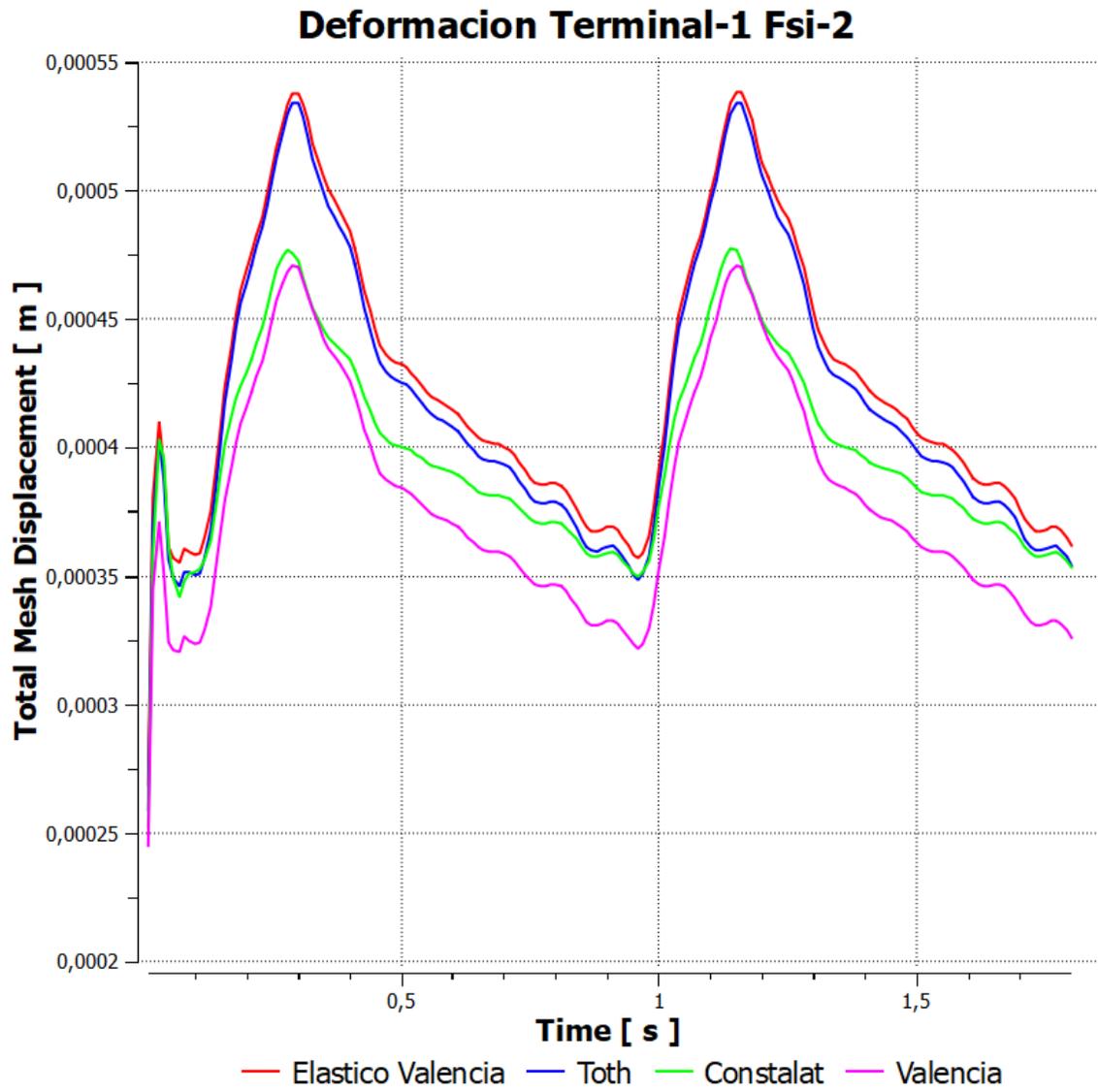


Figura 4.159: Gráfico Deformación Máxima Termina-1 FSI-2

## Esfuerzo de Von Mises

En las figuras 4.133, 4.134, 4.135, 4.136 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, el esfuerzo de Von Mises en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se puede observar que en los 4 modelos, los esfuerzos se concentran exclusivamente en el sector del aneurisma, a diferencia de los esfuerzos de corte que se presentan en la totalidad.

En las figuras 4.164, 4.165, 4.166 se muestra en detalle el comportamiento de los esfuerzos de Von Mises específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.167, 4.168, 4.169. De estas imágenes, se ve que las 4 simulaciones se comportan de forma similar, con polos de esfuerzos en las salidas del aneurisma y algunos de menor intensidad en el domo. Es posible notar que en la corona del aneurisma no se encuentra ninguna concentración, sino que más bien se encuentran en la zona baja y a los costados.

En la tabla 4.41 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de los esfuerzos de Von Mises en el aneurisma para los 4 modelos. El máximo se encuentra en el modelo de Costalat con un valor de 461967 [Pa] en la sístole y el mínimo en el modelo de Toth con un valor de 213075 [Pa] en la diástole.

En la figura 4.170 se muestra un gráfico con la variación del esfuerzo de Von Mises máximo durante toda la simulación para los diferentes modelos.

Tabla 4.41: Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	213122	43623	338864	68418
Valencia	261637	43826	436212	68333
Costalat	293250	44089	461967	70281
Toth	213075	40879	347529	65511

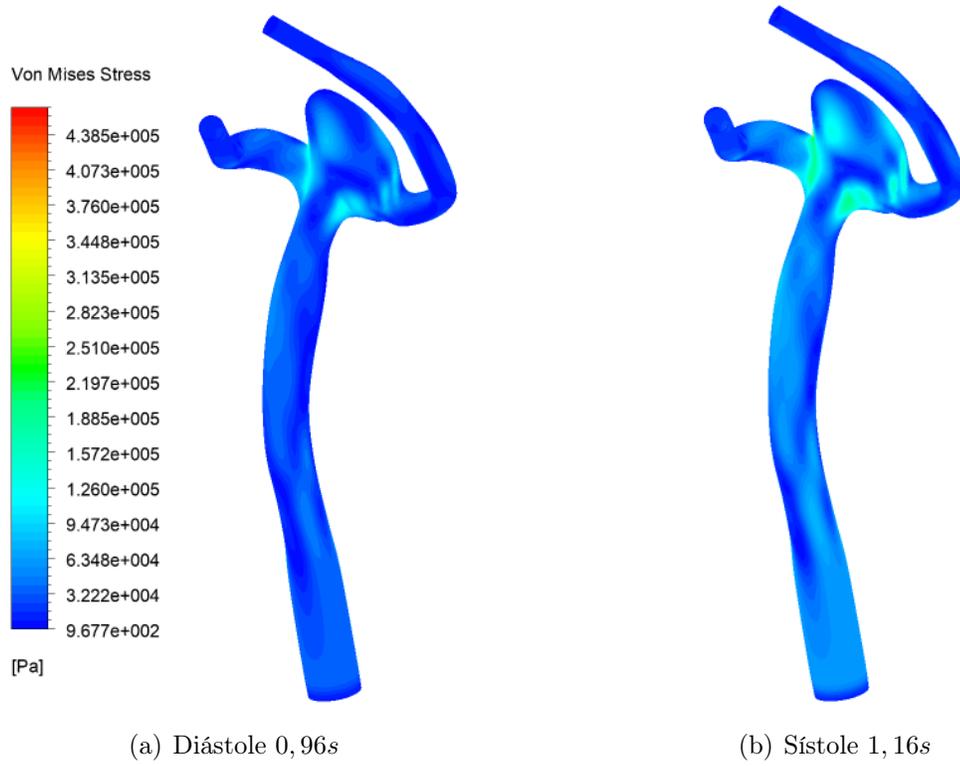


Figura 4.160: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Terminal-1 FSI-2

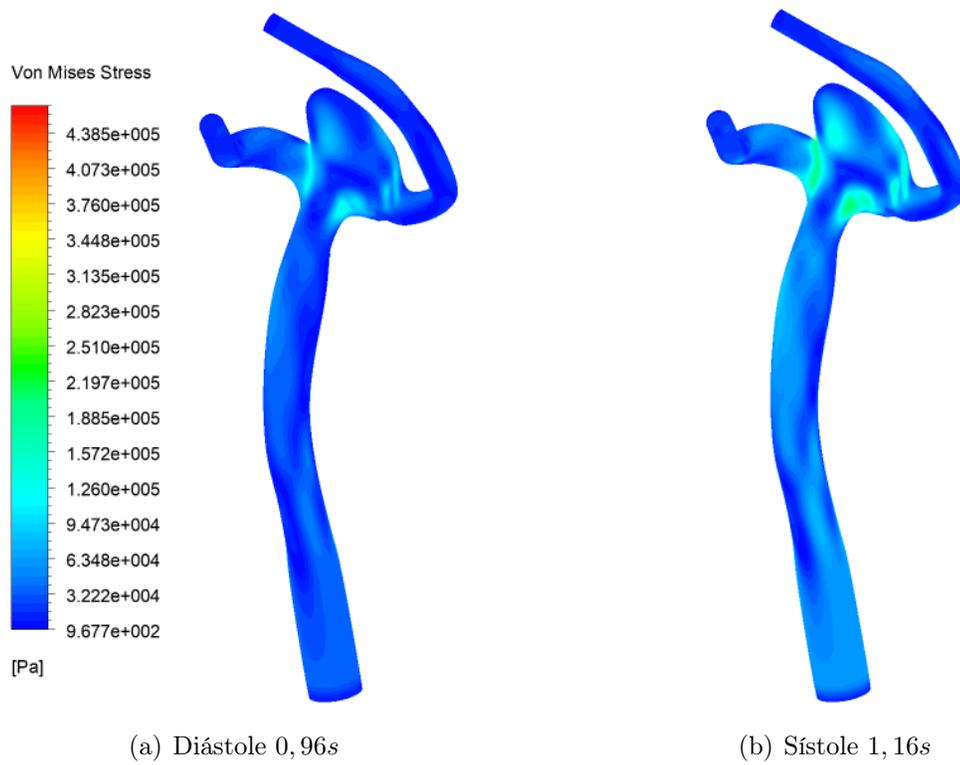


Figura 4.161: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Terminal-1 FSI-2

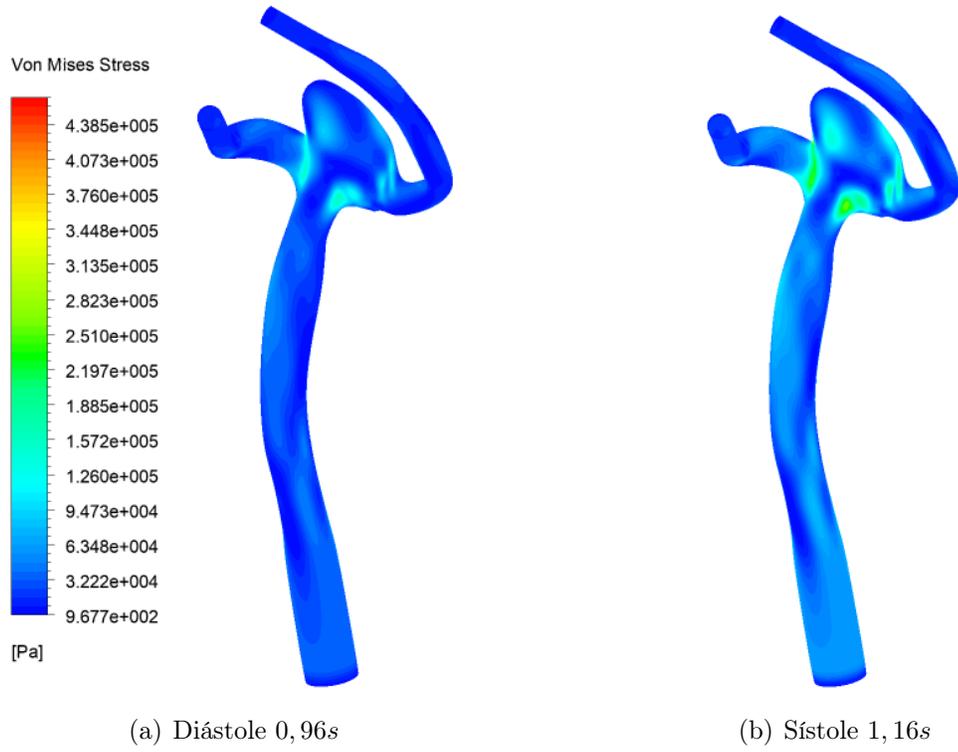


Figura 4.162: Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Terminal-1 FSI-2

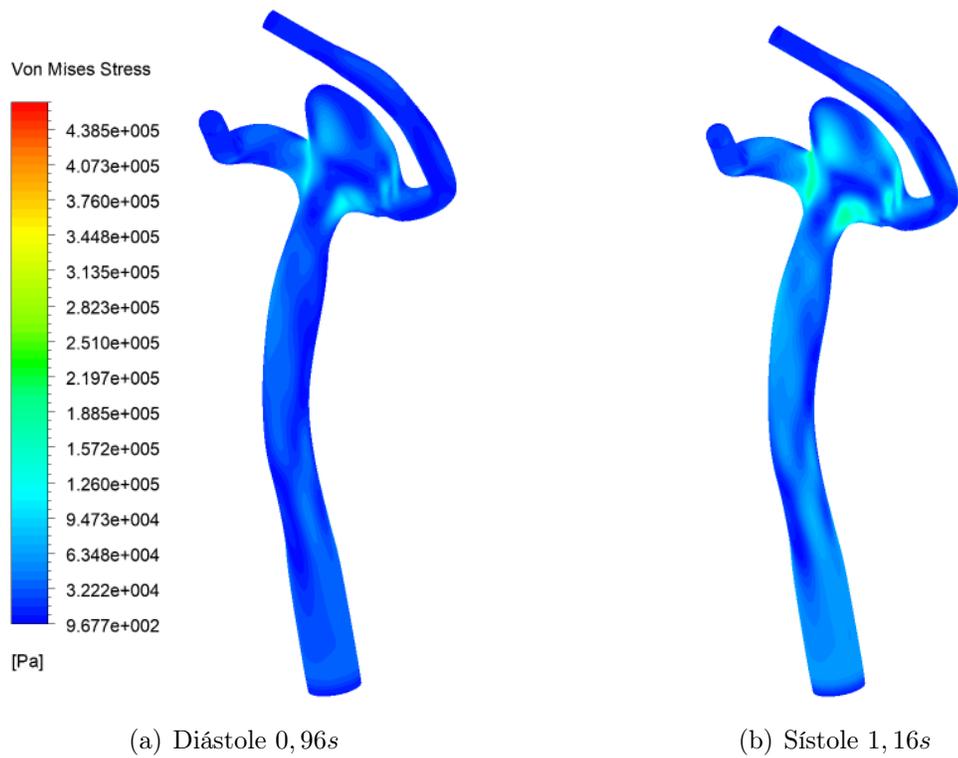


Figura 4.163: Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Terminal-1 FSI-2

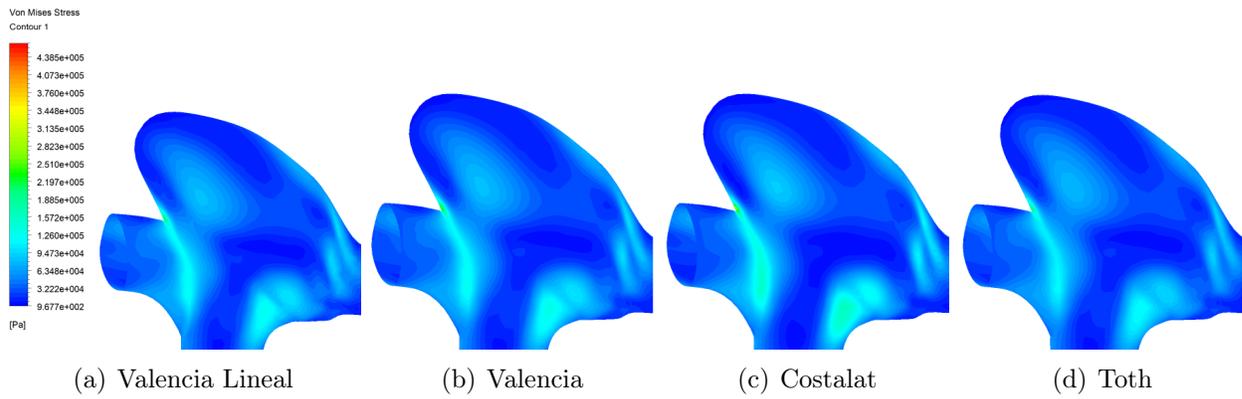


Figura 4.164: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Terminal-1 FSI-2

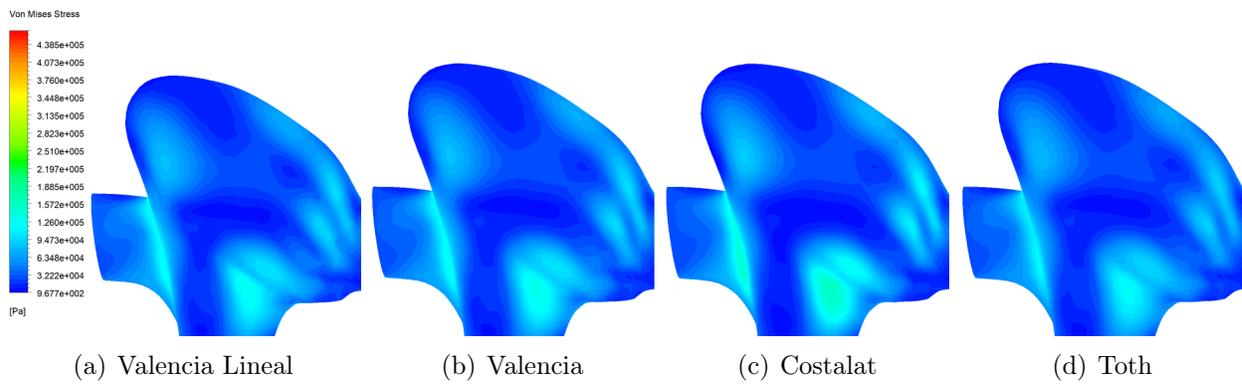


Figura 4.165: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Terminal-1 FSI-2

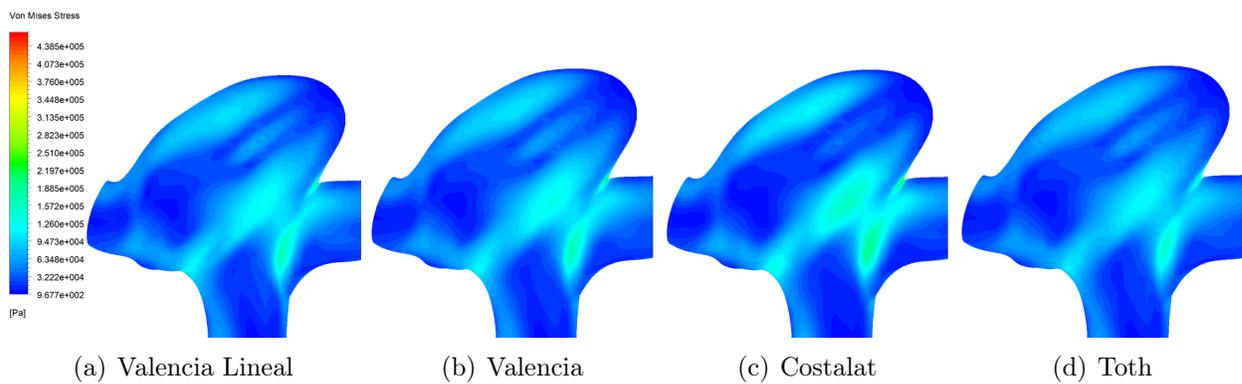


Figura 4.166: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Terminal-1 FSI-2

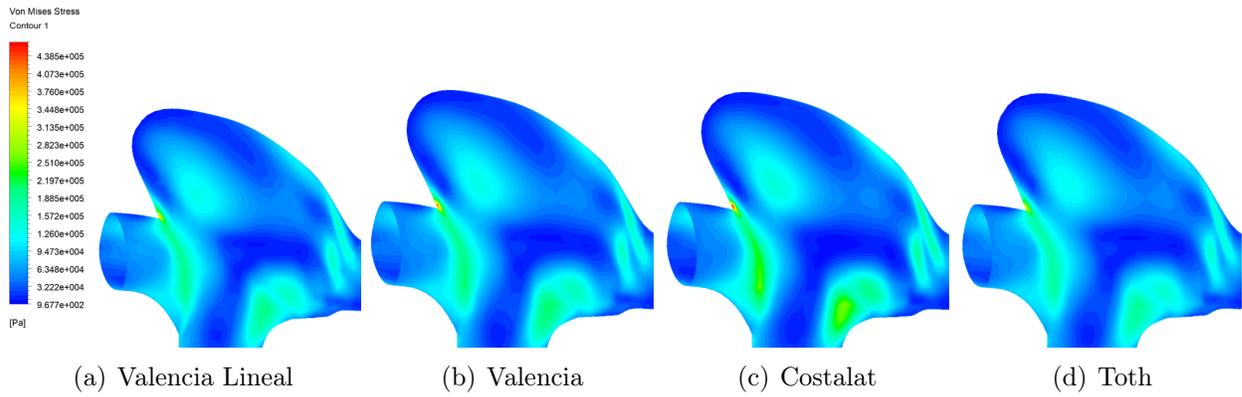


Figura 4.167: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Terminal-1 FSI-2

