



**UNIVERSIDAD DE CHILE**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD EN SIMULACIONES DE ANEURISMAS CEREBRALES  
CONSIDERANDO INTERACCIÓN FLUIDO ESTRUCTURA**

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

**HERNÁN ALEJANDRO FIGUEROA VENEGAS**

**PROFESOR GUÍA:**

**ÁLVARO VALENCIA MUSALEM**

**MIEMBROS DE LA COMISIÓN:**

**RÓGER BUSTAMANTE PLAZA**

**AMADOR GUZMÁN CUEVAS**

**SANTIAGO DE CHILE**

**AGOSTO 2008**

RESUMEN DE LA MEMORIA  
PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
INGENIERO CIVIL MECÁNICO  
POR: HERNÁN FIGUEROA V.  
FECHA: 25 DE AGOSTO DE 2008  
PROF. GUÍA: SR. ÁLVARO VALENCIA M.

“ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD EN SIMULACIONES DE ANEURISMAS CEREBRALES  
CONSIDERANDO INTERACCIÓN FLUIDO ESTRUCTURA”

El presente trabajo de título forma parte del proyecto FONDECYT *Flow Dynamics and Arterial Wall Interaction in Realistic Cerebral Aneurysm Models*. El principal objetivo de este trabajo es optimizar la metodología de simulación de la mecánica de aneurismas cerebrales desarrollada en trabajos anteriores ([4],[5]) en los siguientes sentidos: crear una metodología de reconstrucción para dotar a las geometrías de espesor variable y cuantificar la sensibilidad de los resultados al variar el modelo constitutivo del material de la pared arterial, la cantidad de sifones de la vasculatura precedente al aneurisma, la condición de salida del flujo y el espesor de la pared. El primer objetivo se logró en colaboración con Rojo [2]. Para cumplir el segundo objetivo, se seleccionó uno de los nueve casos reconstruidos en este trabajo de título y se realizaron tres simulaciones estructurales puras, tres simulaciones CFD puras y cinco simulaciones FSI con el programa ADINA 8.3.

Mediante las simulaciones se pudo hallar la proporción en que diferían los resultados al variar los parámetros mecánicos antes mencionados. Se concluyó que la utilización de un modelo elástico equivalente sobre un cuerpo de espesor variable es suficientemente buena aproximación para simular la mecánica de la pared arterial. Por otro lado, se concluyó que los resultados fluidodinámicos están fuertemente influenciados por la creación de flujo secundario producto de la curvatura de la vasculatura precedente al aneurisma. Al realizar las simulaciones, se debe considerar al menos un sifón suficientemente curvo en la geometría.

Los resultados de las simulaciones FSI indican que las diferencias más grandes que se producen al variar cualquier parámetro se hallan en el sólido, de hecho los resultados fluidodinámicos, en su gran mayoría, no superan el 10 %. Por otro lado, el parámetro que genera mayor sensibilidad en los resultados es el espesor de la pared. Esta variable produce diferencias cercanas al 60 % en el sólido, mientras que la variación de la condición de presión o la elasticidad de la pared, tan sólo producen diferencias del orden del 30 %.

Por lo tanto, se concluye que la simulación más precisa desarrollada es la FSI que considera modelo de pared elástica Seshaiyer equivalente, presión normal a la salida y espesor de pared variable. En general, bajo esta metodología los esfuerzos y deformaciones son sobreestimados, mientras que el esfuerzo de corte en la pared es subestimado, lo cual la convierte en una prueba conservadora del riesgo de ruptura.

## **Agradecimientos**

Quisiera partir agradeciendo a las personas que me han apoyado incondicionalmente durante todo el transcurso de mi vida y a las cuales debo todo cuanto soy; mis padres y mi hermana. Gracias por siempre estar ahí conmigo en los buenos y malos momentos, por todo su esfuerzo, cariño y enseñanzas. Gracias por su infinito amor.

Agradezco a la persona que ha sido mi compañera, mi mejor amiga y mi polola durante más tiempo de lo que ha durado mi estudio de ingeniero civil mecánico, a la persona que ha tenido que soportar, gratuitamente a mi lado, el rigor de mis estudios en la escuela. Por tu inmenso amor, comprensión y por ser mi cable a tierra, muchas gracias Bárbara Salas, siempre estaré en deuda contigo.

Muchas gracias a toda mi familia por acogerme en su seno de cariño y fraternidad. En especial, le dedico este trabajo a mis abuelos; por su esfuerzo, sacrificio e integridad, muchas gracias mis viejos, la tarea está cumplida.

Agradezco encarecidamente a mi profesor guía Sr. Álvaro Valencia M. por toda su buena disposición, confianza y apoyo en el desarrollo de este trabajo de título.

Agradezco profundamente a los muchos maestros que he tendido en la vida, que de una u otra manera han dejado su huella en mí y me han ayudado en mi formación como persona, cristiano y profesional. A mis profesores del Colegio Superior del Maipo, del Instituto Nacional, de la escuela de Ingeniería de la Universidad de Chile y a los hermanos de la Comunidad Adsis, mis más sinceros agradecimientos. En especial, muchas gracias a los Srs. Luis Arancibia, Rafael Labarca, Fermín Marrodán y Leonardo Sánchez por ser unas magníficas personas y fuentes de inspiración para tantos desde los más diversos ámbitos de la vida.

Muchas gracias a todos mis amigos por su compañía, compromiso y cariño. A mi comunidad Millaray, a los Adsis Joven, a mis amigos desde primer año, mis amigos mecánicos y a los chicos de la pastoral de ingeniería, todos ustedes saben quienes son y les agradezco por ser unos grandes compañeros.

*En estos tiempos aciagos,  
te dedico el fruto de mi esfuerzo,  
Adela. Esfuerzo que es  
tanto tuyo como mío.*

# Índice general

<b>Índice de cuadros</b>	<b>VI</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>IX</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>2</b>
1.1. Antecedentes Generales . . . . .	2
1.2. Motivación . . . . .	4
1.3. Objetivos . . . . .	4
1.3.1. Objetivo general . . . . .	4
1.3.2. Objetivos específicos . . . . .	4
1.4. Alcances . . . . .	5
<b>2. Antecedentes</b>	<b>7</b>
2.1. Antecedentes Biológicos . . . . .	7
2.1.1. Generalidades . . . . .	7
2.1.2. Anatomía . . . . .	9
2.1.3. Incidencia . . . . .	11
2.1.4. Historia Natural . . . . .	12
2.2. Antecedentes Metodológicos . . . . .	14

2.2.1.	Reconstrucción de Casos Reales . . . . .	14
2.2.2.	Simulación Numérica FSI . . . . .	15
2.3.	Hemodinámica . . . . .	16
2.3.1.	Ecuaciones de Navier-Stokes . . . . .	16
2.3.2.	Caracterización de Flujo Laminar . . . . .	17
2.3.3.	Hipótesis de Fluido no-Newtoniano . . . . .	17
2.4.	Fundamentos de Mecánica de Sólidos . . . . .	19
2.4.1.	Esfuerzos . . . . .	20
2.4.2.	Deformaciones . . . . .	24
2.4.3.	Consideraciones Adicionales de Esfuerzos y Deformaciones . . . . .	29
2.4.4.	Teoría de Cáscaras . . . . .	31
2.5.	Comportamiento Mecánico de la Pared Arterial . . . . .	35
2.5.1.	Características Generales del Comportamiento de la Pared Arterial y de Aneurismas . . . . .	35
2.5.2.	Modelos de Pared Arterial . . . . .	38
2.5.3.	Modelos de Pared de Aneurismas . . . . .	41
2.5.4.	Modelo Elástico Isotrópico Ajustado . . . . .	45
2.6.	Condiciones de Borde . . . . .	48
2.6.1.	Perfil de Velocidades a la Entrada de la Geometría . . . . .	48
2.6.2.	Condición de Presión a la Salida del Flujo . . . . .	50
2.6.3.	Presión Externa a la Arteria . . . . .	52
2.6.4.	Pre-estiramiento Arterial . . . . .	52
2.7.	Índices Geométricos . . . . .	53

<b>3. Metodología Específica</b>	<b>56</b>
3.1. Introducción . . . . .	56
3.2. Reconstrucción de Geometrías . . . . .	57
3.2.1. Generalidades . . . . .	57
3.2.2. Metodología de Reconstrucción de Geometrías . . . . .	57
3.3. Espesor Variable . . . . .	63
3.3.1. Implementación . . . . .	63
3.4. Simulación Numérica . . . . .	68
3.4.1. Mallado y Elementos Finitos . . . . .	68
3.4.2. Modelos de Material y Formulación Cinemática . . . . .	69
3.4.3. Implementación del Perfil de Womersley . . . . .	71
3.4.4. Simulaciones FSI . . . . .	73
3.4.5. Simulaciones CFD . . . . .	79
3.4.6. Simulaciones Estructurales . . . . .	79
3.5. Planificación de Simulaciones . . . . .	80
<b>4. Resultados</b>	<b>82</b>
4.1. Reconstrucción de geometrías . . . . .	82
4.2. Análisis Estadístico . . . . .	84
4.3. Caso Seleccionado . . . . .	86
4.4. Consideraciones Generales . . . . .	88
4.5. Resultados Simulaciones Estructurales Puras . . . . .	89
4.5.1. Consideraciones Generales . . . . .	89

4.5.2.	Resultados Simulación 1 . . . . .	90
4.5.3.	Resultados Simulación 2 . . . . .	95
4.5.4.	Resultados Simulación 3 . . . . .	101
4.5.5.	Resumen . . . . .	107
4.6.	Resultados Simulaciones CFD . . . . .	108
4.6.1.	Consideraciones Generales . . . . .	108
4.6.2.	Resultados Simulación 4 . . . . .	110
4.6.3.	Resultados Simulación 5 . . . . .	116
4.6.4.	Resultados Simulación 6 . . . . .	121
4.6.5.	Resumen . . . . .	126
4.7.	Resultados Simulaciones FSI . . . . .	127
4.7.1.	Consideraciones Generales . . . . .	127
4.7.2.	Resultados Simulación 7 . . . . .	128
4.7.3.	Resultados Simulación 8 . . . . .	144
4.7.4.	Resultados Simulación 9 . . . . .	155
4.7.5.	Resultados Simulación 10 . . . . .	166
4.7.6.	Resultados Simulación 11 . . . . .	177
4.7.7.	Resumen . . . . .	188
<b>5.</b>	<b>Análisis y Discusión de Resultados</b>	<b>191</b>
5.1.	Simulaciones Estructurales . . . . .	191
5.2.	Simulaciones CFD . . . . .	197
5.3.	Simulaciones FSI . . . . .	201

5.3.1.	Comparación de Resultados entre Simulaciones condiciones de Borde de Pulso de Presión Normal e Hipertenso a la Salida . . . . .	202
5.3.2.	Comparación de Resultados entre Simulaciones con Modelos Elásticos Arteriales de Delfino y Seshaiyer Equivalentes . . . . .	207
5.3.3.	Comparación de Resultados entre Simulaciones con Geometrías de Espesor Variable, de Aneurisma y de Arteria . . . . .	212
5.4.	Comparación FSI vs. CFD . . . . .	218
5.5.	Comparación de Deformaciones, Esfuerzos de Corte en la Pared y Velocidades . . . . .	220
5.6.	Comparación entre Simulaciones FSI y Estructurales Puras . . . . .	223
<b>6.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>224</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>229</b>

# Índice de cuadros

2.1. Parámetros de Carreau para el Flujo Sanguíneo . . . . .	18
2.2. Parámetros del material utilizados por Delfino et. al. [22]. . . . .	40
2.3. Parámetros de material obtenidos por Raghavan [25]. . . . .	42
2.4. Parámetros de material obtenidos por Seshaiyer [26]. . . . .	44
2.5. Valores de los módulos de Young equivalentes para las curvas experimentales de Seshaiyer y Delfino considerando un 20 % de pre-estiramiento . . . . .	47
3.1. Factores de escala para el Caso 5. . . . .	61
3.2. Cuadro resumen con las simulaciones propuestas en esta memoria de título. . . . .	81
4.1. Características de los casos reconstruidos. . . . .	82
4.2. Resumen de resultados de simulaciones estructurales puras. Puntos máximos de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el aneurisma. . . . .	107
4.3. Resumen de resultados de simulaciones CFD. Puntos extremos de presión y WSS en el aneurisma. Caídas máxima de presión en la geometría completa. . . . .	126
4.4. Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI. Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma. . . . .	188
4.5. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI. Puntos extremos de presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma. . . . .	188

5.1. Resumen de resultados de simulaciones Estructurales puras. Puntos máximos de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 1. . . . .	191
5.2. Resumen de resultados de simulaciones Estructurales puras. Puntos máximos de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 2. . . . .	192
5.3. Resumen de resultados de simulaciones CFD. Puntos extremos de presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 1. . . . .	197
5.4. Resumen de resultados de simulaciones CFD. Puntos extremos de presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 2. . . . .	197
5.5. Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI con pulso de presión normal e hipertenso a la salida. Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. . . . .	202
5.6. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con pulso de presión normal e hipertenso a la salida. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 1. . . . .	205
5.7. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con pulso de presión normal e hipertenso a la salida. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 2. . . . .	205
5.8. Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. . . . .	207
5.9. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 1. . . . .	210
5.10. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 2. . . . .	210

5.11. Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI con espesor variable, de arteria y aneurisma. Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. . . . .	212
5.12. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con espesor variable, de arteria y aneurisma. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 1. . . . .	216
5.13. Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con espesor variable, de arteria y aneurisma. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 2. . . . .	216

# Índice de figuras

2.1. Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas. . . . .	7
2.2. Tipos de aneurismas. . . . .	8
2.3. Esquema de la vasculatura intracraneal mostrando las conexiones del círculo de Willis. . . . .	9
2.4. Esquema de la vasculatura del círculo de Willis y sus alrededores. . . . .	9
2.5. Esquema de la vasculatura del círculo de Willis con dimensiones promedio. Los valores están expresados en milímetros. Los números al interior de las arterias representan estimaciones de sus diámetros. . . . .	10
2.6. Localización y número de casos rotos en el círculo de Willis en el estudio de Wilson G. et al, 1954. . . . .	11
2.7. Histopatología de aneurismas y estadísticas de zonas de ruptura. . . . .	13
2.8. Angiógrafo Rotacional 3D Phillips Integris Allura, INCA [12] . . . . .	14
2.9. Esfuerzos normales y de corte de un elemento infinitesimal cúbico. . . . .	20
2.10. Octaedro definido por caras igualmente inclinadas en relación con las direcciones principales. . . . .	22
2.11. Desplazamiento de un punto material $P$ al interior de un cuerpo. . . . .	24
2.12. Deformación de un segmento infinitesimal paralelo al eje $x$ . . . . .	25
2.13. Movimiento de las líneas $\overline{P_0P_1}$ y $\overline{P_0P_2}$ durante la deformación. . . . .	26
2.14. Cáscara con sus principales elementos. . . . .	31
2.15. Secciones normales a un punto $M$ de una superficie arbitraria. . . . .	32

2.16. Línea de curvatura sobre una superficie y cálculo del radio de curvatura asociado a un punto sobre ella. . . . .	32
2.17. coordenadas de los puntos de un cuerpo según un sistema de coordenadas solidario al cuerpo.	33
2.18. Estado de fuerzas en una cáscara según un sistema de coordenadas solidario al cuerpo. . . .	33
2.19. Curvas Esfuerzo-Estiramiento cuasiestáticas experimentales para diferentes Arterias y Venas Cerebrales. El esfuerzo (Stress) al que se hace referencia es al primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff. . . . .	35
2.20. Curva de esfuerzo-deformación longitudinal de una arteria aorta canina. [21]. . . . .	36
2.21. Modelo de tejido blando. . . . .	38
2.22. Parámetros de ensayo de tracción uniaxial. . . . .	40
2.23. Ensayo de tracción equibiaxial. . . . .	43
2.24. Pulso de velocidad sanguínea en la arteria carótida promedio obtenido por Araya [5] . . . .	48
2.25. Pulso de presión sanguínea para el caso normal e hipertenso durante dos ciclos cardíacos. . .	50
2.26. Modelo de Windkessel de tres elementos. . . . .	51
2.27. Ilustración del saco convexo (“convex hull”) que circunscribe al saco del aneurisma. El saco convexo es equivalente a una membrana elástica rígida que envuelve al aneurisma [3]. . . . .	54
3.1. Cuadro de diálogo del comando Rebuild en Rhinoceros. . . . .	60
3.2. Esquema de un elemento tetraedral tridimensional para fluido. . . . .	68
3.3. Esquema del mallado del problema FSI. . . . .	75
3.4. Distancias de la malla del modelo fluido y estructural en el problema FSI. . . . .	75
4.1. Geometrías reconstruidas conjunto 1. . . . .	83
4.2. Geometrías reconstruidas conjunto 2. . . . .	83
4.3. Distribución de frecuencia acumulada de casos no rotos y uno menos frecuencia acumulada de casos rotos en función del índice NSI. . . . .	84

4.4. Distribución de frecuencia acumulada de casos no rotos y uno menos frecuencia acumulada de casos rotos en función del índice BMR. . . . .	85
4.5. Caso 5: Geometría seleccionada para análisis de sensibilidad. . . . .	86
4.6. Geometría considerada en las simulaciones estructurales puras y ubicación del punto de control del fondo. . . . .	89
4.7. Simulación 1. Distribución del desplazamiento en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	90
4.8. Simulación 1. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	91
4.9. Simulación 1. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	91
4.10. Simulación 1. Distribución del primer estiramiento principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	92
4.11. Simulación 1. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	92
4.12. Simulación 1. Desplazamiento en función del tiempo para los puntos de desplazamiento máximo y fondo en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	93
4.13. Simulación 1. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de esfuerzo efectivo máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	93
4.14. Simulación 1. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	94
4.15. Simulación 2. Distribución del desplazamiento en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	95
4.16. Simulación 2. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	96
4.17. Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	96

4.18. Simulación 2. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	97
4.19. Simulación 2. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	97
4.20. Simulación 2. Desplazamiento en función del tiempo para los puntos de desplazamiento máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	98
4.21. Simulación 2. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de esfuerzo efectivo máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . .	98
4.22. Simulación 2. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). .	99
4.23. Simulación 2. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de primera deformación principal máxima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	99
4.24. Simulación 2. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de tercera deformación principal mínima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).	100
4.25. Simulación 3. Distribución del desplazamiento en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	101
4.26. Simulación 3. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	102
4.27. Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	102
4.28. Simulación 3. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	103
4.29. Simulación 3. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso). . . . .	103
4.30. Simulación 3. Desplazamiento en función del tiempo para los puntos de desplazamiento máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	104

4.31. Simulación 3. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de esfuerzo efectivo máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	104
4.32. Simulación 3. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	105
4.33. Simulación 3. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de primera deformación principal máxima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	105
4.34. Simulación 3. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de tercera deformación principal mínima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).	106
4.35. Zonas de máximos y mínimos esfuerzos y deformaciones según simulaciones estructurales puras. . . . .	107
4.36. Geometrías utilizadas en las simulaciones CFD. . . . .	108
4.37. Planos y puntos de control en las simulaciones CFD. . . . .	109
4.38. Simulación 4. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	110
4.39. Simulación 4. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	111
4.40. Simulación 4. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	111
4.41. Simulación 4. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	112
4.42. Simulación 4. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	112
4.43. Simulación 4. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	113
4.44. Simulación 4. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	113

4.45. Simulación 4. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima en el aneurisma, fondo y presión mínima en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	114
4.46. Simulación 4. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, fondo y esfuerzo de corte mínimo en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	114
4.47. Simulación 5. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	116
4.48. Simulación 5. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	117
4.49. Simulación 5. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	117
4.50. Simulación 5. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	118
4.51. Simulación 5. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	118
4.52. Simulación 5. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	119
4.53. Simulación 5. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	119
4.54. Simulación 5. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima en el aneurisma, fondo y presión mínima en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	120
4.55. Simulación 5. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, fondo y esfuerzo de corte mínimo en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	120
4.56. Simulación 6. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	121
4.57. Simulación 6. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	122

4.58. Simulación 6. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	122
4.59. Simulación 6. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	123
4.60. Simulación 6. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	123
4.61. Simulación 6. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	124
4.62. Simulación 6. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	124
4.63. Simulación 6. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima en el aneurisma, fondo y presión mínima en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	125
4.64. Simulación 6. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, fondo y esfuerzo de corte mínimo en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	125
4.65. Zonas de máximos y mínimos esfuerzos de corte en la pared en las simulaciones CFD. . . . .	126
4.66. Planos y puntos de control en las simulaciones FSI. . . . .	127
4.67. Simulación 7. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	129
4.68. Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	129
4.69. Simulación 7. Distribución del segundo esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	130
4.70. Simulación 7. Distribución del tercer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	130
4.71. Simulación 7. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	131

4.72. Simulación 7. Distribución de la segunda deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	131
4.73. Simulación 7. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	132
4.74. Simulación 7. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	133
4.75. Simulación 7. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	133
4.76. Simulación 7. Segundo esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	134
4.77. Simulación 7. Tercer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	134
4.78. Simulación 7. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	135
4.79. Simulación 7. Segunda deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	135
4.80. Simulación 7. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	136
4.81. Simulación 7. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	137
4.82. Simulación 7. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	138
4.83. Simulación 7. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	138
4.84. Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la diástole (0.96 [s]). . . . .	139
4.85. Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la diástole (0.96 [s]) . . . . .	139

4.86. Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]). . . . .	140
4.87. Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]). . . . .	140
4.88. Simulación 7. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la diástole (0.96 [s]). . . . .	141
4.89. Simulación 7. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	141
4.90. Simulación 7. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	142
4.91. Simulación 7. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	143
4.92. Simulación 8. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	145
4.93. Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	145
4.94. Simulación 8. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	146
4.95. Simulación 8. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	146
4.96. Simulación 8. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	147
4.97. Simulación 8. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	148
4.98. Simulación 8. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	148
4.99. Simulación 8. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	149

4.100	Simulación 8. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	150
4.101	Simulación 8. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	151
4.102	Simulación 8. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	151
4.103	Simulación 8. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]). . . . .	152
4.104	Simulación 8. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]). . . . .	152
4.105	Simulación 8. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	153
4.106	Simulación 8. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	154
4.107	Simulación 8. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	154
4.108	Simulación 9. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	156
4.109	Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	156
4.110	Simulación 9. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	157
4.111	Simulación 9. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	157
4.112	Simulación 9. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	158
4.113	Simulación 9. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	159

4.114	Simulación 9. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	159
4.115	Simulación 9. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	160
4.116	Simulación 9. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	161
4.117	Simulación 9. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	162
4.118	Simulación 9. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	162
4.119	Simulación 9. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]). . . . .	163
4.120	Simulación 9. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]). . . . .	163
4.121	Simulación 9. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	164
4.122	Simulación 9. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	165
4.123	Simulación 9. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	165
4.124	Simulación 10. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	167
4.125	Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	167
4.126	Simulación 10. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	168
4.127	Simulación 10. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	168

4.128	Simulación 10. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	169
4.129	Simulación 10. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	170
4.130	Simulación 10. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	170
4.131	Simulación 10. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	171
4.132	Simulación 10. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	172
4.133	Simulación 10. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	173
4.134	Simulación 10. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	173
4.135	Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]). . . . .	174
4.136	Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]). . . . .	174
4.137	Simulación 10. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	175
4.138	Simulación 10. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	176
4.139	Simulación 10. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	176
4.140	Simulación 11. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	178
4.141	Simulación 11. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	178

4.142	Simulación 11. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	179
4.143	Simulación 11. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso). . . . .	179
4.144	Simulación 11. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	180
4.145	Simulación 11. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	181
4.146	Simulación 11. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	181
4.147	Simulación 11. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	182
4.148	Simulación 11. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	183
4.149	Simulación 11. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	184
4.150	Simulación 11. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). . . . .	184
4.151	Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]). . . . .	185
4.152	Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]). . . . .	185
4.153	Simulación 11. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]). . . . .	186
4.154	Simulación 11. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	187
4.155	Simulación 11. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]). . . . .	187

4.156	Zonas de máximos y mínimos esfuerzos y deformaciones según simulaciones FSI. . . . .	190
4.157	Zonas de máximos y mínimos esfuerzos de corte en la pared en las simulaciones FSI. . . . .	190
5.1.	Curvas de esfuerzo vs stretch para un ensayo de tracción uniaxial del modelo de Seshaiyer y su curva elástica equivalente. . . . .	192
5.2.	Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras. . . . .	193
5.3.	Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras. . . . .	194
5.4.	Comparación de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras elásticas. . . . .	194
5.5.	Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras elásticas. . . . .	195
5.6.	Comparación de los desplazamientos entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras. . . . .	195
5.7.	Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones CFD. . . . .	198
5.8.	Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones CFD. . . . .	199
5.9.	Comparación de las distribuciones de magnitud de velocidad en la sístole para modelos con y sin flujo secundario en la entrada: (a) Modelo sin flujo secundario a la entrada (b) Modelo con flujo secundario a la entrada [32]. . . . .	199
5.10.	Comparación de las distribuciones de magnitud de velocidad en la sístole para modelos con 1, 2 y 3 sifones precedentes al aneurisma. . . . .	200
5.11.	Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida. . . . .	203
5.12.	Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida. . . . .	203

5.13. Comparación de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida. . . . .	204
5.14. Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida. . . . .	204
5.15. Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida. . . . .	206
5.16. Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida. . . . .	206
5.17. Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. . . . .	208
5.18. Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. . . . .	208
5.19. Comparación de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. . . . .	209
5.20. Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. . . . .	209
5.21. Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. . . . .	211
5.22. Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. . . . .	211
5.23. Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	213
5.24. Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	213

5.25. Comparación de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	214
5.26. Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	214
5.27. Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises para el punto de control medio 2 de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	215
5.28. Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	217
5.29. Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable. . . . .	217
5.30. Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, variable y pared rígida. . . . .	218
5.31. Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, variable y pared rígida. . . . .	219
5.32. Esfuerzo de corte máximo en la pared del aneurisma en función de la tercera deformación principal máxima en el aneurisma. . . . .	220
5.33. Velocidad máxima en el plano de entrada arterial en función de la tercera deformación principal máxima en el aneurisma. . . . .	221
5.34. Velocidad máxima en el plano de entrada arterial en función de la caída de presión máxima en la vasculatura. . . . .	222

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Antecedentes Generales

Un aneurisma es un defecto de la vasculatura humana que se manifiesta como una dilatación anormal o como un englobamiento de cierta región provocada por el debilitamiento de la pared del vaso sanguíneo. Existen regiones del aparato circulatorio donde preferentemente se desarrollan aneurismas: el círculo de Willis en la base del cerebro, la arteria Aorta en la región abdominal, la arteria poplítea en las piernas, la arteria mesentérica en la región intestinal y la arteria esplénica que recorre el bazo.

Dentro del universo de aneurismas, los intracraneales representan uno de los tipos más riesgosos y de más difícil tratamiento. Referente a su patogénesis aún no hay un acuerdo generalizado entre los especialistas acerca del mecanismo de aparición de estos defectos vasculares, sin embargo la mayoría concuerda en que las características mecánicas de la pared tienen una influencia decisiva en su génesis. Circunstancias específicas que pueden contribuir a la aparición de aneurismas cerebrales son: lesiones craneales, alta presión arterial, infección, tumores, arteriosclerosis y otras enfermedades vasculares, fumar cigarrillos, beber alcohol y el abuso de drogas, en particular, el de cocaína.

Los aneurismas pueden estallar y sangrar dentro del cerebro, causando complicaciones serias como la hemorragia subaracnoidea, daño nervioso permanente, o ambos. Estas complicaciones pueden causar parálisis, invalidez, trastornos neurológicos e, incluso, la muerte. Una vez que estalla, el aneurisma puede estallar otra vez y volver a sangrar dentro del cerebro.

El crecimiento de los aneurismas intracraneales es lento, pero irreversible. Es común que el crecimiento sea irregular y, frecuentemente, la pared del aneurisma entra en contacto con la vasculatura circundante e incluso con otras zonas de su misma pared. Desde un punto de vista mecánico, el proceso de crecimiento y rompimiento de un aneurisma se puede entender mediante la ley de Laplace.

Simplificadamente, si se modela un aneurisma como una esfera hueca, se sabe que la tensión sobre su pared es proporcional a la presión interna y al radio del aneurisma, e inversamente proporcional a su espesor. Ahora bien, si existiera una dilatación o una reducción de espesor en el aneurisma, la tensión en la pared crecería, lo que generaría una consecuente dilatación y reducción de espesor y así hasta provocar el rompimiento de la malformación. Se estima que alrededor del 5 % de la población tiene un aneurisma en su cabeza, pero tan solo el 0.01 % de la población presenta un cuadro de hemorragia subaracnoidea. Sin embargo, una vez presentado el cuadro, el 12 % de los pacientes muere antes de recibir atención médica, el 40 % muere luego de un mes y un tercio de los sobrevivientes queda con graves daños neurológicos. En conclusión, la probabilidad de ruptura del aneurisma es bastante baja, pero por otro lado, la ruptura es en casi todos los casos, fatal.

Entender de qué factores físicos y biológicos depende esta divergencia en el comportamiento del ciclo de vida de los aneurismas cerebrales, es de vital importancia para poder bajar cada vez más la prevalencia de muertes debidas a esta complicación.

## 1.2. Motivación

La idea de que es posible predecir la ruptura de aneurismas cerebrales, para mejorar así el pronóstico de esta enfermedad, es suficiente aliciente para que un gran número de científicos hayan tomado el desafío de desarrollar la teoría y modelar la mecánica de aneurismas cerebrales.

Los esfuerzos han estado enfocados en modelar correctamente las condiciones físicas del problema, tanto la hemodinámica, como la mecánica de las paredes arteriales. Además, los resultados de estos trabajos han permitido realizar simulaciones numéricas más realistas de este fenómeno. En esta línea se enmarca el trabajo investigativo del profesor Álvaro Valencia, quien durante los últimos años ha atacado esta arista del problema. A la fecha las simulaciones más complejas que se han desarrollado en el laboratorio del profesor Valencia son las FSI con modelo de pared elástica y fluido no newtoniano. También, se han realizado simulaciones con modelos constitutivos complejos de la pared arterial y de aneurisma, pero sin considerar interacción fluido estructura.

Sin embargo, en las simulaciones realizadas en el laboratorio, aún no se han considerado ciertas condiciones físicas que podrían afectar los resultados. Entre ellas cabe mencionar el espesor variable de las geometrías, el largo de la vasculatura precedente al aneurisma y la presión intracraneal.

En este contexto surge la inquietud de realizar un análisis de sensibilidad de los resultados de las simulaciones para ciertos parámetros de interés, con el fin de estimar las divergencias en los resultados. Esta metodología puede servir, en primer término, para cuantificar los posibles errores en los resultados de las simulaciones al considerar distintos valores para las variables de estudio y , así, ponderar su relevancia en el fenómeno y/o para exigir cierta certidumbre en los datos experimentales que las alimentan.

## 1.3. Objetivos

### 1.3.1. Objetivo general

- Realizar un análisis de sensibilidad en los resultados de simulaciones de aneurismas cerebrales, considerando interacción fluido-estructura (FSI). Se variarán tanto parámetros geométricos, como mecánicos.

### 1.3.2. Objetivos específicos

- Reconstruir nuevos casos de aneurismas tomados de la base de datos del Instituto de Neurocirugía Dr. Asenjo, utilizando la metodología descrita por Morales [1], para acrecentar el número de casos reales disponibles en la base de datos del laboratorio .

- Seleccionar cuidadosamente un cierto número de aneurismas reconstruidos desde la base de datos del laboratorio conjuntamente con Rojo [2], para realizar las simulaciones específicas de cada memoria sobre los mismos casos, con el fin de poder comparar los resultados obtenidos bajo la metodología específica de cada trabajo de título. Cabe señalar que por selección cuidadosa se entiende una selección que evalúe, a priori, si es factible realizar una simulación completa sobre la geometría o no (FSI y estructural).
- Realizar un estudio estadístico previo sobre la influencia en la ruptura de aneurismas de parámetros geométricos y mecánicos, recopilando la información de las memorias de Morales [1], Torrens [3], Ledermann [4], Araya [5] y Muñoz [6].
- Simular la hemodinámica de los aneurismas seleccionados, incluyendo la interacción fluido-estructura.
- Obtener datos fluidodinámicos-estructurales de interés, tanto en términos temporales como espaciales, para la determinación de la sensibilidad de los resultados de las simulaciones frente a la variación de parámetros geométricos y mecánicos.

#### **1.4. Alcances**

- Reconstrucción de 9 nuevas geometrías de aneurismas utilizando la metodología desarrollada por Morales [1], con los alcances realizados por Ledermann, Araya y Muñoz en sus trabajo [4].
- En primer término, no se utilizarán modelos complejos para modelar el material de las arterias.
- Estudio estadístico a partir de datos obtenidos sobre los casos de memoristas anteriores en sus trabajos de título [1], [3] y de los propios casos de este trabajo de título y del trabajo de título paralelo.
- Se variarán tanto los parámetros geométricos de espesor de pared y longitud de la vasculatura precedente al aneurisma, como modelos constitutivos de pared arterial, en particular se variará el módulo de Young, y la presión a la salida de la vasculatura modelada.
- Se simulará la hemodinámica FSI mediante la metodología general desarrollada por Ledermann [4] y optimizada por Araya [5]. Además, se implementará la metodología desarrollada por Muñoz [8] para el perfil de velocidad en la entrada de la arteria. Se desarrollará una nueva metodología que permita introducir a la simulación la diferencia entre el espesor de arterias y aneurismas, como sus diferentes modelos constitutivos.
- Estudio de la Hemodinámica de cada caso seleccionado utilizando el software comercial ADINA 8.3. Esto implica que el modelamiento del fenómeno está limitado por lo que permite realizar el software.

- Validación de metodologías anteriormente desarrolladas, tanto en la reconstrucción de las geometrías, como en la implementación del perfil de velocidades Womersley en la entrada de la geometría y en la simulación FSI en ADINA.

## Capítulo 2

### Antecedentes

#### 2.1. Antecedentes Biológicos

##### 2.1.1. Generalidades

Los aneurismas cerebrales son dilataciones focalizadas de la pared arterial que ocurren en bifurcaciones o ramas del círculo de Willis. Las arterias cerebrales se clasifican dentro de las arterias musculares, las cuales están constituidas por tres capas, desde la más exterior a la más interior son: adventicia, media e íntima [9]. La adventicia es rica en colágeno, en tanto que la media es una capa prominentemente muscular, mientras que la íntima es una capa elástica que está diseñada para soportar las presiones pulsantes del flujo sanguíneo. Además, la íntima posee un recubrimiento interior de células endoteliales y las capas íntima y media se separan a través de una capa elástica interna. La morfología de las arterias se muestra esquematizada en la figura 2.1.

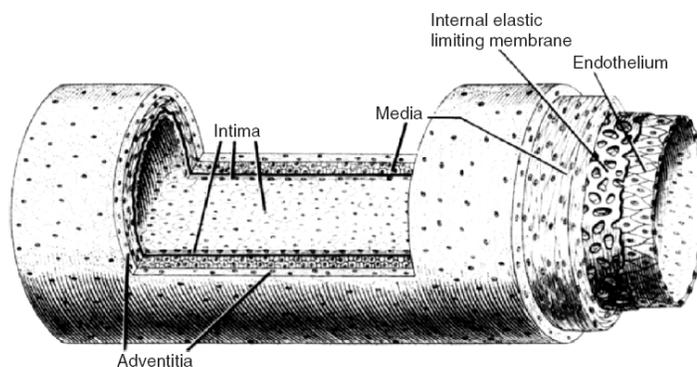


Figura 2.1: Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas.

Según su forma, los aneurismas se pueden clasificar en: saculares, fusiformes y disecantes. Tanto a los aneurismas saculares como los fusiformes se les llama aneurismas verdaderos, puesto que representan una dilatación de la pared arterial, en cambio, a los aneurismas disecantes se les llama aneurismas falsos, puesto que en realidad se producen debido a un rasgamiento de la capa íntima que posibilita que la sangre fluya entre las capas arteriales. En la figura 2.2 se ilustran los tipos de aneurismas. A su vez, los aneurismas saculares pueden clasificarse según su ubicación en: terminales, laterales y de bifurcación. La historia natural de los aneurismas puede dividirse en tres etapas: patogénesis, alargamiento y ruptura. En general, esta enfermedad no presenta síntomas hasta bien avanzada su evolución, se estima que éstos no aparecen hasta que el diámetro del aneurisma ha llegado a unos 6-11 mm [9]. Alcanzada esta condición el riesgo de rompimiento es muy alto.

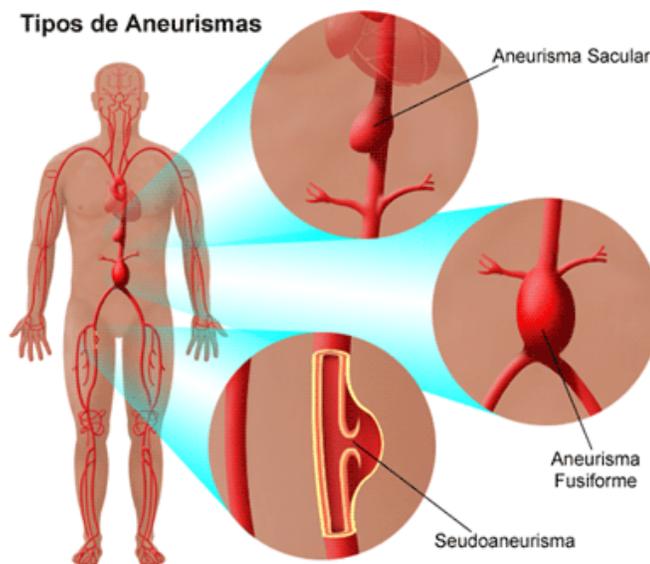


Figura 2.2: Tipos de aneurismas.

En la etapa de ruptura se pueden presentar dos situaciones, la primera de ellas es el rompimiento catastrófico del aneurisma, con el consecuente sangramiento al interior del cerebro. Esta situación desencadena el cuadro llamado hemorragia sub-aracnoidea (HSA), la cual en casi todos los casos es fatal o muy grave. La segunda situación posible es la de un sangrado menor, el cual es sellado naturalmente a través de un parche de fibrina, el cual, posteriormente, generará un trombo. Luego de ocurrido lo anterior, es muy probable que el aneurisma siga creciendo y finalmente se desencadene una ruptura catastrófica.

Sin embargo, no es necesario que se complete todo el ciclo de vida de un aneurisma. Se estima que entre el 2-5 % de la población tiene uno en su cabeza, mientras que tan solo entre el 0.1-1 % sufre de su ruptura [10].

### 2.1.2. Anatomía

Como ya se ha dicho, la vasta mayoría de aneurismas cerebrales está asociada a la vasculatura del círculo de Willis, el cual se ubica en la base del cerebro. En la figura 2.3, se muestra la ubicación del círculo de Willis en la cabeza, mientras que en la figura 2.4 se detalla la vasculatura de esta zona.

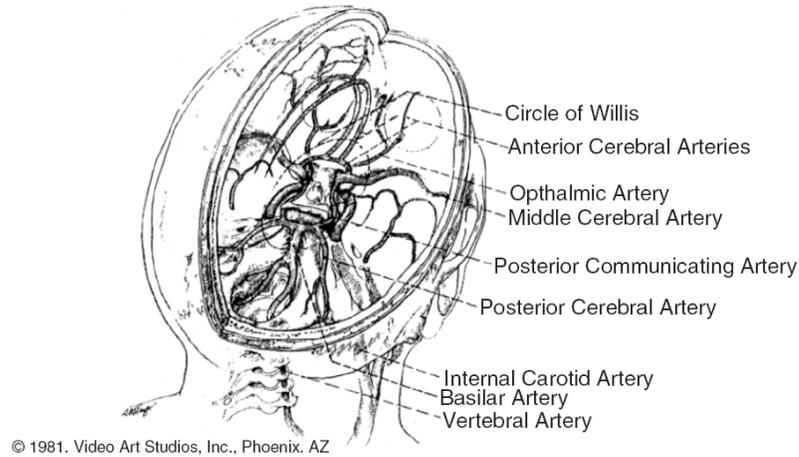


Figura 2.3: Esquema de la vasculatura intracraneal mostrando las conexiones del círculo de Willis.

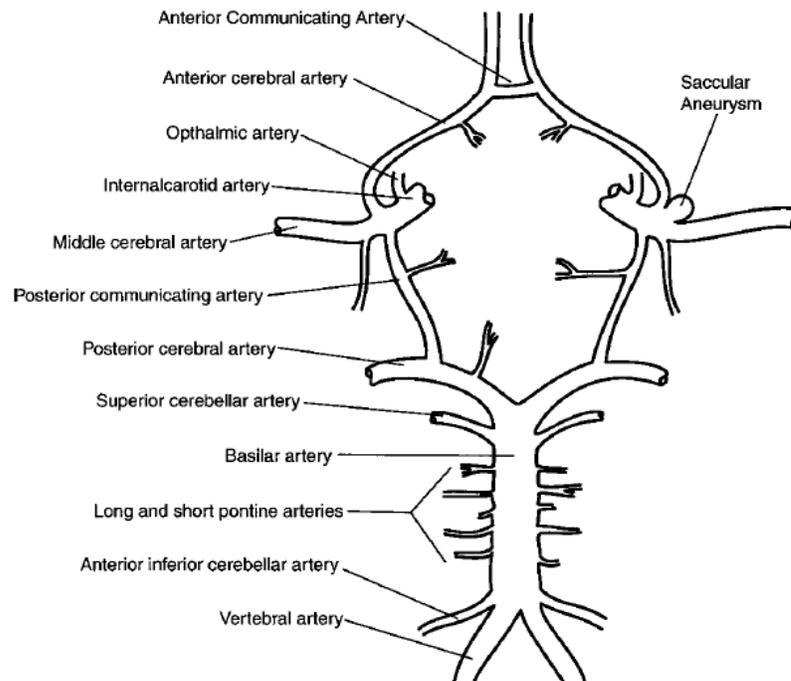


Figura 2.4: Esquema de la vasculatura del círculo de Willis y sus alrededores.



### 2.1.3. Incidencia

La detección de aneurismas se concentra entre personas que se encuentran entre la cuarta y sexta década de vida. En pacientes menores a 40 años, el desarrollo de aneurismas es más común en hombres, sin embargo, sobre los 40 años la prevalencia en mujeres duplica a la prevalencia en varones. Algunos investigadores [9] reportan que la mayor casos de casos de aneurismas se presentan en la zona anterior del círculo de Willis (anterior communicating artery, anterior cerebral artery, middle cerebral artery, and internal carotid artery ver figura 2.4) con un 86 %, mientras que en el segmento posterior (Arteria basilar-vertebral) solo se desarrolla el 14 % de los casos. Otros investigadores aseguran que la diferencia es aún más radical, reportan una prevalencia del 96 % para la sección anterior y de solo un 4 % para la posterior. Como sea, la diferencia de prevalencias entre las dos zonas es notable. En la figura 2.6 se muestran las zonas del círculo de Willis y la cantidad de casos rotos de un estudio realizado por Wilson G. et al en 1954 [9].

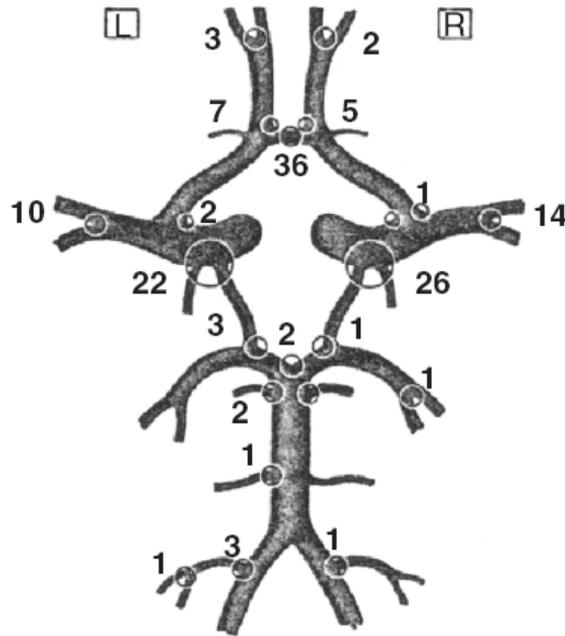


Figura 2.6: Localización y número de casos rotos en el círculo de Willis en el estudio de Wilson G. et al, 1954.

#### 2.1.4. Historia Natural

Como ya se ha mencionado, la historia natural del desarrollo de aneurismas intracraneales comprende tres etapas: patogénesis, alargamiento y ruptura. Cada una de estas etapas está regida por leyes físicas y biológicas complejas, hoy en día no existe acuerdo generalizado sobre cuales son específicamente los factores y en qué grado intervienen en el fenómeno [9], [10],[11].

Se sabe que los aneurismas cerebrales son más comunes que en todas las otras arterias musculares, se postula que esta mayor prevalencia tiene relación con que en general las paredes arteriales son más delgadas, contienen mucho menos elastina y no poseen una capa externa elástica que las soporte [9]. Por otro lado, las arterias cerebrales son muy propensas a generar ciertos tipos de defectos: los 'cojines íntimos' (intimal pads) y los defectos mediales (medial defects). Un cojín íntimo corresponden a un engrosamiento localizado de la capa íntima, mientras que un defecto medial corresponde a la pérdida localizada de la capa elástica intermedia que une las capas íntima y media. Estos defectos, por lo general, se presentan en la cúspide (ápex) de las bifurcaciones arteriales. Se cree que estas imperfecciones juegan un rol fundamental en la patogénesis de aneurismas cerebrales, puesto que pueden generar un debilitamiento de las paredes arteriales. Sin embargo, no son las únicas variables explicativas para la formación de aneurismas. Se sabe que existen otros factores de riesgo como alta presión arterial, herencia genética, consumo de sustancias específicas, arterioesclerosis, hemodinámica, etc. Esto sugiere que hay otras componentes involucradas en el proceso de patogénesis de aneurismas.

Cuando se forma el aneurisma sus paredes arteriales se van degradando. Las capas íntima y adventicia casi desaparecen y en 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, de hecho, las paredes de los aneurismas son transparentes. La ruptura se presenta, generalmente, en el domo del aneurisma, es poco frecuente que se presente en las paredes laterales y menos aún en el cuello. En la figura 2.7 se ilustra la histología de las paredes de arterias cerebrales, de aneurismas y de defectos, además se presentan en la misma figura estadísticas de las zonas de ruptura.

En cuanto al proceso de crecimiento de aneurismas poco se sabe, se postula que ciertas inestabilidades en el sólido pueden facilitar el crecimiento acelerado de la malformación, como también la presencia de resonancias hemodinámicas, provocadas por la vorticidad al interior de los sacos [9], [10]. En el punto anterior, es interesante notar este efecto principalmente sobre aneurismas terminales, los cuales reciben el flujo pulsante directamente en el interior del aneurisma. En estos casos, la turbulencia se genera incluso a bajas velocidades. Este efecto se ha corroborado midiendo ruido sobre las paredes de este tipo aneurismas en cirugías [9]. En estas circunstancias, los pacientes están bajo la influencia de drogas que bajan su presión hasta 50 mmHg, inclusive en estas condiciones es posible escuchar el ruido provocado por la turbulencia dentro de

los sacos aneurismales. Lo anterior, avalaría la hipótesis de que un posible efecto de resonancia generaría el crecimiento de este tipo de aneurismas. Sin embargo, los científicos todavía buscan los fundamentos teóricos y experimentales para avalar las hipótesis antes descritas, se trabaja intensamente en la búsqueda de modelos que expliquen la dinámica de paredes arteriales y hemodinámica en el desarrollo y ruptura de aneurismas intracraneales.

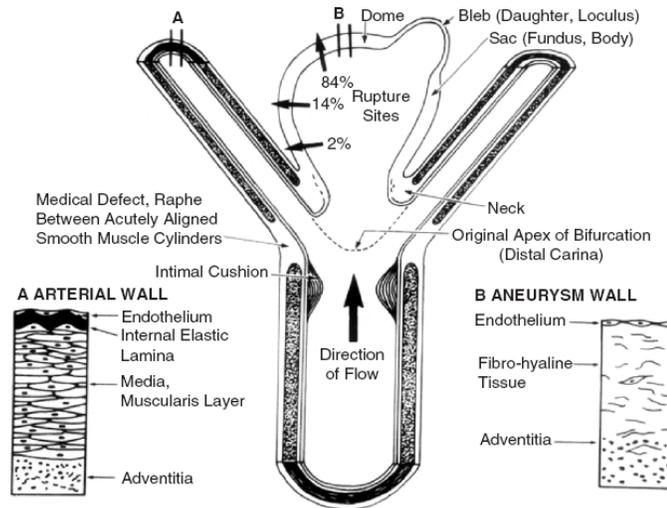


Figura 2.7: Histopatología de aneurismas y estadísticas de zonas de ruptura.

## 2.2. Antecedentes Metodológicos

### 2.2.1. Reconstrucción de Casos Reales

Para poder llevar a cabo una simulación fluidodinámica de un aneurisma cerebral es necesario contar con un archivo tridimensional en formato CAD que lo represente. Para este efecto, se cuenta en el laboratorio con una base de datos de exámenes en diferentes pacientes, entregada por el Instituto de Neurocirugía Dr. Asenjo (INCA). Los exámenes son obtenidos mediante un Angiógrafo Rotacional 3D Phillips Integris Allura, como el que se muestra en la figura (2.8).



Figura 2.8: Angiógrafo Rotacional 3D Phillips Integris Allura, INCA [12]

El examen realizado a través de este equipo entrega archivos computacionales tridimensionales en formato VRML. Debido a que los archivos VRML no pueden ser utilizados directamente en el software de simulación ADINA, se debe realizar una minuciosa reconstrucción de cada caso para obtener un archivo adecuado para realizar la simulación. La metodología desarrollada por Morales y optimizada por Ledermann, Araya y Muñoz permite realizar esta tarea en un par de horas. La metodología cuenta de 4 etapas, estas son:

1. Limpieza de Geometrías
2. Obtención de Contornos
3. Regeneración de geometría
4. Escalamiento de geometría y obtención de archivo parasolid utilizable en ADINA.

### 2.2.2. Simulación Numérica FSI

En el análisis de la interacción fluido-estructura (FSI), se pretende simular la interacción entre un fluido que escurre o está contenido en un sólido deformable, donde las fuerzas que ejercen el uno sobre el otro generan una dinámica que posibilita determinar la mecánica del problema acoplado.

El problema central en la implementación de un algoritmo eficiente para la simulación FSI radica en la descripción cinemática correcta del continuo. Existen dos descripciones del continuo: la Euleriana y la Lagrangeana. En la descripción Euleriana, se define cierta región del espacio y se consideran las variables cinemáticas y dinámicas sobre las partículas que instantáneamente se encuentran en esa región. Con este tipo de descripción se pueden manejar con relativa facilidad grandes distorsiones en el continuo, por lo que se le utiliza frecuentemente para modelar fluidos. Por el contrario, en la descripción Lagrangeana, se consideran las ecuaciones cinemáticas y dinámicas de cada elemento de masa que compone el continuo. Esta descripción es frecuentemente utilizada en el campo de la mecánica de sólidos y maneja con relativa facilidad las superficies libres y las interfaces. Los algoritmos ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian Methods), que se utilizan profusamente en la simulación FSI, tratan de combinar las ventajas de ambos métodos, con el fin de modelar de la mejor forma posible superficies libres de medios altamente deformables.

Las simulaciones FSI pueden realizarse utilizando el software comercial ADINA, con el que se puede replicar de forma aproximada el comportamiento de flujos en el interior de estructuras, y en particular la interacción del flujo sanguíneo en el interior de arterias cerebrales con aneurismas. El programa ADINA, en una simulación FSI, considera un sistema de referencia Lagrangeano para el sólido y un sistema de referencia ALE para el fluido, con esto consigue manejar la superficie deformable del fluido [13].

## 2.3. Hemodinámica

### 2.3.1. Ecuaciones de Navier-Stokes

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

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

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

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

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

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

Un fluido incompresible es aquel en el que la divergencia de la velocidad es cero.

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (2.4)$$

También, se puede caracterizar la compresibilidad del fluido en términos del número de Mach. Si la velocidad del fluido es  $U$  y la velocidad de propagación del sonido en el medio es  $c$ , entonces;

$$Ma = \frac{U}{c} \quad (2.5)$$

Luego, si  $Ma \ll 1$  entonces se puede considerar el fluido como incompresible. En el caso de la hemodinámica en la vasculatura cerebral, esta aproximación es razonable, puesto que la velocidad que alcanza la sangre en estas zonas es alrededor de tres órdenes de magnitud más pequeñas que la velocidad del sonido en este medio.

Tomando en cuenta las suposiciones anteriores es posible reescribir las ecuaciones de Navier-Stokes (2.1), (2.2) y (2.3) para el caso de fluido incompresible de la siguiente forma:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (2.6)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}^T - \vec{\tau}) = \vec{f}^B \quad (2.7)$$

$$\vec{\tau} = -pI + 2\mu e \quad (2.8)$$

### 2.3.2. Caracterización de Flujo Laminar

Para determinar si un fluido está en régimen laminar o turbulento se debe considerar su número de Reynolds. El número de Reynolds es un parámetro adimensional que se calcula a través de la ecuación (2.9).

$$Re = \frac{\rho \bar{v} D}{\mu} \quad (2.9)$$

En la ecuación (2.9),  $D$  es el diámetro hidráulico de la tubería donde escurre el fluido,  $\bar{v}$  la velocidad media del flujo en una sección y  $\mu$  la viscosidad dinámica del fluido. Una cota inferior para el comienzo del régimen turbulento en cañerías es  $Re = 2000$  [15], por esto se considera que todo fluido que exhibe un número de Reynolds menor a este valor desarrollará un régimen laminar. Para el caso de la sangre fluyendo a través de la vasculatura cerebral se consideran los siguientes valores de referencia [14]:  $\rho = 1050$  [kg/m<sup>3</sup>],  $D = 3$  [mm],  $\bar{v} = 0,5$  [m/s] y  $\mu = 0,003$  [Pa · s]. Con estos valores se obtiene  $Re = 525 < 2000$ , por lo que se considera al flujo sanguíneo dentro de la vasculatura cerebral en régimen laminar.