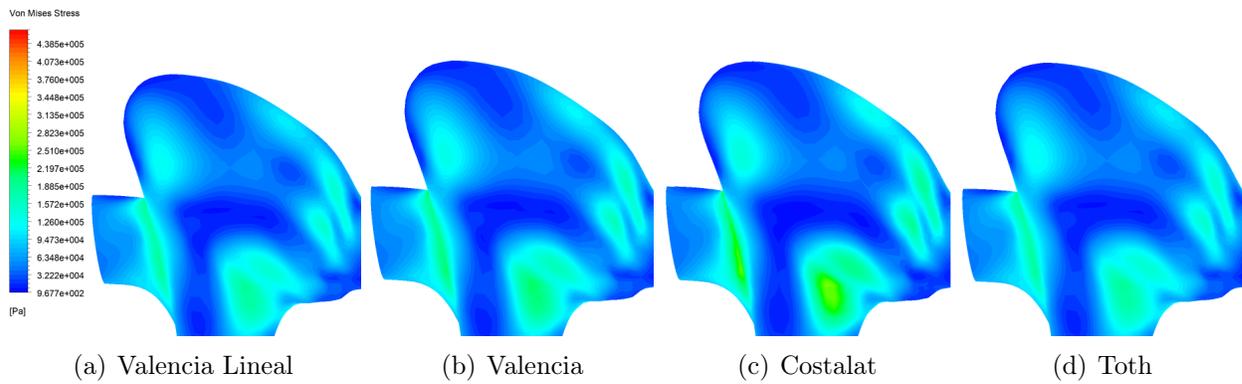


Figura 4.168: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Terminal-1 FSI-2

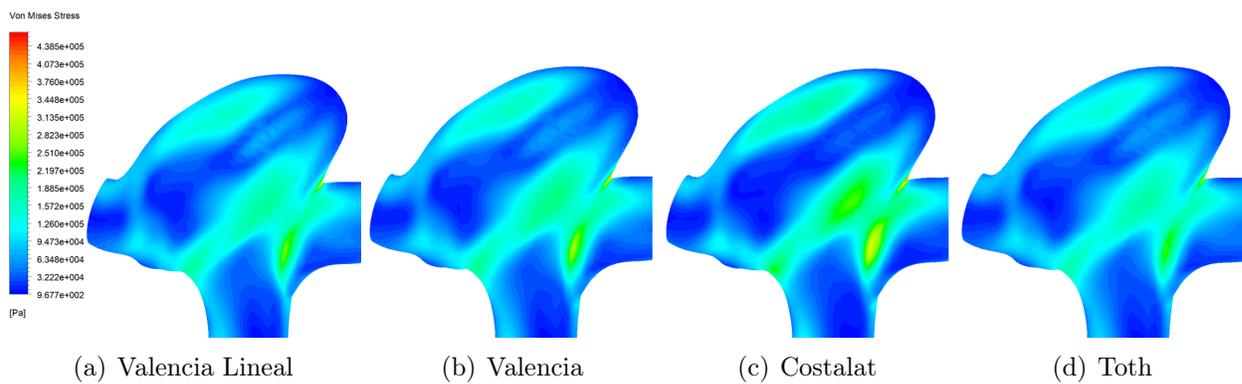


Figura 4.169: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Terminal-1 FSI-2

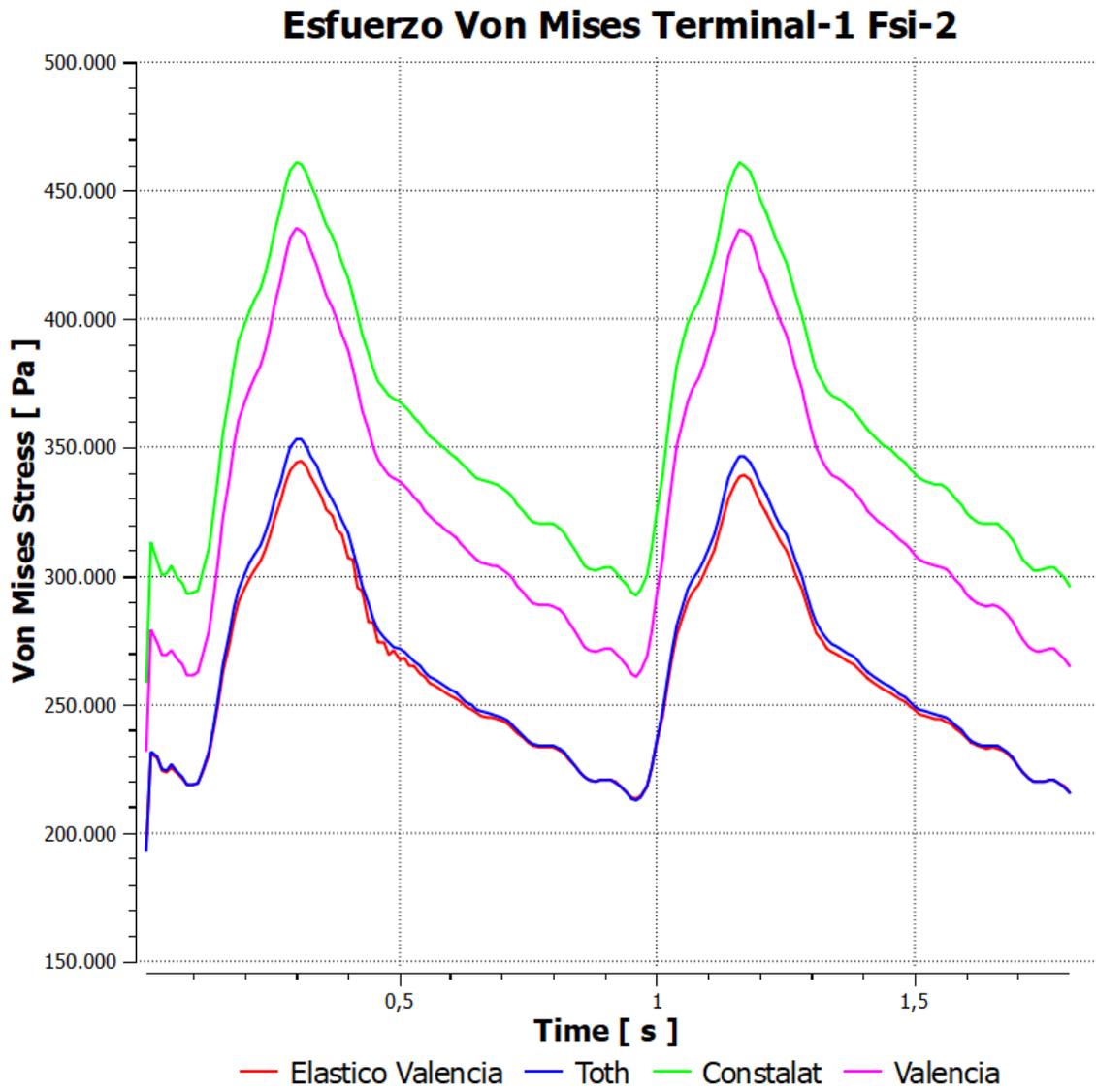


Figura 4.170: Gráfico Deformación Máxima Terminal-1 FSI-2

### 4.6.3. Comparación de Casos

En la siguiente sección se muestran tablas resúmenes para el caso Terminal-1 comparando las distintas simulaciones para las variables de interés. Se muestra en porcentaje las diferencia entre las simulaciones.

#### Presión Estática

En la tabla 4.42 se muestra como porcentaje la diferencia entre las presiones entre el caso pared rígida y FSI-2 (se normaliza tomando como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.42: Tabla Comparativa Presión Terminal-1 Pared rígida/FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-0,28 %	-0,57 %	-0,99 %	-1,49 %
Valencia	-0,27 %	-0,50 %	-0,89 %	-1,23 %
Costalat	-0,28 %	-0,52 %	-0,88 %	-1,09 %
Toth	-0,35 %	-0,52 %	-1,28 %	-1,74 %

En la tabla 4.43 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.43: Tabla Comparativa Presión Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	0,02 %	0,06 %	0,10 %	0,26 %
Costalat	0,01 %	0,05 %	0,11 %	0,40 %
Toth	-0,06 %	0,05 %	-0,29 %	-0,26 %

## WSS

En la tabla 4.44 se muestra como porcentaje la diferencia entre los WSS entre el caso pared rígida y las simulaciones FSI-2 (se toma como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.44: Tabla Comparativa Presión Terminal-1 Pared rígida/FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-16,43 %	-19,15 %	-19,36 %	-19,35 %
Valencia	-5,36 %	-16,38 %	-17,79 %	-9,81 %
Costalat	-4,92 %	-17,02 %	-16,60 %	-9,63 %
Toth	-13,93 %	-18,72 %	-19,81 %	-17,59 %

En la tabla 4.45 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.45: Tabla Comparativa WSS Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	13,25 %	3,42 %	1,94 %	11,83 %
Costalat	13,77 %	2,63 %	3,43 %	12,06 %
Toth	2,99 %	0,53 %	-0,56 %	2,18 %

## Deformación

En la tabla 4.46 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para la deformación en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.46: Tabla Comparativa Deformación Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	-9,83 %	-9,36 %	-12,64 %	-11,07 %
Costalat	-4,78 %	-6,43 %	-12,27 %	-4,58 %
Toth	-2,25 %	-4,09 %	-0,74 %	-3,05 %

## Esfuerzo de Von Mises

En la tabla 4.47 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para los esfuerzos de Von Mises en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.47: Tabla Comparativa Deformación Terminal-1 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	22,76 %	0,47 %	28,73 %	-0,12 %
Costalat	37,60 %	1,07 %	36,33 %	2,72 %
Toth	-0,02 %	-6,29 %	2,56 %	-4,25 %

## 4.7. Resultados Terminal-2

### 4.7.1. Pared Rígida

En esta sección se mostrarán los resultados considerando solamente las variables fluido dinámicas, es decir, con la pared rígida. Se mostrarán resultados de velocidad, presión y WSS para la geometría Terminal-2.

#### Velocidad

En las figura 4.171 y 4.172 se muestra el campo de velocidad y líneas de flujo en toda la estructura para la sístole (0,96s) y la diástole (1,16s). Se observa cómo una gran cantidad de flujo ingresa al aneurisma debido a la posición que éste tiene en la arteria.

Se puede ver cómo la velocidad va aumentando a medida que el diámetro va disminuyendo y se va acercando a la salida, lo cual coincide con las 3 geometrías anteriores.

En la figura 4.173 se muestran los vectores de velocidad de un plano medio del aneurisma, donde se puede ver la recirculación de la sangre al interior de la patología.

En la tabla 4.48 se muestra un resumen de los valores de velocidad y caudal para la entrada y salidas de la geometría.

Tabla 4.48: Resumen Velocidad y Caudal Terminal-2 Pared Rígida Diástole

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>			<b>1,16 s</b>		
<b>Item/Zona</b>	<b>Entrada</b>	<b>Salida 1</b>	<b>Salida 2</b>	<b>Entrada</b>	<b>Salida 1</b>	<b>Salida 2</b>
Velocidad Máxima [m/s]	0,490	1,240	1,000	1,210	2,560	2,300
Velocidad Promedio [m/s]	0,614	1,700	1,570	0,614	1,700	1,570
Caudal [kg/s]	0,001	-0,001	-0,0003	0,004	-0,002	-0,001

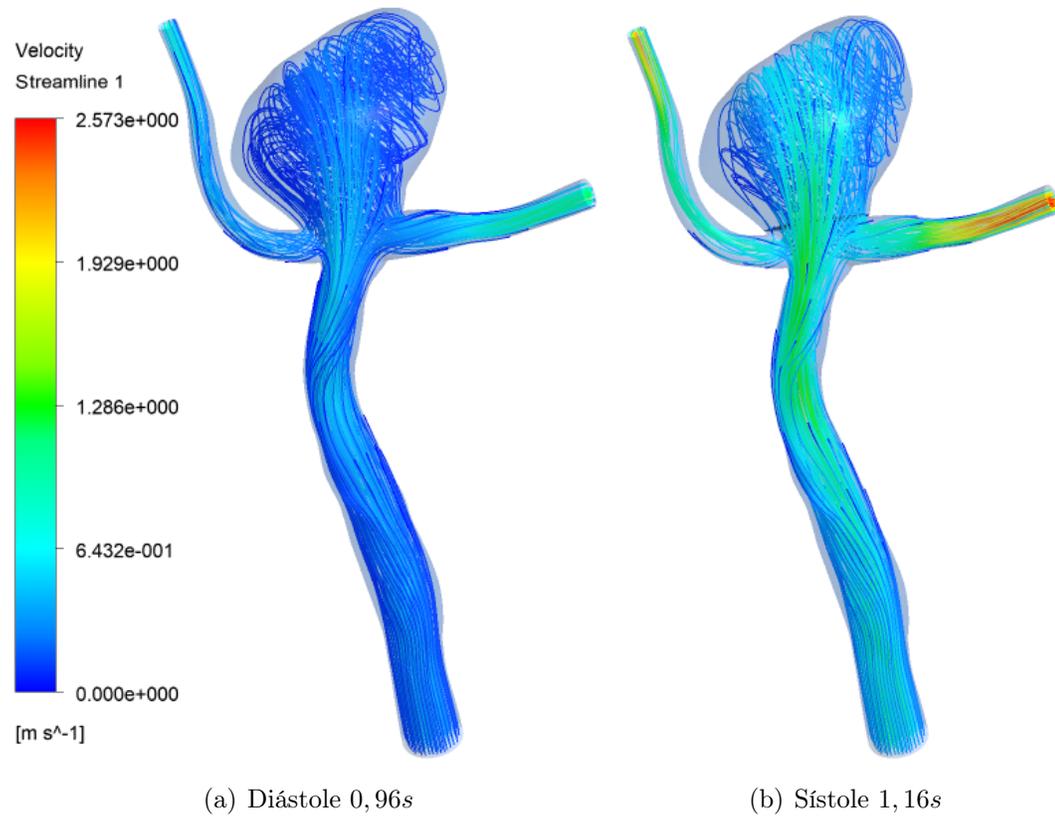


Figura 4.171: Líneas De Flujo Terminal-2 Pared Rígida

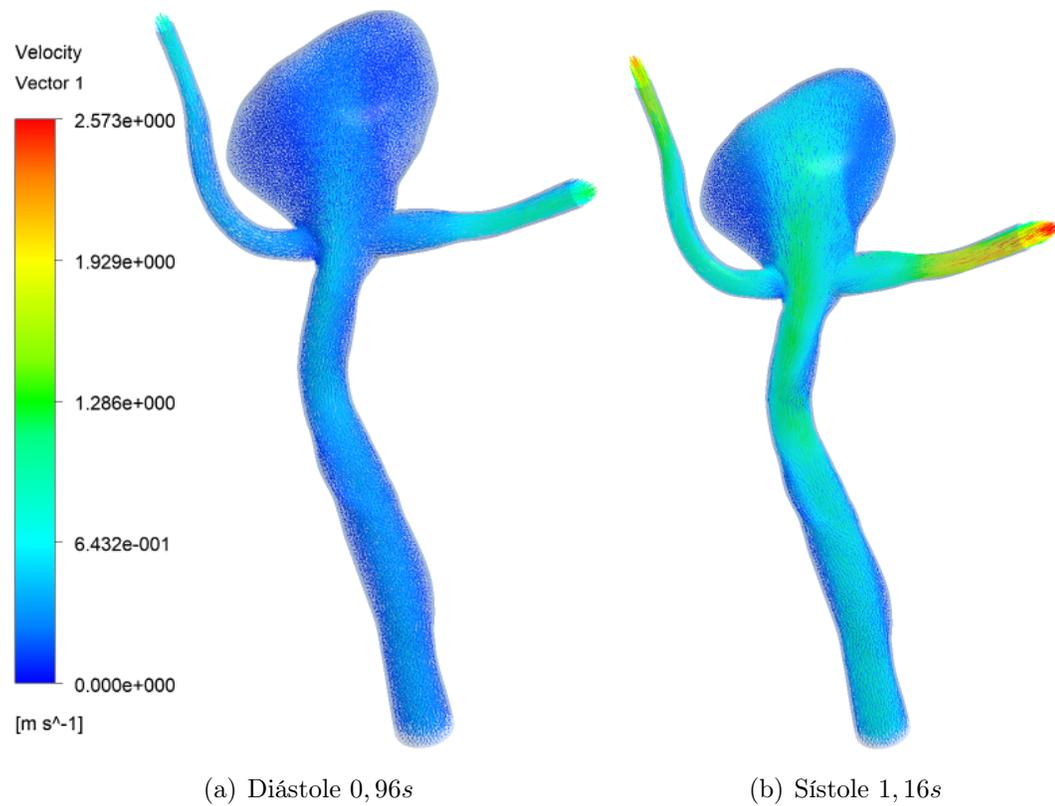
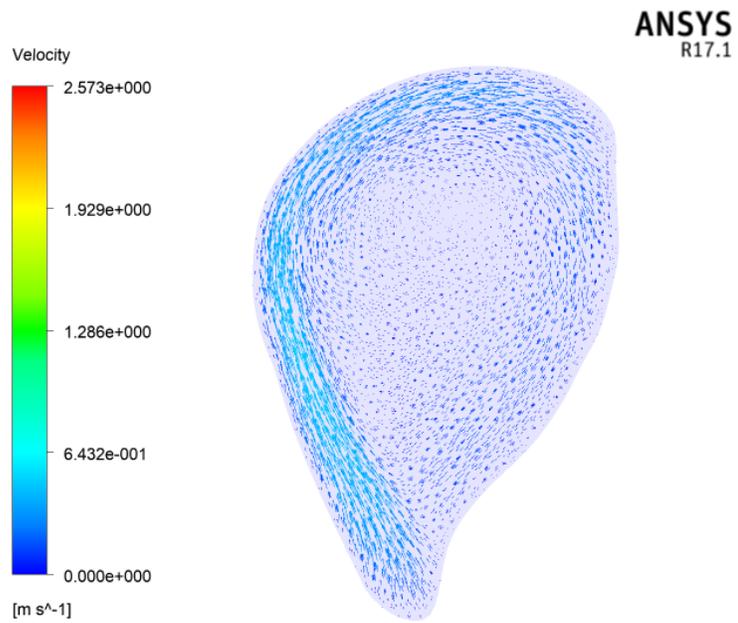
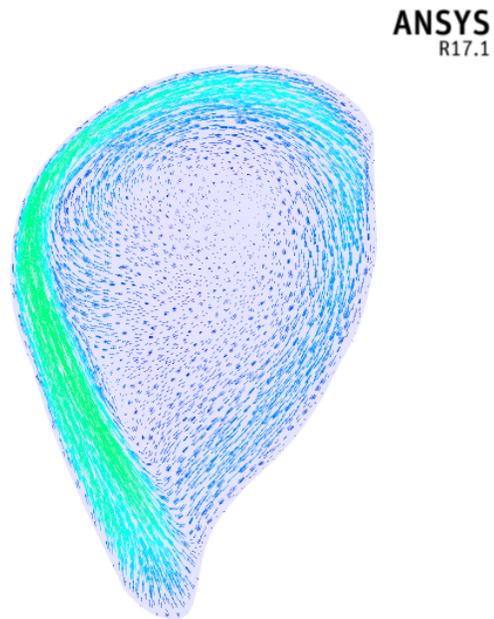


Figura 4.172: Campo de Velocidad Terminal-2 Pared Rígida



(a) Diástole 0,96s



(b) Sístole 1,16s

Figura 4.173: Recirculación fluido Terminal-2

## Presión Estática

En las figuras 4.174 y 4.175 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, la presión en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. De los resultados obtenidos se puede ver cómo la presión máxima se alcanza en la entrada de la geometría, disminuyendo a medida que se acerca la salida.

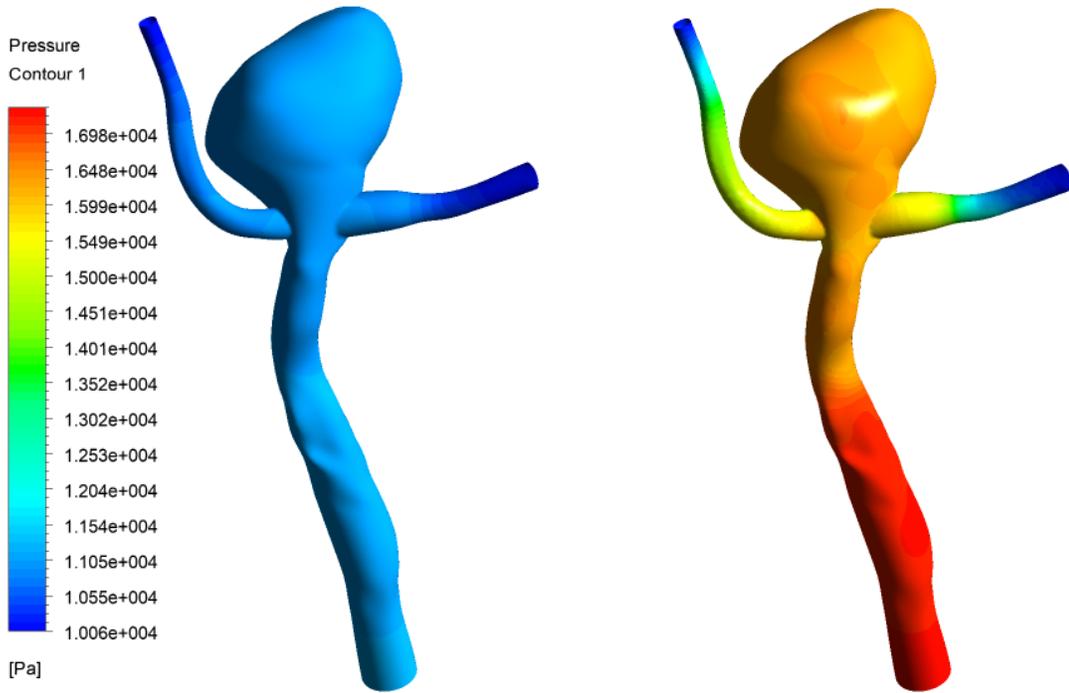
De la figura 4.175 se ve que tanto para la sístole como la diástole la presión en el aneurisma es uniforme, pero presenta un aumento en la zona frontal de éste, lo cual se debe principalmente a la recirculación del fluido. Se observa el mismo comportamiento para la diástole y la sístole.

En la figura 4.176 se gráfica la presión máxima en el aneurisma y el promedio de ésta, donde se observa la baja diferencia durante todo el latido cardíaco.

En la tabla 4.49 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma y la geometría en general, donde se observa una presión muy similar entre el máximo y el promedio para la patología.