### 2.3.3. Hipótesis de Fluido no-Newtoniano

En gran parte de la vasculatura del cuerpo humano es bastante razonable considerar el flujo sanguíneo como Newtoniano [15], debido a que el tamaño de las partículas en suspensión en la sangre (plasma) es 4-5 órdenes de magnitud más pequeño que el radio de las arterias, así el comportamiento de la sangre se asemejaría al del de un continuo ideal. Sin embargo, en el cerebro, los diámetros de los vasos sanguíneos se reducen drásticamente en comparación con el resto de la vasculatura, por lo que aplicar la hipótesis de fluido Newtoniano puede no ser realista. Para modelar de mejor forma el efecto no-Newtoniano del flujo sanguíneo se utiliza comúnmente el modelo de Carreau. En este modelo la viscosidad del fluido no es constante y depende de la tasa de deformación del fluido. La ley que gobierna los fluidos de Carreau está dada por la ecuación (2.10).

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot (1 + A \cdot \dot{\gamma}^2)^n \quad (2.10)$$

En la ecuación (2.10)  $\mu_0$ ,  $\mu_{\infty}$ ,  $A$  y  $n$  son constantes del modelo, propias de cada fluido y  $\dot{\gamma}$  es la tasa de deformación. Es claro que los efectos no-Newtonianos comienzan a hacerse patentes cuando  $\dot{\gamma}^2 \gg \frac{1}{A}$ , de lo contrario, el fluido se comportará como Newtoniano.

Para el caso de la sangre, O'Callaghan [16] obtuvo las constantes del modelo de Carreau, estos valores serán utilizados en las simulaciones FSI aquí consideradas y se muestran en la tabla 2.1.

Cuadro 2.1: Parámetros de Carreau para el Flujo Sanguíneo

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidades</b>
Densidad	1050	$[kg/m^3]$
$\mu_{\infty}$	0,00345	$[Pa \cdot s]$
$\mu_0$	0,056	$[Pa \cdot s]$
Coefficiente de Carreau $A$	10,976	-
Coefficiente de Carreau $n$	-0,3216	-

## 2.4. Fundamentos de Mecánica de Sólidos

La mecánica de sólidos es una rama de la mecánica que estudia el comportamiento de los materiales en estado sólido, más precisamente, el comportamiento reológico de los materiales, es decir, la forma en que los materiales se deforman bajo la acción de fuerzas.

La hipótesis básica de esta ciencia, al igual que en la mecánica de fluidos, es la de continuidad. Físicamente, esta hipótesis se traduce en asumir que el comportamiento macroscópico del sólido no cambia con el tamaño del material considerado.

El desarrollo de la mecánica de sólidos se ha concentrado desde comienzos del siglo XIX y dentro de sus anales destacan nombres como Navier, Lagrange, Cauchy, Poisson, Saint-Germain, entre muchos otros. En lo que a este trabajo respecta, solo se entregarán antecedentes de manera muy introductoria, solo con el fin de mostrar las bases de las herramientas utilizadas a lo largo de él.

La mecánica de sólidos trata de encontrar relaciones entre cuatro entidades físicas: fuerzas externas e internas, desplazamientos y deformaciones.

Las relaciones entre las entidades anteriormente mencionadas se han agrupado en tres conjuntos. La relación entre fuerzas y esfuerzos han dado origen a la *teoría de los esfuerzos*, la cual es completamente independiente de la composición del material, excepto por el hecho de la aceptación de la hipótesis de continuidad. Por otro lado, las relaciones entre desplazamiento y deformación, basadas en condiciones de compatibilidad cinemática, dan origen a la *teoría de la deformación*. Por último, las relaciones que se establecen entre esfuerzos y deformaciones son llamadas *leyes constitutivas*; expresiones analíticas que modelan el comportamiento reológico de los materiales.

Cabe destacar que el establecimiento de una ley constitutiva, en la mayor parte de los casos, debe ser realizado a través de una aproximación fenomenológica, debido a la imposibilidad de realizarlo a través de un proceso deductivo. De aquí la evidente necesidad de llevar a cabo experimentos para caracterizar el comportamiento del material.

Por último, la mayor parte de los antecedentes que se presentarán a continuación fueron adaptados de los textos introductorios al tema de los autores Da Silva [17], Fung [18].

### 2.4.1. Esfuerzos

El esfuerzo es una magnitud física que se define como la razón entre la fuerza actuando sobre una superficie y su área. De acuerdo a la definición anterior, sobre todo cuerpo en el cual actúa una fuerza externa (también puede ser interna) se induce un estado de esfuerzos en cada uno de sus puntos. Para caracterizar el estado de esfuerzos sobre un punto  $P$  cualquiera, consideremos un elemento infinitesimal de forma cúbica orientado según un sistema de coordenadas fijo del cual  $P$  es el origen, como se ilustra en la figura 2.9.

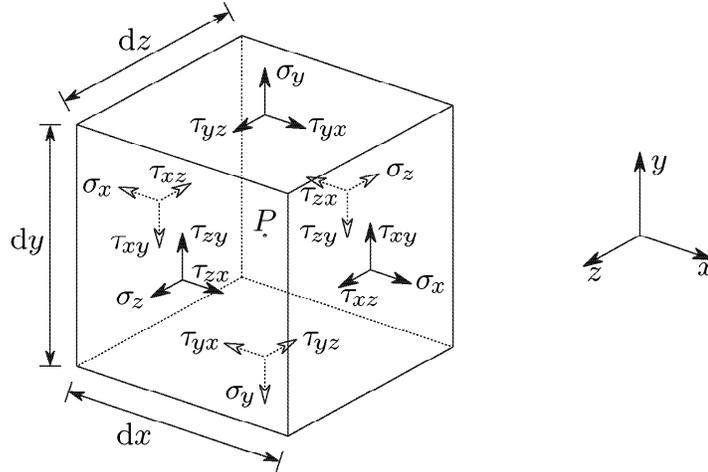


Figura 2.9: Esfuerzos normales y de corte de un elemento infinitesimal cúbico.

Sobre una cara cualquiera del cubo, a priori, la dirección del esfuerzo es arbitraria. La descomposición del esfuerzo según los ejes coordenados crea la distinción entre esfuerzo normal (paralelo a la normal de la cara) y de corte (paralelo a cualquiera de las dos direcciones que yacen sobre la cara). Aplicando la condición de estática solo hace necesario describir el estado de esfuerzos en tres caras y con 6 constantes. Así se puede establecer el tensor de esfuerzos de Cauchy como:

$$\begin{pmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{pmatrix} = T_C \quad (2.11)$$

Algunas propiedades del tensor de Cauchy:

$$t(x, n) = [T_C(x)]n \quad (2.12)$$

$$\nabla T_C(x) + f(x) = \rho a(x) \quad (2.13)$$

$$T_C(x) = T_C^T(x) \quad (2.14)$$

Donde la variable dependiente  $x$  representa un punto del espacio,  $n$  una dirección arbitraria,  $f(x)$  el vector con las fuerzas externas actuantes en el cuerpo,  $\rho$  la densidad del material y  $a(x)$  el vector de aceleración. La ecuación 2.13 es la segunda ecuación de Newton aplicada al elemento infinitesimal.

El tensor de esfuerzos de Cauchy es simétrico (de ahí que se necesitan sólo 6 valores para caracterizarlo). Como toda matriz simétrica puede ser diagonalizada. Físicamente, la diagonalización del tensor de esfuerzo significa encontrar el sistema de coordenadas adecuado para hacer que solo existan esfuerzos normales, o, equivalentemente, para que no existan esfuerzos de corte. Los valores principales son las magnitudes de estos esfuerzos normales, mientras que los vectores principales corresponden a las direcciones con respecto al sistema de coordenadas inicial según se orientan las direcciones principales que hacen posible la anulación de los esfuerzos de corte.

La ecuación característica que permite encontrar los esfuerzos principales se presenta a continuación:

$$-\sigma^3 + I_1\sigma^2 - I_2\sigma + I_3 = 0 \quad (2.15)$$

Donde los  $I_i$  son los invariantes del tensor de esfuerzos definidos por las siguientes ecuaciones:

$$I_1 = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 \quad (2.16)$$

$$I_2 = \begin{vmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} \\ \tau_{yx} & \sigma_y \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_x & \tau_{xz} \\ \tau_{zx} & \sigma_z \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zy} & \sigma_z \end{vmatrix} \quad (2.17)$$

$$I_3 = \begin{vmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{vmatrix} \quad (2.18)$$

Por convención, los esfuerzos principales se ordenan de mayor a menor, con subíndices 1,2 y 3. Si algún esfuerzo principal es positivo, entonces el material se encuentra en tracción según su dirección principal asociada; por el contrario, si algún esfuerzo principal es negativo, entonces el material se encuentra en compresión según la dirección principal correspondiente.

Ahora bien, el tensor de esfuerzos se puede considerar como un sistema de fuerzas en equilibrio, el cual está sujeto a subdividirse en subsistemas. Cuando se trata de desarrollar la teoría para materiales isotrópicos es conveniente separar las componentes del tensor de esfuerzos que causan solo cambios volumétricos en el material, de aquellas que causan distorsiones. El cambio en volumen de un material isotrópico solo depende de la componente isotrópica del tensor, definida por:

$$\begin{pmatrix} \sigma_m & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_m & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_m \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z}{3} \quad (2.20)$$

Finalmente el tensor de esfuerzos de Cauchy puede descomponerse en su parte isotrópica y desviatoria como:

$$\begin{pmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{pmatrix} = \underbrace{\begin{pmatrix} \sigma_m & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_m & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_m \end{pmatrix}}_{\text{Isotropico}} + \underbrace{\begin{pmatrix} \sigma_x - \sigma_m & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y - \sigma_m & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z - \sigma_m \end{pmatrix}}_{\text{Desviatorio}} \quad (2.21)$$

Una consideración importante en el desarrollo de la teoría de esfuerzos es la obtención del estado de esfuerzos en un elemento octaédrico regular inclinado según las direcciones principales de esfuerzo, como el que se muestra en la figura 2.10.

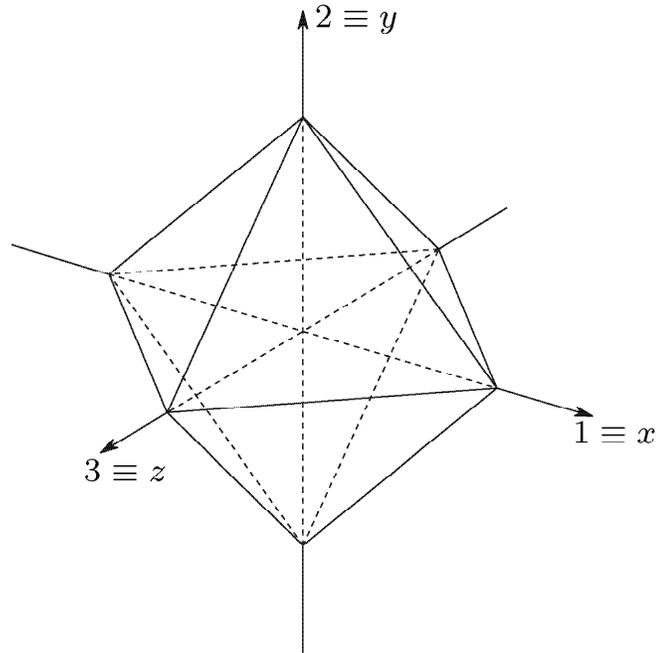


Figura 2.10: Octaedro definido por caras igualmente inclinadas en relación con las direcciones principales.

Desarrollando los cálculos para obtener el esfuerzo normal ( $\sigma_{oct}$ ) y de corte ( $\tau_{oct}$ ) en las caras del octaedro se obtiene:

$$\sigma_{oct} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3} = \frac{\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z}{3} = \frac{I_1}{3} = \sigma_m \quad (2.22)$$

$$\tau_{oct} = \frac{1}{3} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2)} \quad (2.23)$$

Lo notable del resultado es que el esfuerzo normal octaédrico sólo depende de la parte isotrópica del tensor de deformación, mientras que el esfuerzo de corte octaédrico sólo de la parte desviatoria. Para el caso del esfuerzo normal esta afirmación resulta natural. Para ver que el esfuerzo de corte octaédrico depende solo de la parte desviatoria, basta con notar que el esfuerzo de corte octaédrico no se alteraría si es que el tensor de esfuerzos total fuera igual que el tensor de esfuerzos desviatorio.

El esfuerzo de corte octaédrico tiene vital importancia en la teoría de plasticidad de la máxima energía de distorsión de Von Mises. En esta teoría se afirma que la deformación plástica no ocurre mientras el esfuerzo efectivo o de Von Mises ( $\sigma_e$ ) cumpla que:

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2)} = \frac{3}{\sqrt{2}} \sigma_{oct} \leq \sigma_Y \quad (2.24)$$

Donde  $\sigma_Y$  es el esfuerzo de fluencia del material. Este criterio se ajusta muy bien al analizar materiales dúctiles relativamente isotrópicos, como el acero, puesto que permite predecir con una buena precisión los resultados experimentales y es clave en el desarrollo de teorías microscópicas de fluencia apropiadas para este tipo de materiales. Sin embargo, para el caso analizado en este trabajo de título este criterio puede no resultar útil debido a la naturaleza diferente del material considerado.

Para el caso del material arterial, el cual es más parecido a un polímero que al acero, es sabido que el mecanismo de falla es a través de la ruptura de los enlaces covalentes de las cadenas poliméricas que constituyen el material, previamente orientadas según una dirección. Este hecho hace presumir que un criterio más adecuado para estudiar este caso puede ser considerar el mayor esfuerzo principal bajo tensión, puesto que esta magnitud da cuenta, justamente, de cuál es el mayor esfuerzo de tracción asociado a alguna dirección que cruza al punto material. Es por esto que en el desarrollo de este trabajo de título se considerará este indicador como muy relevante en el comportamiento mecánico de la arteria.

Finalmente, solo cabe recalcar que la teoría de esfuerzos no se limita al breve bosquejo aquí expuesto, sino que es mucho más vasta y rica, en estas pocas líneas solo se han mencionado los aspectos más esenciales que ayudan a la comprensión de lo desarrollado en los próximos capítulos.

### 2.4.2. Deformaciones

El desplazamiento de un punto interior de un cuerpo puede tener dos causas: el movimiento del cuerpo rígido o a la deformación del cuerpo. Mientras que el movimiento del cuerpo rígido no está asociado necesariamente a la presencia de fuerzas externas, la deformación está intrínsecamente relacionada a la presencia de fuerzas internas.

La deformación dentro de un cuerpo puede ser tanto homogénea, como no homogénea. Se entenderá por deformación homogénea de un cuerpo a aquella que no varía de punto a punto y que a dos líneas inicialmente del mismo tamaño y paralelas, mantiene del mismo tamaño y paralelas. Con esto se asegura que tanto las elongaciones, como las rotaciones, sean iguales en todo el material.

En general, la hipótesis de homogeneidad no puede ser aplicada a cualquier clase de deformación, sin embargo es razonable suponer que en una vecindad infinitesimal de cualquier punto si lo es.

Asumiendo la hipótesis anterior, consideremos un cuerpo sólido y en él un punto material  $P$  de coordenadas iniciales  $(x, y, z)$  con respecto a un sistema de referencia fijo, que luego de aplicado un campo de deformaciones se mueve hasta un punto  $P'$  de coordenadas  $(x', y', z') = (x + u, y + v, z + w)$ , tal como lo ilustra la figura 2.11. Cabe destacar que el vector  $(u, v, w)$  es el vector de desplazamiento del punto  $P$ .

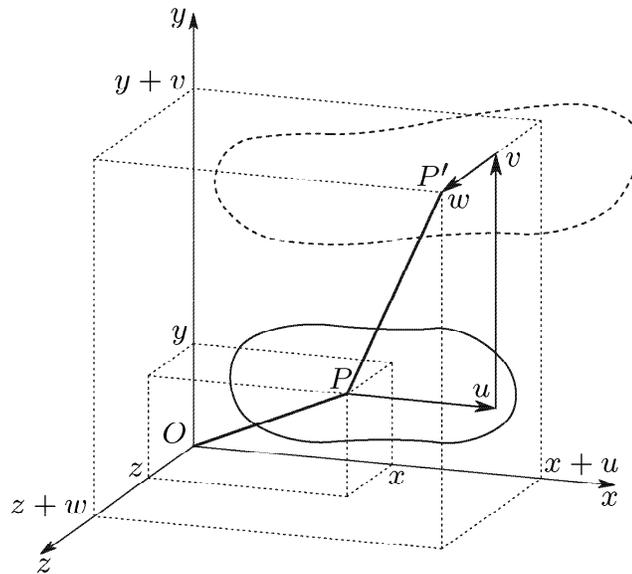


Figura 2.11: Desplazamiento de un punto material  $P$  al interior de un cuerpo.

Consideremos también, una línea de longitud  $dx$  paralela al eje  $x$ , definida por dos puntos cercanos  $P_0(x_0, y_0, z_0)$  y  $P_1(x_0 + dx, y_0, z_0)$  como lo ilustra la figura 2.12.

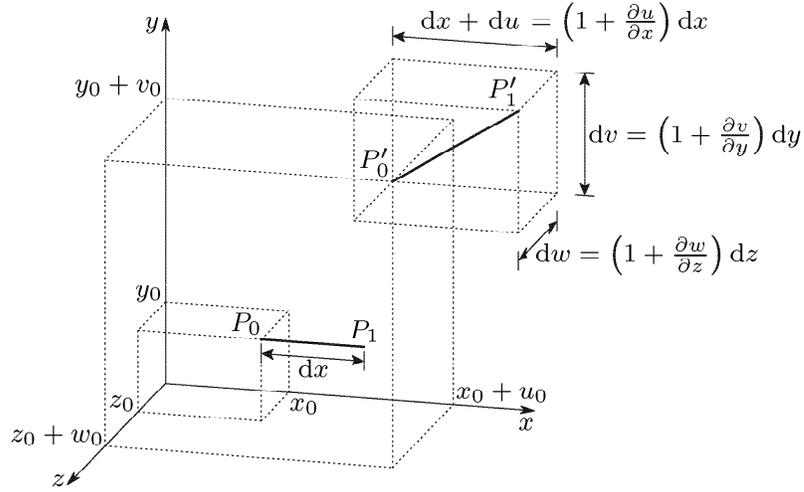


Figura 2.12: Deformación de un segmento infinitesimal paralelo al eje  $x$ .

Como se indica en la figura 2.12, luego de la deformación la línea queda definida por  $\overline{P'_0P'_1}$ , donde  $P'_0(x_0 + u_0, y_0 + v_0, z_0 + w_0)$  y  $P'_1(x_1 + dx + u_1, y_1 + v_1, z_1 + w_1)$ . Naturalmente, no es necesario que el segmento  $\overline{P'_0P'_1}$  siga siendo paralelo al eje  $x$  después de la deformación. En efecto, las componentes del vector  $\overline{P'_0P'_1}$  quedan definidas por las siguientes ecuaciones:

$$\overline{P'_0P'_1}_x = \left(1 + \frac{\partial u}{\partial x}\right) dx \quad (2.25)$$

$$\overline{P'_0P'_1}_y = \frac{\partial v}{\partial x} dx \quad (2.26)$$

$$\overline{P'_0P'_1}_z = \frac{\partial w}{\partial x} dx \quad (2.27)$$

Ahora bien, se define la deformación longitudinal como el cambio relativo de la longitud de un segmento infinitesimal orientado inicialmente según la dirección longitudinal. Para el caso que estamos considerando, la deformación longitudinal  $\epsilon_x$  según  $x$  queda definida por:

$$\epsilon_x = \frac{\overline{P'_0P'_1} - \overline{P_0P_1}}{\overline{P_0P_1}} = \frac{\overline{P'_0P'_1} - dx}{dx} \Rightarrow \overline{P'_0P'_1} = (1 + \epsilon_x) dx \quad (2.28)$$

Por Pitágoras:

$$\overline{P'_0 P'_1}^2 = ((1 + \varepsilon_x) dx)^2 \Rightarrow \quad (2.29)$$

$$\varepsilon_x + \frac{\varepsilon_x^2}{2} = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \right] \quad (2.30)$$

Análogamente se obtienen las ecuaciones para las deformaciones longitudinales en las restantes direcciones:

$$\varepsilon_y + \frac{\varepsilon_y^2}{2} = \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial y} \right)^2 \right] \quad (2.31)$$

$$\varepsilon_z + \frac{\varepsilon_z^2}{2} = \frac{\partial w}{\partial z} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial z} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \right] \quad (2.32)$$

Ahora bien, consideremos dos líneas perpendiculares, de largos infinitesimales  $dx$  y  $dy$ , inicialmente paralelas a los ejes  $X$  e  $Y$ , y definidas por los puntos  $P_0$ ,  $P_1$  y  $P_2$ , como lo ilustra la figura 2.13.

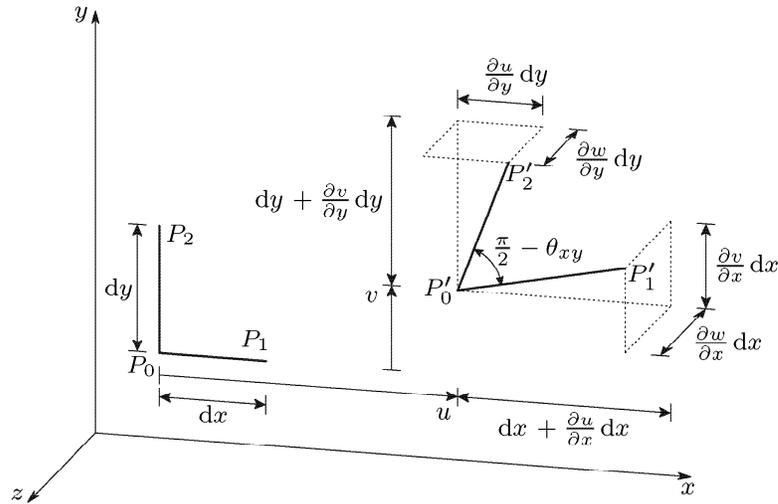


Figura 2.13: Movimiento de las líneas  $\overline{P_0 P_1}$  y  $\overline{P_0 P_2}$  durante la deformación.

En la discusión anterior, se hizo notar que:

$$\overrightarrow{P'_0 P'_1} = \begin{pmatrix} \left(1 + \frac{\partial u}{\partial x}\right) dx \\ \frac{\partial v}{\partial x} dx \\ \frac{\partial w}{\partial x} dx \end{pmatrix} \quad (2.33)$$

También, análogamente:

$$\overrightarrow{P'_0 P'_2} = \begin{pmatrix} \frac{\partial u}{\partial y} dy \\ \left(1 + \frac{\partial v}{\partial y}\right) dy \\ \frac{\partial w}{\partial y} dy \end{pmatrix} \quad (2.34)$$

Si consideramos el producto escalar de  $\overrightarrow{P'_0 P'_1}$  y  $\overrightarrow{P'_0 P'_2}$ , se obtiene que:

$$\overrightarrow{P'_0 P'_1} \cdot \overrightarrow{P'_0 P'_2} = \left| \overrightarrow{P'_0 P'_1} \right| \left| \overrightarrow{P'_0 P'_2} \right| \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta_{xy}\right) = (1 + \varepsilon_x) dx (1 + \varepsilon_y) dy \sin(\theta_{xy}) \quad (2.35)$$

Por otro lado:

$$\overrightarrow{P'_0 P'_1} \cdot \overrightarrow{P'_0 P'_2} = \left(1 + \frac{\partial u}{\partial x}\right) dx \frac{\partial u}{\partial y} dy + \frac{\partial v}{\partial x} dx \left(1 + \frac{\partial v}{\partial y}\right) dy + \frac{\partial w}{\partial x} dx \frac{\partial w}{\partial y} dy \Rightarrow \quad (2.36)$$

$$\sin(\theta_{xy}) = \frac{\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial x} \frac{\partial w}{\partial y}}{(1 + \varepsilon_x)(1 + \varepsilon_y)} \quad (2.37)$$

Análogamente para las otras direcciones:

$$\sin(\theta_{xz}) = \frac{\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial v}{\partial x} \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \frac{\partial w}{\partial z}}{(1 + \varepsilon_x)(1 + \varepsilon_z)} \quad (2.38)$$

$$\sin(\theta_{yz}) = \frac{\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial y} \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial v}{\partial y} \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \frac{\partial w}{\partial z}}{(1 + \varepsilon_y)(1 + \varepsilon_z)} \quad (2.39)$$

Si se consideran las deformaciones pequeñas a tal punto que sean apropiadas las siguientes aproximaciones:

$$\varepsilon^2 + 2\varepsilon \approx 2\varepsilon \quad (2.40)$$

$$\sin(\theta) \approx \theta \quad (2.41)$$

Y, además, definiendo para  $i \neq j$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{\theta_{ij}}{2} \quad (2.42)$$

Es posible dejar las deformaciones en función de los desplazamientos. En efecto, según las ecuaciones 2.30, 2.31, 2.32, 2.37, 2.38, 2.39 las componentes del tensor de deformación (de Green-Lagrange) están dadas por:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \sum_k \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right) \quad (2.43)$$

Donde:  $i, j, k \in \{1, 2, 3\}$ ,  $(u_1, u_2, u_3) = (u, v, w)$  y  $(x_1, x_2, x_3) = (x, y, z)$ .

Ahora bien, si es que, además, en el conjunto de ecuaciones 2.43 se desprecian los términos de segundo orden, se obtiene una versión simplificada del tensor definido anteriormente y conocido como Tensor de deformación de Cauchy:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.44)$$

Una característica importante del tensor de Cauchy es su linealidad, gracias a esto es posible aplicar el principio de superposición cuando se utiliza esta formulación de la deformación, al contrario del tensor de Green-Lagrange, el cual es no lineal. Sin embargo, su aplicación está limitada a desplazamientos y deformaciones muy pequeños.

Por último, cabe destacar que todo lo que respecta a todo lo desarrollado para esfuerzos y direcciones principales, es también válido para los tensores de deformación, es decir, que existirán deformaciones principales asociadas a sus respectivas direcciones principales, obtenidas de la ecuación característica definida por los invariantes del tensor.

### 2.4.3. Consideraciones Adicionales de Esfuerzos y Deformaciones

Toda la teoría mostrada en los dos capítulos precedentes solo es válida para esfuerzos y deformaciones infinitesimales. El desarrollo de la teoría para tratar grandes deformaciones es más compleja y está basada en los tensores finitos de deformación. Dentro de los tensores finitos, surge la distinción entre los tensores materiales y espaciales, según sea el sistema de referencia utilizado para caracterizarlos (con respecto al sólido deformado o no deformado).

Supongamos una aplicación  $T_D : K \subseteq \mathbb{R}^3 \rightarrow K' \subseteq \mathbb{R}^3$  que representa la deformación de un cuerpo que inicialmente ocupa una porción  $K$  del espacio y, luego de la aplicación, una porción  $K'$ .

Se define el tensor gradiente de deformación  $F$  como el jacobiano de  $T_D$ :

$$F = \nabla T_D = \begin{pmatrix} \frac{\partial x'}{\partial x} & \frac{\partial x'}{\partial y} & \frac{\partial x'}{\partial z} \\ \frac{\partial y'}{\partial x} & \frac{\partial y'}{\partial y} & \frac{\partial y'}{\partial z} \\ \frac{\partial z'}{\partial x} & \frac{\partial z'}{\partial y} & \frac{\partial z'}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (2.45)$$

De esta forma, una definición alternativa del tensor de deformación material de Green ( $D_m$ ) definido anteriormente por la ecuación 2.43, está dada por:

$$D_m = \frac{1}{2} (F^T F - 1) \quad (2.46)$$

Se define el tensor de deformación espacial de Almansi ( $D_e$ ) como:

$$D_e = \frac{1}{2} (1 - F^{-T} F^{-1}) \quad (2.47)$$

De la misma manera, pueden definirse tensores de esfuerzos finitos. En este caso, se justificaría el uso de tensores finitos de esfuerzos, relativos a las coordenadas iniciales del cuerpo, producto de la dificultad técnica de medir esfuerzos una vez que la deformación se ha producido.