Tabla 4.49: Resumen Presión Terminal-2 Pared Rígida Diástole

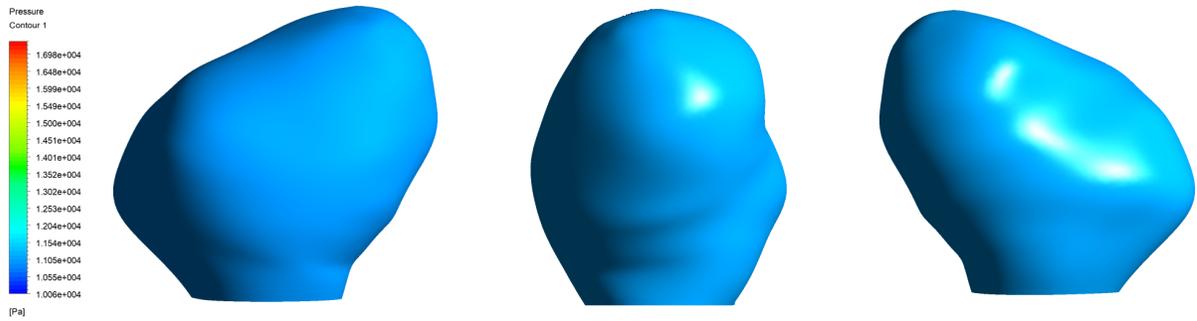
<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
Presión Máxima [ $Pa$ ]	11035	11193	16891	17344
Presión Promedio [ $Pa$ ]	11008	10986	16701	16586



(a) Diástole 0,96s

(b) Sístole 1,16s

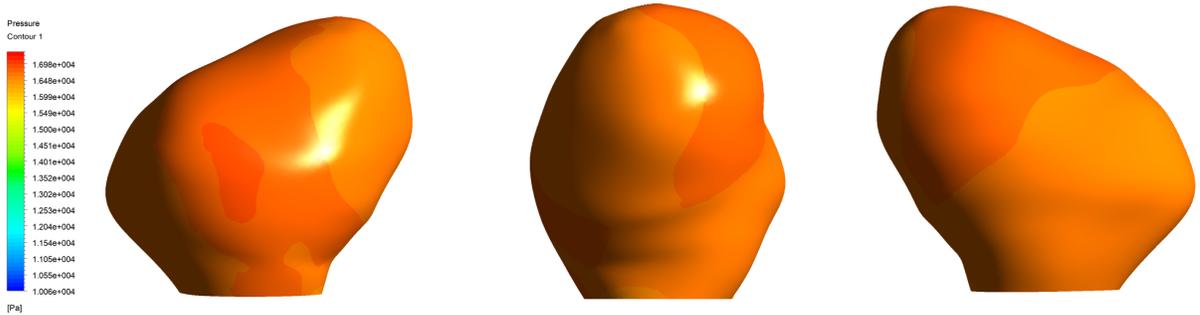
Figura 4.174: Presión Terminal-2 Pared Rígida Vista General



(a) Diástole 0,96s

(b) Diástole 0,96s

(c) Diástole 0,96s



(d) Sístole 1,16s

(e) Sístole 1,16s

(f) Sístole 1,16s

Figura 4.175: Presión Terminal-2 Pared Rígida Vista Trasera

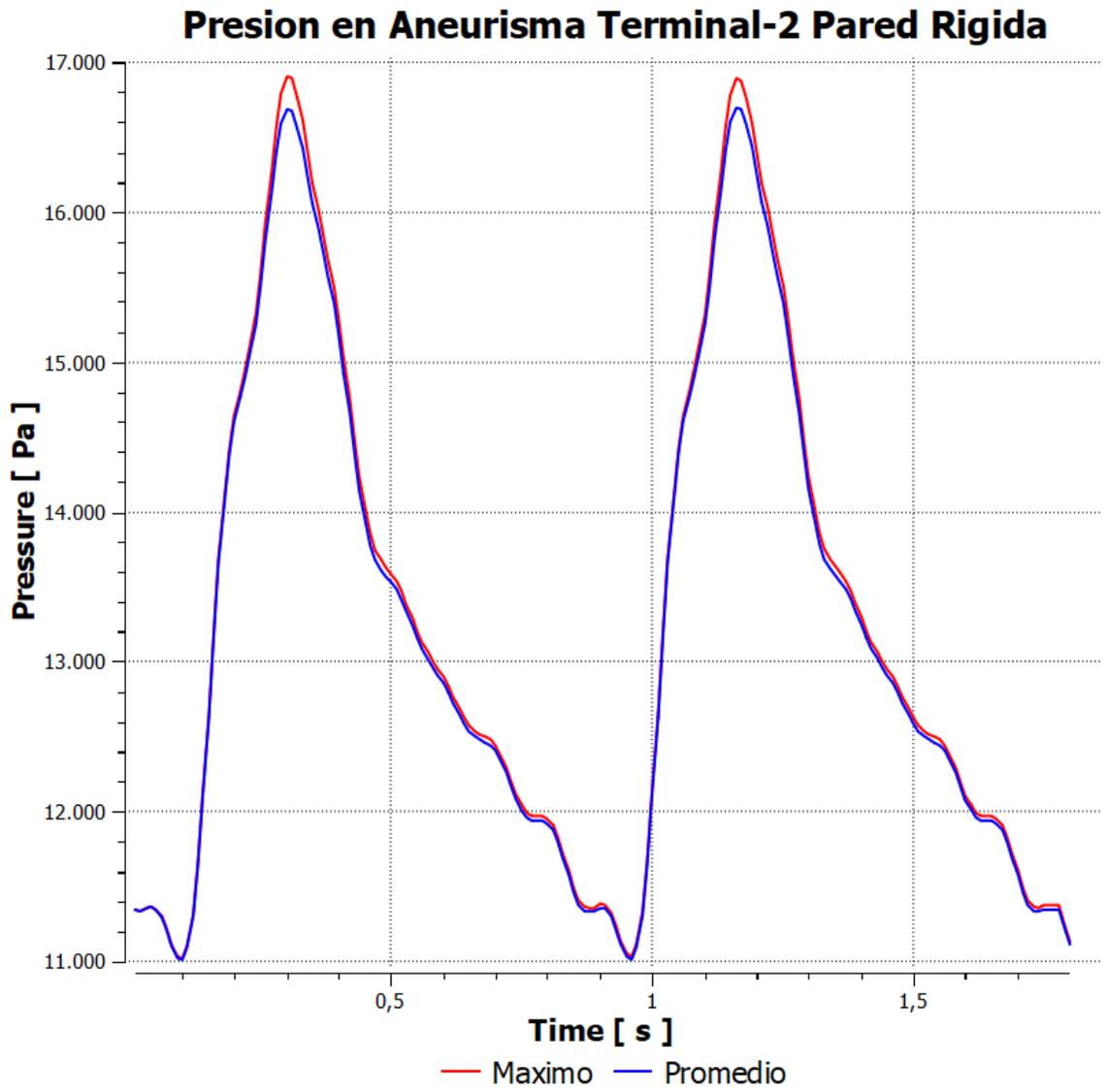


Figura 4.176: Gráfico Presión Terminal-2 Pared Rígida

## WSS

En las figuras 4.177 y 4.178 se observa, tanto para la sístole como para la diástole, los WSS en la pared para una vista general y para el aneurisma en particular. Se puede ver cómo los esfuerzos de corte son mayores en las zonas donde la arteria disminuye en tamaño y en donde se debería encontrar la antigua bifurcación.

Con respecto al aneurisma, se observa que en este caso, si bien se logra observar un cuello, los mayores WSS no se encuentran específicamente en éste, sino más bien, al igual que en el caso anterior, a las salidas del aneurisma. De igual forma los valores altos ubicados en el domo coinciden con los lugares donde la sangre presenta mayores velocidades (ver figura 4.171).

En la tabla 4.50 se puede ver un resumen de los valores de los WSS tanto para la geometría completa como para el aneurisma en particular.

En la figura 4.179 se gráfica el comportamiento de los WSS con respecto al tiempo en el aneurisma, mostrándose el valor máximo y el valor promedio. Como es lo esperado, éstas van aumentando desde el tiempo 0,96 hasta llegar a su máximo en el segundo 1,16.

Tabla 4.50: Resumen WSS Terminal-2 Pared Rígida Diástole

<b>Tiempo</b>	<b>0,96 s</b>		<b>1,16 s</b>	
<b>Item</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>	<b>Aneurisma</b>	<b>General</b>
WSS Máximo [ $Pa$ ]	21,6	91,7	95,3	147,7
WSS Promedio [ $Pa$ ]	2,5	7,7	15,4	16,2

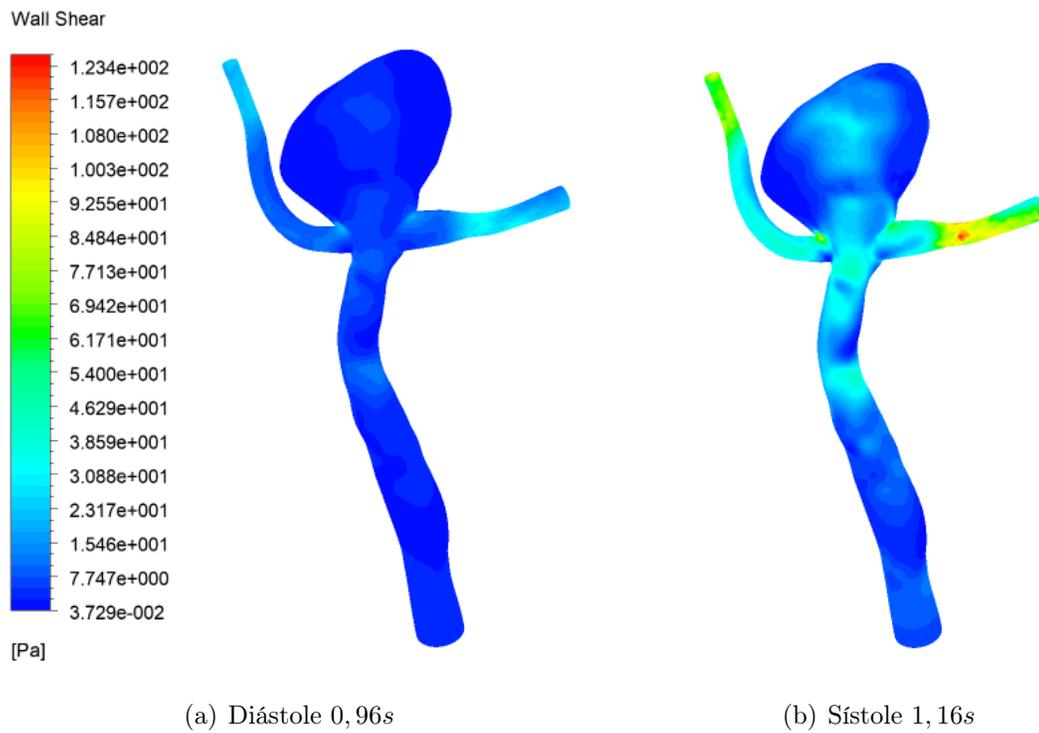


Figura 4.177: WSS Terminal-2 Pared Rígida Vista General

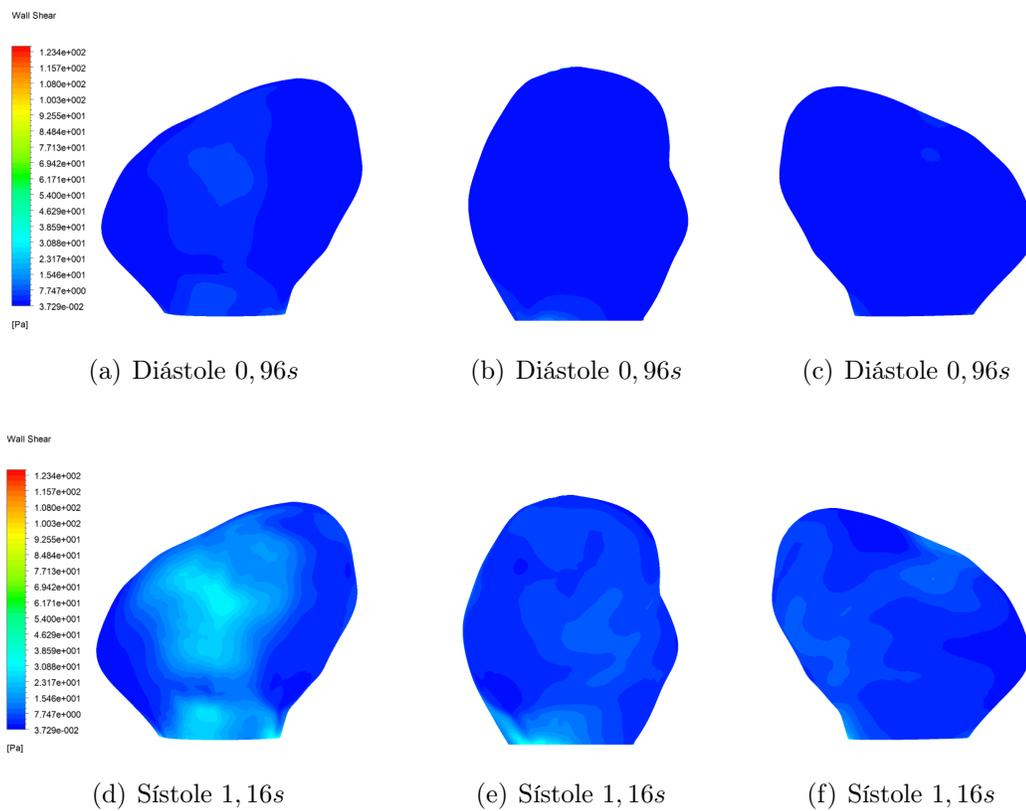


Figura 4.178: WSS Terminal-2 Pared Rígida Vista Aneurisma

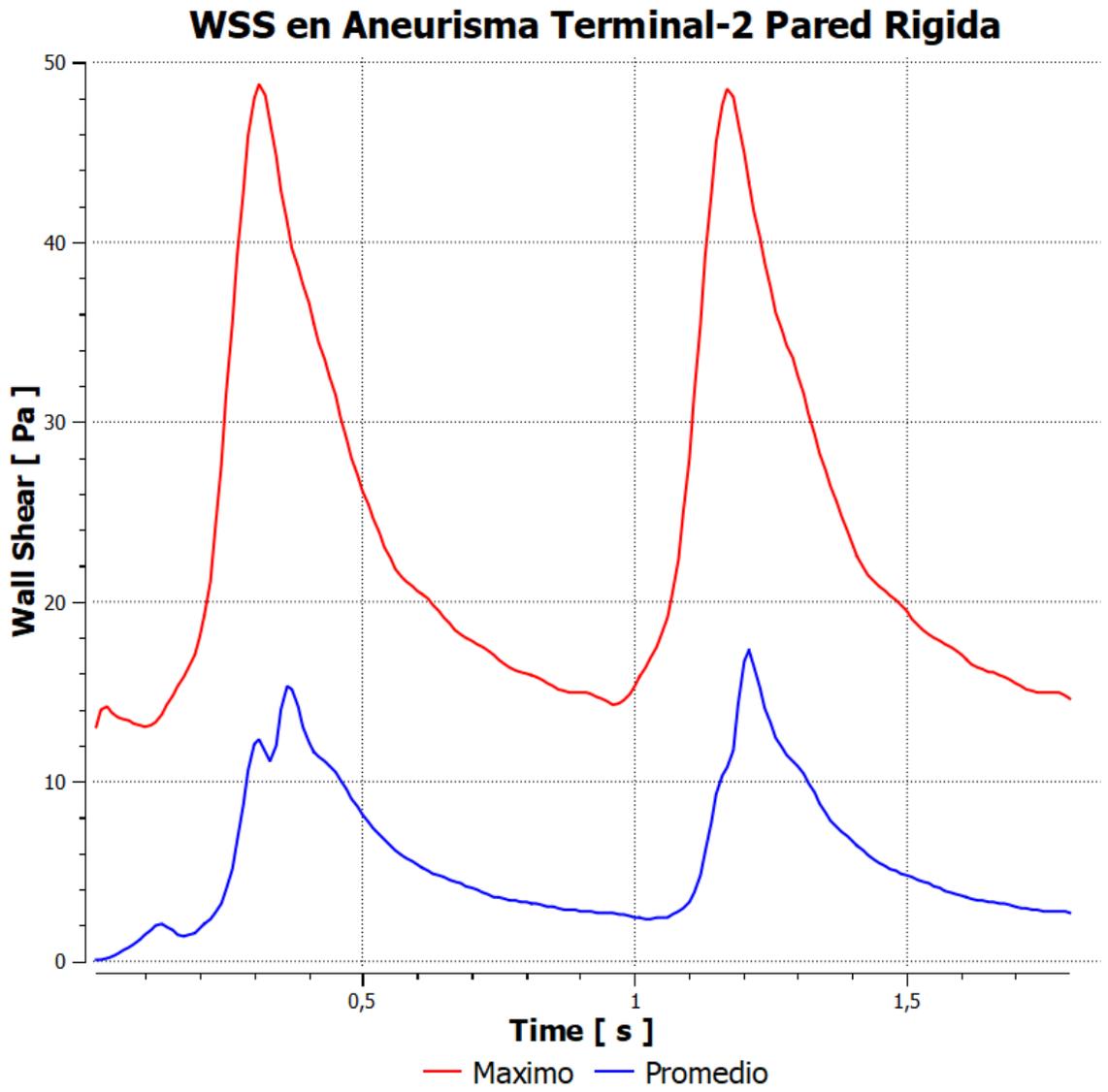


Figura 4.179: Gráfico Presión Terminal-2 Pared Rígida

## 4.7.2. FSI-2

En la siguiente sección se detallan los resultados de simulaciones FSI de dos caminos para la geometría Terminal-2. Específicamente se presentan los resultados de presión, WSS, deformación y esfuerzo de Von Mises para los 4 modelos de pared: Contente Lineal, Contente, Costalat, Toth. (Ver antecedentes)

### Presión Estática

En las figuras 4.180, 4.181, 4.182, 4.183 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, la presión en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Al igual que en todos las simulaciones la presión es máxima en la entrada y empieza a descender a medida que el flujo se acerca a las salidas. Se puede observar que el comportamiento de la estructura es muy similar al estudio con la pared rígida, donde el aneurisma presenta variaciones mínimas en su pared para esta variable.

En las figuras 4.184, 4.185, 4.186 se muestran en detalle el comportamiento de la presión, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.187, 4.188, 4.189. En ellas se observa que el aneurisma presenta una distribución de presión uniforme, con un leve aumento que en la parte final (corona) y en la parte frontal con respecto al resto, lo cual es debido a la colisión de la sangre en el sector.

En la tabla 4.51 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de la presión en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo en el aneurisma para los 4 modelos se da en la sístole del modelo de Valencia Lineal con un valor de 16542 [Pa], y el valor mínimo es de 10961 [Pa] para el modelo de Valencia en la diástole.

En la figura 4.190 se grafica el comportamiento del valor máximo de la presión en forma comparativa entre todos los modelos, donde se observa que las diferencias son mínimas durante toda la simulación.

Tabla 4.51: Resumen Valores Presión Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Máxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	10978	10859	16534	16124
Valencia	10981	10864	16537	16127
Costalat	10987	10869	16542	16132
Toth	10989	10864	16438	16028

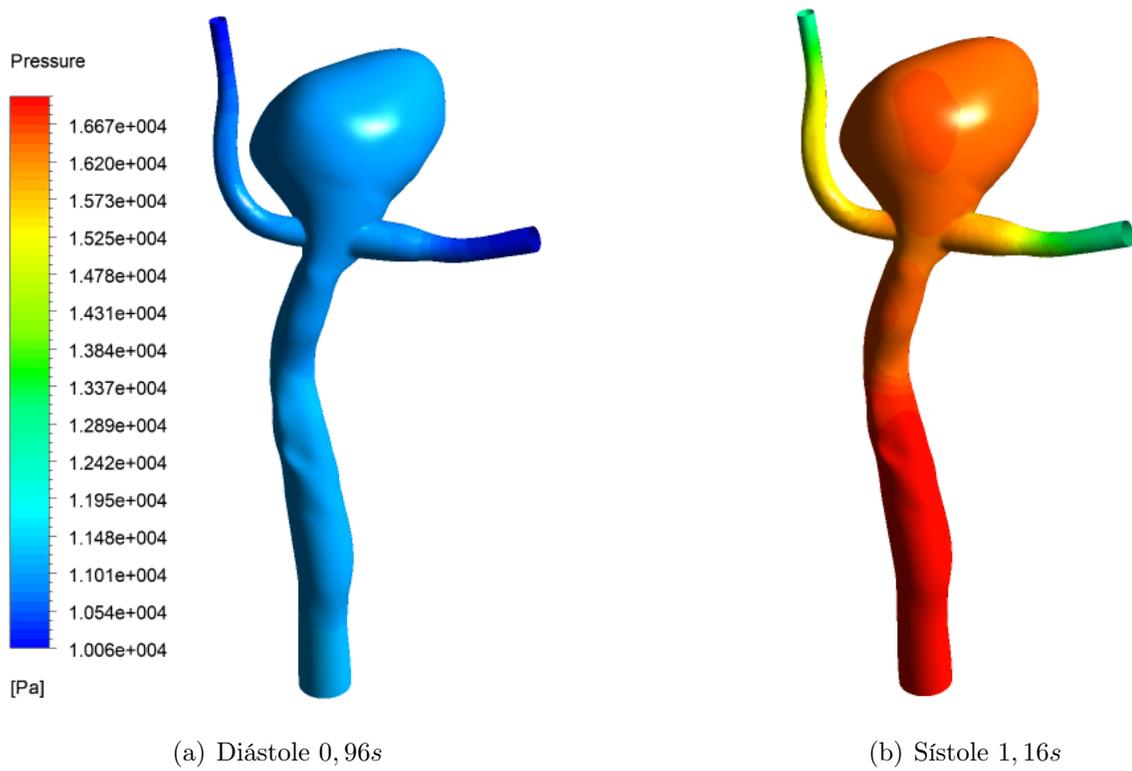


Figura 4.180: Presión Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2

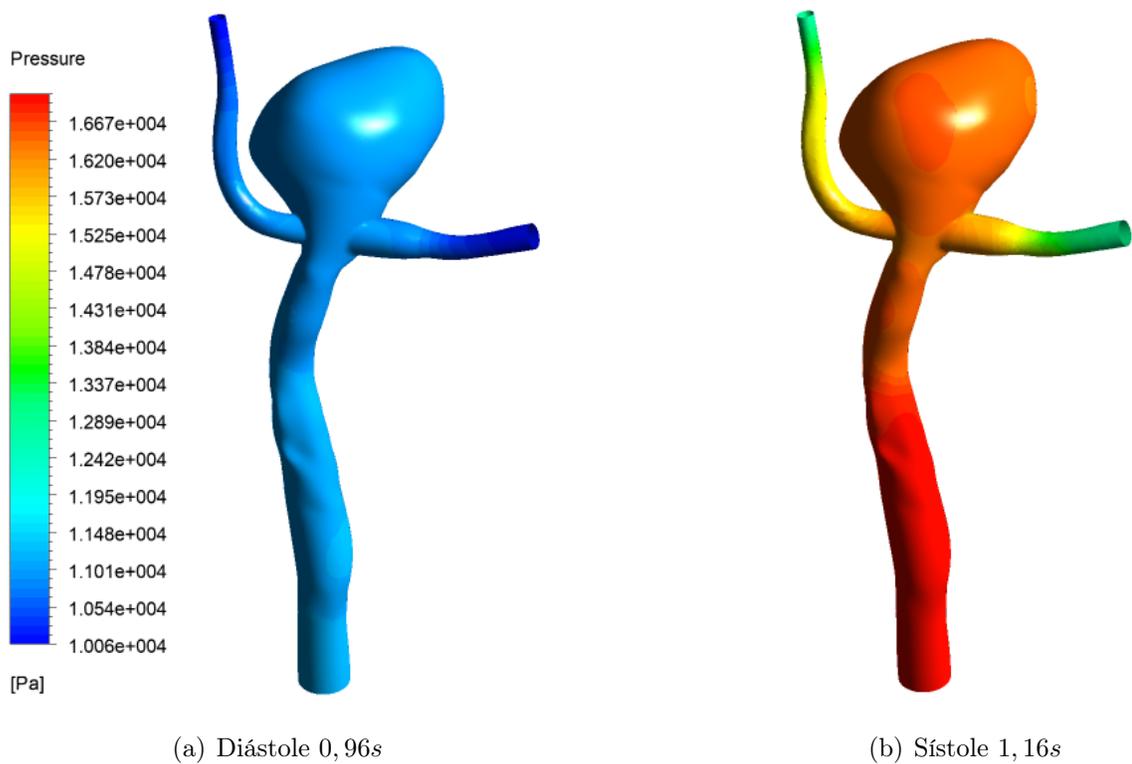
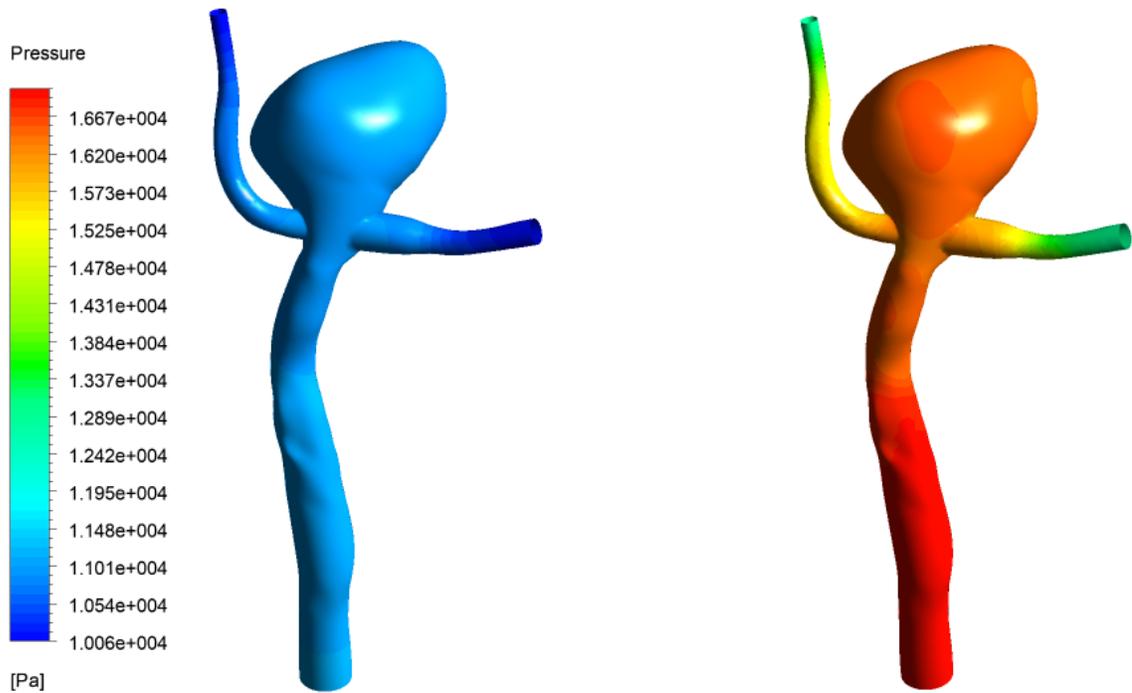


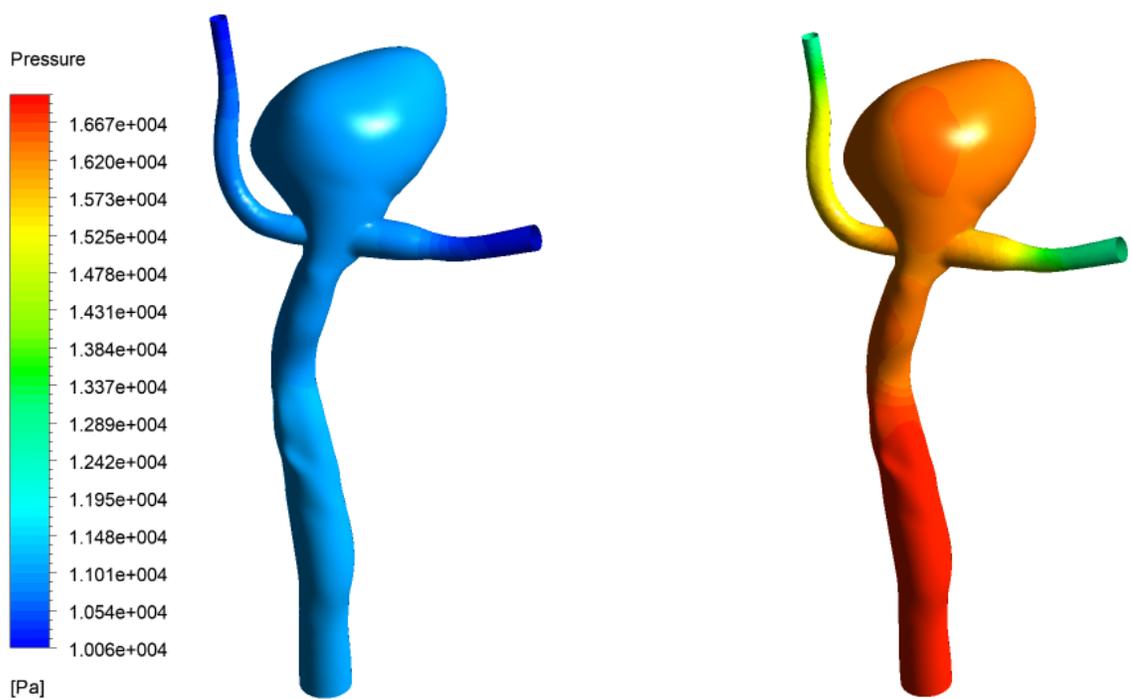
Figura 4.181: Presión Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2



(a) Diástole 0, 96s

(b) Sístole 1, 16s

Figura 4.182: Presión Modelo Constalat Terminal-2 FSI-2



(a) Diástole 0, 96s

(b) Sístole 1, 16s

Figura 4.183: Presión Modelo Toth Terminal-2 FSI-2

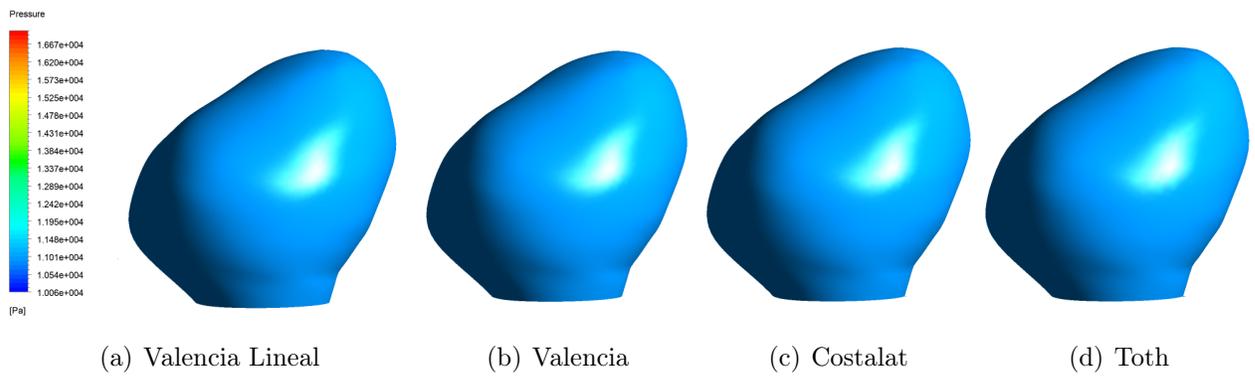


Figura 4.184: Presión Vista 1 Diástole Terminal-2 FSI-2

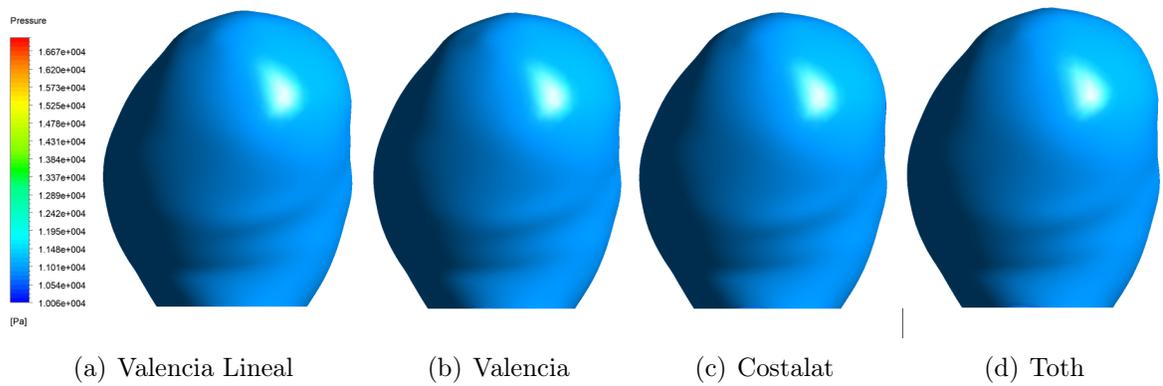


Figura 4.185: Presión Vista 2 Diástole Terminal-2 FSI-2

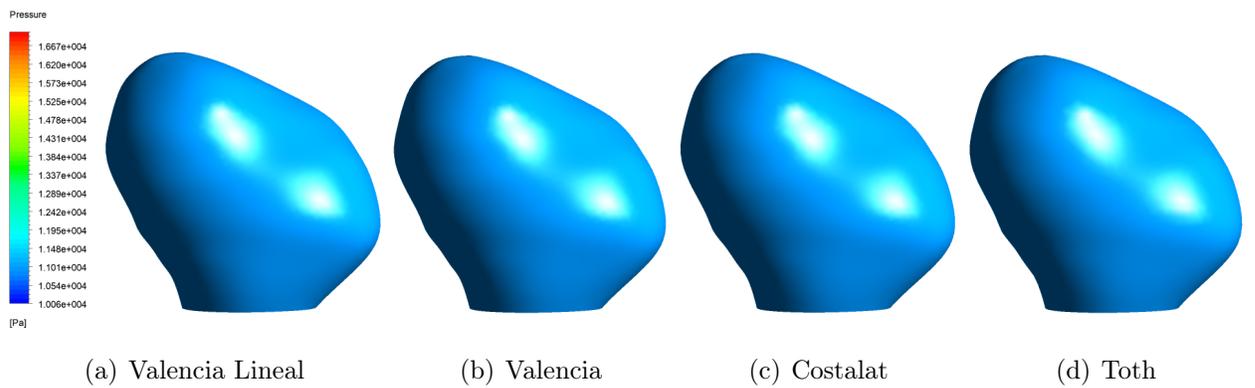


Figura 4.186: Presión Vista 3 Diástole Terminal-2 FSI-2

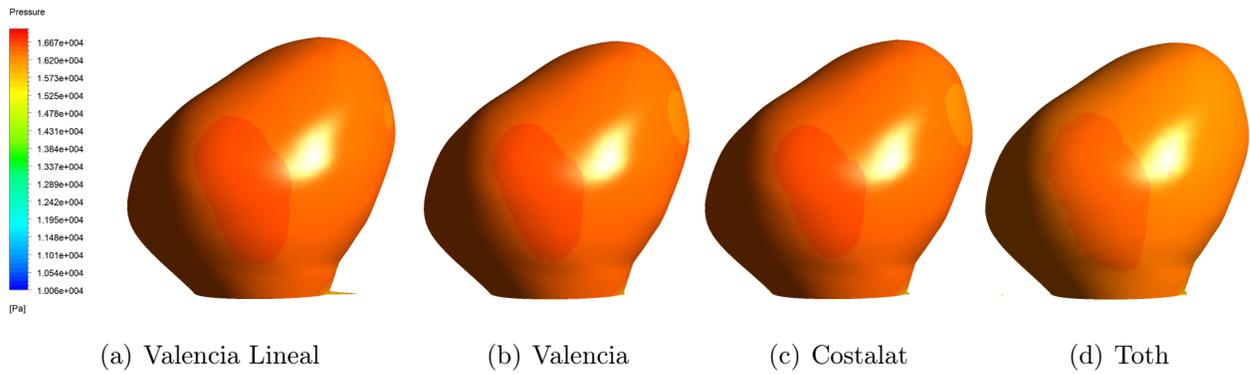


Figura 4.187: Presión Vista 1 Sístole Terminal-2 FSI-2

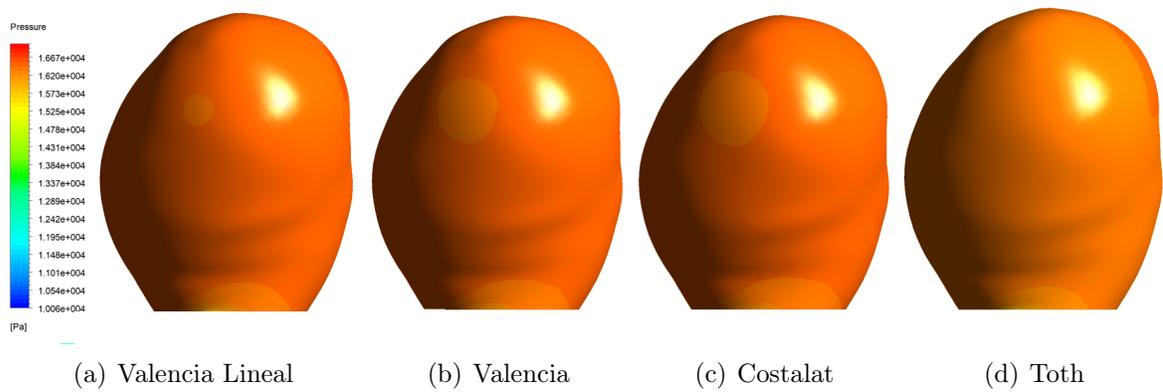


Figura 4.188: Presión Vista 2 Sístole Terminal-2 FSI-2

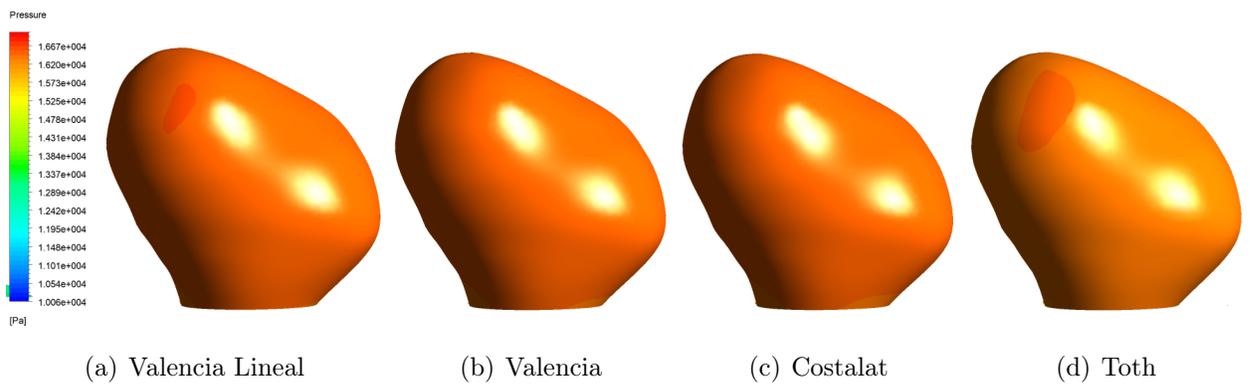


Figura 4.189: Presión Vista 3 Sístole Terminal-2 FSI-2

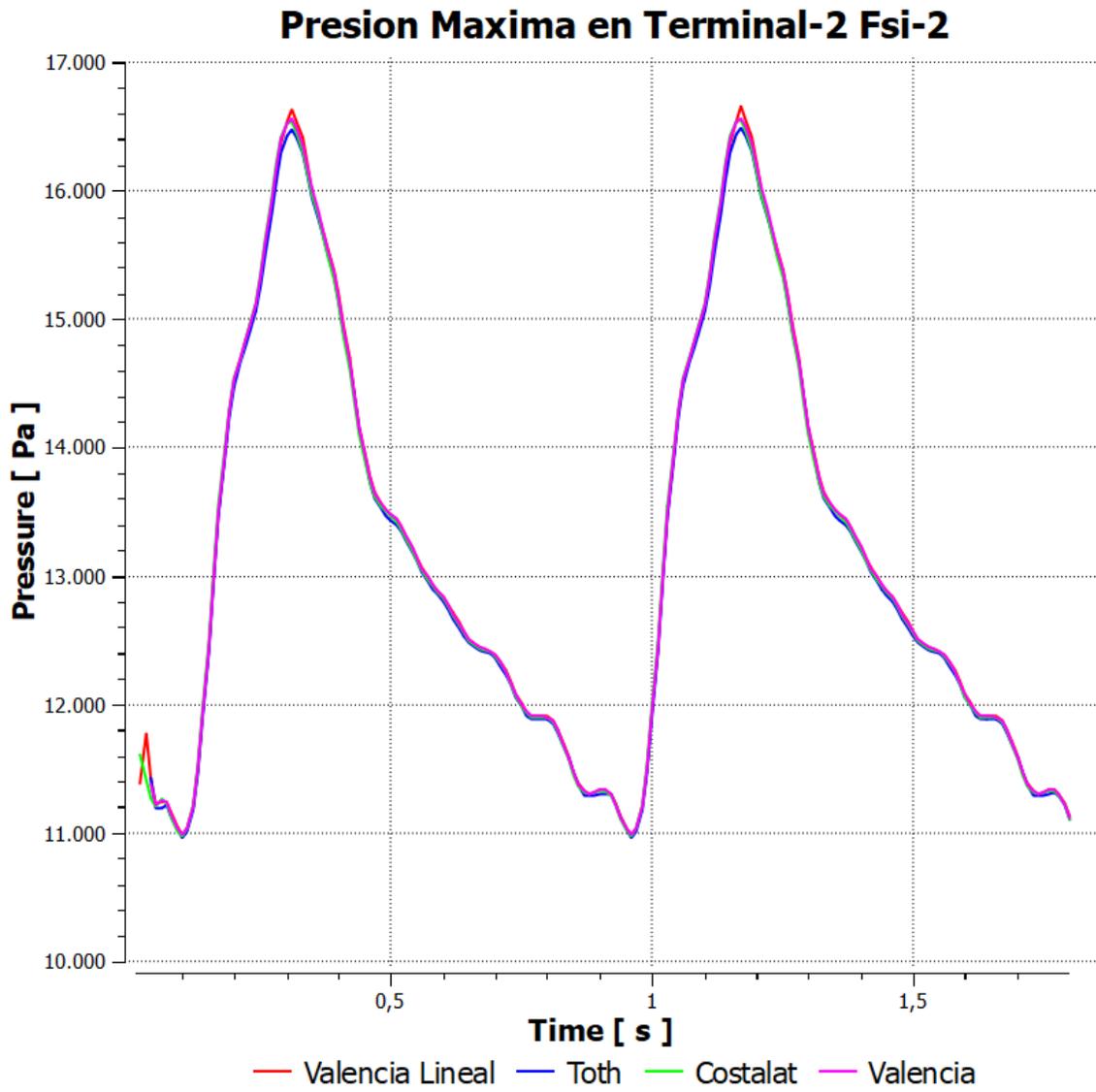


Figura 4.190: Gráfico Presión Máxima Terminal-2 FSI-1

## WSS

En las figuras 4.191, 4.192, 4.193, 4.194 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, los WSS en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se puede observar que presentan un comportamiento muy similar con respecto a su simulación de pared rígida, con un aumento de los WSS en las zonas donde la arteria disminuye su diámetro.

En las figuras 4.195, 4.196, 4.197 se muestran en detalle el comportamiento de los WSS, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.198, 4.199, 4.200. A pesar de que se puede observar un cuello en el aneurisma, éste no se comporta de forma similar a los otros casos Laterales (1 y 2), ya que no presenta concentraciones de WSS significativas. Las mayores concentraciones se encuentran principalmente en las salidas del aneurisma (mismo comportamiento que en el caso de pared rígida).

En la tabla 4.52 se muestra un resumen de los valores WSS máximos y promedios en el aneurisma para los 4 modelos. El valor máximo lo alcanza el modelo de Costalat con un valor de 83,9 [Pa] en la sístole y el mínimo lo obtiene Toth con un valor de 18,2 [Pa] en la diástole.

Estos valores se grafican en la figura 4.201, donde además se puede notar que el modelo de Toth presenta un comportamiento similar al resto de los modelos, pero con magnitudes menores.