Al contrario del tensor de esfuerzos de Cauchy ( $T_C = \tau_{ij}$ ), el cual relaciona fuerzas de la configuración final deformada con áreas de la situación final deformada, se define el primer tensor de Piola-Kirchhoff ( $T_R = K_{ij}$ ), el cual relaciona fuerzas en la configuración final deformada con áreas de la configuración inicial no deformada. En función del tensor de esfuerzos de Cauchy, el primer tensor de Piola-Kirchhoff queda definido por:

$$T_R = |F| T_C F^{-T} \quad (2.48)$$

Este tensor es mixto, en general no simétrico y variable frente a rotaciones rígidas.

Por otro lado, se define el segundo tensor de Piola-Kirchhoff ( $\Sigma_R = S_{ij}$ ), el cual relaciona fuerzas y áreas sobre la configuración inicial no deformada. La relación del tensor de tensión de Cauchy y el segundo tensor de Piola-Kirchhoff viene dada por:

$$\Sigma_R = |F| F^{-1} T_C F^{-T} \quad (2.49)$$

Este es un tensor ordinario, simétrico e invariante frente a rotaciones rígidas.

#### 2.4.4. Teoría de Cáscaras

Cuando una superficie estructural es suficientemente delgada con respecto a sus otras dimensiones, puede resultar apropiado considerarla como una cáscara, con lo cual es válido aceptar ciertas hipótesis que hacen más fácil el tratamiento de la mecánica del sólido. En la figura 2.14 aparece un esquema de una cáscara arbitraria.

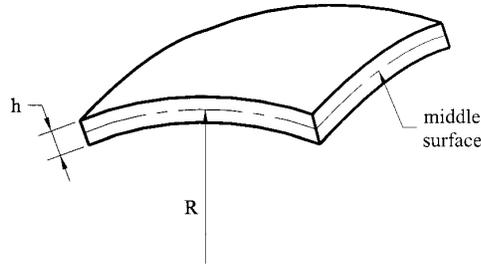


Figura 2.14: Cáscara con sus principales elementos.

En la figura,  $h$  representa el espesor de la pared,  $R$  el radio de curvatura de la superficie y, además, se encuentra dibujada la superficie media de la cáscara (middle surface), la cual divide la geometría en dos regiones del mismo espesor. Naturalmente, todas las magnitudes anteriormente mencionadas son propiedades locales, es decir, dependen del punto de la geometría considerado.

Ahora bien, Ventsel y Krauthammer [19] proponen dividir las cáscaras según la relación entre su espesor y radio de curvatura. Así, si  $\frac{h}{R} \leq \frac{1}{20}$  la cáscara es llamada gruesa, por el contrario si  $\frac{h}{R} > \frac{1}{20}$  la cáscara es llamada delgada. Según esta definición, la parte de la geometría vascular correspondiente a la arteria puede considerarse como una cáscara gruesa, mientras que la parte correspondiente al aneurisma, como una delgada. En efecto, como el espesor de las arterias es alrededor el 10 % de su diámetro, la relación  $\frac{h}{R}$  debe ser del orden de  $\frac{1}{5}$ . Por otro lado, el espesor del aneurisma es de alrededor de 0.086 mm y el ancho promedio de los aneurisma reconstruidos en este trabajo es de 6 mm, así se obtiene la siguiente aproximación gruesa de la relación  $\frac{h}{R}$ :  $\frac{h}{R} = \frac{0,086}{6/2} = 0,028 < \frac{1}{20}$ .

Una herramienta fundamental de la teoría de cáscaras es la descripción de la geometría de la superficie media. Básicamente, se busca caracterizar la curvatura de la superficie. Para la descripción adecuada de una superficie en el espacio son necesarias 2 variables independientes. Es decir, si un punto de la superficie está representado por el vector  $\mathbf{r}$ , entonces:

$$\mathbf{r} = \mathbf{r}(\alpha, \beta) = (X(\alpha, \beta), Y(\alpha, \beta), Z(\alpha, \beta)) \quad (2.50)$$

Donde  $\alpha$  y  $\beta$  son las variables independiente. Es bien sabido que con la ecuación anterior la superficie se encuentra parametrizada y con esto es posible encontrar el campo de vectores normales a ella mediante:

$$\mathbf{n} = \frac{\frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \alpha} \times \frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \beta}}{\left\| \frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \alpha} \times \frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \beta} \right\|} \quad (2.51)$$

Ahora bien, consideremos un punto cualquiera de la superficie,  $M$ , y todos los planos que pasan por él y que contienen el vector normal a la superficie definido en  $M$ . Este conjunto de planos son las llamadas *secciones normales* de  $M$ , ilustradas en la figura 2.15.

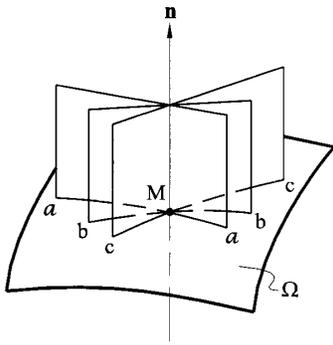


Figura 2.15: Secciones normales a un punto  $M$  de una superficie arbitraria.

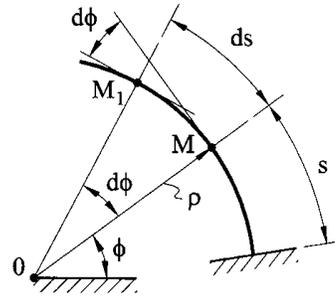


Figura 2.16: Línea de curvatura sobre una superficie y cálculo del radio de curvatura asociado a un punto sobre ella.

Ahora bien, dada una sección normal cualquiera, ésta define con su intersección una curva sobre la superficie, a la cual es factible calcular un radio de curvatura. En efecto, consideremos la situación descrita en la figura 2.16, en ella se muestra la forma en que es posible calcular el radio de curvatura de la línea sobre la superficie, al considerar un arco infinitesimal  $ds$ . De esta manera, el radio de curvatura  $\rho$  se define, como es usual, según la longitud de línea  $ds$  y al arco  $d\phi$  por:

$$\rho = \frac{ds}{d\phi} \quad (2.52)$$

Sin embargo, existen infinitas secciones normales a un punto, por lo que existirán infinitos radios de curvatura asociados a él. No obstante, se puede probar que existen dos direcciones, ortogonales entre sí, que, respectivamente, maximizan y minimizan la curvatura de la superficie al mismo tiempo. Estas direcciones son las llamadas *direcciones principales* y los radios de curvatura asociados a ellas, los *radios principales*. Para encontrar estas direcciones en una superficie arbitraria es necesario desarrollar un par de resultados previos. Este desarrollo está bien documentado en el texto de Ventsel y Krauthammer [19].

Ahora bien, con respecto a la teoría lineal de cáscaras, las hipótesis fundamentales desde las cuales parte la teoría son las llamadas hipótesis de Kirchhoff. Estas están formuladas a continuación:

- Las rectas inicialmente normales a la superficie media, siguen siendo normales y rectas luego de aplicada la deformación.
- El esfuerzo normal a la superficie media es pequeño comparado con los esfuerzos que yacen sobre la superficie, por lo que se considera igual a cero.

Love añade la siguiente hipótesis:

- Los desplazamientos son pequeños comparados con el espesor de la cáscara, la cual es delgada.

Con las tres hipótesis anteriores se puede desarrollar una teoría lineal de cáscaras. Si se obvia la tercera hipótesis es necesario desarrollar una teoría no lineal más compleja.

Consideremos una superficie media definida por las coordenadas descritas en la figura 2.17. Donde  $(x,y,z)$  se refiere a un sistema de coordenadas solidario al cuerpo y orientado según las direcciones principales en el punto  $\alpha$  y  $\beta$ , con vectores unitarios  $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$  y que pasa por la superficie media. En la figura 2.18 se muestra el equilibrio de fuerzas en el caso estático para el elemento de superficie considerado. En ella se ilustran las fuerzas normales  $N_i$ , las fuerzas de corte en el plano  $N_{ij}$  y las fuerzas transversales de corte  $Q_i$ . Por otro lado, también se ilustran los momentos de flexión y de giro,  $M_i$  y  $M_{ij}$ .

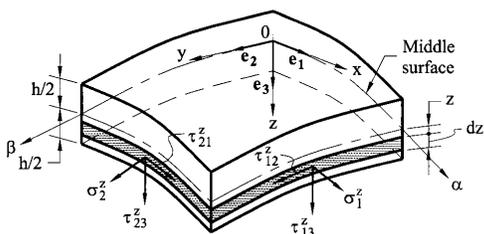


Figura 2.17: coordenadas de los puntos de un cuerpo según un sistema de coordenadas solidario al cuerpo.

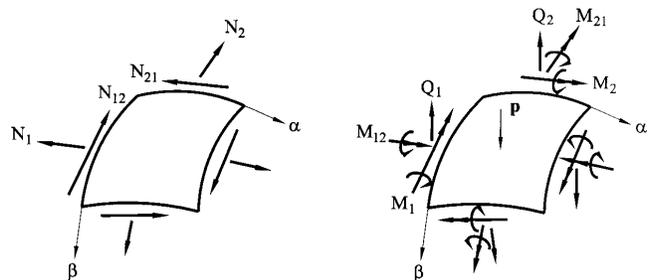


Figura 2.18: Estado de fuerzas en una cáscara según un sistema de coordenadas solidario al cuerpo.

Las cantidades anteriormente mencionadas quedan definidas por las siguiente ecuaciones:

$$N_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_1^z \left(1 - \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (2.53)$$

$$N_{12} = \int_{-h/2}^{h/2} \tau_{12}^z \left(1 - \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (2.54)$$

$$Q_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \tau_{13}^z \left(1 - \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (2.55)$$

$$M_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_1^z z \left(1 - \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (2.56)$$

$$M_{12} = \int_{-h/2}^{h/2} \tau_{12}^z z \left(1 - \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (2.57)$$

$$N_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_2^z \left(1 - \frac{z}{R_1}\right) dz \quad (2.58)$$

$$N_{21} = \int_{-h/2}^{h/2} \tau_{21}^z \left(1 - \frac{z}{R_1}\right) dz \quad (2.59)$$

$$Q_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \tau_{23}^z \left(1 - \frac{z}{R_1}\right) dz \quad (2.60)$$

$$M_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_2^z z \left(1 - \frac{z}{R_1}\right) dz \quad (2.61)$$

$$M_{21} = \int_{-h/2}^{h/2} \tau_{21}^z z \left(1 - \frac{z}{R_1}\right) dz \quad (2.62)$$

Donde los  $\tau_{ij}$  representan los esfuerzos de Cauchy según las direcciones principales de la cáscara,  $z$  es la coordenada en la tercera dirección principal y  $R_1$  y  $R_2$  son los radios de curvatura principales.

Nuevamente se recomienda seguir la lectura de [19] para mayor profundización en el tema de teoría de cáscaras.

## 2.5. Comportamiento Mecánico de la Pared Arterial

### 2.5.1. Características Generales del Comportamiento de la Pared Arterial y de Aneurismas

El comportamiento del material arterial es bastante particular y no carece de complejidades. Monson [20] estudió el comportamiento mecánico de diversas arterias cerebrales, obteniendo experimentalmente las curvas de esfuerzo-deformación que se muestran en la siguiente figura:

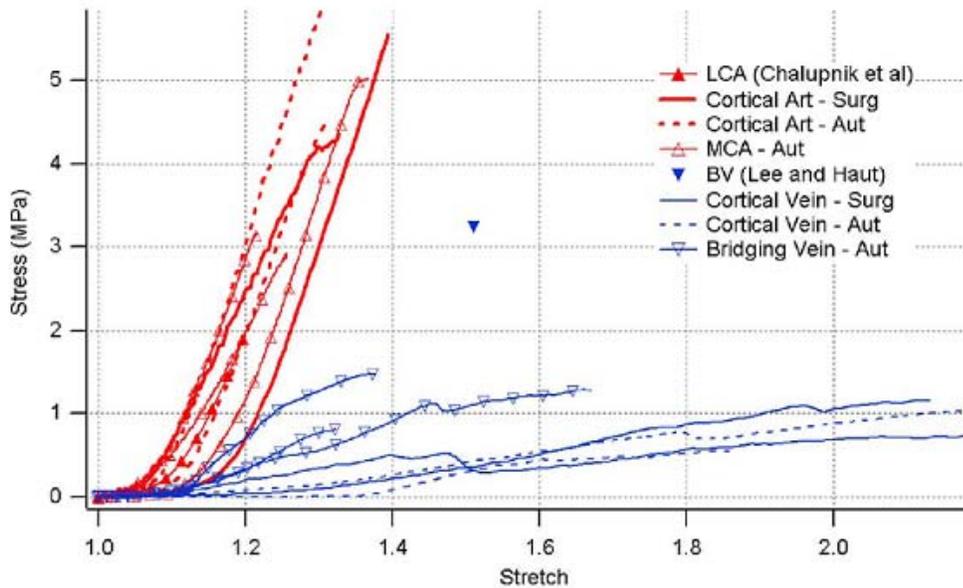


Figura 2.19: Curvas Esfuerzo-Estiramiento cuasiestáticas experimentales para diferentes Arterias y Venas Cerebrales. El esfuerzo (Stress) al que se hace referencia es al primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff.

Estas curvas fueron obtenidas a través de ensayos de tracción axial y de inflación realizados a muestras provenientes de cadáveres.

Según Holzapfel [10], dentro de las características del material arterial se pueden mencionar:

- Hiperelásticidad no lineal:** Como la mayoría de los tejidos suaves, las arterias presentan altas deformaciones al estar sujetas a cargas fisiológicas, además estos esfuerzos no crecen linealmente con las deformaciones. Sin embargo, es posible asociar un potencial elástico que modela la energía de deformación. A este comportamiento se le conoce como hiperelásticidad [10].
- Viscoelasticidad:** La curva de histéresis que se muestra en la Figura 2.20 indica que la tasa de deformación no es determinada únicamente por la deformación actual, sino también depende de la historia

de deformación. Esto conlleva a considerar los tejidos arteriales como sólidos viscoelásticos [10].

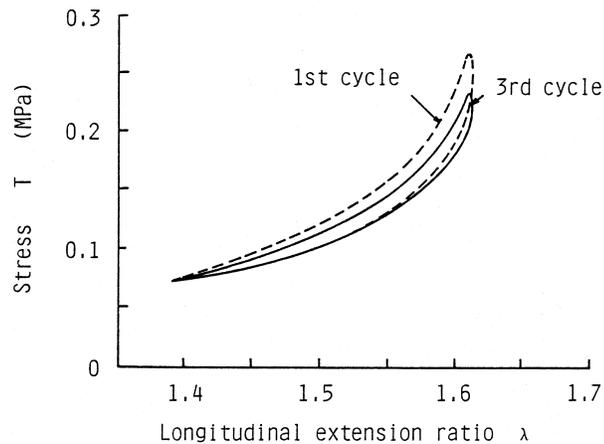


Figura 2.20: Curva de esfuerzo-deformación longitudinal de una arteria aorta canina. [21].

- **Anisotropía:** El tejido de la pared arterial no es un material isotrópico [10], es decir, no muestra el mismo comportamiento mecánico en todas las direcciones para un punto determinado. Estas diferencias de comportamiento son por efecto de la estructura específica y la arquitectura del tejido arterial. Cuando las propiedades mecánicas son evaluadas por medio de la linealización de medidas tales como el módulo incremental elástico, ellas deben ser comparadas a deformaciones equivalentes. Si el módulo incremental elástico se refiere a las propiedades mecánicas linealizadas sobre el estado fisiológico de deformación, se debe recordar la presencia de deformaciones en las direcciones circunferencial, radial y axial. De acuerdo a la no-linearidad física, el material tiene diferentes módulos en estas direcciones aún si es que es isotrópico, debido a que la linealización es llevada a cabo a diferentes deformaciones.
- **Heterogeneidad:** La pared arterial presenta una estructura no homogénea [10]. La íntima normalmente consiste de una delgada capa de células endotélicas. La media y la adventicia, las cuales son las estructuras principales determinantes del comportamiento mecánico de la pared arterial, son bastante diferentes. La adventicia posee más fibras de colágeno rodeadas de tejido conectivo, células y sustancia base. Dependiendo del tipo de arteria, la elastina, el colágeno y las células musculares suaves pueden, en algunos casos, estar uniformemente distribuidas, mientras que en otros pueden mostrar marcados gradientes entre los márgenes interior y exterior de la media. En diferentes estudios se ha corroborado que la media es mucho más rígida que la adventicia y que está expuesta a los esfuerzos más altos.
- **Incompresibilidad:** La mayoría de los estudios muestran que los tejidos vasculares son prácticamente incompresibles cuando las arterias se deforman al pasar de un estado de reposo a uno fisiológico [10], indicando que los cambios de volumen bajo condiciones de cargas compresivas son mayores que los cambios observados para condiciones de inflación o tensión. La pared arterial presenta un mínimo grado de compresibilidad, pero que se desprecia, concluyendo que la pared arterial es incompresible.

- **Esfuerzo Residual:** Se sabe que existen esfuerzos residuales, debido a que cuando una arteria tubular es cortada longitudinalmente sin presión alguna, ésta se abre como un resorte. La única explicación de este comportamiento es que la arteria debería estar bajo un esfuerzo circunferencial antes de ser cortada, el cual debió ser liberado luego del corte. Se puede tener una medida de este esfuerzo residual al determinar el grado de abertura de la arteria al ser cortada. Si una arteria se abre más que otra, tiene un esfuerzo residual mayor en el estado de presión cero [10].

Además, las arterias en estado natural en el cerebro se encuentran pre-estiradas, es por esto que se debe tener cuidado al ingresar curvas experimentales en ADINA, se debe asegurar previamente que la zona de la curva que se está considerando capture el efecto del pre-estiramiento. El pre-estiramiento arterial es del orden del 10-30 % [22]. Si no se toma en cuenta este efecto, se estaría trabajando con un material muy blando. Como se observa en las curvas de la figura 2.19 el material arterial no presenta mucha resistencia en el primer tramo de las curvas, por lo que considerar este comportamiento en las simulaciones, naturalmente, arrojaría resultados erróneos.

Por último, se estima que el espesor de las arterias, por lo general, corresponde al 10 % del valor del diámetro, es decir que es del orden de 0.2-0.4 mm. Por otro lado, el espesor de la pared del aneurisma se estima del orden de los 0.086 mm. Se espera que este hecho tenga incidencia en los resultados de esfuerzos y deformaciones en la vasculatura.

## 2.5.2. Modelos de Pared Arterial

Un modelo estándar de segundo orden para tejido blando se ilustra en la figura 2.21, la elastina se modela como un resorte de baja constante elástica y que actúa frente a bajos esfuerzos, mientras que el colágeno se modela como un resorte de alta constante elástica que actúa frente a esfuerzos altos. Estos dos elementos corresponden a dos proteínas que determinan las propiedades mecánicas de los tejidos blandos.

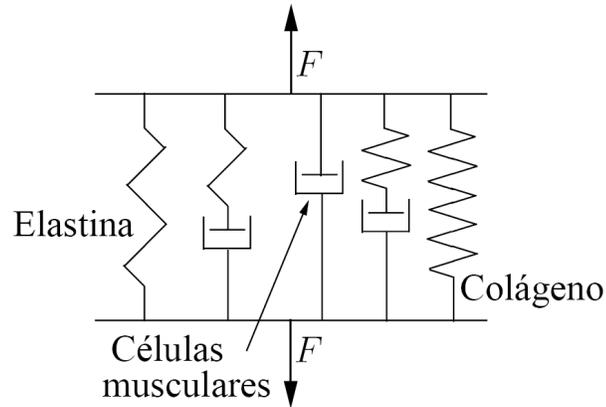


Figura 2.21: Modelo de tejido blando.

El colágeno, a través de enlaces cruzados inter-moleculares, otorga integridad mecánica y resistencia a los tejidos. La elastina, presente como largas y flexibles cadenas que constituyen una red tridimensional, actúa como las gomas y polímeros, cambiando su estructura con la deformación, siendo esencialmente un material elástico lineal.

Un modelo matemático simple del comportamiento no lineal de las arterias durante un ensayo uniaxial queda expresado por la siguiente ecuación:

$$\frac{dT}{d\lambda} = BT + C \quad (2.63)$$

donde  $T$  es el esfuerzo nominal (o ingenieril) obtenido a partir de la división del esfuerzo por el área transversal inicial,  $\lambda$  es la extensión de la deformación ( $\lambda = 1 + \varepsilon$ ) y  $B$  y  $C$  son constantes de los materiales. Considerando  $T = 0$  para  $\lambda = 1$ , integrando la ecuación 2.63 se obtiene que:

$$T = A[\exp(B\varepsilon) - 1] \quad (2.64)$$

donde  $\varepsilon = \lambda - 1$  es la medida de deformación y  $A = C/B$ .

Por otro lado, el estudio de la función de energía-deformación permite describir las ecuaciones que rigen el comportamiento de los tejidos blandos, obtenidas a partir de estudios *in vitro*. Para un material sólido-elástico se puede obtener la energía de deformación  $W = W(E_{ij})$  en función de los  $E_{ij}$ , las deformaciones de Green en el plano. Como propuestas de esta función de energía-deformación de la pared arterial, se han presentado tres modelos principales [24]:

- Vishnav et al. (1993), con A, B .. G constantes, y  $E_{zz}$  y  $E_{\theta\theta}$  los desplazamientos de Green en las direcciones axial y circunferencial:

$$\rho_0 W = AE_{\theta\theta}^2 + BE_{\theta\theta}E_{zz} + CE_{zz}^2 + DE_{\theta\theta}^3 + EE_{\theta\theta}^2E_{zz} + FE_{\theta\theta}E_{zz}^2 + GE_{zz}^3 \quad (2.65)$$

- Fung et al. (1979) (sin considerar esfuerzos de corte), con  $k$ ,  $a_1$ ,  $a_2$  y  $a_4$  constantes:

$$\rho_0 W = \frac{k}{2} \exp(a_1 E_{\theta\theta}^2 + a_2 E_{zz}^2 + 2a_4 E_{\theta\theta} E_{zz}) \quad (2.66)$$

- Takamizawa y Hayashi (1987), con C,  $a_{\theta\theta}$ ,  $a_{zz}$  y  $a_{\theta z}$  constantes:

$$\rho_0 W = -C \cdot \ln \left( 1 - \frac{a_{\theta\theta} E_{\theta\theta}^2}{2} - \frac{a_{zz} E_{zz}^2}{2} - a_{\theta z} E_{\theta\theta} E_{zz} \right) \quad (2.67)$$

Del modelo de Takamizawa-Hayashi, se obtienen las siguientes relaciones de esfuerzo y deformación:

$$\sigma_{\theta} - \sigma_r = C \frac{(1 + 2E_{\theta\theta})(a_{\theta\theta} E_{\theta\theta} + a_{\theta z} E_{zz})}{1 - \Psi} \quad (2.68)$$

$$\sigma_z - \sigma_r = C \frac{(1 + 2E_{zz})(a_{\theta z} E_{\theta\theta} + a_{zz} E_{zz})}{1 - \Psi} \quad (2.69)$$

con  $\sigma_{\theta}$ ,  $\sigma_r$  y  $\sigma_z$  los esfuerzos de Cauchy en las direcciones circunferencial, radial y axial, respectivamente, y con:

$$\Psi = \frac{1}{2}(a_{\theta\theta} E_{\theta\theta}^2 + a_{zz} E_{zz}^2 + 2a_{\theta z} E_{\theta\theta} E_{zz}) \quad (2.70)$$

Debido a su simplicidad, los modelos de Fung y de Takamizawa-Hayashi son los más ventajosos.

Ahora bien, Delfino [22] consideró a la arteria como un tubo cilíndrico de pared gruesa, de material isotrópico, hiperelástico, incompresible y homogéneo. La viscoelasticidad, el comportamiento activo de la pared arterial y su anisotropía no fueron tomados en cuenta. Luego, utilizó la siguiente función de energía de deformación:

$$\mathbf{W} = \frac{a}{b} [\exp(\frac{b}{2}(I_1 - 3)) - 1] \quad (2.71)$$

donde  $I_1$  es el primer invariante del tensor de deformación, mientras que  $a$  y  $b$  son parámetros de material. A partir de este modelo, es posible obtener los esfuerzos asociados asumiendo test uni-axial (Figura 2.22).

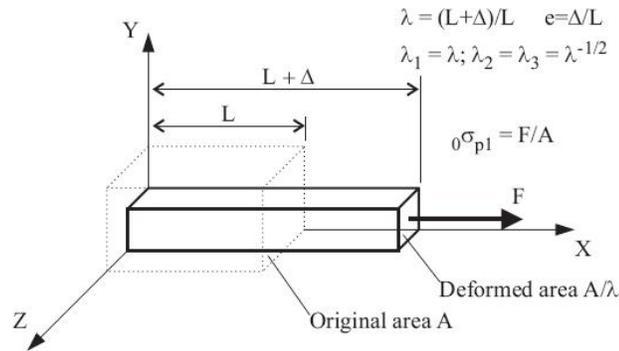


Figura 2.22: Parámetros de ensayo de tracción uni-axial.

Esta condición implica que  $\lambda_1 = \lambda$ , y por conservación de volumen (i.e.  $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$ ) se tiene que  $\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-1/2}$ . Entonces, el esfuerzo queda como:

$$\mathbf{t} = a \left( \lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) e^{\frac{b}{2} \left( \lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right)} \quad (2.72)$$

Este modelo fue ajustado por Delfino y los resultados se muestran en la tabla 2.2. Los parámetros fueron determinados a partir de mediciones de la relación presión-radio, para diferentes estiramientos axiales en arterias carótidas humanas, utilizando un algoritmo no lineal de mínimos cuadrados para el ajuste de las curvas.

Cuadro 2.2: Parámetros del material utilizados por Delfino et. al. [22].

Constante	Valor
a [Pa]	44200
b	16,7

### 2.5.3. Modelos de Pared de Aneurismas

Algunos hechos sobre el comportamiento de la pared del aneurisma que vale la pena tener en cuenta son:

- Los aneurismas muestran un comportamiento no-lineal al deformarse, y resultan ser más rígidos que las arterias normales. Los esfuerzos críticos de los aneurismas son encontrados entre los 2 y 3 MPa (*Scott et al. (1972)*).
- El comportamiento de los aneurismas difiere en el fondo y en el cuello. Para el fondo, el rompimiento ocurre para  $\lambda = 1.37$  (deformación actual con respecto a la original) y  $\sigma_C = 0.5$  MPa, mientras que para el cuello, ocurre para  $\lambda = 1.57$  y  $\sigma_C = 1.21$  MPa (*Steiger et al. (1986)*).
- Las deformaciones cerca del fondo son mayores en la dirección meridional que en la circunferencial (*Toth et al. (1998)*).
- Se han reportado esfuerzos de ruptura entre 0.73-1.91 MPa (*MacDonald et al. (2000)[23]*).