Tabla 4.52: Resumen Valores WSS Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Aneurisma Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	20,0	2,31	82,8	13,8
Valencia	20,4	2,42	83,4	13,9
Costalat	19,6	2,20	83,9	14,0
Toth	18,2	2,10	78,0	12,6



Figura 4.191: WSS Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2

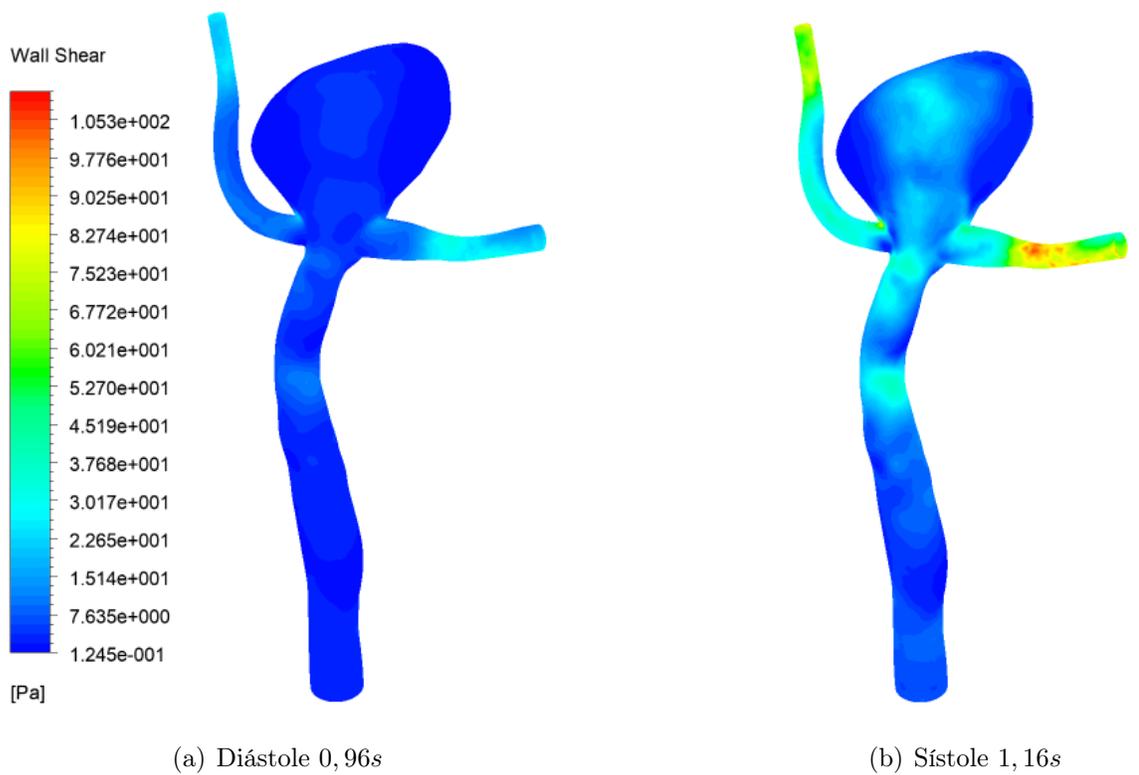


Figura 4.192: WSS Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2



Figura 4.193: WSS Modelo Constalat Terminal-2 FSI-2



Figura 4.194: WSS Modelo Toth Terminal-2 FSI-2

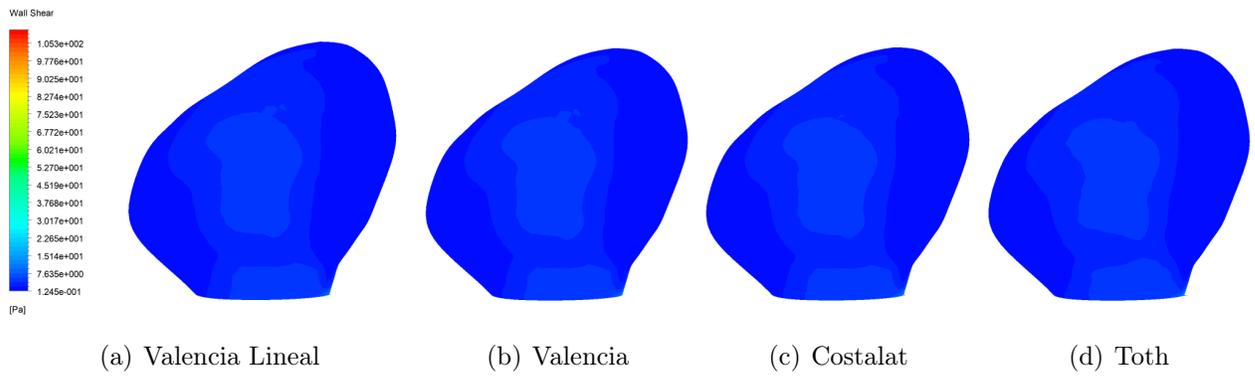


Figura 4.195: WSS Vista 1 Diástole Terminal-2 FSI-2

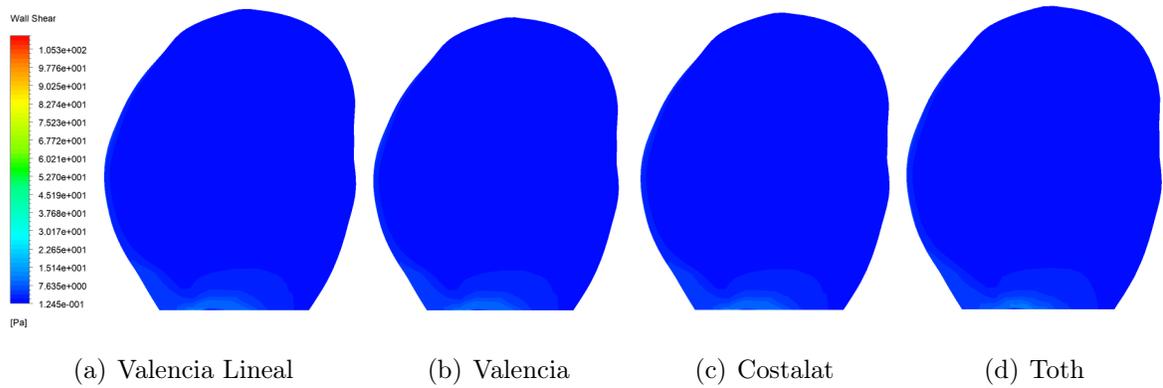


Figura 4.196: WSS Vista 2 Diástole Terminal-2 FSI-2

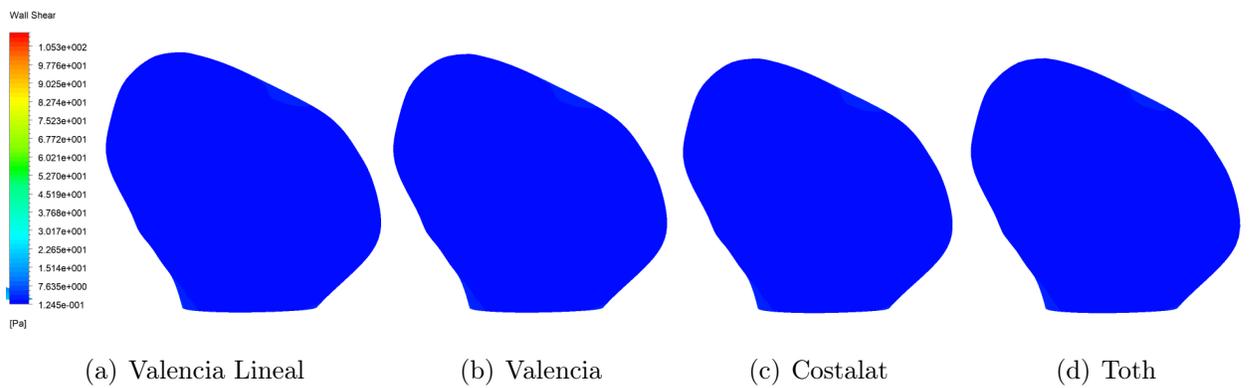


Figura 4.197: WSS Vista 3 Diástole Terminal-2 FSI-2

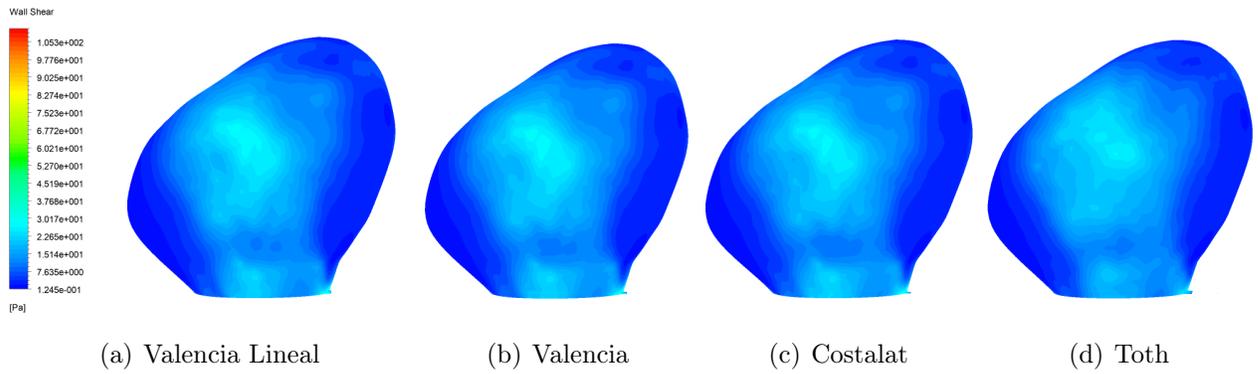


Figura 4.198: WSS Vista 1 Sístole Terminal-2 FSI-2

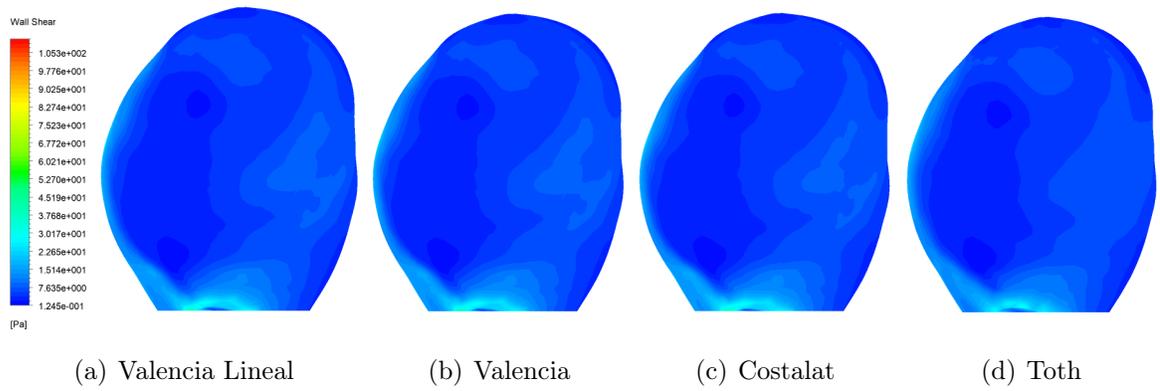


Figura 4.199: WSS Vista 2 Sístole Terminal-2 FSI-2

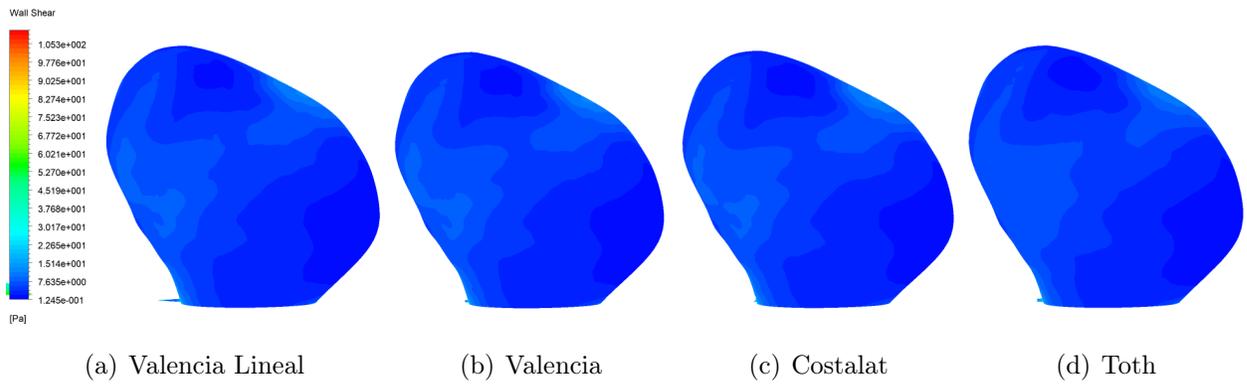


Figura 4.200: WSS Vista 3 Sístole Terminal-2 FSI-2

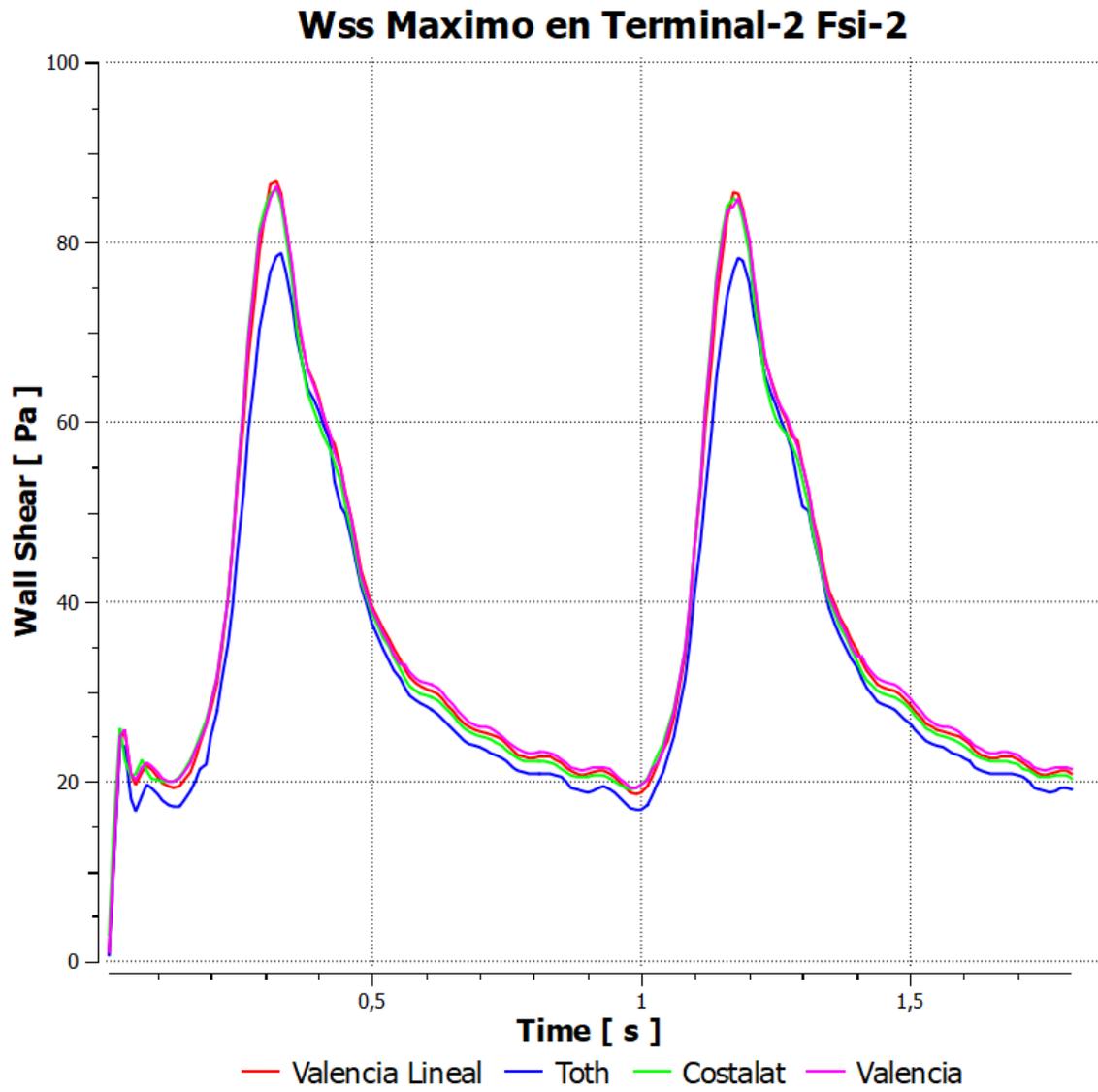


Figura 4.201: Gráfico WSS Máximo Terminal-2 FSI-1

## Deformación

En las figuras 4.202, 4.203, 4.204, 4.205 se muestran las deformaciones en toda la geometría para cada uno de los modelos, tanto para la diástole como la sístole.

La estructura se comporta de forma muy similar para los 4 modelos de pared. Las deformaciones comienzan en la zona baja de la geometría, aumentando a medida que se acerca la patología, llegando a su máximo en la zona del fondo del aneurisma (zona superior), luego de esto comienzan a disminuir llegando al mínimo en las salidas, lo cual se debe principalmente a la condición de empotramiento de la estructura.

La deformación máxima entre todos los modelos se da en la sístole del caso de Tothl con un valor de 0,48 [mm]. El valor mínimo se da en el caso de Valencia con un valor de 0,319 [mm]. En la tabla 4.53 se encuentra un resumen con los valores máximos y promedio de todos los modelos.

Estos valores se grafican en la figura 4.206, donde se observa un comportamiento similar de los modelos durante toda la simulación, variando principalmente en la magnitud.

Tabla 4.53: Resumen Valores Deformación Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Máxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,332	0,179	0,534	0,285
Valencia	0,319	0,175	0,488	0,270
Costalat	0,321	0,176	0,447	0,257
Toth	0,341	0,184	0,548	0,292