Por otra parte, Fung modela la energía de deformación  $w$  en el aneurisma como:

$$\mathbf{w} = c(\exp^{\mathbf{Q}} - 1) \quad (2.73)$$

$$\mathbf{Q} = c_1 \mathbf{E}_{11}^2 + c_2 \mathbf{E}_{22}^2 + 2c_3 \mathbf{E}_{11} \mathbf{E}_{22} + c_4 \mathbf{E}_{12}^2 \quad (2.74)$$

Donde  $E_{AB}$  son las deformaciones de Green principales en el plano;  $c$  y  $c_j$  ( $j = 1,2,3$ ) son parámetros del material;  $c_1$  y  $c_2$  miden la rigidez del material a lo largo de la dirección de las fibras y por lo tanto determinan el nivel de anisotropía;  $c_4$  mide la rigidez frente al corte. El gradiente del tensor de deformación en 2D está dado por  $\mathbf{F} = \text{diag}[\lambda, \lambda]$ , donde  $\lambda = a/A$ , con  $a$  el radio interno de deformación y  $A$  es el radio sin carga. Las deformaciones principales de Green son entonces  $E_{11} = E_{22} = (\lambda^2 - 1)/2$ .

Primeros estudios realizados en distintas zonas de aneurismas humanos entregan valores estimados para las constantes  $c$ ,  $c_1$ ,  $c_2$  y  $c_3$  (se ignora el corte en el plano dado por el factor  $c_4$ ), al ser sometidos a presiones entre 0.4 y 16 kPa, obteniendo valores distintos para  $c_1$  y  $c_2$ , dando cuenta de la anisotropía.

Raghavan et al. [25] consideraron el término de corte, asumiendo para ello, análogamente a la relación en elasticidad incompresible (el módulo de Young es tres veces más grande que el módulo de corte), que  $c_4 = (c_1 + c_2)/6$ , utilizando entonces los siguientes valores para las constantes:

Cuadro 2.3: Parámetros de material obtenidos por Raghavan [25].

Constante	Valor
$c$ [N/mm <sup>2</sup> ]	0.28
$c_1$	17.58
$c_2$	12.19
$c_3$	7.57
$c_4$	4.96

Seshaiyer [26] propone que el crecimiento de los aneurismas está causado a los esfuerzos intramurales y de corte inducidos por la sangre. La falta de proteínas en la pared, inducida por la baja lubricación, y directamente relacionada a la presencia de bajos esfuerzos de corte en la pared provocados por la sangre, la debilitaría, facilitando el rompimiento del aneurisma.

En el estudio, se menciona una forma distinta de escribir la función  $Q(E)$ , dada por:

$$Q = \alpha J_1^2 + \beta J_2^2 + \gamma J_1 J_4 + \delta J_4^2 \quad (2.75)$$

Donde  $J_1 = trE$ ,  $J_2 = detE$  y  $J_4 = M \cdot E \cdot M$ , donde  $E$  es el tensor de deformación de Green en el plano,  $M$  define la dirección preferida de la deformación y  $(\alpha, \beta, \gamma, \delta)$  son parámetros del material, tal que  $c_1 = \alpha + \gamma + \delta$ ,  $c_2 = \alpha$  y  $2c_3 = 2\alpha + \beta + \gamma$ . La definición del tensor de Cauchy es la misma a la usada por Raghavan et al [25].

Seshaiyer plantea la posibilidad de determinar la incompresibilidad constitutiva, determinando los estimamientos a través de los espesores original y deformado.

Para la deformación de una membrana perfectamente esférica, el gradiente del tensor de deformación 2D  $\mathbf{F}$  está dado por:

$$[\mathbf{F}] = \begin{bmatrix} \lambda & 0 \\ 0 & \lambda \end{bmatrix} \quad (2.76)$$

Donde  $\lambda = a/A$ , siendo  $a$  y  $A$  los diámetros deformado y no deformado respectivamente. Las deformaciones principales de Green son  $\mathbf{E}_{11} = \mathbf{E}_{22} = \frac{1}{2}(\lambda^2 - 1)$ .

Los esfuerzos resultantes quedan definidos en el trabajo de Seshaiyer [26] como:

$$\mathbf{T}_1 = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{E}_{11}}, \quad \mathbf{T}_2 = \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial \mathbf{E}_{22}} \quad (2.77)$$

Utilizando entonces la función de energía-deformación de Fung, se obtiene que  $\mathbf{T}_1$  y  $\mathbf{T}_2$  vienen dados por:

$$T_1 = 2c \frac{\lambda_1}{\lambda_2} (c_1 \mathbf{E}_{11} + c_3 \mathbf{E}_{22}) e^{\mathbf{Q}} \quad (2.78)$$

$$T_2 = 2c \frac{\lambda_2}{\lambda_1} (c_2 \mathbf{E}_{22} + c_3 \mathbf{E}_{11}) e^{\mathbf{Q}} \quad (2.79)$$

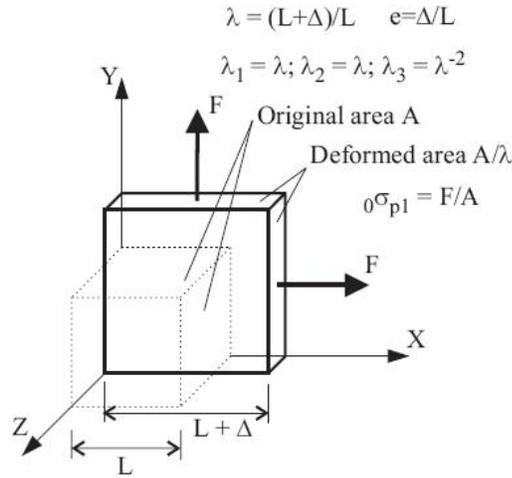


Figura 2.23: Ensayo de tracción equibiaxial.

Para un ensayo equibiaxial, como el de la Figura 2.23, se tiene que  $\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda$ , y debido a la incompresibilidad del material ( $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$ ), se obtiene  $\lambda_3 = \lambda^{-2}$ . Por otro lado, los esfuerzos principales resultantes quedan como sigue:

$$T_1 = c(c_1 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1 + c_2 + 2c_3)(\lambda^2 - 1)^2} \quad (2.80)$$

$$T_2 = c(c_2 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1 + c_2 + 2c_3)(\lambda^2 - 1)^2} \quad (2.81)$$

Por otro lado, se tiene que los esfuerzos nominales corresponden a:

$$t_1 = \frac{\partial w}{\partial \lambda_1}, \quad t_2 = \frac{\partial w}{\partial \lambda_2} \quad (2.82)$$

Por lo que

$$t_1 = c\lambda_1(c_1(\lambda_1^2 - 1) + c_3(\lambda_2^2 - 1))e^Q \quad (2.83)$$

$$t_2 = c\lambda_2(c_2(\lambda_2^2 - 1) + c_3(\lambda_1^2 - 1))e^Q \quad (2.84)$$

Luego, los esfuerzos nominales para un test equibiaxial con este modelo son:

$$t_1 = c\lambda(c_1 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1+c_2+2c_3)(\lambda^2-1)^2} \quad (2.85)$$

$$t_2 = c\lambda(c_2 + c_3)(\lambda^2 - 1)e^{\frac{1}{4}(c_1+c_2+2c_3)(\lambda^2-1)^2} \quad (2.86)$$

Seshaiyer utiliza el modelo antes descrito para ajustar sus datos experimentales [26], obtenidos a través de tests de inflado de dos aneurismas saculares humanos de diferentes pacientes. Las presiones en los tests de inflado variaban entre 80, 120 y 150 [mmHg] para la segunda región del primer espécimen, y entre 80 y 120 [mmHg] para la primera región del primer espécimen, y para las tres regiones del segundo (cuya segunda región es significativamente más dura al estar cerca de una zona arterioesclerótica. Los parámetros obtenidos se pueden apreciar en la Tabla 2.4.

Cuadro 2.4: Parámetros de material obtenidos por Seshaiyer [26].

Lesión	$P_{max}$ [mmHg]	$c$ (N/m)	$c_1$	$c_2$	$c_3$	RMS
S <sub>11</sub>	80	7,02	3,28	15,65	3,04	6E-08
	120	9,13	3,61	17,13	3,31	6E-08
S <sub>12</sub>	80	12,60	10,74	13,08	11,02	2E-03
	120	16,70	12,16	14,81	12,47	4E-03
	150	19,51	13,00	15,85	13,34	7E-03
S <sub>21</sub>	80	7,08	19,96	8,12	9,16	9E-03
	120	10,18	20,03	8,71	8,81	1E-02
S <sub>22</sub>	80	125,0	12,41	10,21	10,73	1E-01
	120	125,0	12,42	10,22	10,70	1E-01
S <sub>23</sub>	80	20,84	12,55	28,61	6,85	3E-04
	120	29,34	12,97	29,68	5,70	4E-04

Raghavan et. al. [25] consideró un promedio para los valores de  $c_i$  ( $i=1,\dots,3$ ) entre las presiones de 120 [mmHg], excluyendo la región 2 del espécimen 2. Del procedimiento de cálculo de los coeficientes se obtuvieron los resultados de la tabla 2.3.

#### 2.5.4. Modelo Elástico Isotrópico Ajustado

Frente a la imposibilidad de utilizar un modelo hiperelástico con elementos tipo shell en ADINA, se ha propuesto en trabajos anteriores ([4], [5]) obtener una aproximación lineal de los modelos hiperelásticos y utilizar un modelo elástico isotrópico para la pared arterial y el aneurisma. El modelo elástico isotrópico queda definido por la siguiente ley constitutiva:

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{xz} \\ \tau_{yz} \end{pmatrix} \quad (2.87)$$

Donde  $E$  es el módulo de Young del material,  $\nu$  el módulo de Poisson y  $G$  el módulo de elasticidad transversal. En un ensayo uniaxial,  $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$ , se concluye que el módulo de Young es análogo a la constante elástica de un resorte y es lo que otorga rigidez al material. Por otro, el módulo de Poisson se define en un ensayo uniaxial como la razón entre la deformación latitudinal sobre la longitudinal según  $\nu = -\frac{\varepsilon_{lat}}{\varepsilon_{long}}$ . Puede probarse que  $\nu \in [-1, 0.5)$ . Por último, para un material elástico isotrópico, el módulo de elasticidad transversal depende de los otros dos según la siguiente relación:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (2.88)$$

Cabe señalar, que este modelo deja de lado gran parte del comportamiento característico de la pared arterial discutido previamente. Luego, la elección del módulo de elasticidad y de Poisson es crucial a la hora de realizar las simulaciones numéricas, pues una mala elección de estos factores puede llevar a obtener resultados poco realistas.

Para el caso de la elección del módulo de Poisson, el tema no es tan crítico como para la elección del módulo elástico. En efecto, como el comportamiento de los tejidos blandos es muy similar al de gomas, es lógico considerar un módulo de Poisson alto cercano a 0.5.

Por otro lado, la energía de deformación  $U$  en el caso de un material elástico isotrópico está representada

por la siguiente ecuación:

$$U = \frac{1}{2E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3)] = \frac{I_{1t}^2}{2E} - \frac{1+\nu}{E}I_{2t} = \frac{I_{1t}^2}{2E} - \frac{I_{2t}}{2G} \quad (2.89)$$

Donde, como es usual,  $\sigma_i$  es el  $i$ -ésimo esfuerzo principal y  $I_{it}$  es el  $i$ -ésimo invariante del tensor de esfuerzos. Alternativamente, se puede definir la energía de deformación en función de los elementos del tensor de deformación:

$$U = \frac{1}{2}\lambda I_{1\varepsilon}^2 + G(I_{1\varepsilon}^2 - 2I_{2\varepsilon}) \quad (2.90)$$

También es posible descomponer la energía de deformación entre sus componentes isotrópica (volumétrica) y desviatoria, las cuales son independientes entre sí. De esta manera se tiene que la parte volumétrica de la energía de deformación  $U_v$  y la parte desviatoria  $U_f$  están definidas por el siguiente conjunto de ecuaciones:

$$U = U_v + U_f \quad (2.91)$$

$$U_v = \frac{1-2\nu}{6E} (\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z)^2 \quad (2.92)$$

$$U_f = \frac{1}{6G} (I_{1t}^2 - 3I_{2t}) = \frac{3}{4G} \tau_{oct}^2 \quad (2.93)$$

Araya en su trabajo de título [5], propuso utilizar el módulo de Young equivalente al ajuste de Mooney-Rivlin para las curvas obtenidas por Seshaiyer [26] y Delfino [22], para los materiales de aneurisma y arteria respectivamente.

El modelo de Mooney-Rivlin representa el comportamiento hiperelástico de materiales isotrópicos y está dado por la ecuación 2.94:

$$W_D = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + C_3(I_1 - 3)^2 + C_4(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_5(I_2 - 3)^2 + C_6(I_1 - 3)^3 + C_7(I_1 - 3)^2(I_2 - 3) + C_8(I_1 - 3)(I_2 - 3)^2 + C_9(I_2 - 3)^3 + D_1 \exp(D_2(I_1 - 3)) - 1 \quad (2.94)$$

Donde,  $W_D$  es la energía de deformación desviatoria,  $C_i$  y  $D_i$  son constantes del modelo e  $I_i$  son los invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green.

En el contexto del modelo de Mooney Rivlin, el módulo de Young equivalente se puede obtener de la ecuación 2.95.

$$E = 6[(C_1 + C_2) + D_1D_2] \quad (2.95)$$

Se debe tener especial cuidado en la obtención de los coeficientes de la ecuación 2.94, puesto que, gracias a su naturaleza polinómica, el ajuste de una curva empírica puede aceptar más de un arreglo de soluciones. El programa ADINA realiza automáticamente este cálculo.

Los valores obtenidos por Araya para el módulo de Young equivalente a los ajustes al modelo Mooney-Rivlin de las curvas experimentales de Seshaiyer y Delfino ([26],[22]) se muestran en la tabla 2.5. Cabe destacar que estos valores fueron obtenidos considerando un pre-estiramiento del 20 %.

Cuadro 2.5: Valores de los módulos de Young equivalentes para las curvas experimentales de Seshaiyer y Delfino considerando un 20 % de pre-estiramiento

<b>Modelo</b>	<b>E [Pa]</b>
Seshaiyer	7.044.155
Delfino	10.632.540

## 2.6. Condiciones de Borde

### 2.6.1. Perfil de Velocidades a la Entrada de la Geometría

Ledermann en su trabajo desarrolló una metodología para reconstruir el pulso de velocidad sanguínea propio de cada paciente, utilizando una aproximación por series de Fourier a partir de mediciones de velocidad, a través de exámenes Doppler Duplex Color, en arterias carótidas. En estudios anteriores de aneurismas [27] se utilizó un pulso de velocidad común para todos los casos. Este pulso correspondía al de una persona sana por lo que no reflejaba la realidad de cada paciente. Por otro lado, considerar el pulso propio de cada paciente también añade una componente de ruido al estudio de comportamiento general de aneurismas, ya que hace depender el resultado de la simulación de las condiciones particulares de cada paciente. Una metodología intermedia es la desarrollada por Araya en su trabajo de título [5], en la cual se considera un pulso de velocidad promedio, obtenido de una población de estudio, el cual posteriormente aplicó a sus simulaciones. Para efectos de esta memoria, se utilizará el pulso de velocidad promedio de Araya en cada una de las simulaciones FSI. En la figura 2.24 se muestra dicho pulso.

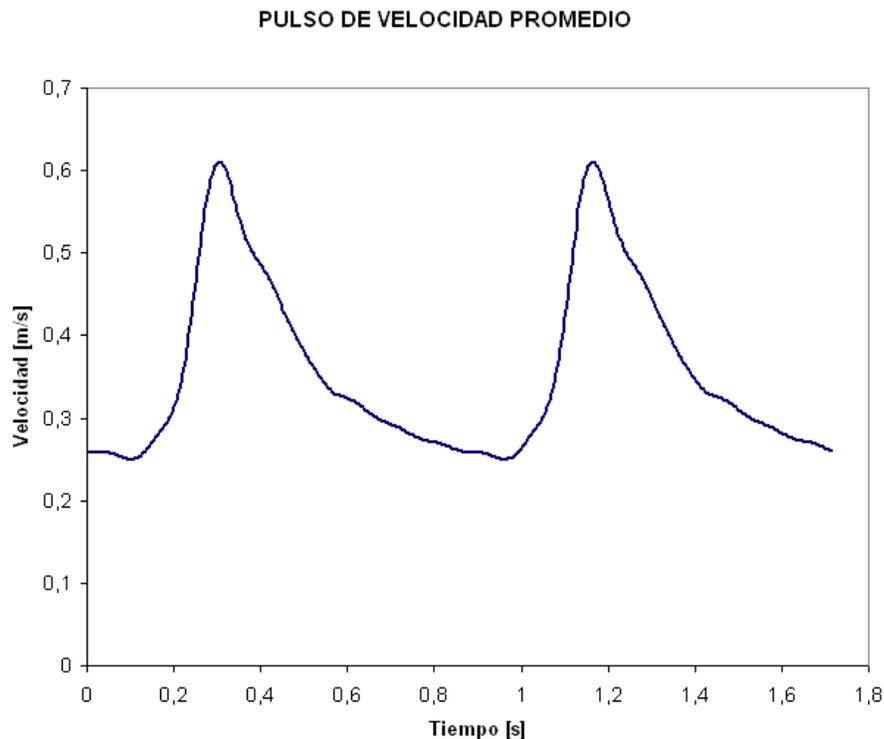


Figura 2.24: Pulso de velocidad sanguínea en la arteria carótida promedio obtenido por Araya [5]

Ahora bien, para un flujo viscoso unidireccional estacionario al interior de un tubo, de las ecuaciones de Navier-Stokes, se deduce que el perfil de velocidades sobre una superficie normal al flujo es parabólico y es ampliamente conocido como perfil de Poiseuille. Si el gradiente de presión en el tubo es  $k_s$ , entonces el perfil de velocidades de Poiseuille está dado por la ecuación 2.96.

$$u_s(r) = \frac{k_s}{4\mu}(r^2 - a^2) \quad (2.96)$$

Sin embargo, estas condiciones simplificadas no se cumplen al interior de las arterias, puesto que el flujo es pulsante, es decir, la presión depende de la variable temporal, además de la longitudinal. En este caso, para obtener el perfil de velocidades a la entrada de la geometría se utiliza la ecuación de Womersley. La solución supone que el perfil de velocidades es la superposición del perfil de Poiseuille y de un perfil de velocidades oscilatorias. De esta manera, la velocidad total sobre una sección transversal de la tubería está dada por la suma de solución estacionaria de Poiseuille  $u_s$  y la velocidad oscilatoria  $u_\Phi$  como lo indica la ecuación 2.97.

$$u_t(r,t) = u_s(r) + u_\Phi(r,t) \quad (2.97)$$

La ecuación (2.98) muestra el perfil de velocidades oscilatorias de la solución de Womersley sugerida por Zamir [15], siendo  $a$  el radio del tubo,  $\rho$  la densidad del fluido,  $\mu$  su viscosidad y  $e^{i\omega t}$  la fase en que varía el gradiente de presión:

$$u_\Phi(r,t) = \frac{ik_s a^2}{\mu \Omega^2} \left( 1 - \frac{J_0(\zeta)}{J_0(\Lambda)} \right) e^{i\omega t} \quad (2.98)$$

Donde las variables adicionales incluidas quedan definidas por:

$$\Omega = \sqrt{\frac{\rho \omega}{\mu}} a \quad (2.99)$$

$$\Lambda = \left( \frac{i-1}{\sqrt{2}} \right) \Omega \quad (2.100)$$

$$\zeta = \Lambda \frac{r}{a} \quad (2.101)$$

El perfil de velocidades promedio propuesto por Araya se utilizará como variable de entrada para calcular el perfil de Womersley y así aplicarlo como condición de borde a la entrada de la vasculatura. Se seguirá la metodología desarrollada por Muñoz [8] para la implementación del perfil en ADINA, la cual está programada en el software de cálculo MATLAB. Esta metodología será explicada en detalle en el próximo capítulo.

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

Si no se considerara una condición de borde del flujo a la salida realista la simulación entregaría, naturalmente, resultados incoherentes. Como la sangre es un medio continuo, si consideramos un corte a la salida de la arteria sabemos que sobre esa superficie libre actúa una resistencia al flujo provocada por la sección del fluido que no estamos tomando en cuenta. Para replicar este efecto se impone una resistencia de presión oscilante en las salidas de la sección, entre 80 y 120 [mmHg] y en fase con los pulsos cardiacos, tal como lo han hecho anteriormente Ledermann[4] y Araya [5]. Con esto, se consigue replicar el circuito cerrado que sigue el flujo sanguíneo. Cabe considerar, además, el caso de un paciente con problemas de hipertensión. En esta situación los rangos mínimo y máximo de la presión sanguínea en la diástole y sístole suben a 100 y 180 [mmHg] promedio y el riesgo de rompimiento del aneurisma aumenta. En la figura 2.25 se ilustran los pulsos de presión para dos ciclos cardiacos.

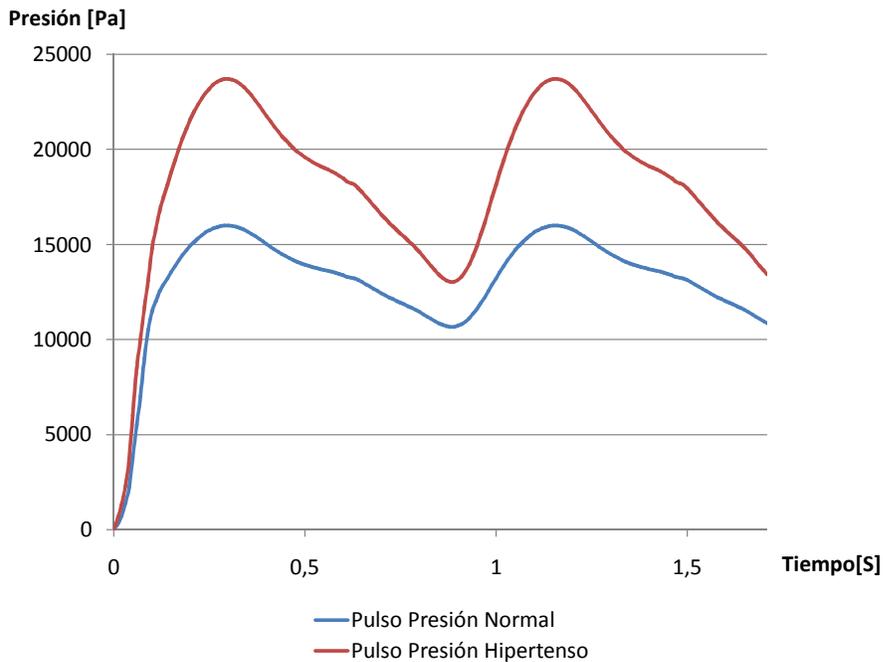


Figura 2.25: Pulso de presión sanguínea para el caso normal e hipertenso durante dos ciclos cardiacos.

Por otro lado, se han desarrollado modelos unidimensionales con el fin de estimar las condiciones de borde a lo largo del aparato circulatorio. Específicamente Olufsen [28] ha discutido las condiciones de borde típicas a la salida para el flujo sanguíneo en sistemas arteriales grandes. En su trabajo, Olufsen compara tres modelos: el de resistencia pura, el modelo de Windkessel y el de árbol estructurado.

En el modelo de resistencia pura la velocidad y la presión a la salida están en fase y existen curvas de

histéresis en los demás puntos de la vasculatura más bien planas. Este modelo hace que se distorciona la fase aguas abajo en la vasculatura. En general, esta aproximación no representa un buen modelo para arterias grandes, sin embargo si lo es para arterias pequeñas, como en el caso estudiado en este trabajo de título.

Por otro lado, al aplicar el modelo de Windkessel se rescata el comportamiento elástico de la arteria mediante una analogía eléctrica. Se asume el mecanismo de pérdida de carga como un circuito eléctrico donde una resistencia en paralelo a un condensador son conectados en serie a otra resistencia, tal como lo indica la figura 2.26.

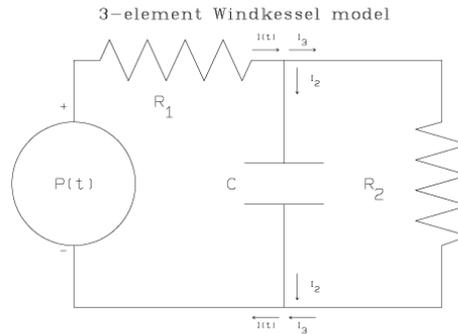


Figura 2.26: Modelo de Windkessel de tres elementos.

La impedancia dependiente de la frecuencia del modelo de Windkessel,  $Z$ , queda definida por:

$$Z(0, \omega) = \frac{R_1 + R_2 + i\omega CR_1R_2}{1 + i\omega CR_2} \quad (2.102)$$

Para este caso, también se observa que la velocidad y la presión en la salida se encuentran en fase y que las curvas de histéresis en los demás puntos de la vasculatura son planas. Este modelo no perturba la fase aguas abajo en la vasculatura.

La dificultad de estos dos modelos es encontrar las buenas constantes para las resistencias y capacitancia, tal que se consiga emular el comportamiento arterial con relativa precisión. Por otro lado, los efectos de histéresis observados crecen con la longitud de la vasculatura considerada, por lo que es de esperar que para vasculaturas pequeñas, como las consideradas en este trabajo, este efecto sea muy pequeño, por lo que asumir un caudal de entrada y una presión a la salida en fase es una hipótesis aceptable para este caso.

Por último, la condición de árbol estructurado se usa para modelar el efecto de pequeñas estructuras arteriales donde es poco económico resolver las ecuaciones no lineales completas, por lo que para considerar su efecto se utiliza una aproximación semi analítica. Para más referencias ver el artículo de Olufsen [28]

### **2.6.3. Presión Externa a la Arteria**

Las arterias cerebrales no se encuentran en un ambiente vacío, sino que se encuentran dentro de un líquido cerebral. Este líquido cerebral produce una presión externa constante que comprime las arterias radialmente. Según, Humprey [29] la presión intracraneal es de alrededor 3 [mmHg] (400 [Pa]). Sin embargo, si consideramos, por ejemplo, un paciente que presenta una ruptura de aneurisma previa que provocó una HSA, evidentemente la presión intracraneal en este caso se elevaría .

### **2.6.4. Pre-estiramiento Arterial**

Como ya se ha discutido, es necesario considerar que el material de la arteria se encuentra previamente estirado alrededor en sentido axial entre un 10 % a un 30 % para obtener resultados coherentes en las simulaciones. De lo contrario, las arterias no ofrecerían resistencia y no serían capaces de contener al fluido que circula en su interior. Este efecto se rescata al considerar las curvas experimentales de stress-stretch desde cierto punto en adelante, en el contexto de materiales hiperelásticos, o utilizando aproximaciones elásticas de esas curvas que consideran el pre-estiramiento. Como ya se ha mencionado, en los trabajos de Araya y Muñoz se utilizó un pre-estiramiento arterial del 20 %.

## 2.7. Índices Geométricos

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

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

$$D = \frac{4A}{p} \quad (2.103)$$

Donde  $A$  es el área, y  $p$  es el perímetro de la sección transversal que cruza el saco del aneurisma. La relación 2.103 se usa también para calcular el diámetro del cuello  $D_n$ .

Dentro de los índices bidimensionales de forma, se tienen: el radio de aspecto ( $AR$ ), el factor cuello de botella ( $BF$ ) y el factor de bulto ( $BL$ ). Estos se definen como sigue

$$AR = \frac{H}{D_n} \quad (2.104)$$

$$BF = \frac{D_{max}}{D_n} \quad (2.105)$$

$$BL = \frac{H_b}{H} \quad (2.106)$$

Donde,  $H_b$  es la distancia desde la más larga sección transversal (es decir donde  $D = D_{max}$ ) hasta el plano del borde del cuello.

El  $AR$  dimensiona el grado de alargamiento de aneurisma, el  $BF$  representa cómo el cuello actúa de “cuello de botella” para el ingreso de la sangre dentro del aneurisma, y también para el ingreso del “coil”

durante una intervención endovascular. El BL representa una altura normalizada, y provee de una medida del posicionamiento del máximo abultamiento.

Para finalizar con la clasificación de índices de orden cero, se tienen los índices tridimensionales de forma. Estos índices, corresponden a la razón de convexidad (CR) y a la razón isoperimétrica (IPR). El índice CR, representa la razón entre el volumen del saco del aneurisma cerrado,  $V$ , y el volumen que contiene el saco convexo que lo circunscribe,  $V_{ch}$ . En la Figura 2.27 se pueden apreciar ambos volúmenes. El índice sigue la siguiente fórmula

$$CR = \frac{V}{V_{ch}} \quad (2.107)$$

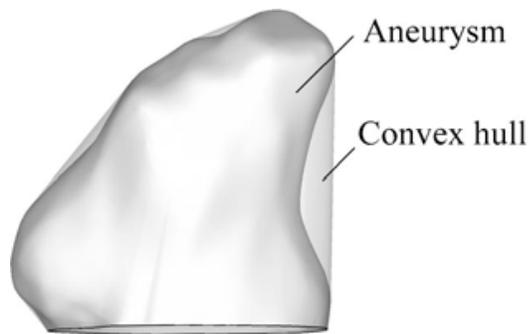


Figura 2.27: Ilustración del saco convexo ("convex hull") que circunscribe al saco del aneurisma. El saco convexo es equivalente a una membrana elástica rígida que envuelve al aneurisma [3].

De este índice, se puede decir que en la medida que el aneurisma tiene muchas depresiones y bultos el CR tendrá un valor más bajo.

El IPR corresponde a una razón adimensional entre el área y el volumen de una superficie cerrada, y representa el grado de envoltura que tiene la superficie. Por ejemplo, para un volumen dado, una esfera tiene el IPR más bajo que cualquier otra geometría, debido a que la esfera tiene la menor área de superficie. En este estudio, el IPR es definido para un aneurisma sacular como sigue:

$$IPR = \frac{S}{V^{2/3}} \quad (2.108)$$

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

Por otro lado, Raghavan y Ma en su estudio acerca de la cuantificación de la forma de aneurismas y

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

$$NSI = 1 - (18\pi)^{\frac{1}{3}} \frac{V^{\frac{2}{3}}}{S} \quad (2.109)$$

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

Otro índice utilizado es el BMR, definido en el trabajo de Torrens [3] como :

$$BMR = \frac{\textit{SuperficieManto}}{\textit{SuperficieBase}} \quad (2.110)$$

## **Capítulo 3**

# **Metodología Específica**

### **3.1. Introducción**

En este capítulo se detallará la metodología específica empleada en el desarrollo del presente trabajo de título. Principalmente, se abordarán los aspectos metodológicos de obtención de geometrías aproximadas de casos reales, simulación numérica considerando FSI en el Software ADINA y análisis estadísticos propuestos en esta memoria. Se hará hincapié en los aportes metodológicos originales desarrollados en este trabajo, sin ahondar innecesariamente en la metodología completa, la cual se encuentra bien documentada en anteriores trabajos de título ([1], [4], [3], [6], [5]).

## 3.2. Reconstrucción de Geometrías

### 3.2.1. Generalidades

Directamente del angiógrafo rotacional se pueden obtener archivos 3D de las geometrías de la vasculatura cerebral. Sin embargo, no es posible utilizar estos archivos directamente en la simulación, puesto que presentan mucha suciedad en la imagen; por lo general, existe mucha vasculatura menor adyacente a las líneas principales y las paredes arteriales son muy rugosas. Estas características de la geometría generarían una complejidad innecesaria en la simulación numérica en un software de elementos finitos, lo cual a fin de cuentas no ayuda en nada a la comprensión del fenómeno. Es por la razón anterior, que se hace primordial la obtención de una geometría lo más resumida posible, cuidando de que esto no afecte la calidad del modelo, y con la suficiente suavidad para evitar problemas de convergencia en el software de elementos finitos.

### 3.2.2. Metodología de Reconstrucción de Geometrías

Siguiendo la metodología descrita por Muñoz [6], la reconstrucción de geometrías aproximadas de casos reales se divide en las siguientes etapas:

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

#### Limpieza de Geometrías

Desde el Instituto de neurocirugía Dr. Asenjo, se envían al laboratorio del profesor Valencia archivos que contienen las geometrías 3D de los aneurismas cerebrales de pacientes del centro, obtenidas con un angiógrafo rotacional. Estas geometrías llegan en archivos con formato *VRML*, los cuales pueden ser editados usando el programa *3DStudio Max*. El principal objetivo de la etapa de limpieza de geometrías es eliminar todos los vasos sanguíneos adyacentes a la estructura principal de la sección de vasculatura que se quiere estudiar. Una vez terminada la limpieza de la geometría, es necesario guardar el archivo en formato *STL* para pasar al próximo proceso. Para obtener información más detallada sobre los comando utilizados en el programa *3DStudio Max* revisar los trabajos de Araya y Muñoz ([6], [5]).

## Obtención de Contornos

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

El principal objetivo de esta parte del proceso es la obtención de un archivo con un conjunto de curvas que representen los contornos de una serie de superficies normales a la línea media de la geometría considerada. Esto se puede realizar en *3D Doctor* gracias a que este programa cuenta con un plano móvil que puede ser manipulado por el usuario y con el cual se pueden obtener los contornos del cuerpo de todas las secciones deseadas. Nuevamente, en los trabajos de Araya y Muñoz ([6], [5]) aparecen todos los comandos necesarios para realizar esta labor.

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

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

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

Con estos alcances, se asegura una buena obtención de contornos. Finalmente, es posible que los archivos *STL* sean muy pesados, por lo que *3D Doctor* no sea capaz de abrirlos completamente. Si esto sucede, se debe dividir el archivo *VRML* en dos partes y abrir por separado en *3D Doctor*, cuidando que la escala que se aplique a cada uno sea la misma. Una vez obtenidos los contornos de uno de los archivos, es necesario guardarlos en formato *CTR*. Luego, se abre el otro archivo y se importan los contornos anteriormente guardados, con esto, aparecerán los contornos ubicados sobre la parte que falta de la geometría. Después de esto se pueden seguir obteniendo los contornos restantes.

Finalmente, se deben guardar los contornos en formato *IGES* para su posterior proceso en *Rhinoceros*.

### **Generación de Superficies**

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

Básicamente, los subprocesos involucrados son:

- Suavización de contornos
- Edición de contornos de entrada, salida y unión entre superficies
- Generación de superficies primarias y secundarias
- Corte de geometrías primarias y secundarias
- Generación del sólido

En los trabajos de título de Araya y Muñoz, aparecen suficientemente bien descritos la metodología para realizar cada uno de los pasos anteriores. Solo cabe hacer un par alcances.

Primero, referente a la suavización de los contornos, esta se realiza con el comando *Rebuild*, el cual pide el ingreso de dos parámetros que gobiernan la calidad de la aproximación de los contornos, como se muestra en la figura 3.1.

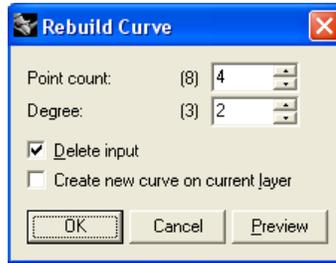


Figura 3.1: Cuadro de diálogo del comando Rebuild en Rhinoceros.

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

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

También, es frecuente que una vez regenerada la geometría, la superficie no llegue hasta el último contorno. Para evitar esto, se debe bajar la densidad de contornos en la zona.

Finalmente, se recomienda que en la etapa de corte de geometrías se trate de generar una unión que permita que a lo más la parte a eliminar de cada geometría no exceda las 2 superficies, de lo contrario es muy probable que haya problemas con la exportación del *Parasolid* final a *Solid Edge*. Solucionar este problema se logra agregando la mayor cantidad de contornos posibles al final de las superficies secundarias, cuidando que cada uno de ellos quede completamente contenido en la superficie principal.

## Escalamiento y Orientación de Superficies

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

Cuadro 3.1: Factores de escala para el Caso 5.

Medida	Real [mm]	CAD [mm]	Razón Real/CAD
Cuello	3.72	24.1	0.154
Ancho	6.25	37.62	0.166
Alto	4.88	29.55	0.165
Promedio			0.162

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

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

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

Ahora se debe abrir el entorno *Conjunto* y arrastrar primero el cubo, sin presionar la tecla Shift. Luego, presionando la tecla shift, se arrastra la geometría a orientar.

El último paso consiste en utilizar las herramientas de relaciones para hacer coincidir los ejes de la geometría con los del cubo. Finalmente se borra el cubo y se guarda el conjunto (que en realidad es sólo una pieza, la geometría orientada) como una pieza en formato *Par*.

### 3.3. Espesor Variable

Hasta la fecha todas las simulaciones de la mecánica de aneurismas cerebrales realizadas en el laboratorio del profesor Valencia han considerado espesores de pared arterial constante, esto quiere decir que tanto la arteria como el aneurisma poseen el mismo espesor ([1], [4], [3], [6], [5]). Esta simplificación del problema atenta dramáticamente al modelamiento realista del fenómeno, como se concluyó en un trabajo conjunto con Rojo [31], el espesor juega un rol importante en los resultados de las simulaciones. En el trabajo mencionado anteriormente se simuló una geometría de un caso real y se observaron diferencias en resultados de esfuerzos y desplazamientos máximos del orden de 5 y 9 veces entre geometrías con espesor de arteria y de aneurisma. Este problema en el modelamiento (y por lo tanto en los resultados) se resuelve con la metodología que se propone a continuación, desarrollada en conjunto con Rojo [2].

#### 3.3.1. Implementación

Para el desarrollo de esta metodología se utilizó el software CAD *Solid Edge V16*. En este programa existe un comando llamado dar espesor, con el cual se puede definir un espesor constante a una geometría sólida tridimensional. Tradicionalmente, se ha usado esta metodología en trabajos de título anteriores ([1], [4], [3], [6], [5]). En vez de esto, en este trabajo se desea generar una geometría que dé a la arteria y al aneurisma sus espesores teóricos específicos, cuidando que el cambio de espesor sea lo más suave posible, con el fin de evitar la generación de concentraciones de esfuerzos al momento de realizar la simulación numérica.

Se propone para llevar a cabo esta tarea la creación de tres geometrías, la del aneurisma con espesor de aneurisma, la de la arteria con espesor de arteria y la de un “flange” que actuaría de unión entre la geometría de la arteria y el aneurisma, el cual poseerá un espesor variable. Al unir las piezas se aseguraría la generación de una geometría aproximada de espesor variable.

La metodología específica desarrollada para este efecto se divide en los siguientes pasos:

1. Orientación de la geometría completa.
2. Creación de la pieza arteria.
3. Creación de la pieza aneurisma.
4. Creación de la pieza de unión entre el aneurisma y la arteria.
5. Montaje de la piezas en un conjunto previo.
6. Creación del cuerpo con espesor variable.

## 7. Obtención de archivos *parasolid* finales.

### **Orientación de la geometría completa**

La geometría reconstruida está previamente orientada. Sin embargo, por motivos que se explicarán más adelante, es conveniente asociarle a la geometría un eje de coordenadas a la entrada, tal que, el origen coincida con el centro de la circunferencia de entrada, las direcciones X e Y yazcan sobre el plano de entrada y que la dirección Z apunte hacia adentro de la geometría.

Una vez abierto el archivo de la geometría reconstruida, este paso puede ser realizado fácilmente creando un boceto sobre el plano de entrada y dibujando sobre él dos líneas perpendiculares entre si y que comiencen en el centro del círculo. Luego, se crea un sistema de referencias con el botón *Sistema de coordenadas* del menú, seleccionando la opción de *orientar mediante geometría* y siguiendo las indicaciones que da el propio programa. Luego, se guardan los cambios y se pasa a la siguiente etapa.

### **Creación de la pieza arteria**

Para crear la pieza arteria, primero se debe trazar un plano que separe de la mejor forma posible las geometrías del aneurisma y la arteria. Esto se puede realizar con el comando *Plano según tres puntos* ubicado en el menú de iconos. Se escoge el plano que coincida de mejor manera con el comienzo del aneurisma, eligiendo tres puntos de la geometría. En ese plano se debe crear un boceto donde se dibujen dos líneas perpendiculares entre sí, que representarán a los ejes coordenados X e Y para, posteriormente, crear un sistema de referencia a partir de ellos (El origen del sistema puede ser cualquier punto). Una vez hecho esto, se debe proceder a crear efectivamente el sistema de coordenadas a partir de las líneas del boceto, tal como se explicó en la sección anterior. Finalmente, sobre el boceto se debe rescatar el contorno de la geometría en intersección con el plano de división, esto se hace con el comando *incluir* en el ambiente boceto, seleccionando el contorno que *Solid Edge* reconoce.

El siguiente paso es vaciar la geometría del aneurisma, dejando visible solo la geometría de la arteria usando el comando *vaciar*. Finalmente, se guarda el archivo con el nombre de *arteria.par*.

### **Creación de la pieza aneurisma**

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

comando *vaciado desde boceto* y ocultar la zona deseada.

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

Para crear la pieza de unión entre el aneurisma y la arteria, se debe abrir el archivo que contiene la arteria. Una vez abierto el archivo, se debe protruir el contorno intersección entre el plano de división y la geometría, una distancia razonable (en un rango entre los espesores de aneurisma y arteria), en dirección al lugar que debería estar el aneurisma. Esta operación se realiza con el comando *Protrusión por Proyección*. Luego, se debe vaciar la zona de la arteria, mediante la misma metodología indica en la sección anterior. Con esto sólo quedará visible el cuerpo del la unión.

Finalmente, se debe copiar el sistema de coordenadas de referencia, que en este caso se ubicada en la cara inferior del flange, hacia la cara superior. Esto se realiza mediante el comando *Sistema de Coordenadas* → *Orientar mediante Teclado (respecto a otro sistema de coordenadas)*, donde se debe ingresar las coordenadas del origen del nuevo sistema de referencia con respecto al original, por lo que se debe ingresar 0 para las coordenadas que yacen sobre el plano (X e Y) y la distancia de protrusión para el eje normal a la cara (Z). Por último, se guarda este archivo con el nombre de *union.par*.

### **Montaje de la piezas en un conjunto**

Luego de obtenidas las geometrías por separado, se deben unir en un solo cuerpo. Lo primero que se debe hacer, es crear dos archivos adicionales a partir de *arteria.par* y *aneurisma.par*, los cuales contengan estas geometrías con sus espesores correspondientes. Para esto, basta utilizar el comando *dar espesor* e indicar el espesor de la pared en cada caso (el espesor de la arteria es 10 % de su diámetro y de 0.086 mm para el aneurisma). Se deben guardar estos archivos como *arteriaesp.par* y *aneurismaesp.par*, para diferenciarlos de las geometrías sin espesor.

El paso siguiente es abrir el entorno *Conjunto* y agregar a la zona de trabajo el archivo *arteriaesp.par*, puesto que esta es la geometría bien orientada respecto de los ejes de coordenada originales. Luego, presionando la tecla *Shift* se deben arrastrar los íconos de *aneurismaesp.par* y *union.par* a la zona de trabajo. Finalmente, para completar la unión de las geometrías, se deben hacer calzar los sistemas de coordenadas ubicados en cada uno de los cuerpos. Para esto, se deben activar los sistemas de coordenadas de cada cuerpo haciendo click derecho sobre ellos y seleccionando la opción *Mostrar sistemas de coordenadas*. Una vez visibles los sistemas de coordenadas, se debe hacer calzar el sistema de coordenadas de la arteria con el de la base de la unión y el del aneurisma con el de la superficie superior de la unión. Con esto, se habrá obtenido una geometría con un aneurisma con espesor de aneurisma, una unión sólida y una arteria con espesor de arteria, se debe guardar el archivo en formato *Asm*, como *conjuntopre.asm*, y además en formato *Parasolid*,

como *conjuntopre xt*. Naturalmente, esta geometría no sirve aún para simular, puesto que no es completamente hueca, es por esto que se hace necesario dar espesor a la unión.

### Creación del cuerpo con espesor variable

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

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

Ahora bien, se debe crear una pieza que contenga la geometría del conjunto previo con el nombre de *conjunto.par*. una vez creado el archivo, se debe insertar el archivo *interior xt*, mediante el comando *Insertar*→*Copiar Pieza*. Hecho esto, se presiona el ícono del comando *Operación Booleana* y se selecciona la opción *Substraer*, luego se selecciona la pieza que se substraerá, en este caso el interior de la unión, y se da click en aceptar. Con esto, se habrá dado espesor a la unión en la geometría completa y se habrá obtenido, finalmente, la geometría del sólido con espesor variable. Este archivo se debe guardar como *solido.par* y *solido xt*.

### Obtención de archivos *parasolid* finales

Ahora bien, para obtener el archivo del fluido correspondiente a esta geometría, primero se debe crear una pieza que contenga la arteria, el aneurisma y la unión en formato sólido. Esto se hace siguiendo la misma

metodología para crear *conjuntopre.xt*, pero esta vez utilizando los archivos *arteria.par*, *aneurisma.par* e *interior.par*. El resultado de este proceso se debe guardar como *conjuntocompleto.par*. Luego, en el ambiente pieza de *conjuntocompleto.par*, se debe insertar el archivo *solido.xt*. Hecho esto, se debe abstraer esta pieza al conjunto completo a través de una operación booleana. Con esto se habrá restado la parte sólida a la geometría completa, el resultado de esta operación es la geometría del fluido. Se debe guardar el archivo como *fluido.par* y *fluido.xt*.

Por último para utilizar estos archivos en Adina en ambiente *Linux*, se deben importar en un archivo *Idb* los archivos *fluido.xt* y *solido.xt* (por separado) y guardar los *Idb* que los contienen, con esto ADINA generará sendos archivos *Parasolid* que podrán ser utilizados en el ambiente *Linux*.

### 3.4. Simulación Numérica

La simulación numérica es, evidentemente, el corazón de este trabajo de título. Dentro de la metodología, parte importante de la atención se la lleva el tema del modelamiento del fenómeno. Cuestiones fundamentales al respecto tienen que ver con la descripción cinemática correcta y el modelo de material del sólido, las condiciones de borde fluidodinámicas y el mallado de las geometrías. En las siguientes secciones se discutirán estos aspectos metodológicos, siempre bajo el criterio de dotar de mayor realismo a las simulaciones. Por último, cabe destacar que la metodología expuesta en este trabajo está basada en el software ADINA 8.3.

#### 3.4.1. Mallado y Elementos Finitos

Para la creación de las mallas de los problemas FSI y CDF se utilizarán los resultados de la prueba de malla realizada por Ledermann en su trabajo de título [4], en la cual se estipula que la densidad de malla en el fluido no puede bajar de los 500 el/mm<sup>3</sup>. Para el caso de simulaciones estructurales puras se utilizarán los resultados de la prueba de malla que Torrens realizó en su trabajo de título [3].

Para todas las mallas de fluido se utilizarán elementos tetraedrales de 4 nodos. En la figura 3.2 se ilustra un esquema de un elemento de este tipo, en el aparecen los nodos ubicados en las esquinas donde se calculan todas las variables fluidodinámicas. También, se muestra un nodo auxiliar en el interior, en el cual solo se calcula la velocidad.

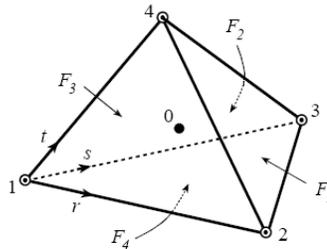


Figura 3.2: Esquema de un elemento tetraedral tridimensional para fluido.

Para la malla del sólido tipo shell se utilizarán elementos triangulares de 3 nodos MITC3 para un análisis de capa simple con descripción sólo de los nodos de la superficie media. Aunque se recomienda [13] la utilización de elementos de 4 nodos, debido a la complejidad de la geometría, fue imposible realizar un mallado completo con longitudes de aristas suficientemente pequeñas. Este tipo de elementos no consideran distribuciones del esfuerzo de corte en la dirección normal al interior del espesor.

Por último, para análisis de sólidos 3D se utilizarán, también, elementos tetraedrales de 4 nodos.

### 3.4.2. Modelos de Material y Formulación Cinemática

Con respecto al sólido, un tema clave en su modelamiento se refiere a la elección del modelo de material utilizado y la descripción cinemática del sólido. Al mismo tiempo, estas variables están íntimamente relacionadas. De hecho, en el programa ADINA no se pueden utilizar descripciones cinemáticas arbitrarias para cualquier tipo de modelo de material, ni para cualquier tipo de elemento considerado.

En lo que respecta a este trabajo de título, interesan las posibilidades de modelos de material y formulación cinemática de elementos 3D y tipo shell para el sólido. Los modelos de material que se considerarán en la discusión son los de Mooney-Rivlin y elástico isotrópico. Las posibles descripciones cinemáticas del sólido consideran las combinaciones de opciones de desplazamientos y deformaciones. Tanto para desplazamientos, como para deformaciones, existen 2 opciones; grandes y pequeñas, así resulta un total de 4 posibles descripciones cinemáticas.

Para elementos tipo 3D, es posible utilizar el modelo elástico isotrópico con las siguientes descripciones cinemáticas: pequeños desplazamientos/pequeñas deformaciones y grandes desplazamientos/pequeñas deformaciones. Por otro lado, para el modelo de Mooney-Rivlin se puede utilizar sólo la formulación de grandes desplazamientos/ grandes deformaciones.

Para elementos tipo shell, es posible utilizar el modelo elástico isotrópico con las siguientes descripciones cinemáticas: pequeños desplazamientos/pequeñas deformaciones y grandes desplazamientos/pequeñas deformaciones. Por otro lado, el modelo de Mooney-Rivlin no se puede utilizar.

Es por esto que se ha determinado realizar las simulaciones sólidas con el modelo de Mooney-Rivlin utilizando la formulación cinemática de grandes desplazamientos/ grandes deformaciones, mientras que para simulaciones con el modelo elástico isotrópico se utilizará la formulación cinemática de grandes desplazamientos/pequeñas deformaciones, cualquiera sea el tipo de elementos considerado.

Ahora bien, para el modelo elástico isotrópico con pequeñas deformaciones y grandes desplazamientos, ADINA utiliza la formulación Lagrangeana Total con la ley constitutiva (en la notación de ADINA):

$$S = C\varepsilon \quad (3.1)$$

Donde,  $S$  es el segundo tensor de Piola-Kirchhoff y  $\varepsilon$  es el tensor de deformación de Green-Lagrange. Los cuales serán el formato de los resultados para esfuerzos y deformaciones.

Por otro lado, para el modelo hiperelástico de Mooney Rivlin con grandes desplazamientos/grandes deformaciones, ADINA también utiliza la formulación Lagrangeana Total. Para explicitar los resultados que

entrega ADINA con este modelo, antes es útil realizar un par de consideraciones.

Se define el tensor de deformación de Cauchy-Green como:

$$C_{ij} = 2\varepsilon_{ij} + \delta_{ij} \quad (3.2)$$

Donde,  $\delta_{ij}$  es la delta de Kronecker y  $\varepsilon_{ij}$  el tensor de deformación de Green-Lagrange. Los invariantes del tensor de Cauchy-Green quedan determinados por:

$$I_1 = C_{kk} \quad (3.3)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} (I_1^2 - C_{ij}C_{ij}) \quad (3.4)$$

$$I_3 = \det C \quad (3.5)$$

$$(3.6)$$

Se definen los  $\lambda_i$  como los stretch principales del tensor de Cauchy-Green.

La energía de deformación  $W$  puede ser escrita según los invariantes del tensor, o bien, según los stretch principales.

Ahora bien, con el conocimiento de cómo la energía de deformación depende de los invariantes del tensor de Cauchy-Green (Modelo de Mooney-Rivlin), se puede encontrar el segundo tensor de Piola-Kirchhoff usando:

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} + \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ji}} \right) \quad (3.7)$$

Por último, el tensor material incremental queda definido por:

$$C_{jirs} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial S_{ij}}{\partial \varepsilon_{rs}} + \frac{\partial S_{ij}}{\partial \varepsilon_{sr}} \right) \quad (3.8)$$

En este caso los resultados que arroja ADINA son a partir del tensor de Cauchy-Green para la deformación y del segundo tensor de Piola-Kirchhoff para los esfuerzos.

### 3.4.3. Implementación del Perfil de Womersley

Volviendo al tema introducido en capítulo de antecedentes en lo referente al perfil de velocidades de Womersley para un flujo pulsante que pasa a través de un cilindro, recordamos que la velocidad queda separada en dos términos, como lo indica la ecuación 3.9.

$$u_t(r,t) = u_s(r) + u_\Phi(r,t) \quad (3.9)$$

Donde  $r$  es el radio del tubo,  $t$  es el tiempo,  $u_t$  es la velocidad total,  $u_s$  es la velocidad estacionaria de Poiseuille y  $u_\Phi$  la componente oscilatoria de la velocidad.

Según Zamir [15], tanto la velocidad, como el caudal oscilatorio ( $q_\Phi$ ) en una sección circular está definidos por las siguientes ecuaciones:

$$u_\Phi(r,t) = \frac{ik_s a^2}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{J_0(\zeta)}{J_0(\Lambda)}\right) e^{i\omega t} \quad (3.10)$$

$$q_\Phi(t) = \frac{i\pi k_s a^4}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{2J_1(\Lambda)}{\Lambda J_0(\Lambda)}\right) e^{i\omega t} \quad (3.11)$$

Entonces;

$$\frac{u_\Phi(r,t)}{q_\Phi(t)} = \frac{\frac{ik_s a^2}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{J_0(\zeta)}{J_0(\Lambda)}\right) e^{i\omega t}}{\frac{i\pi k_s a^4}{\mu \Omega^2} \left(1 - \frac{2J_1(\Lambda)}{\Lambda J_0(\Lambda)}\right) e^{i\omega t}} \quad (3.12)$$

Simplificando;

$$\frac{u_\Phi(r,t)}{q_\Phi(t)} = \frac{1}{\pi a^2} \frac{\Lambda(J_0(\Lambda) - J_0(\zeta))}{\Lambda J_0(\Lambda) - 2J_1(\Lambda)} \quad (3.13)$$

Luego;

$$u_\Phi(r,t) = \frac{q_\Phi(t)}{\pi a^2} \frac{\Lambda(J_0(\Lambda) - J_0(\zeta))}{\Lambda J_0(\Lambda) - 2J_1(\Lambda)} \quad (3.14)$$

Cabe destacar que el término  $\frac{q_\Phi}{\pi a^2}$  posee una interpretación física interesante. En efecto, corresponde a la velocidad oscilatoria promedio sobre una sección circular en un tiempo  $t$ .