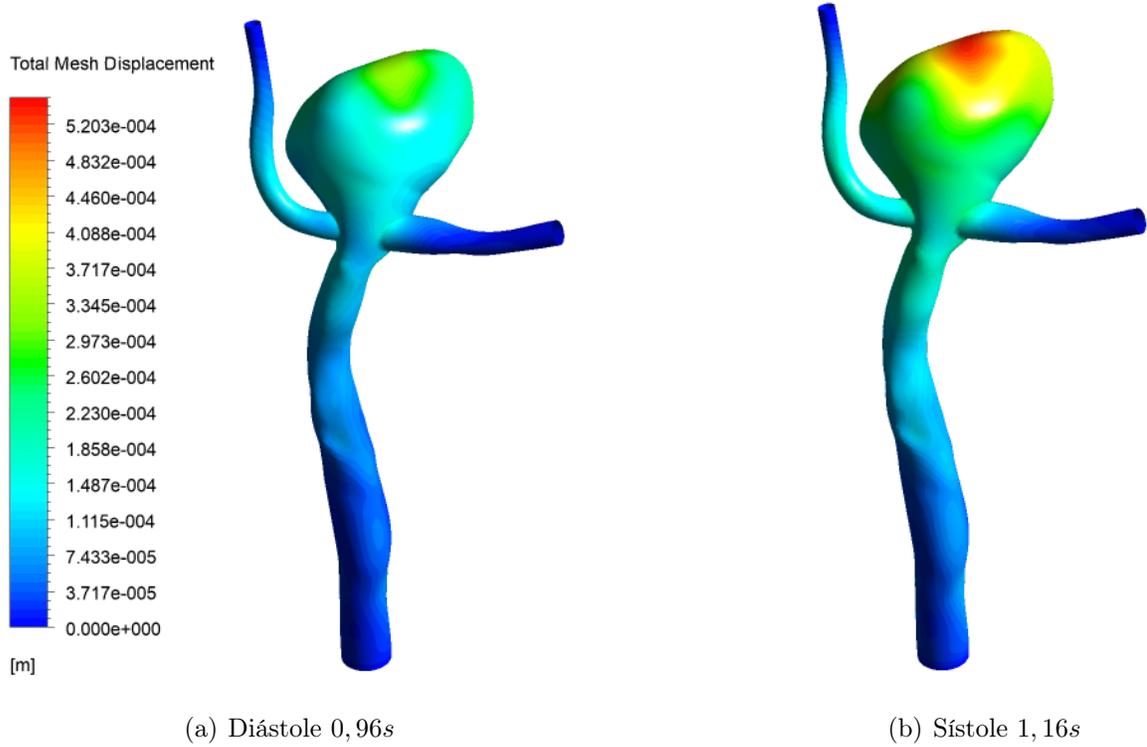


Figura 4.202: Deformación Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2

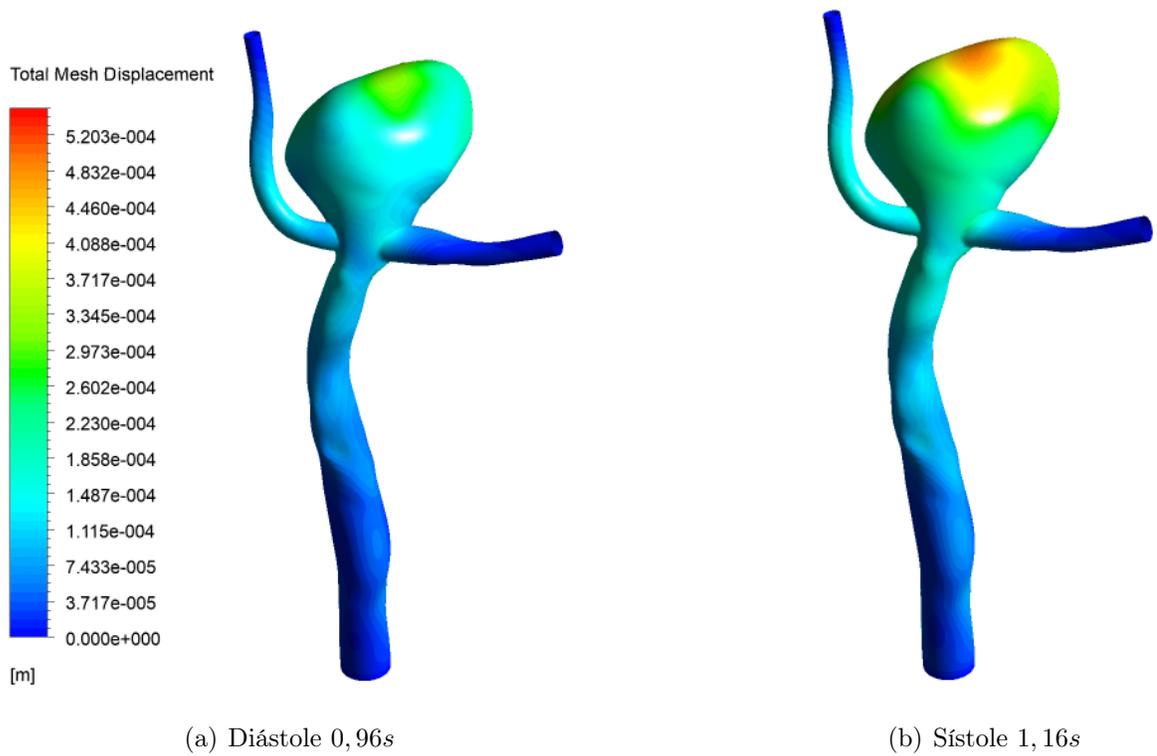


Figura 4.203: Deformación Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2

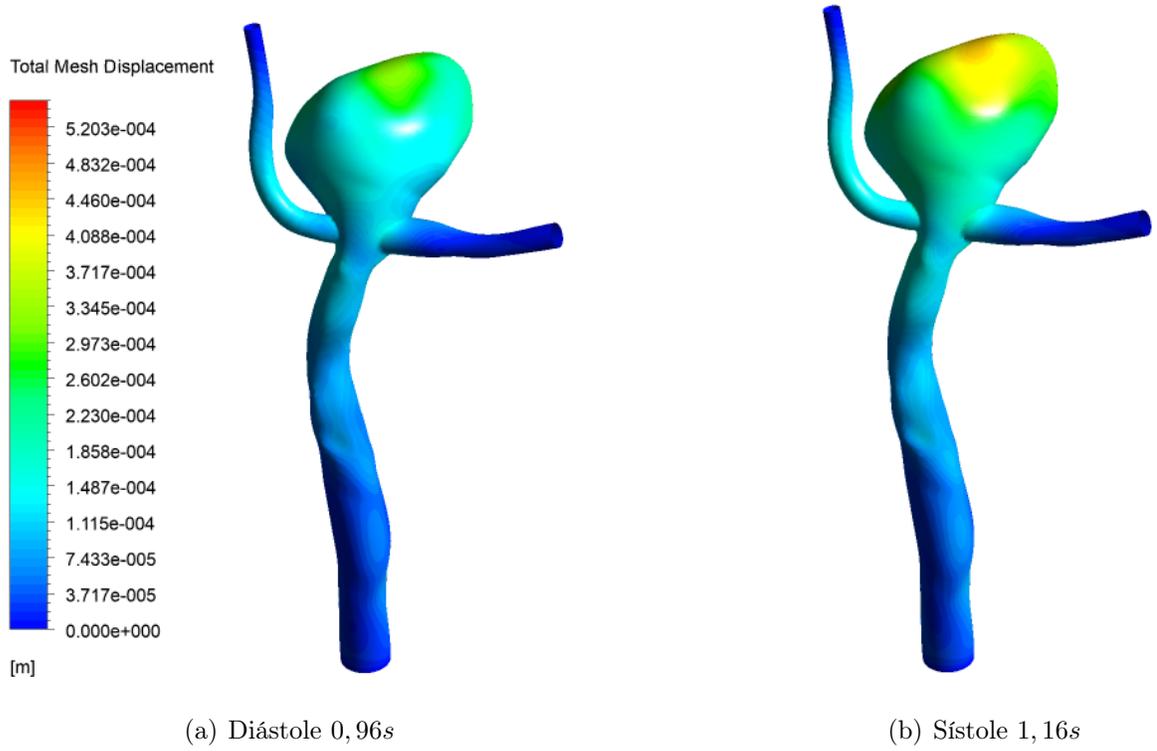


Figura 4.204: Deformación Modelo Constalat Terminal-2 FSI-2

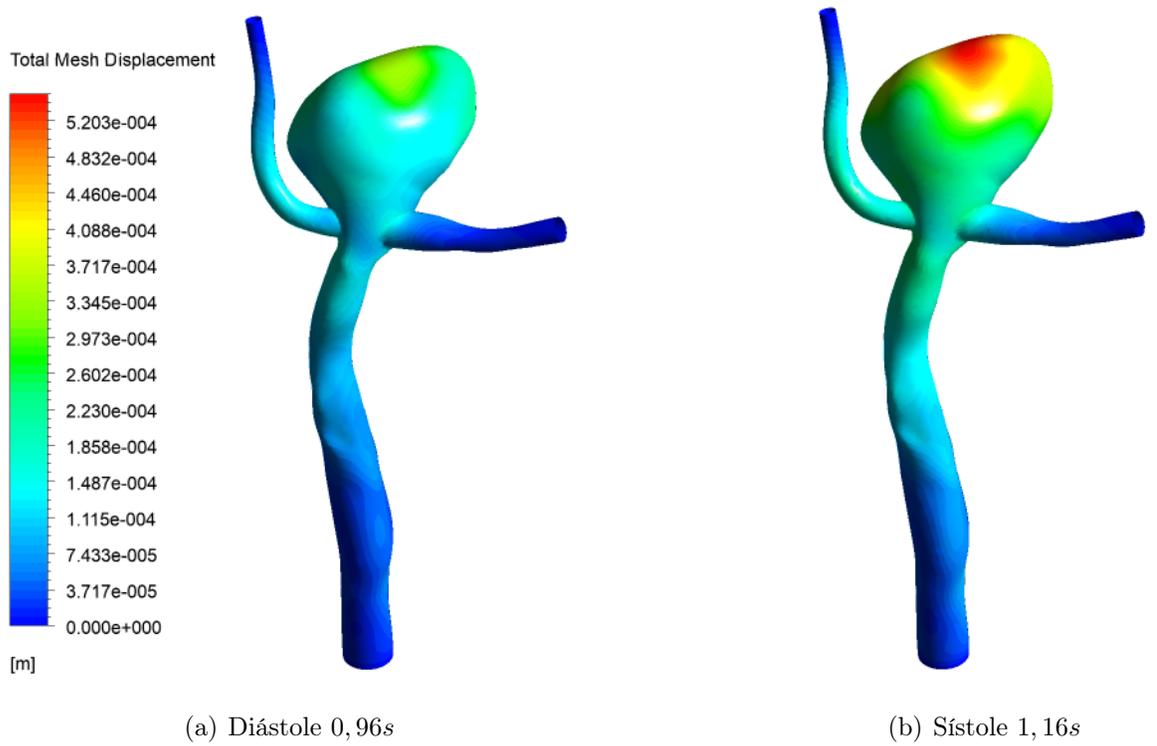


Figura 4.205: Deformación Modelo Toth Terminal-2 FSI-2

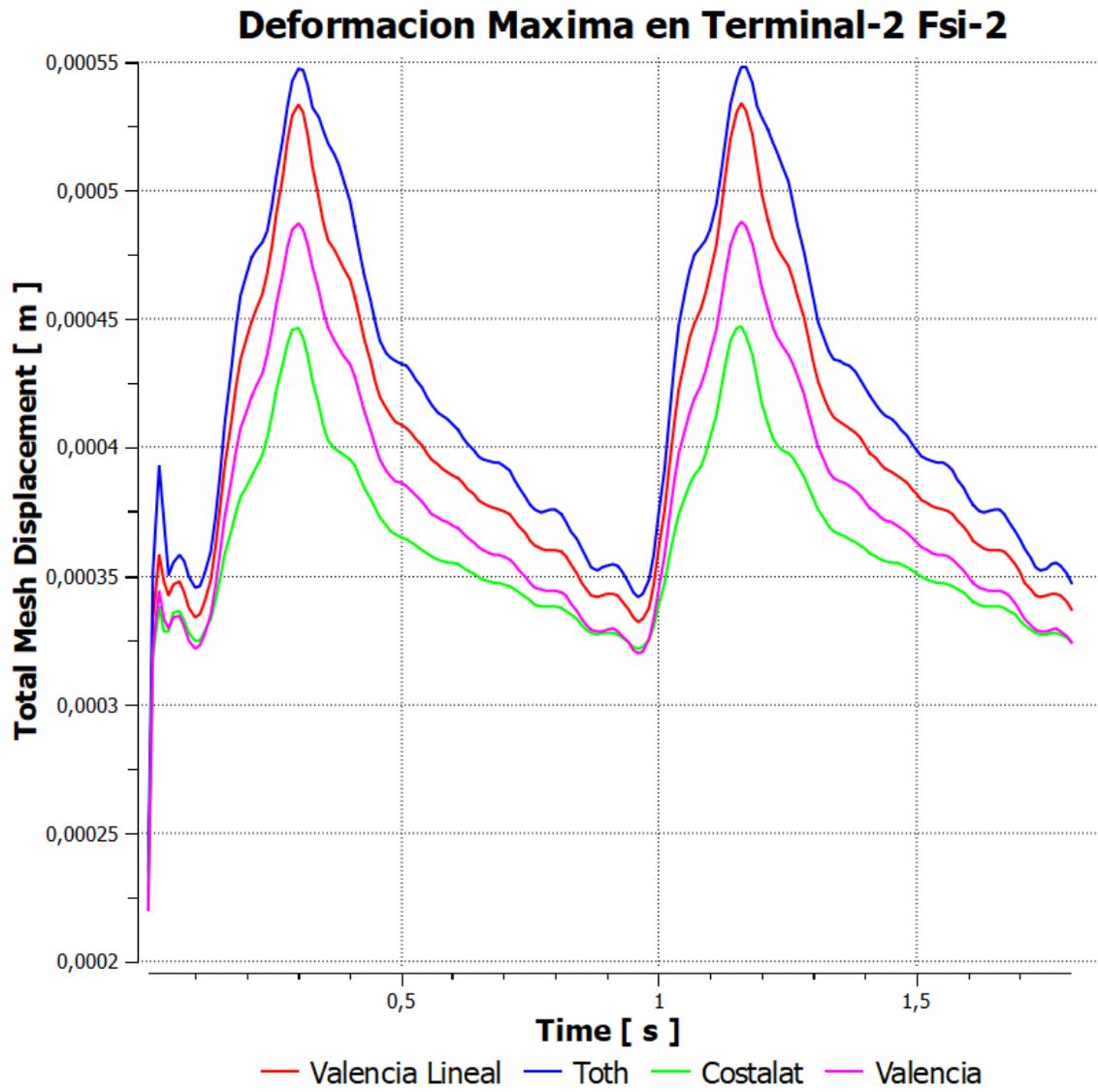


Figura 4.206: Gráfico Deformación Máxima Terminal-2 FSI-2

## Esfuerzo de Von Mises

En las figuras 4.207, 4.208, 4.209, 4.210 se observa, tanto para la diástole como para la sístole, el esfuerzo de Von Mises en la pared de la geometría para una vista general de los 4 modelos estudiados. Se puede observar que en los 4 modelos, los esfuerzos se concentran exclusivamente en el sector del aneurisma, a diferencia de los esfuerzos de corte que se presentan en la totalidad.

En las figuras 4.211, 4.212, 4.213 se muestra en detalle el comportamiento de los esfuerzos de Von Mises, específicamente en el aneurisma para 3 vistas distintas en el caso de la diástole, la sístole es mostrada en las figuras 4.214, 4.215, 4.216. De estas imágenes, se ve que las 4 simulaciones se comportan de forma similar, con polos de esfuerzos en las salidas del aneurisma y algunos de menor intensidad en el domo. Es posible notar que en la corona del aneurisma no se encuentra ninguna concentración, sino más bien estos se encuentran en la zona baja y a los costados.

En la tabla 4.54 se encuentra un resumen de los valores promedio y máximos de los esfuerzos de Von Mises en el aneurisma para los 4 modelos. El máximo se encuentra en el modelo de Costalat con un valor de 461967 [Pa] en la sístole y el mínimo en el modelo de Toth con un valor de 213075 [Pa] en la diástole.

En la figura 4.217 se muestra un gráfico con la variación del esfuerzo de Von Mises máximo durante toda la simulación para los diferentes modelos.

Tabla 4.54: Resumen Valores Esfuerzos de Von Mises Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	186261	60072	308553	96506
Valencia	189789	59942	357635	100962
Costalat	262093	61754	430356	105628
Toth	181647	54298	288851	87583

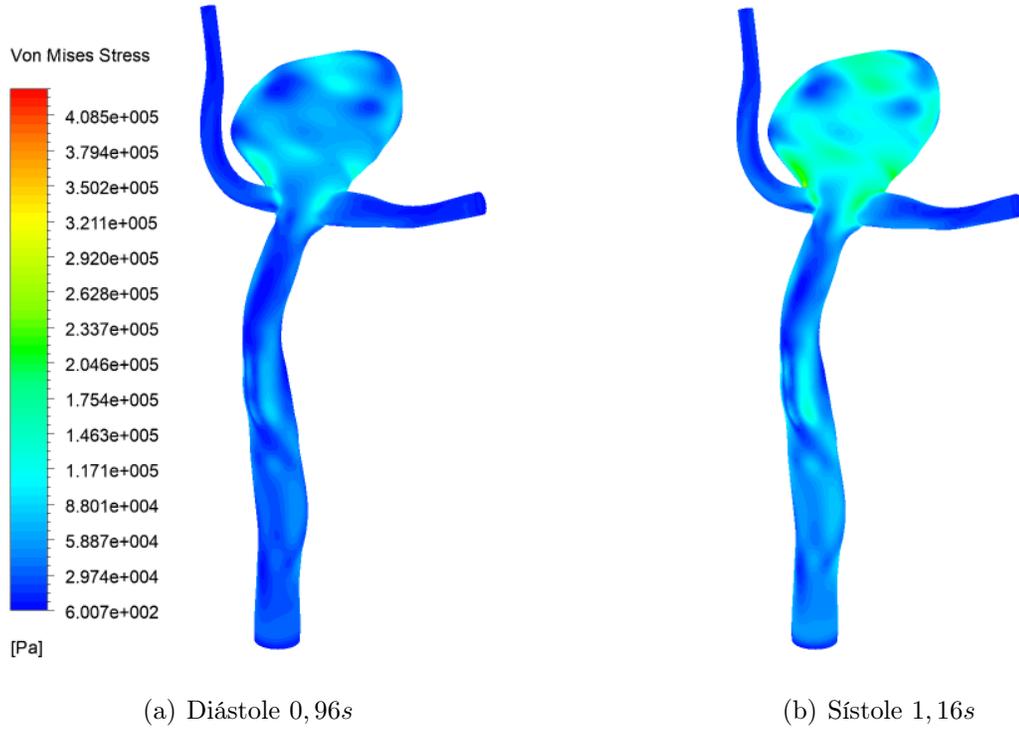


Figura 4.207: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Lineal Terminal-2 FSI-2

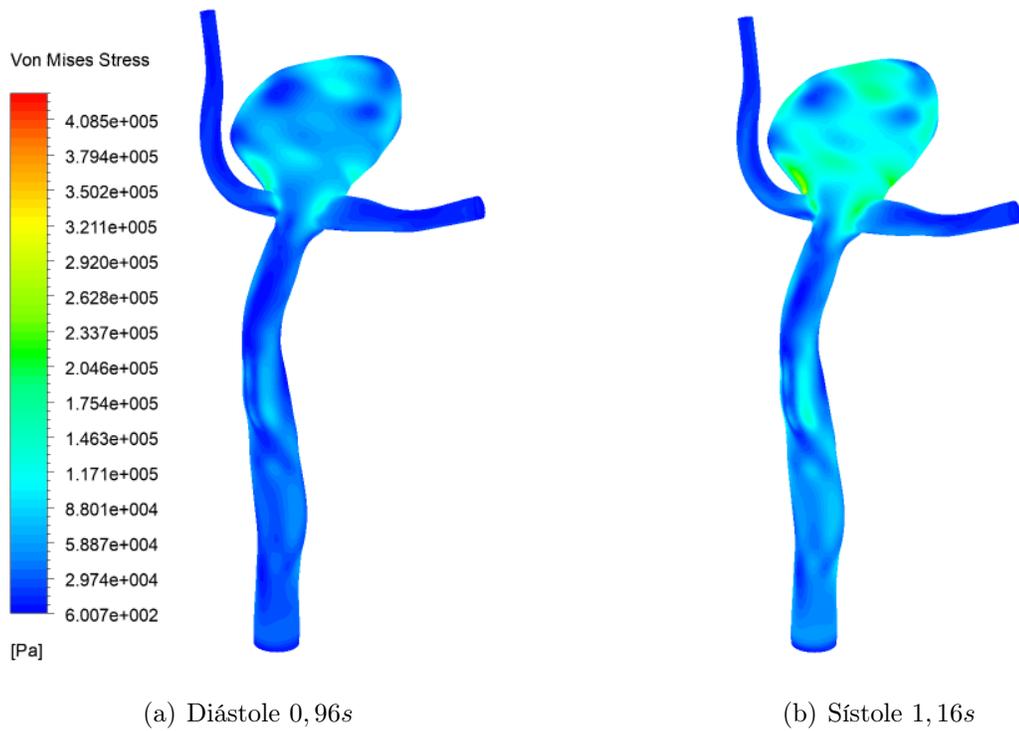


Figura 4.208: Esfuerzo de Von Mises Modelo Valencia Terminal-2 FSI-2

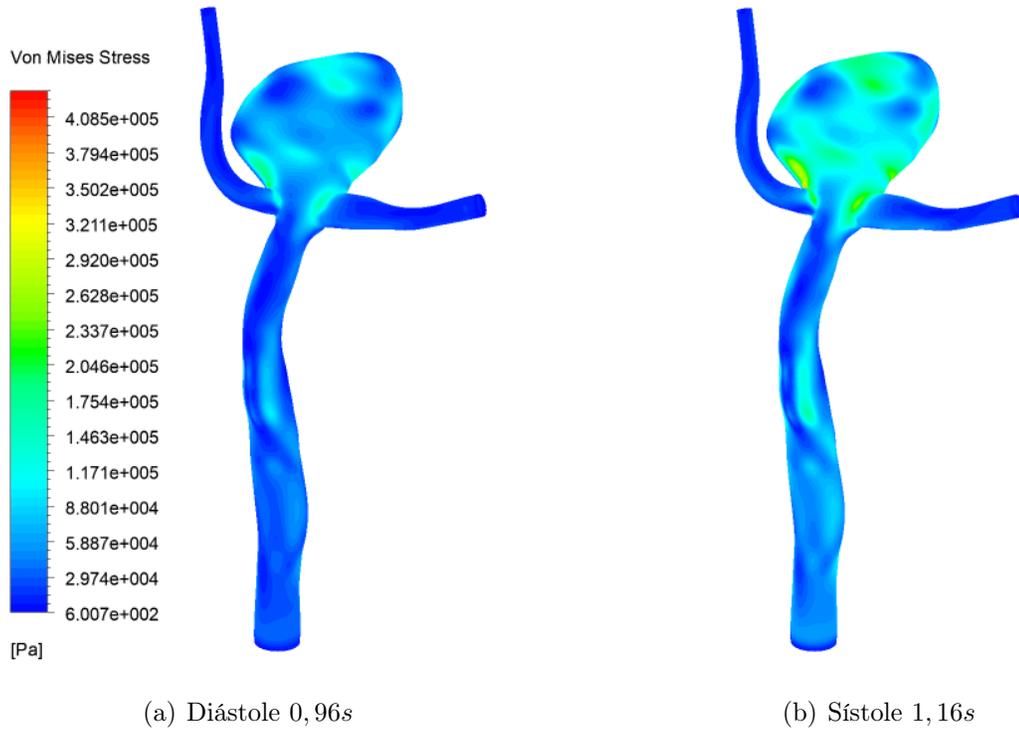


Figura 4.209: Esfuerzo de Von Mises Modelo Constalat Terminal-2 FSI-2

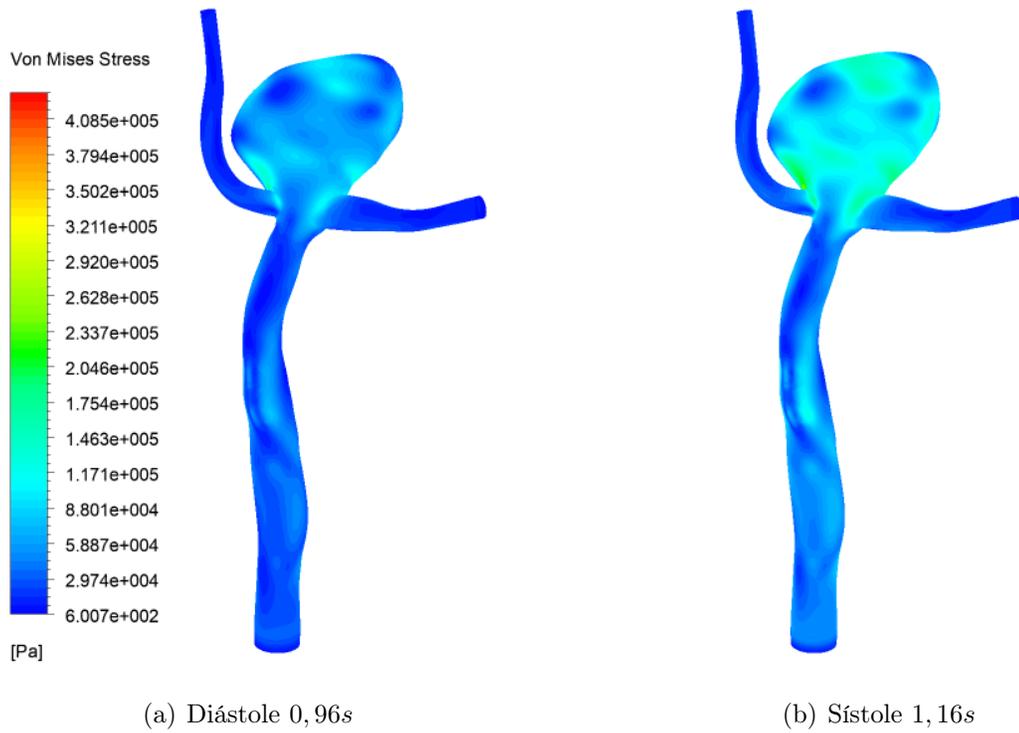


Figura 4.210: Esfuerzo de Von Mises Modelo Toth Terminal-2 FSI-2

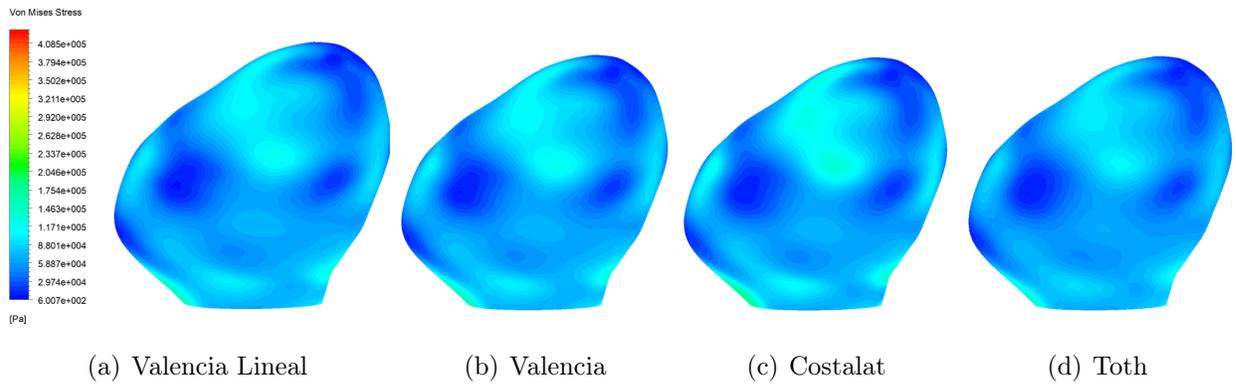


Figura 4.211: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Diástole Terminal-2 FSI-2