Definiendo  $\bar{u}_\Phi(t) = \frac{q_\Phi}{\pi a^2}$ , se obtiene finalmente que:

$$u_\Phi(r, t) = \bar{u}_\Phi(t) \frac{\Lambda(J_0(\Lambda) - J_0(\zeta))}{\Lambda J_0(\Lambda) - 2J_1(\Lambda)} \quad (3.15)$$

A través de la ecuación 3.15 se puede implementar el perfil de Womersley de manera directa si es que se conoce  $\bar{u}_\Phi(t)$ , puesto que los demás términos solo son funciones matemáticas y constantes conocidas. Ahora bien, de la ecuación 3.9, integrando sobre  $r$  y dividiendo por el área de la sección circular se obtiene que:

$$\bar{u}_t(t) = \bar{u}_s + \bar{u}_\Phi(t) \Rightarrow \quad (3.16)$$

$$\bar{u}_\Phi(t) = \bar{u}_t(t) - \bar{u}_s \quad (3.17)$$

Esta forma de ver  $\bar{u}_\Phi(t)$  es bastante conveniente, puesto que tanto  $\bar{u}_t(t)$ , como  $\bar{u}_s$  son fácilmente obtenibles. En efecto,  $\bar{u}_t(t)$  corresponde a la medición del examen Doppler, mientras que  $\bar{u}_s$  corresponde al promedio de la velocidad obtenida en el examen Doppler sobre un pulso cardíaco. Al obtener estos dos valores desde los exámenes es posible implementar el perfil de velocidades de Womersley.

### 3.4.4. Simulaciones FSI

Para estudiar el comportamiento mecánico de un aneurisma sometido al flujo sanguíneo pulsante se realiza una simulación numérica que considera la interacción fluido-estructura. En el trabajo de título de Ledermann [4] se detalla exhaustivamente la metodología de seteo de una simulación FSI en el programa ADINA. Por su parte, Araya [5] propone mejoras en la metodología de Ledermann que ayudan a robustecer las simulaciones, solucionando muchos problemas de convergencia. En este aspecto metodológico, no se puede aportar mucho, salvo estudiar la formulación de la cinemática del sólido, lo cual no ha sido fundamentado de forma rigurosa en las memorias anteriores y que ya fue discutido en secciones anteriores.

Principalmente, son dos las simplificaciones más fuertes que se hacen en la formulación del problema. Primero, se considera el sólido como una cáscara, lo cual es razonable debido a que el espesor de las paredes arteriales y de aneurisma son órdenes de magnitud más pequeñas que el diámetro de la vasculatura. Sin embargo, al mallar el sólido con este tipo de elementos, el programa ADINA niega la posibilidad de asignarle las propiedades de un material hiperelástico, es por esto, que se cae en la necesidad de aplicar un modelo elástico isotrópico como primera aproximación del comportamiento de las paredes arteriales. Una mejora sustancial en la formulación del problema, sería probar mallar la pared arterial con elementos tipo 3D los cuales permiten modelar el sólido como hiperelástico.

#### Interacción FSI

Básicamente, en un problema FSI se resuelve la mecánica de un sólido y un fluido que interactúan de forma simultánea. Geométricamente se definen tres zonas; el sólido, el fluido y la interface. Las fuerzas originadas por el fluido son cargadas al sólido, mientras que la deformación del sólido cambia el dominio del fluido.

El problema fundamental de la interacción FSI es obtener la respuesta del sólido y el fluido a través de la solución acoplada. En ADINA, el modelo estructural se representa mediante un sistema de coordenadas Lagrangiano y sus principales incógnitas son los desplazamientos. Sin embargo, para poder realizar la interacción fluido-estructura, el fluido debe estar descrito mediante un sistema arbitrario Lagrangeano-Euleriano puesto que la interface sólido-fluido es deformable. Es por esto que las soluciones del fluido, en este tipo de simulación, arrojan resultados de desplazamientos, además de las variables fluidodinámicas clásicas.

Las condiciones fundamentales aplicadas a la interface fluido-estructura son:

- **Compatibilidad Cinemática**

$$d_f = d_s \quad (3.18)$$

Donde  $d_f$  y  $d_s$  representan las deformaciones del fluido y el sólido, respectivamente.

■ **Condición Dinámica**

$$\mathbf{n} \bullet \boldsymbol{\tau}_f = \mathbf{n} \bullet \boldsymbol{\tau}_s \quad (3.19)$$

Donde  $\mathbf{n}$  es el vector normal a la superficie de interacción, mientras que  $\boldsymbol{\tau}_f$  y  $\boldsymbol{\tau}_s$ , son los esfuerzos del fluido y el sólido, respectivamente.

Adicionalmente, la velocidad del fluido en la interface  $\mathbf{v}$  queda definida alternativamente dependiendo de la condición de deslizamiento en la pared:

■ **Sin deslizamiento**

$$\mathbf{v} = \dot{d}_s \quad (3.20)$$

■ **Con deslizamiento**

$$\mathbf{n} \bullet \mathbf{v} = \mathbf{n} \bullet \dot{d}_s \quad (3.21)$$

Ahora bien, las posiciones nodales de la interface del fluido son calculadas a partir de la condición de compatibilidad, luego todos los nodos interiores del fluido son calculados por el programa con tal de preservar la calidad inicial del modelo. Luego, son resueltas las ecuaciones gobernantes en el sistema de coordenadas ALE.

Por otro lado, la tracción impuesta por el fluido sobre el sólido, dada por la condición dinámica, es integrada en la superficie de interacción y aplicada a los nodos del dominio estructural. De esta manera la fuerza  $F(t)$  aplicada sobre el sólido queda expresada según:

$$\mathbf{F}(t) = \int h^d \boldsymbol{\tau}_f \bullet dS \quad (3.22)$$

Donde,  $h^d$  es la cantidad virtual de desplazamiento del sólido.

El sólido y el fluido son mallados separadamente y el programa se encarga de realizar la interacción. Naturalmente, las mallas no son completamente iguales en la interface, por lo que ADINA debe realizar ciertos ajustes para poder calcular los desplazamientos y fuerzas en los nodos de esta zona. Consideremos la figura 3.3, en ella se ilustra el problema mencionada anteriormente. ADINA lo soluciona interpolando en los nodos cercanos al nodo de evaluación. Por ejemplo, si se desea conocer el desplazamiento del nodo 2 de la malla del fluido, este se calcula interpolando el desplazamientos entre los punto 1 y 2 de la malla del sólido. Análogamente, si se desea conocer la carga sobre el nodo 2 del dominio estructural, se interpola el resultado de carga sobre los nodos 2 y 3 del modelo fluido.

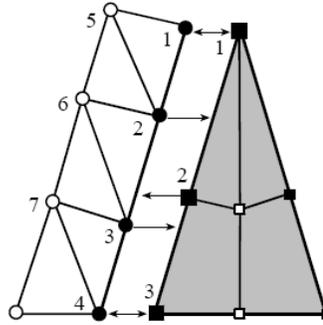


Figura 3.3: Esquema del mallado del problema FSI.

El criterio que emplea el programa para asegurar la cercanía de las mallas es considerar las distancias relativas. La distancia relativa del fluido  $r_f$  queda definida según:

$$r_f = \max \left\{ \frac{d_f}{D_s} \right\} \quad (3.23)$$

Donde,  $d_f$  es la distancia entre el fluido y la superficie estructural y  $D_s$  es el largo de los elementos del sólido, tal como lo ilustra la figura 3.4. Si  $r_f > 1$  el programa se para y lanza un mensaje de error, mientras si es que  $0,001 < r_f < 1$  el programa lanza una advertencia mientras continúa calculando.

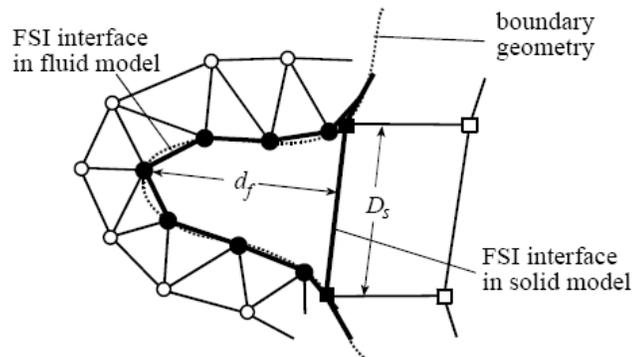


Figura 3.4: Distancias de la malla del modelo fluido y estructural en el problema FSI.

Análogamente se define la distancia relativa del sólido por:

$$r_s = \max \left\{ \frac{d_s}{D_f} \right\} \quad (3.24)$$

Finalmente, se desarrolla una integración consistente en el paso de tiempo para ambos modelos en donde

es necesario balancear la ecuación para el fluido, partiendo desde la interface y luego desarrollada hacia el interior de cada modelo. Para mayores referencias, consultar el manual de ADINA 8.3 [13].

### Metodología de implementación de una Simulación FSI en ADINA

A continuación, se resumen los pasos propuestos por Ledermann para el seteo de una simulación FSI, con el fin de crear un documento conciso que sirva de referente y control a la hora de realizar una simulación FSI.

1. Crear el archivo *.idb* del fluido. Considerando: *Adina CFD, Transient, FSI, Incompressible*.

2. Crear el Material Carreau: *Model*→*Material*→*Manage Material*→*Carreau*.

Parámetros:

- $\mu_0 = 0,056 [Pa \cdot s]$
- $\mu_\infty = 0,00345 [Pa \cdot s]$
- $A = 10,976$
- $n = -0,3216$
- $\rho = 1050 [Kg/m^3]$

3. Identificar *Edges* y *Faces*.

4. Crear el *Element group*: *Meshing*→*Element group*.

a) Type: *3D-fluid*

b) Advance: *Finite Element,3x3,3*

5. Asignar densidad de malla: *Meshing*→*Mesh Density*.

a) *Edges*

b) *Use Length*

c) Definir el largo y los bordes seleccionados

6. Crear la Malla del fluido: *Meshing*→*Create Mesh*.

a) *Body*

b) Type: *3D-Fluids*

c) Meshing type: *Free Form*

d) Meshing Algorithm: *Delauny*

- e) Boundary Meshing: *Advancing Front*
- 7. Verificar la densidad de malla. Si esta fuera del rango de la prueba de malla, borrarla con Delete Mesh y volver a 5.
- 8. Crear el archivo *.idb* del sólido. Considerando: *Adina Structures, Dynamics Implicit, FSI*.
- 9. Crear el material Arteria: *Model*→*Material*→*Manage Material*→*Elastic Isotropic*.
  - a) Add
  - b) Módulo de Young= 7044155 [Pa] Seshaiyer, 10632540 [Pa] Delfino.
  - c) Módulo de Poisson= 0.49
  - d) Densidad= 1100 [kg/m<sup>3</sup>]
- 10. Identificar *Faces* y *Edges*.
- 11. Dar espesor a las caras de la geometría: *Geometry*→*Faces*→*Thickness*
  - a) Espesor de aneurisma= 0.086 [mm]
  - b) Espesor de arteria= 0.4 [mm]
- 12. Asignar propiedades a los elementos: *Model*→*Element Properties*→*Shell*→*Faces*
- 13. Crear *Element group*: *Meshing*→*Element group*→*Type: Shell*.
- 14. Asignar densidad de malla: *Meshing*→*Mesh Density*.
  - a) *Faces*
  - b) *Use Length*
  - c) Definir el largo y los caras seleccionadas (quedan excluidas las caras de entrada y salida de fluido)
- 15. Crear la Malla del sólido: *Meshing*→*Create Mesh*.
  - a) *Face*
  - b) *Type: Shell*
  - c) En este punto ADINA puede redefinir las densidad sobre los bordes, creando un nuevo largo de separación para ciertos bordes. Se debe verificar cuales son los bordes que sufrieron modificaciones y copiarlos en el modelo fluido. Se debe remallar el fluido con estos valores.
- 16. Para el fluido, aplicar la metodología de implementación de Womersley [4].
- 17. Definir el paso de tiempo en el fluido: *Control-Time Step*.

- a) Ledermann [4] creaba 2 pasos de tiempo de 0.05[s] y 160 de 0.01[s]
  - b) Araya [5] creaba 171 de 0.01 [s]
18. Definir la función de tiempo de la presión a la salida: *Control*→*Time Function*→*Add*→*Import* (Archivo de presión a la salida).
  19. Definir el proceso de solución: *Control*→*Solution process*
    - a) *FBCI-Yes*
    - b) *Equilibrium Iteration*→*Iteration Method*→*Newton*→*Max Number of Iteration*→*100*
    - c) *Tolerance*→*0.001*
  20. Definir condiciones del problema fluido: *Model*→*Flow assumptions*→*3D,Incompressible,Laminar*
  21. Aplicar tracción normal sobre la cara de salida del fluido: *Model*→*Usual Boundary Conditions/loads*→*Apply*→*Normal Traction*→*Faces*.
  22. Aplicar condición FSI: *Model*→*Special Boundary Conditions*→*Fluid-Structure Interface*→*Faces*.
  23. Definir análisis transiente: *Transient Analysis*→*Euler*→*1*.
  24. Definir control de interacción fluido-estructura: *Fluid-Structure Interaction Control*→*Iterative*→*Max number of iteration*→*50*.
  25. Para el sólido, definir el paso de tiempo de la misma manera que en el problema fluido: *Control*→*Time Step*.
  26. Definir la función de tiempo de la presión externa: *Control*→*Time Function*→*Add*→*Import*.
  27. Definir asunciones de análisis: *Control*→*Analysis Assumptions*→*Kinematics*→*Displacement,large*→*Strains,Small*.
  28. Aplicar condiciones de Borde:
    - a) *Model*→*Boundary conditions*→*Apply Fixity*→*Edges*
    - b) *Model*→*Boundary conditions*→*FSI Boundary*→*Faces*
  29. Aplicar carga externa: *Model*→*Loading*→*Apply*→*Pressure*→*Faces*.
  30. Definir proceso de solución: *Solution process*→*iteration Method*→*Full Newton*→*Numb. Max. iter.*→*100*.
  31. Crear los archivos *.dat* de la simulación fluida y sólida.
  32. Lanzar Adina-FSI y correr la simulación acoplada. Cuidar la asignación de memoria y procesadores.

### **3.4.5. Simulaciones CFD**

Las simulaciones CFD se utilizan en problemas netamente fluidodinámicos. En este sentido, para el estudio del efecto sobre los resultados de la cantidad de sifones precedentes al aneurisma esta metodología aplica, puesto que sólo interesa determinar el efecto sobre las distribuciones de velocidad y esfuerzos de corte.

El efecto de la presión se desprecia debido a que esta variable solo depende de la pérdida de carga entre el aneurisma y la salida de la geometría, la cual se considerará igual para todos los casos. Ahora bien, si la presión no es un factor variable en el problema, entonces la respuesta del sólido (de considerar una simulación FSI) tampoco lo será, puesto que la presión es la variable de carga dominante sobre la pared arterial (recordar que los esfuerzos de corte en la pared aplicados por la sangre son bajísimos). Es por esto que no tendría sentido realizar simulaciones FSI para estudiar el efecto de la cantidad de sifones precedentes al aneurisma.

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

### **3.4.6. Simulaciones Estructurales**

Las simulaciones estructurales puras se utilizarán para determinar el orden de magnitud de los errores en los que se incurre al considerar la aproximación elástica en el material. Básicamente, las principales diferencias con la metodología de la parte sólida del problema FSI son: Utilización de elementos 3D, posibilidad de utilizar materiales hiperelásticos, cambio de la condición FSI por una presión homogénea en la pared interior de la geometría.

El detalle del proceso de implementación en ADINA se encuentra desarrollado en la memoria de Rojo [2].

### 3.5. Planificación de Simulaciones

En orden a cumplir los objetivos planteados en este trabajo de título se propone la siguiente planificación de simulaciones consideradas sobre **un caso real**:

1. **Comparación de resultados en el modelo sólido:** Se utilizará para estimar los errores al suponer material elástico en la pared arterial. Se compararán los resultados en las siguientes simulaciones:
  - a) Estructural Pura, Hiperelástica, Modelo de Seshaiyer, Espesor Variable, Elementos Tipo 3D.
  - b) Estructural Pura, Elástica, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Elementos Tipo 3D.
  - c) Estructural Pura, Elástica, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell.
  
2. **Variación de la longitud de la vasculatura precedente al aneurisma:** Esta variación tiene como fin estudiar como la cantidad de sifones precedente al aneurisma afecta la hemodinámica dentro de él. Para esto, basta estudiar el problema fluido con simulaciones del tipo:
  - a) CFD, Pared Rígida, Perfil de Velocidades de Womersley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
  
3. **Variación de la presión a la salida:** Se estudiará el efecto de la presión a la salida. Para este efecto, se utilizará un pulso de presión hipertenso y se comparará con uno normal. Se realizará la siguiente simulación:
  - a) FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Womersley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
  - b) FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Womersley a la entrada, Pulso de presión a la salida hipertenso.
  
4. **Variación de material:** Se estudiará el efecto de cambiar el módulo de Young Equivalente de Seshaiyer por el de Delfino en una simulación del tipo:
  - a) FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Delfino Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Womersley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.

5. **Variación de espesor:** Se estudiará el efecto de la variación del espesor de la capa de vasculatura mediante las siguientes simulaciones:

- a) FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor de Aneurisma, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Womersley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
- b) FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor de Arteria, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Womersley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.

En el cuadro 3.2 aparece un cuadro resumen con las simulaciones consideradas.

Cuadro 3.2: Cuadro resumen con las simulaciones propuestas en esta memoria de título.

Simulación	Tipo	Modelo Sólido	Espesor	Elementos del Sólido	Presión a la Salida
1	Estructural pura	Hiperelástico Seshaiyer	variable	3D	-
2	Estructural pura	Elástico equivalente Seshaiyer	variable	3D	-
3	Estructural pura	Elástico equivalente Seshaiyer	variable	Shell	-
4	CFD	Pared Rígida	-	-	normal
5	CFD	Pared Rígida	-	-	normal
6	CFD	Pared Rígida	-	-	normal
7	FSI	Elástico equivalente Seshaiyer	variable	shell	normal
8	FSI	Elástico equivalente Seshaiyer	variable	shell	hipertenso
9	FSI	Elástico equivalente Delfino	variable	shell	normal
10	FSI	Elástico equivalente Seshaiyer	arteria	shell	normal
11	FSI	Elástico equivalente Seshaiyer	aneurisma	shell	normal

Con estas simulaciones se podrá concluir:

1. Establecer un rango de error en los resultados del modelo sólido en simulaciones FSI que consideran modelo elástico isotrópico equivalente.
2. Influencia de la cantidad de sifones precedentes considerados en la simulación en los resultados fluido-estructurales. Se podrá establecer cuantos sifones se deben considerar en las simulaciones.
3. Sensibilidad de los resultados frente a variaciones en la presión a la salida de la vasculatura.
4. Sensibilidad de los resultados frente a variaciones en el módulo de Young.
5. Sensibilidad de los resultados frente a variaciones en el espesor de la geometría.

La simulación más realista propuesta es la número 7, la cual servirá como punto de comparación en el análisis posterior.

## Capítulo 4

# Resultados

### 4.1. Reconstrucción de geometrías

Se completó exitosamente la reconstrucción de 9 casos reales. En la tabla 4.1 se listan sus características principales.

Cuadro 4.1: Características de los casos reconstruidos.

Caso <sup>1</sup> #	Tipo	Diámetro Cuello [mm]	Ancho [mm]	Largo [mm]	NSI	BMR	Estado
1	Aneurisma carótido oftálmico der	4,0	6,4	7,3	0,132	7,930	No roto
2	Aneurisma carótido oftálmico der	4,8	5,5	44,6	0,126	4,111	Roto
3a	Aneurisma comunicante posterior der	5,7	10,7	8,8	0,143	6,324	Roto
3b	Aneurisma pared posterior izq	2,0	1,2	1,5	0,038	2,223	Roto
4	Aneurisma pica izq	2,4	2,5	3,7	0,205	7,058	Roto
5	Aneurisma carótido oftálmico izq	3,7	6,3	4,9	0,171	10,014	No roto
6	Aneurisma carótido oftálmico der	8,6	7,5	6,3	0,047	3,016	No roto
7	Aneurisma carótido oftálmico izq	10,8	11,9	11,0	Fusiforme	Fusiforme	No roto
8	Aneurisma segmento comunicante izq	2,1	2,8	2,5	0,141	6,453	Roto

En las figuras 4.1 y 4.2 se muestran las geometrías reconstruidas.

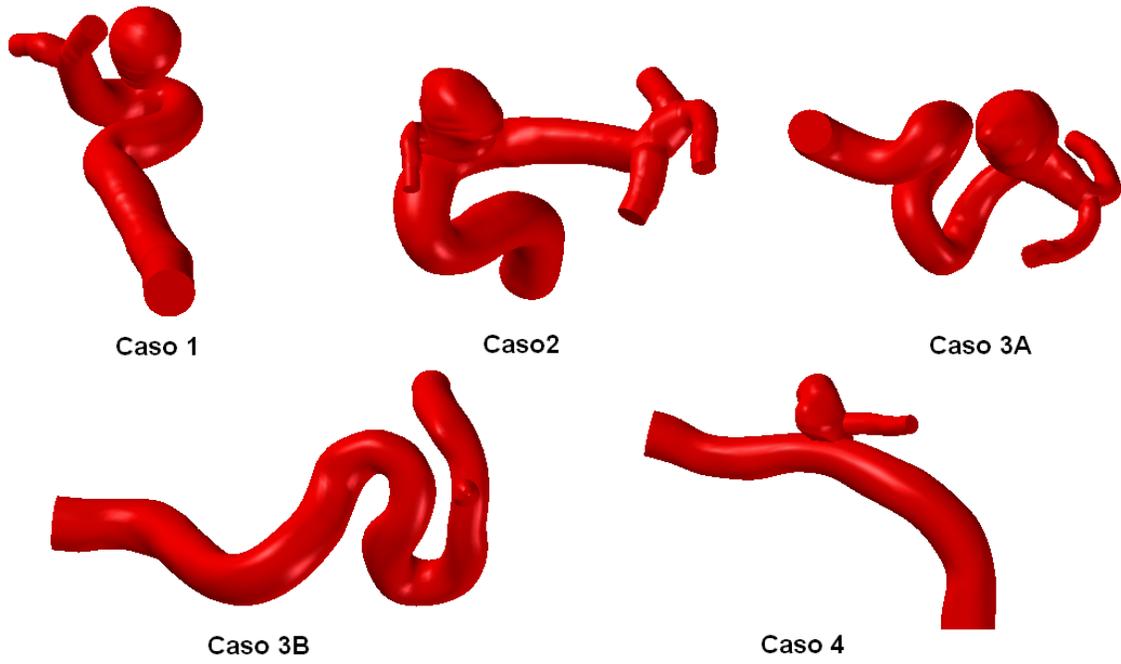


Figura 4.1: Geometrías reconstruidas conjunto 1.

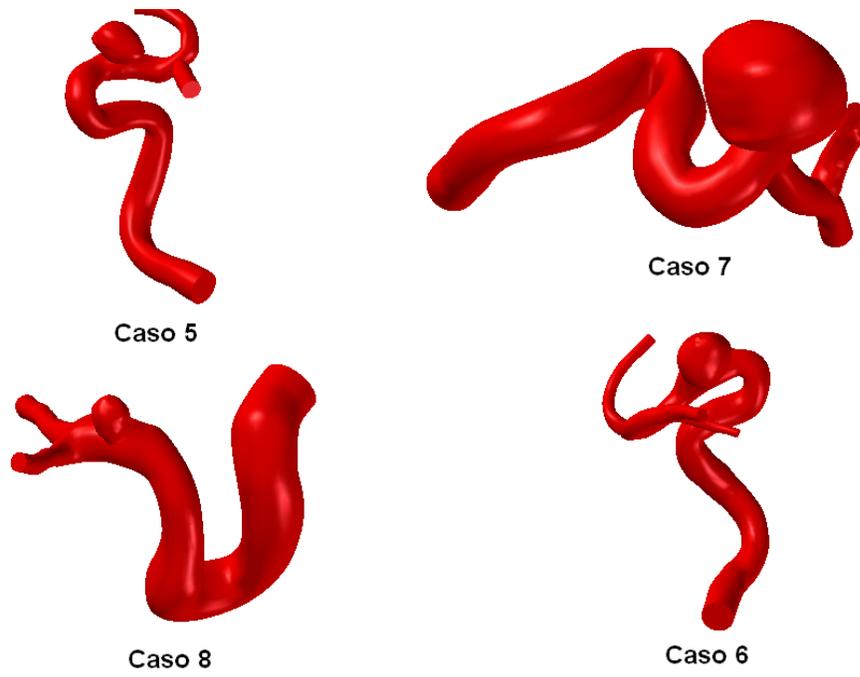


Figura 4.2: Geometrías reconstruidas conjunto 2.

## 4.2. Análisis Estadístico

Junto a Rojo [2], se ha desarrollado un estudio de distribución de índices geométricos de aneurismas cerebrales, con el fin de correlacionarlos con su estado de ruptura. Se consideró para este efecto, una población de 83 casos; 41 casos rotos y 42 no rotos.

El valor promedio del índice NSI es de 0.13 para los casos no rotos (variando entre 0.031 y 0.257) y de 0.19 para los casos rotos (variando entre 0.038 y 0.307), siendo entonces el primer promedio el 68 % del segundo. La desviación estándar del índice NSI es 0.063 para los casos no rotos y 0.067 para los casos rotos.

En la figura 4.3 se aprecia la distribución de la frecuencia de casos rotos y no rotos en función del índice NSI. En la misma figura se remarca el NSI 0.153, el cual indica el punto donde la frecuencia de casos no rotos iguala a uno menos la frecuencia de casos rotos. El valor de frecuencia acumulada para el NSI de 0.153 es de 69.17 %, este es el porcentaje de casos rotos que exhiben un NSI inferior al 0.153 y, también, el porcentaje de casos rotos que exhiben un NSI mayor a 0.153.

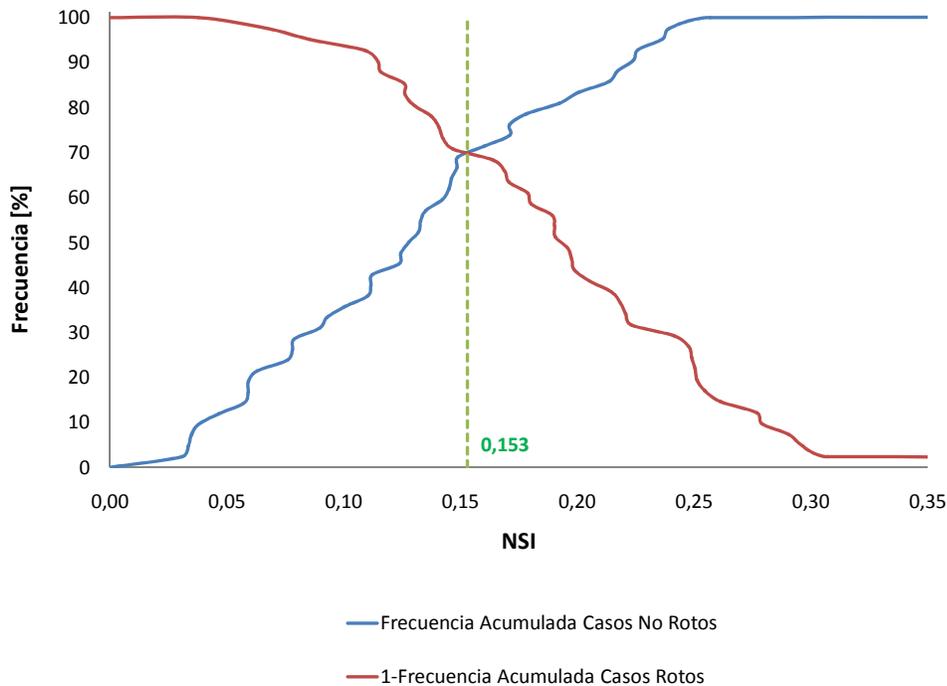


Figura 4.3: Distribución de frecuencia acumulada de casos no rotos y uno menos frecuencia acumulada de casos rotos en función del índice NSI.