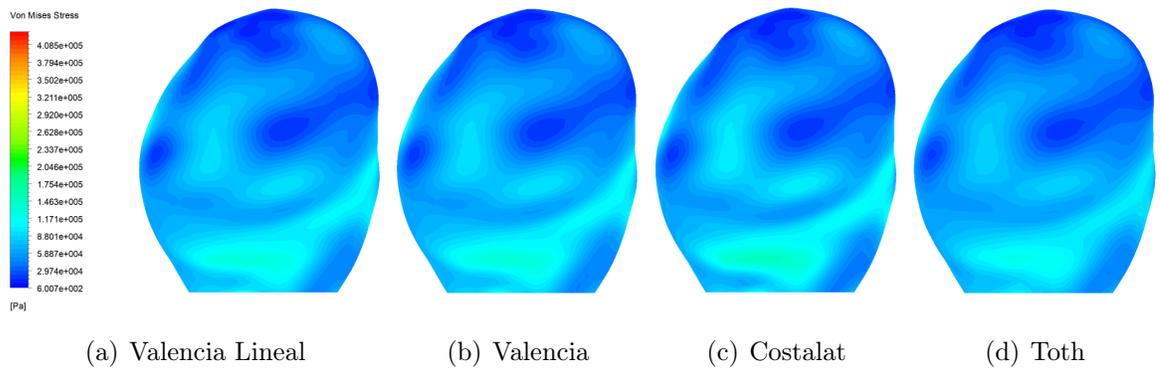


Figura 4.212: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Diástole Terminal-2 FSI-2

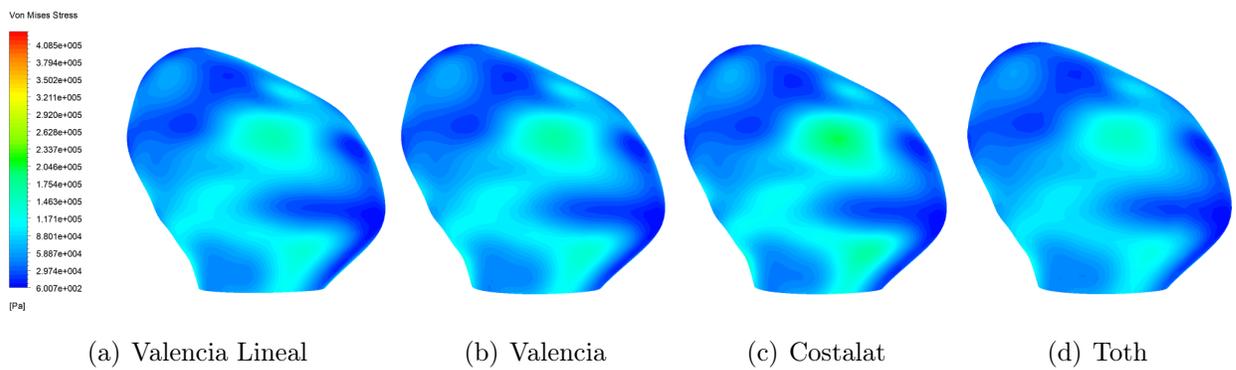


Figura 4.213: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Diástole Terminal-2 FSI-2

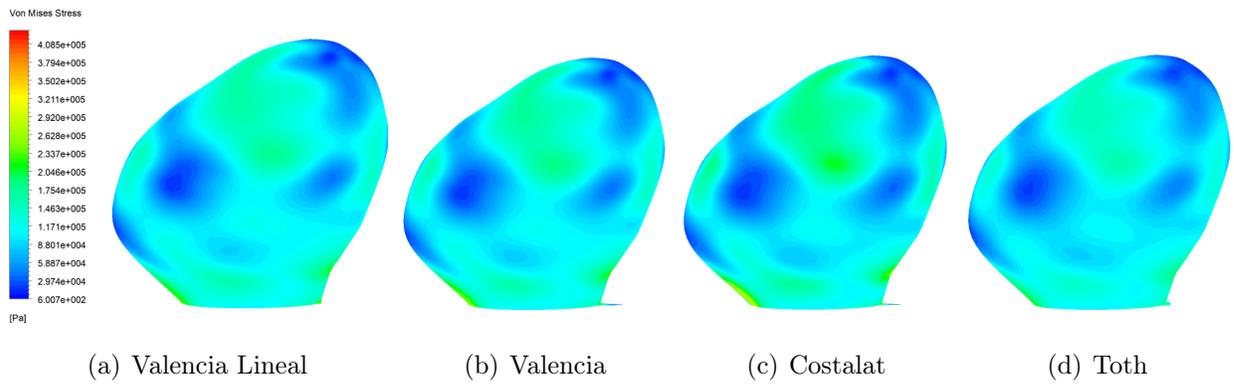


Figura 4.214: Esfuerzo de Von Mises Vista 1 Sístole Terminal-2 FSI-2

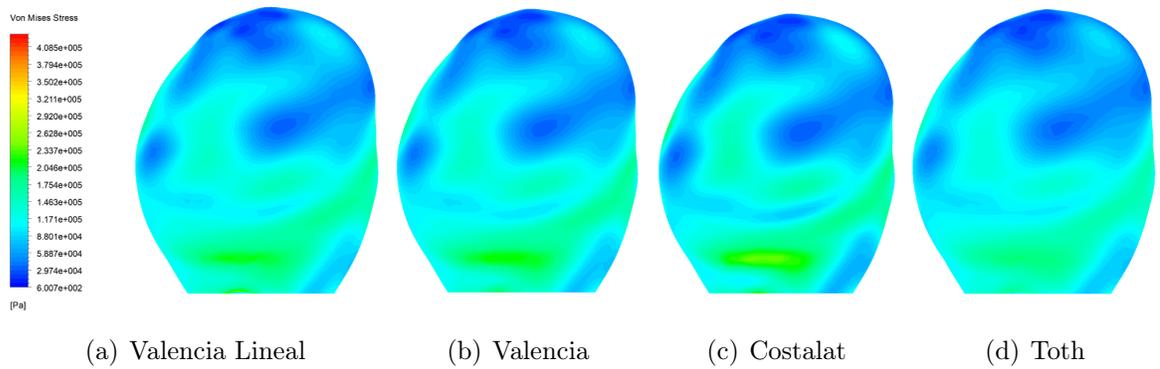


Figura 4.215: Esfuerzo de Von Mises Vista 2 Sístole Terminal-2 FSI-2

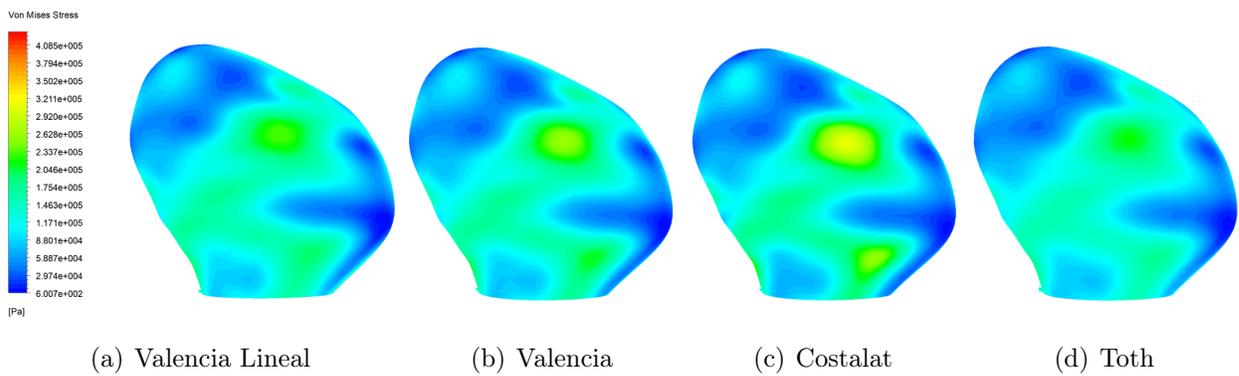


Figura 4.216: Esfuerzo de Von Mises Vista 3 Sístole Terminal-2 FSI-2

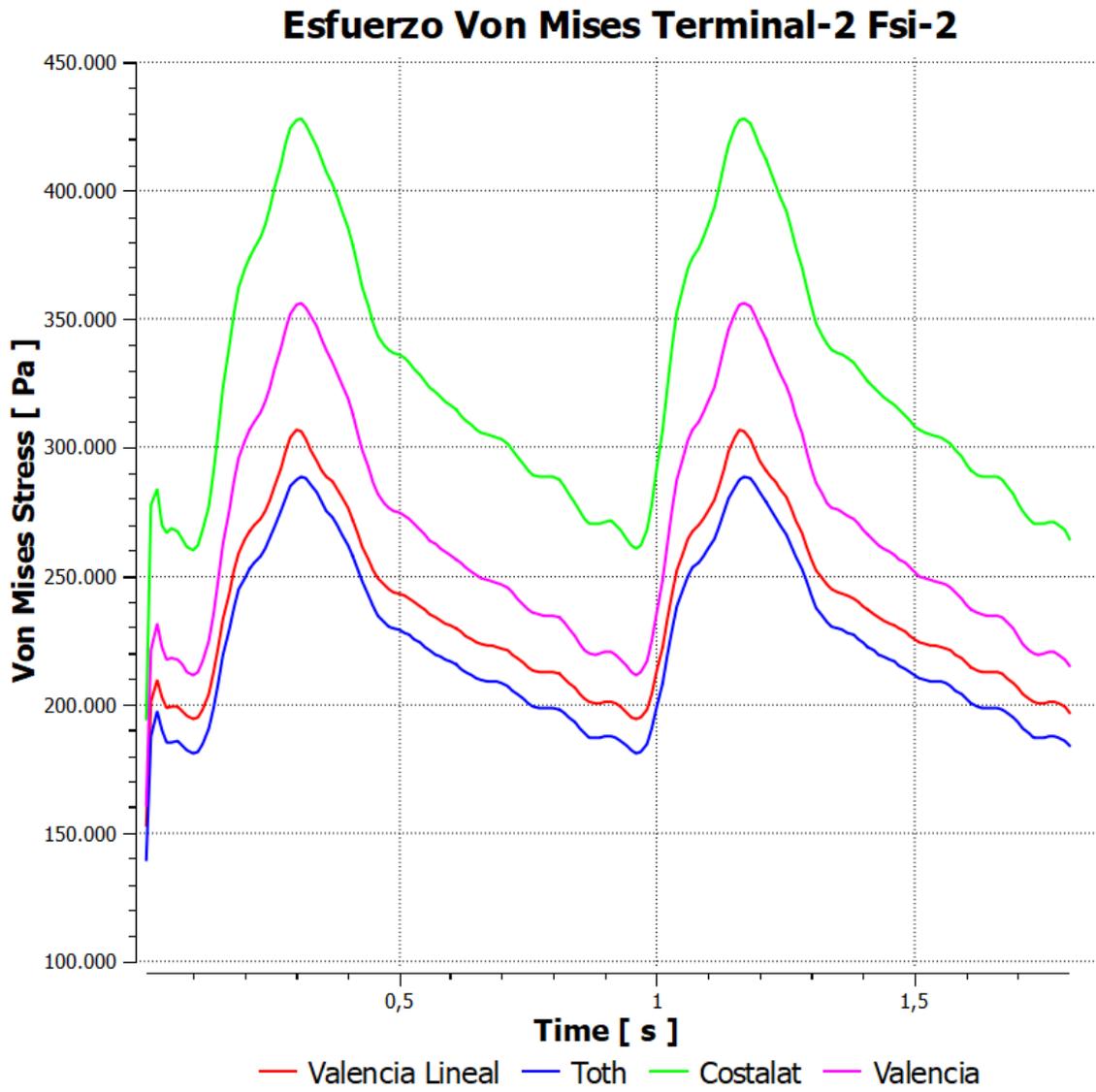


Figura 4.217: Gráfico Deformación Máxima Terminal-2 FSI-2

### 4.7.3. Comparación de Casos

En la siguiente sección se muestran tablas resúmenes para el caso Terminal-2 comparando las distintas simulaciones para las variables de interés. Se muestra en porcentaje las diferencia entre las simulaciones.

#### Presión Estática

En la tabla 4.55 se muestra como porcentaje la diferencia entre las presiones entre el caso pared rígida y FSI-2 (se normaliza tomando como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.55: Tabla Comparativa Presión Terminal-2 Pared rígida/FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-0,52 %	-1,35 %	-2,11 %	-3,45 %
Valencia	-0,49 %	-1,31 %	-2,10 %	-3,44 %
Costalat	-0,43 %	-1,26 %	-2,07 %	-3,41 %
Toth	-0,42 %	-1,31 %	-2,68 %	-4,03 %

En la tabla 4.56 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.56: Tabla Comparativa Presión Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]	Presión Maxima [Pa]	Presión Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	0,03 %	0,05 %	0,02 %	0,02 %
Costalat	0,08 %	0,09 %	0,05 %	0,05 %
Toth	0,10 %	0,05 %	-0,58 %	-0,60 %

## WSS

En la tabla 4.57 se muestra como porcentaje la diferencia entre los WSS entre el caso pared rígida y las simulaciones FSI-2 (se toma como 100 % el caso de pared rígida).

Tabla 4.57: Tabla Comparativa Presión Terminal-2 Pared rígida/FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	-7,64 %	-7,60 %	-13,12 %	-10,39 %
Valencia	-5,60 %	-3,20 %	-12,49 %	-9,74 %
Costalat	-9,21 %	-12,00 %	-11,96 %	-9,09 %
Toth	-15,65 %	-16,00 %	-18,15 %	-18,18 %

En la tabla 4.58 se muestran las diferencias porcentuales entre los distintos modelos de pared para las simulaciones FSI-2 (se normaliza con el caso Valencia Lineal).

Tabla 4.58: Tabla Comparativa WSS Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]	WSS Máximo [Pa]	WSS Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	-9,76 %	-1,30 %	7,57 %	16,43 %
Costalat	-12,28 %	-3,91 %	10,40 %	21,55 %
Toth	-18,31 %	-8,70 %	-0,91 %	-2,95 %

## Deformación

En la tabla 4.59 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para la deformación en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.59: Tabla Comparativa Deformación Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]	Deformación Maxima [mm]	Deformación Promedio [mm]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	-3,92 %	-2,23 %	-8,61 %	-5,26 %
Costalat	-3,31 %	-1,68 %	-16,29 %	-9,82 %
Toth	2,71 %	2,79 %	2,62 %	2,46 %

## Esfuerzo de Von Mises

En la tabla 4.60 se muestra como porcentaje la diferencia entre los distintos modelos para los esfuerzos de Von Mises en la estructura (se toma como 100 % el caso de Valencia Lineal).

Tabla 4.60: Tabla Comparativa Deformación Terminal-2 FSI-2

Tiempo	0,96 s		1,16 s	
Autor/Variable	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]	Von Mises Máximo [Pa]	Von Mises Promedio [Pa]
Valencia Lineal	0,00 %	0,00 %	0,00 %	0,00 %
Valencia	1,89 %	-0,22 %	15,91 %	4,62 %
Costalat	40,71 %	2,80 %	39,48 %	9,45 %
Toth	-2,48 %	-9,61 %	-6,39 %	-9,25 %

# Capítulo 5

## Análisis

En el presente capítulo se llevará a cabo el análisis de los resultados obtenidos. En primer lugar, se estudiará el comportamiento en general de las 4 geometrías con el método FSI-2 por ser el más complejo, para luego estudiar dichos resultados con los métodos FSI-1 y de pared rígida.

### 5.1. Análisis Lateral-1

Al analizar esta geometría se observa que en particular el aneurisma presenta una distribución uniforme de la presión, aumentando levemente donde la sangre impacta a la arteria (figuras 4.39 a la 4.48). Del gráfico 4.49 se observa que todos los autores no presentan diferencias significativas durante toda la simulación, por lo que no marca grandes diferencias la elección de uno de estos modelos en este caso. Además, se puede ver cómo la forma del comportamiento en el gráfico de todos los autores coincide con las condiciones de entradas impuestas por la simulación. Por otro lado, en la tabla comparativa de los autores y con respecto a la presión 4.15 se observa que la diferencia máxima entre los 4 autores no alcanza a ser del 0,3% en la diástole o la sístole.

Con respecto a los esfuerzos de corte, se observa desde la figura 4.50 a la 4.59 que los mayores valores se ubican preferentemente en el sector del cuello para los 4 modelos, principalmente en la zona frontal de éste. El domo presenta bajos WSS con un leve aumento en la zona frontal igualmente. En el gráfico 4.60 se observa que los autores presentan un comportamiento muy similar durante toda la simulación, diferenciándose particularmente en la sístole donde Costalat tiene una mayor magnitud. Esto es visible en la tabla 4.17, donde se observa que Costalat tiene una diferencia de un 5,62% en el tiempo 1,16 s con respecto al modelo de Valencia Lineal (con el cual se normalizó), seguido por Valencia con un 3,2%.

Al ver desde las figuras 4.61 a la 4.62 se observa que la deformación de la geometría es casi exclusivamente en el sector del aneurisma, ramificada a la arteria en el sector donde éste se encuentra. Las deformaciones se hacen mayores a medida que se sube en la patología, pero alcanza un máximo en la zona frontal (esto para todos los autores). Con respecto a

las magnitudes, se observa del gráfico de la figura 4.65 que el modelo de Toth presenta los mayores valores durante toda la simulación (con un máximo de 1,088 [mm]), secundado por el modelo de Valencia Lineal (1,062 [mm]). Un punto interesante a destacar es que el modelo de Costalat se asemeja en la sístole al modelo de Valencia, no así en la diástole donde tiende a comportarse más al de Valencia Lineal. Las diferencias de los modelos se observan en la tabla 4.19, donde se tiene una diferencia de un 2,52 % normalizado con Valencia Lineal para el modelo de Toth. Costalat y Valencia tienen una diferencia de aproximadamente un 11,5 %.

Finalmente, es en los esfuerzos de Von Mises donde se tienen las mayores diferencia entre los autores. Al observar las figuras desde la 4.66 a la 4.75 se ven los sectores donde se concentran los mayores esfuerzos, los cuales son principalmente el cuello del aneurisma, aunque a diferencia de los WSS, éstos se presentan de igual forma en el domo. La principal diferencia se ve en el caso de Costalat, donde cambia el sector donde se encuentran los esfuerzos máximos, ubicado en el sector derecho del cuello según las figuras. Además de esta particularidad, se notan diferencias significativas en las magnitudes, lo cual se magnifica en la tabla 4.21, donde se ve que el caso de Costalat presenta una diferencia de un 21,49 % con respecto a los otros autores. No se superan los 0,7 [Mpa] de esfuerzos de ruptura estimados por Cebra [6] para ninguno de los autores.

## 5.2. Análisis Lateral-2

La geometría Lateral-2 presenta la mayor presión en el aneurisma de todos los casos, para los 4 autores, magnitudes que se deben principalmente a la forma que la geometría presenta. No obstante lo anterior, la presión en la patología sigue comportándose de igual forma que en los otros modelos, con una homogeneidad alterada levemente en el sector donde la sangre impacta. Esto es visible en las figuras 4.86 a la 4.95 para los 4 autores estudiados. Además, en el gráfico 4.96 se observan mínimas diferencias entre ellos, reafirmado por las magnitudes enseñadas en los 2 momentos de estudio (0,96 s y 1,16 s) en la tabla 4.30, donde se observa que la máxima diferencia es de un 1 % para el valor promedio en la diástole.

Con respecto a los esfuerzos de corte, su comportamiento es altamente influenciado por la presencia de una contricción en la geometría (fuera del aneurisma) que eleva los valores de la simulación. En la patología estudiada, se observan valores más altos en el cuello, fenómeno observado de igual forma en la geometría Lateral-1, no obstante, sí se observa una mayor dispersión de concentración de WSS en el domo. En el gráfico 4.107, se vislumbra que los modelos presentan un comportamiento muy similar camino a la sístole, donde en particular, Costalat y Valencia, se escapan del resto de los autores de forma similar, fenómeno semejante es el que tienen Valencia Lineal y Toth pero con valores más bajos. Con respecto a la diástole, el comportamiento de Costalat y Valencia siguen siendo similares con valores más bajos, pero se ven superados por el modelo de Valencia Lineal. Toth por su parte sigue ocupando, durante toda la simulación, el último lugar en magnitud. En la tabla 4.32 se comparan, en magnitud, los diferentes autores para esta simulación y es posible cuantificar este cambio, donde Valencia y Costalat pasan de tener un valor del -7,73 % y -10,12 %, respectivamente, a un 7,5 % y un 10,4 %, con Valencia Lineal en la diástole.

En el gráfico 4.112 se observa que los modelos de Toth y Valencia Lineal tienen un comportamiento muy similar durante toda la simulación, aunque el primero genera un cambio mayor durante toda la simulación. Por otro lado, Costalat y Valencia no se asemejan como en el caso Lateral-1, sino que más bien, tienen diferencias significativas. La cuantificación de estos cambios se encuentran en la tabla 4.33, donde se observan diferencias de un 9% entre Costalat y Valencia en la sístole. De todas formas, en las figuras 4.108 a la 4.111 se observa que todos tienden a deformarse en sectores similares, principalmente en el sector de la patología.

Finalmente, con respecto al esfuerzo de Von Mises, se observa que esta geometría presenta los mayores valores, ubicados principalmente en el sector del cuello, como se observa en las figuras 4.113 a 4.122. No obstante, a diferencia del caso Lateral-1 el sector es siempre el mismo. Por otro lado en el gráfico 4.123, se observan diferencias en magnitud durante toda la simulación, donde el caso de Costalat, presenta valores muy altos comparados al resto. Esto se cuantifica en la tabla 4.34, donde se tiene que el caso de Costalat tiene un 60% más de esfuerzos que Valencia Lineal. No se superan los 0,7 [Mpa] de esfuerzos de ruptura.

### 5.3. Análisis Terminal-1

La primera geometría terminal mantiene el comportamiento en la presión con respecto a los casos laterales, con una presión uniforme levemente aumentada en los sectores de colisión. Esto es visible en las figuras 4.133 a 4.142. Con respecto al comportamiento de la variable, se ve en el gráfico 4.143 que todos los autores, al igual que en los casos anteriores, tienen un comportamiento similar, con diferencias normalizadas con respecto a Valencia Lineal de un 1,28% como máximo.

Al no existir un cuello claro en la geometría, los sectores con altos WSS se encuentran principalmente en las salidas del aneurisma, aunque con concentraciones considerables de igual forma en el domo, principalmente en las zonas altas según las figuras acá expuestas. Del gráfico 4.154 se observa, que los autores en la sístole presentan un comportamiento casi idéntico, pero en la diástole se vuelve a la situación de los casos laterales, donde solo el modelo de Costalat y Valencia se comportan de forma similar al igual que Toth y Valencia Lineal. Al ver la tabla 4.58, donde se comparan los diferentes autores, se ve que las diferencias en la sístole alcanzan un máximo del 3,43%, mientras en la diástole de casi un 14% (en el caso de Costalat).

La deformación de esta geometría sucede en casi la mitad en magnitud de los casos laterales, deformándose en un máximo de 0,538 [mm] en el modelo de Valencia Lineal (frente a los 1,31 [mm] del caso Lateral-2 de Toth). No obstante aquello, se observa en el gráfico 4.159, donde se comparan los diferentes autores, el mismo fenómeno observado en el caso Lateral-1, donde en la sístole los modelos de Costalat y Valencia son muy similares (al igual que Toth y Valencia Lineal), para luego en la diástole, Costalat asemejarse más al modelo de Toth y Valencia Lineal. Otro punto a destacar es que en esta geometría, Valencia Lineal, surge una mayor deformación que en el caso de Toth, aunque por una diferencia de 0,004 [mm]. Esto se magnifica en la tabla 4.46, donde se puede observar la diferencia de un bajo -0,74% con

Toth, mientras que con los otros autores de casi un 13 %, valor semejante a los casos laterales. Con respecto a la forma en que el aneurisma se deforma, de las figuras 4.155 a la 4.158 se puede observar un comportamiento muy similar entre todos los autores, con deformaciones principalmente en la zona del aneurisma, aumentando a medida que sube en la patología.

Respecto al esfuerzo de Von Mises, se observa en el gráfico 4.170 el mismo fenómeno que en las geometrías anteriores, con Costalat alejado en magnitud, aunque con Valencia, esta vez más cerca. De igual forma se tiene que Toth y Valencia Lineal tienen un comportamiento similar durante toda la simulación. En la tabla 4.47, donde se comparan los diferentes autores, se observa que Costalat, una vez más, tiene un valor de 38,33 % alejado de Valencia Lineal, aunque Valencia tiene un valor de 28,73 %. De las figuras 4.160 a 4.169 se puede ver que los esfuerzos se concentran principalmente en las salidas del aneurisma para todos los modelos, no obstante, sí se tienen concentraciones en el domo, lo cual se diferencia de los casos Laterales, donde eran más bien bajos. Un punto interesante a destacar es que mientras en los casos Laterales se tienen concentraciones de esfuerzos en toda la geometría, no exclusivamente en el aneurisma, en este caso se encuentran principalmente en el sector de la patología. No se superan los 0,7 [Mpa] de esfuerzos de ruptura estimados por Cebal [6] para ninguno de los autores.

## 5.4. Análisis Terminal-2

Una vez más la presión se presenta de forma similar en esta geometría, con una homogeneidad casi completa (figuras 4.180 a la 4.189). Del gráfico 4.190 se observa el comportamiento casi idéntico entre los diferentes autores, aunque en la sístole se puede notar una ligera diferencia. Éstas se cuantifican en la tabla 4.56, aunque no llegan a ser mayores al 3 %.

Con respecto a los WSS, se tienen concentraciones mayores en las salidas del aneurisma, aunque en este caso, a diferencia de la geometría Terminal-1, no se tienen concentraciones importantes en el domo. Si es importante señalar, que en este caso el aneurisma presenta una especie de cuello donde si hay ciertas concentraciones (figuras 4.191 a la 4.200). En el gráfico 4.201 se observa un comportamiento diferente a los casos anteriores, ya que esta vez el modelo de Valencia se asemeja durante toda la simulación a los casos de Valencia Lineal y Costalat. En la tabla 4.58, se observa cómo durante la sístole todos los modelos presentan diferencias menores al 2 % con respecto al caso de Valencia Lineal, mientras Toth llega a casi un 6 % en los valores máximos.

De las deformaciones de las figuras 4.202 a 4.205 se observa, para todos los autores, un comportamiento similar, con los máximos ubicados en la parte superior según las figuras. En el gráfico 4.206 se ve que Toth es el que genera mayores deformaciones, aunque secundado, al igual que en los casos Laterales, por Valencia Lineal. En la tabla 4.59 se observa que, nuevamente los valores entre Valencia lineal y Toth son similares, aunque en este caso Costalat es bastante distinto a Valencia en la sístole.

Finalmente, el esfuerzo de Von Mises tiene un comportamiento muy similar a los casos anteriores. Del gráfico 4.217 se ve que Costalat es el autor con mayor magnitud en esta va-

riable, aunque al igual que en todos los casos es secundado por Valencia. Toth y Valencia Lineal tienen un comportamiento parecido al resto de las geometrías, con valores menores que el resto de los autores. Esto se cuantifica en la tabla 4.60, donde se observa que, nuevamente Costalat se escapa con un valor de diferencia con Valencia lineal de casi un 40 %. Con respecto a la ubicación de la concentración de los esfuerzos, éstos se ubican en la geometría, principalmente en el sector del aneurisma y al igual que en el caso Terminal-1 hay una alta presencia de concentración en el domo. Incluso en las figuras 4.207 a la 4.216 se pueden observar valores especialmente altos en el sector. No se superan los 0,7 [Mpa] de esfuerzos de ruptura.

## 5.5. FSI-1 vs FSI-2

En la siguiente sección se compara los resultados obtenidos en la geometría Lateral-1 para las simulaciones de un camino (FSI-1) y de dos caminos (FSI-2).

### 5.5.1. Deformación

Al comparar los gráficos 4.27 de la simulación de un camino y 4.65 de la simulación de 2 caminos, se muestra que el comportamiento de las deformaciones máximas durante toda la simulación es muy similar para ambos casos, con una diferencia en la inicialización, ya que en el caso FSI-1 tienden a deformarse exageradamente. Esto es principalmente remarcado en el caso de Costalat, donde incluso llega a tener una deformación mayor que en sístole (1,16 s), problema que se ve atenuado en el caso FSI-2. Con respecto a las deformaciones en general, se observa que, en primer lugar, el modelo de Toth es el que sufre la mayor deformación en magnitud en ambos métodos, siendo secundada por Valencia Lineal. Por otro lado los casos de Costalat y Valencia sufren menos deformaciones, intercambiando el tercer lugar por un estrecho margen en la sístole (en el caso FSI-1 es Costalat, mientras en el caso FSI-2 es Valencia). Además, se observa que en ambos casos se cumple que el modelo de Costalat en la sístole tiene un comportamiento muy similar al modelo de Valencia, para luego en la diástole asemejarse más al modelo de Valencia Lineal.

Al observar las figuras 4.23, 4.24, 4.25 y 4.26 donde se muestra la deformación en todo el aneurisma en el caso del FSI-1, y las figuras 4.61, 4.62, 4.63, 4.64 en el caso FSI-2, se ve que al comparar cada autor, éstos se comportan de forma casi idéntica, deformándose principalmente el aneurisma y la zona arterial donde este se encuentra.

Al revisar la tabla 4.18, donde se comparan las magnitudes entre los 2 métodos para un mismo autor, se observa que la diferencia máxima llega a ser de un 3,66 %, para el resto de las variables es del orden del 2 %, el cual es bajo para el estudio en particular.

## 5.5.2. Esfuerzo de Von Mises

Al observar los gráficos 4.38 y 4.76, donde se muestra el comportamiento del esfuerzo máximo de Von Mises en el aneurisma, para los métodos FSI-1 y FSI-2, respectivamente, se observa que el comportamiento es bastante similar para todos los autores durante la simulación, variando en la magnitud principalmente. Además, al igual que en el caso de deformación, el modelo de Toth y Valencia Lineal tienden a mantener magnitudes muy similares, no así Costalat y Valencia, que no presentan el comportamiento similar en ninguno de los métodos.

Con respecto a las figuras de los aneurismas, (FSI-1: desde 4.28 a 4.37 / FSI2: desde 4.66 a 4.75), se observa que la ubicación de las zonas con mayores esfuerzos coinciden, incluida la particularidad del modelo de Costalat, donde cambia la zona de esfuerzo máximo.

Al ver la tabla 4.20, se ve que en el caso de Costalat se tienen diferencias significativas de un 15,89 % para los esfuerzos máximos alcanzados, siendo mayores en el caso FSI-1. Con los otros autores se tiene que las diferencias no llegan a ser mayores al 8 %.

## 5.6. Pared Rígida VS FSI-2

En la siguiente sección se comparan los resultados obtenidos en las diferentes geometrías para las simulaciones con pared rígida y con deformación utilizando simulaciones FSI-2.

### 5.6.1. Presión

Con respecto a esta variable las 4 geometrías no presentan grandes cambios en magnitud, siendo la mayor el caso Lateral-2 que sufre un 5 % en la máxima presión presente en el aneurisma, aunque en el valor promedio desciende a un 2 %. Estos valores se enseñan en las tablas 4.14, 4.29 para los casos Laterales y 4.42, 4.55 para los casos Terminales, donde es posible observar que no sufren mayores cambios ninguna de las geometrías para ninguno de los estudios referentes a la presión.

### 5.6.2. WSS

Esta variable en particular, sí sufre cambios drásticos, ya que la deformación de las paredes genera una disminución de los esfuerzos presente en toda la estructura del aneurisma. Esto se ve en las tablas 4.16, 4.31 para los casos Laterales y 4.44, 4.57 con los casos Terminales, donde se muestran los valores de cambio entre los diferentes estudios. Se observa que tanto para los promedio como valores máximos se alcanzan diferencias sin importar el tipo de geometría, llegando a diferencias de hasta un 38 %. Un punto de interés es que a mayor deformación, las diferencias se hacen más grandes, siendo los más afectados los casos de Toth y Valencia Lineal.

## 5.7. Análisis aneurismas Laterales vs Terminales

Al comparan ambos tipos de aneurismas, se puede observar que presentan, para ciertas características, comportamientos distintos, los cuales se detallan a continuación.

### 5.7.1. Presión

Al comparar cualitativamente el comportamiento de los aneurismas, se ve que con respecto a la presión tienden a comportarse de forma muy similar, manteniendo una magnitud uniforme en toda la patología y aumentando levemente en los sectores donde la sangre colisiona según las características propias de cada geometría.

### 5.7.2. WSS

Al comparar los WSS, se ve que éstos tienden a ubicarse en sectores distintos. En el caso de los laterales, se ubican en el sector del cuello del aneurisma, mientras que en los terminales, en las salidas y en el domo. Con respecto a los valores máximos, no se encuentran diferencias significativas.

### 5.7.3. Deformación

La deformación es la mayor de las diferencia entre ambos tipos de geometría, ya que si bien los mayores cambios se dan en sectores altos del aneurisma (según las figuras acá expuestas), en magnitudes se ven cambios significativos, llegando aproximadamente a un 40 % entre las geometrías. No obstante lo anterior, en ambos casos siguen siendo los sectores con mayores deformaciones en todo el dominio.

Por otro lado, al estudiar los autores, se puede ver el mismo fenómeno, donde Costalat en la sístole se asemeja al modelo de Valencia y en la diástole a los modelos de Toth y Valencia Lineal.

### 5.7.4. Esfuerzo de Von Mises

El esfuerzo de Von Mises tiene como principal diferencia, su ubicación en el aneurisma, no así las magnitudes, además los autores se comportan de forma muy similar, siendo siempre el modelo de Costalat el más alto sin importar el tipo de aneurisma a estudiar.

# Conclusión

Al finalizar este trabajo de título, se puede concluir, en primer lugar, que el software computacional Ansys permitió llevar a cabo las simulaciones estipuladas.

Con respecto a los diferentes autores, se concluye que Toth y Valencia Lineal presentan comportamientos bastante similares para todas las geometrías, simulaciones y variables de estudio, siendo los modelos con mayor deformación en todas las geometrías (Valencia Lineal es ligeramente mayor en el caso Terminal-1, en el resto es Toth). Valencia y Costalat por su parte tienen un comportamiento parecido durante gran parte de las variables diferenciándose principalmente al momento de la diástole.

La presión en particular, es la variable menos diferenciadora de todas, ya que todos los modelos tienden a comportarse de igual forma durante los 1,8 segundos simulados, con diferencias menores al 1 %. Esta variable, en todos los modelos tiende a ser bastante homogénea en la patología, aumentando ligeramente en los sectores donde la sangre colisiona.

Los WSS, tienden a ser en magnitud y durante toda la simulación similar entre todos los autores, aunque disminuyendo con mayores deformaciones, por lo que son ligeramente mayores en el caso de Costalat y Valencia, las mayores diferencias son del 16 %. Éstos suelen ubicarse en los casos laterales en el cuello y en los terminales a las salidas del aneurisma. Además, los valores máximos y promedios sufren grandes diferencias entre ellos para todas las geometrías.

Por otro lado, es el esfuerzo de Von Mises donde se notan las diferencias más grandes, llegando incluso a un 40 % entre los diferentes autores en magnitud, aunque ninguno supera los 0,7 [MPa] mínimos que provocarían la ruptura según Cebral [6]. Estos esfuerzos tienden a ubicarse, en el caso de los aneurismas laterales, principalmente en el sector del cuello, mientras que en el caso de los terminales, a las salidas y de igual forma en el domo. Un punto importante a considerar, es que esta variable cambia su punto de esfuerzo máximo en el caso de Costalat, fenómeno no encontrado en otros autores. Además, se deduce que este esfuerzo es mayor al tener una pared con menores deformaciones. Se concluye que Costalat es el autor que genera los esfuerzos de Von Mises más grandes en todas las geometrías con gran diferencia.

La deformación, por otro lado, tiende a comportarse de forma muy similar en todas las geometrías para Toth y Valencia Lineal, mientras que Costalat y Valencia tienden a comportarse de forma similar a excepción del caso Terminal-2, donde hay diferencias más marcadas entre ellos. Se observa que en los casos laterales las deformaciones son, en promedio, un 55 %

mayores que en los casos Terminales. Se concluye además, que es el caso de Toth, el que genera mayores deformaciones.

Con respecto a los tipos de simulaciones FSI-1 y FSI-2, se tienen que las principales diferencias se encuentran en los esfuerzos de Von Mises máximos, llegando hasta un 15 %, por otro lado, en las deformaciones llegan a tan solo un 2 %, aunque se presentan problemas de inicialización en las simulaciones FSI-1.

Al comparar las simulaciones de Pared Rígida y FSI-2, las principales diferencias se encuentran en los WSS, donde se alcanzan diferencias de un hasta un 30 %. No así en la presión, que no alcanza a ser del 5 %.

Finalmente se concluye que las simulaciones FSI-2 son necesarias si se pretenden estudiar las variables de WSS y esfuerzos de Von Mises en los aneurismas, no así en las deformaciones y la presión.

# Bibliografía

- [1] Ansys-Inc. (2013, November) *Ansys meshing user's guide*. Available: <http://148.204.81.206/Ansys/150/ANSYS%20Meshing%20Users%20Guide.pdf>.
- [2] Ansys-Inc. (2016, November) *Fsi Two Way Tutorial*. Available: <https://support.ansys.com/AnsysCustomerPortal>.
- [3] S. Araya. *Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido-estructura*. Memoria de Titulo, Universidad De Chile, 2008.
- [4] Emma Bowles. Cerebral aneurysm and aneurysmal subarachnoid haemorrhage. *Nursing Standard*, 28(34):52–59, 2014.
- [5] P. Burdiles. *Análisis fluido estructural en aneurisma cerebral humano utilizando modelo de material obtenido experimentalmente*. Tesis de Magíster, Universidad De Chile, 2012.
- [6] Juan R Cebral, Xinjie Duan, Bong Jae Chung, Christopher Putman, Khaled Aziz, and AM Robertson. Wall mechanical properties and hemodynamics of unruptured intracranial aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 36(9):1695–1703, 2015.
- [7] Vincent Costalat, Mathieu Sanchez, Dominique Ambard, L Thines, Nicolas Lonjon, Franck Nicoud, H Brunel, JP Lejeune, Henri Dufour, P Bouillot, et al. Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (irras project). *Journal of biomechanics*, 44(15):2685–2691, 2011.
- [8] Kozaburo Hayashi. Mechanical properties of soft tissues and arterial walls. In *Biomechanics of soft tissue in cardiovascular systems*, pages 15–64. Springer, 2003.
- [9] Gerhard A Holzapfel and Ray W Ogden. *Mechanics of biological tissue*. Springer Science & Business Media, 2006.
- [10] Tzung K Hsiai, Sung K Cho, Henry M Honda, Susan Hama, Mohamad Navab, Linda L Demer, and Chih-Ming Ho. Endothelial cell dynamics under pulsating flows: significance of high versus low shear stress slew rates. *Annals of biomedical engineering*, 30(5):646–656, 2002.
- [11] TW Langfitt, JD Weinstein, NF Kassell, LJ Gagliardi, and HM Shapiro. Compression of cerebral vessels by intracranial hypertension i. dural sinus pressures. *Acta neurochirurgica*, 15(3-4):212–222, 1966.

- [12] D. Ledermann. *Modelación de aneurismas cerebrales: simulación fluidodinámica y estructural*. Memoria de Titulo, Universidad De Chile, 2007.
- [13] Chang-Joon Lee, Yu Zhang, Hiroyuki Takao, Yuichi Murayama, and Yi Qian. A fluid–structure interaction study using patient-specific ruptured and unruptured aneurysm: The effect of aneurysm morphology, hypertension and elasticity. *Journal of biomechanics*, 46(14):2402–2410, 2013.
- [14] Ji Young Moon, Dae Chul Suh, Yong Sang Lee, Young Woo Kim, and Joon Sang Lee. Considerations of blood properties, outlet boundary conditions and energy loss approaches in computational fluid dynamics modeling. *Neurointervention*, 9(1):1–8, 2014.
- [15] BR Munson, DF Young, and TH Okiishi. Fundamentals of fluid mechanics. *Oceanographic Literature Review*, 10(42):831, 1995.
- [16] F. Muñoz. *Análisis de esfuerzos y deformaciones en modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria de Titulo, Universidad De Chile, 2008.
- [17] Siobhan O’Callaghan, Michael Walsh, and Timothy McGloughlin. Numerical modelling of newtonian and non-newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis. *Medical engineering & physics*, 28(1):70–74, 2006.
- [18] Madhavan L Raghavan, Baoshun Ma, and Robert E Harbaugh. Quantified aneurysm shape and rupture risk. *Journal of neurosurgery*, 102(2):355–362, 2005.
- [19] Masaaki Shojima, Marie Oshima, Kiyoshi Takagi, Ryo Torii, Motoharu Hayakawa, Kazuhiro Katada, Akio Morita, and Takaaki Kirino. Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm. *Stroke*, 35(11):2500–2505, 2004.
- [20] Nino Stocchetti and Andrew IR Maas. Traumatic intracranial hypertension. *New England Journal of Medicine*, 370(22):2121–2130, 2014.
- [21] Brigitta K Toth, Gábor Raffai, and Imre Bojtár. Analysis of the mechanical parameters of human brain aneurysm. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 7(1):3, 2005.
- [22] P. Valdivieso. *Estudio Numérico CFD de condiciones de borde en modelos de Aneurismas Cerebrales*. Memoria de Titulo, Universidad De Chile, 2017.
- [23] Alvaro Valencia, Alvaro Contente, Miguel Ignat, Jorge Mura, Eduardo Bravo, Rodrigo Rivera, and Juan Sordo. Mechanical test of human cerebral aneurysm specimens obtained from surgical clipping. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(05):1550075, 2015.
- [24] Alvaro Valencia, Pedro Torrens, Rodrigo Rivera, Marcelo Galvez, and Eduardo Bravo. A mechanical study of patient-specific cerebral aneurysm models: The correlations between stress and displacement with geometrical indices. *Mechanics Research Communications*, 36(5):642–651, 2009.
- [25] Charles Vega, Jeremiah V Kwon, Sean D Lavine, et al. Intracranial aneurysms: current

evidence and clinical practice. *American family physician*, 66(4):601–610, 2002.