El valor promedio del índice BMR sobre los casos estudiados es de 6.4 para aneurismas no rotos (con valores entre 1.77 y 34.18) y de 11.59 para aneurismas rotos (variando entre 2.22 y 64.86), siendo el promedio para los casos no rotos el 55 % del promedio de los casos rotos. La desviación estándar del índice BMR es

5.91 para los casos no rotos y 11.05 para los casos rotos.

En la figura 4.4 se aprecia la distribución de la frecuencia de casos rotos y no rotos en función del índice BMR. En la misma figura se remarca el BMR 5.84, el cual indica el punto donde la frecuencia de casos no rotos iguala a uno menos la frecuencia de casos rotos. El valor de frecuencia acumulada para el BMR de 5.84 es de 68.7 %.

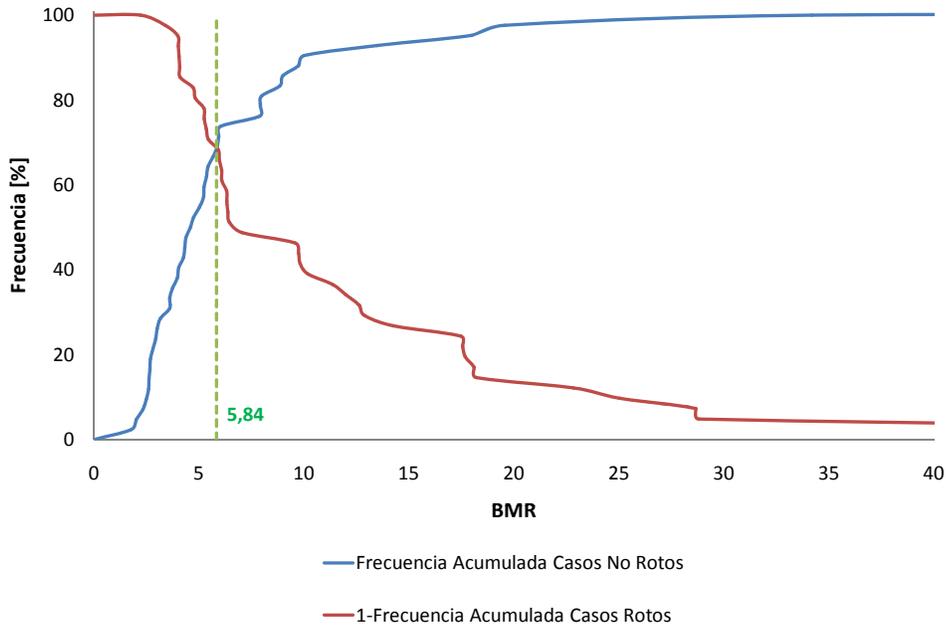


Figura 4.4: Distribución de frecuencia acumulada de casos no rotos y uno menos frecuencia acumulada de casos rotos en función del índice BMR.

Como ya se había hecho notar, el 69.16 % de los casos rotos exhiben un NSI mayor a 0.153, mientras que el 69.16 % de los casos no rotos exhiben un NSI menor a 0.153. Esto contrasta con lo reportado por Rhagavan [30], quien obtuvo un límite análogo. En su estudio el 78 % de los casos rotos poseían un NSI mayor a 0.183, mientras que un 78 % de los no rotos poseían un NSI menor a 0.183. Para calcular una diferencia relativa porcentual  $D$  entre el resultado de Rhagavan y el presentado en este trabajo se propone:

$$D[\%] = \frac{Limite_{Rhagavan} - Limite_{actual}}{NSI_{max} - NSI_{min}} \cdot 100 = \frac{0,183 - 0,153}{0,307 - 0,031} \cdot 100 = 10,9\% \quad (4.1)$$

La diferencia relativa porcentual es del 11.1 %.

Análogamente, para el BMR se obtiene que el 68.7 % de los casos rotos tiene un BMR mayor a 5.84, en cambio, el 68.7 % de los casos no rotos tiene un BMR menor a 5.84.

### 4.3. Caso Seleccionado

Para realizar la variación de parámetros propuestos en este trabajo de título se seleccionó la geometría reconstruida número 5, la cual está ilustrada en la figura 4.5.



Figura 4.5: Caso 5: Geometría seleccionada para análisis de sensibilidad.

Las características principales del caso aparecen listadas a continuación:

- Caso: 5
- Tipo: Aneurisma Sacular de la Arteria Carótida Oftálmica Izquierda.
- Espesor arterial: 0.4 [mm]
- Espesor de aneurisma: 0.086 [mm]
- Diámetro de entrada: 4.78 [mm]
- Volumen total: 1004.75 [mm<sup>3</sup>]
- Volumen con espesor arterial: 359.5 [mm<sup>3</sup>]
- Superficie con espesor arterial: 1805.37 [mm<sup>2</sup>]
- Volumen con espesor de aneurisma: 84.37 [mm<sup>3</sup>]
- Superficie con espesor de aneurisma: 1965.09 [mm<sup>2</sup>]

- Volumen con espesor variable: 337.6 [mm<sup>3</sup>]
- Superficie con espesor variable: 1827.36 [mm<sup>2</sup>]
- Superficie de entrada a la arteria: 16.4 [mm<sup>2</sup>]
- Volumen de aneurisma aislado: 97.16 [mm<sup>3</sup>]
- Superficie de manto de aneurisma: 97.84 [mm<sup>2</sup>]
- Superficie en la base del aneurisma: 9.77 [mm<sup>2</sup>]
- NSI: 0.171
- BMR: 10.01

## 4.4. Consideraciones Generales

En las siguientes secciones se mostrarán los resultados de las simulaciones de la mecánica del caso seleccionado, realizando las variaciones propuestas en el capítulo de metodología. Se ha mantenido la nomenclatura de la tabla 3.2 en la denominación de las simulaciones.

En cuanto a los resultados, se ha optado por mostrar un set de figuras que muestran gráficas tridimensionales de variables mecánicas relevantes sobre la geometría considerada y que son relevantes para el análisis del problema; así como gráficos de las variables en los puntos de control seleccionados para cada tipo de simulación. En cada una de las secciones siguientes, cuando sea pertinente, se indicará cuales son las gráficas utilizadas y los puntos de control seleccionados.

Con respecto a las unidades de medición, siempre que no se indique lo contrario, todos los resultados para esfuerzos están expresados en Pascales [Pa] , las distancias en metros [m], el tiempo en segundos [s] y las deformaciones en unidades adimensionales [UA].

Por último, las gráficas tridimensionales se presentan suavizadas según un promedio local, con la opción *AVERAGE* de ADINA. Los máximos y mínimos de las variables físicas que se presentan en las figuras son máximos y mínimos nodales, en cambio, los resultados sobre los puntos de control son resultados definidos sobre elementos.

## 4.5. Resultados Simulaciones Estructurales Puras

### 4.5.1. Consideraciones Generales

Las simulaciones estructurales puras se realizaron sobre la geometría completa del caso 5 (3 sifones). Para el caso de las simulaciones que utilizan elementos 3D, se utilizó la parte del sólido de la geometría, obtenida mediante la metodología de espesor variable. Para el caso de la simulación con elementos tipo Shell, se obtuvo, con una variación de la misma metodología, una geometría cuyas caras externas representaban la superficie media del sólido, con esto, se asegura que las simulaciones son completamente comparables.

Ahora bien, para todas las simulaciones se reportarán las distribuciones sobre la superficie de esfuerzo efectivo de Von Mises, primer esfuerzo principal y desplazamiento, para el tiempo 1.3 [s] el cual corresponde a la sístole cardíaca para el pulso común utilizado en estas simulaciones. Además, para las simulaciones con modelo elástico se incluirán la primera y tercera deformación principal. Para el caso de la simulación con modelo hiperelástico, no es posible obtener estos valores, en cambio se incluirán el primer y tercer estiramiento principal.

Debido a que las mallas no son exactamente iguales para todas las simulaciones, no es posible obtener puntos de control idénticos en todo el aneurisma. Sin embargo, se ha optado por tomar como puntos de control los valores extremos de las variables físicas antes mencionadas sobre el **aneurisma**, como también, un punto en el fondo de la geometría. Se mostrará la evolución temporal de las variables sobre los puntos de control. Estos puntos serán útiles más adelante para realizar comparaciones entre los distintos modelos. En la figura 4.6, se ilustra la geometría considerada en las simulaciones y la ubicación del punto de control común.

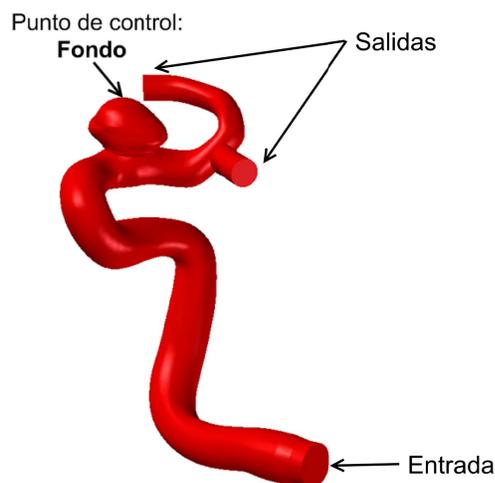


Figura 4.6: Geometría considerada en las simulaciones estructurales puras y ubicación del punto de control del fondo.

#### 4.5.2. Resultados Simulación 1

- **Características generales:** Simulación estructural pura, modelo hiperelástico de Seshaiyer, espesor variable, elementos tipo 3D.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.025 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 237,969 .
- **Volumen sólido:** 337.6 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla sólido:** 704 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones grandes.

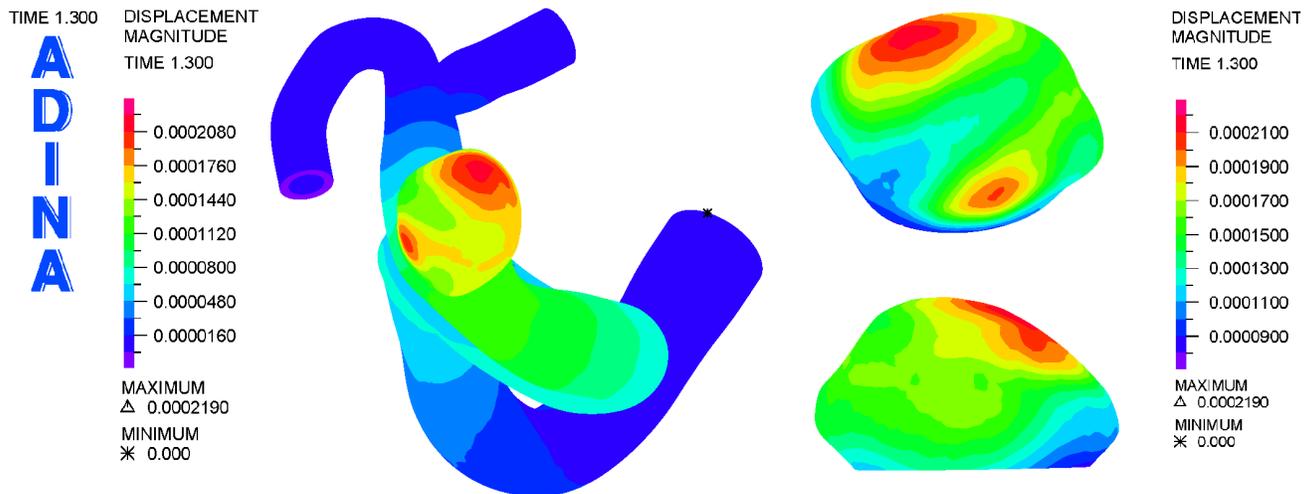


Figura 4.7: Simulación 1. Distribución del desplazamiento en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En la figura 4.7 se ilustra el desplazamiento de la geometría para la sístole. Se aprecia que las zonas de mayores desplazamientos corresponden a la parte superior del aneurisma, levemente inclinada en dirección a la salida, y a la zona lateral izquierda con respecto a la dirección entrada-salida. El desplazamiento máximo es del orden de 0.2 [mm], aproximadamente la mitad del espesor arterial y el doble del espesor de aneurisma. Cabe notar, además, que el desplazamiento se concentra en la zona aledaña al aneurisma, no extendiéndose demasiado al resto de la geometría.

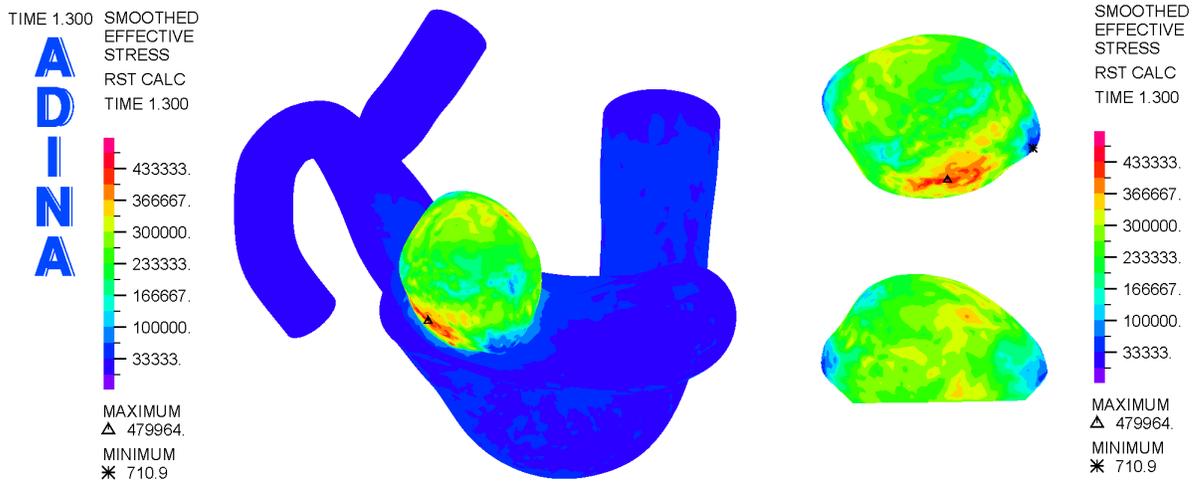


Figura 4.8: Simulación 1. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.8 y 4.9 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal de la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia que la zona de concentración de ambos esfuerzos corresponde a la zona lateral izquierda con respecto a la dirección entrada-salida. La zona de menores esfuerzos en el aneurisma corresponde al extremo inferior de la geometría en sentido entrada-salida, en donde se forma una especie de punta. También la otra punta exhibe bajos esfuerzos efectivos. Por último, cabe mencionar que el primer esfuerzo principal es de tracción en la mayor parte de la geometría y que el esfuerzo principal se concentra exclusivamente en la zona del aneurisma.

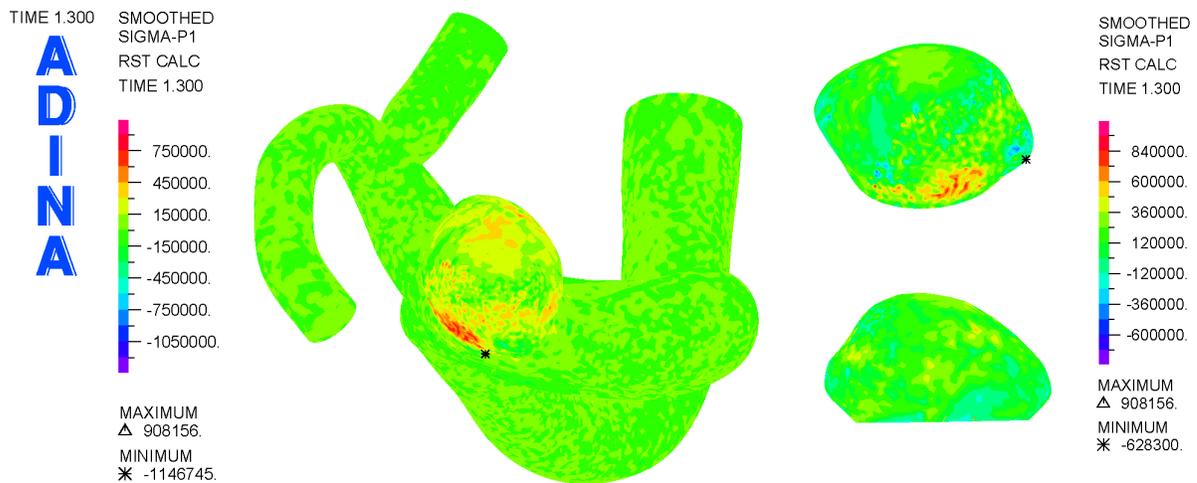


Figura 4.9: Simulación 1. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

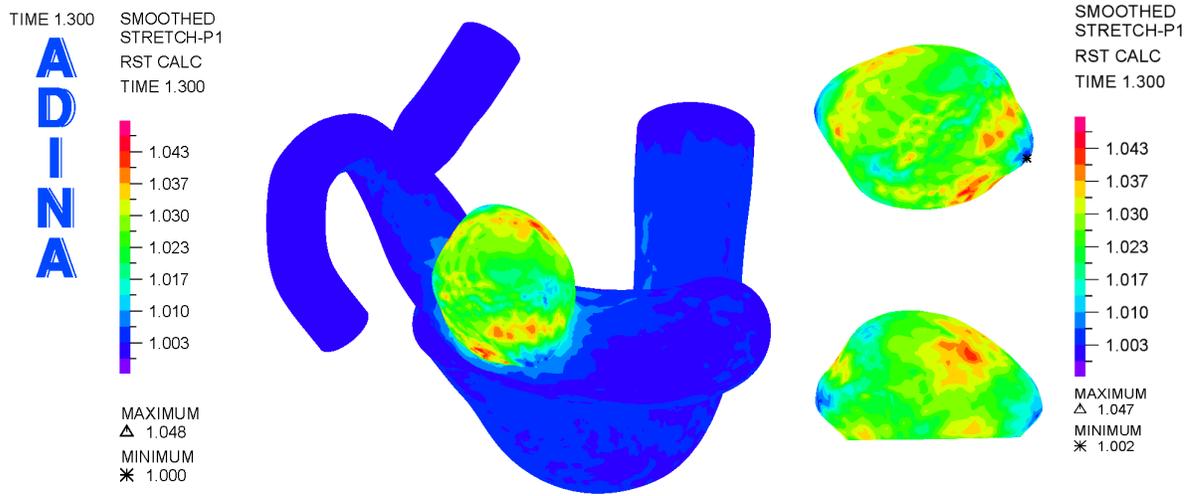


Figura 4.10: Simulación 1. Distribución del primer estiramiento principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.10 y 4.11 se ilustran el primer y tercer estiramiento principal, respectivamente. En general, el primer estiramiento principal es en tracción (mayor que 1) y el tercero, en compresión (menor que 1). Los valores extremos se ubican nuevamente en los mismos lugares que para los esfuerzos, como es lógico; los máximos en la zona lateral y los mínimos en los extremos. Cabe destacar que aunque en la figura 4.11, el mínimo aparece en la zona lateral, esto significa que es el lugar con mayor compresión.

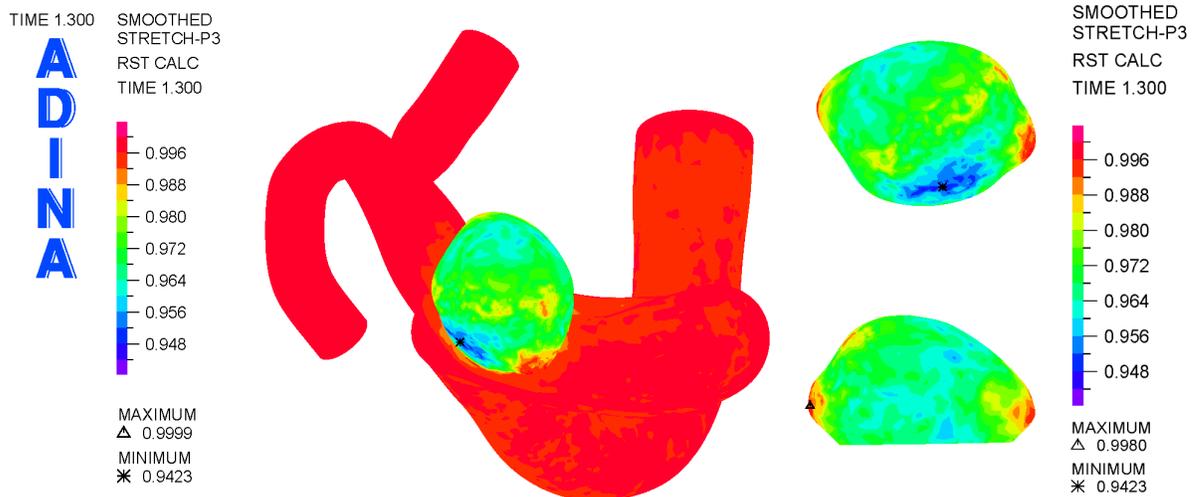


Figura 4.11: Simulación 1. Distribución del tercer estiramiento principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

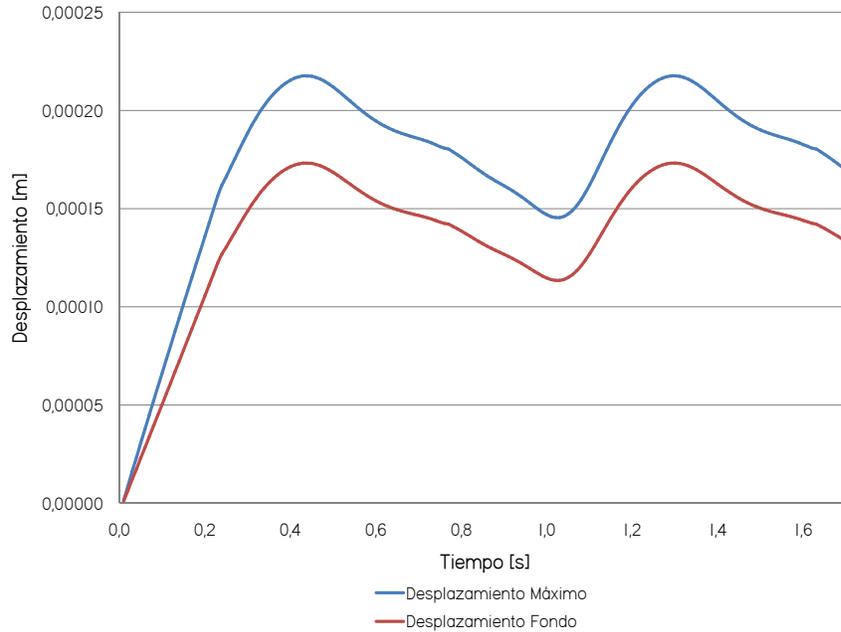


Figura 4.12: Simulación 1. Desplazamiento en función del tiempo para los puntos de desplazamiento máximo y fondo en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En la figuras 4.12, 4.13 y 4.14 se muestran los desplazamientos, esfuerzos efectivos y primer esfuerzo principal para los puntos de control seleccionados, respectivamente.

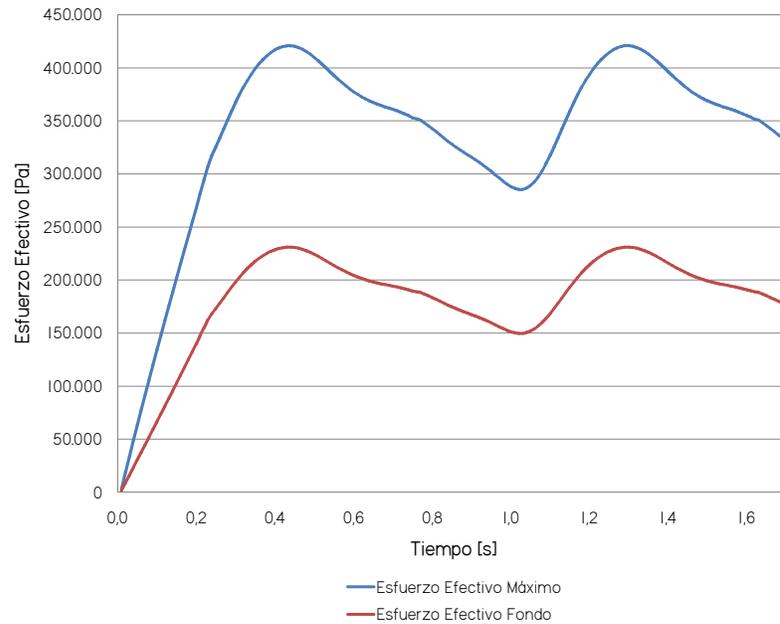


Figura 4.13: Simulación 1. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de esfuerzo efectivo máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

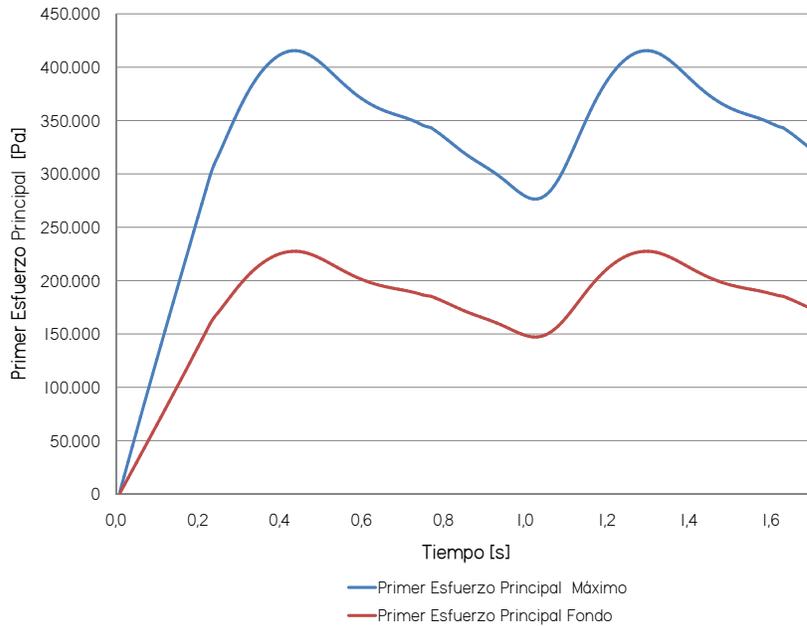


Figura 4.14: Simulación 1. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En los puntos de control definidos, el desplazamiento máximo de la geometría es de 0.22 [mm], mientras que el esfuerzo efectivo máximo es de 420.76 [kPa] y el máximo primer esfuerzo principal es de 415.45 [kPa]. Cabe destacar de este resultado, que el gráfico 4.9 de primer esfuerzo principal se encuentra distorsionado debido a alguna concentración de esfuerzo producida en algún nodo, lo cual distorsiona completamente la escala.

### 4.5.3. Resultados Simulación 2

- **Características generales:** Simulación estructural pura, modelo elástico equivalente de Seshaiyer, espesor variable, elementos tipo 3D.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.025 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 237,969 .
- **Volumen sólido:** 337.6 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla sólido:** 704 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.

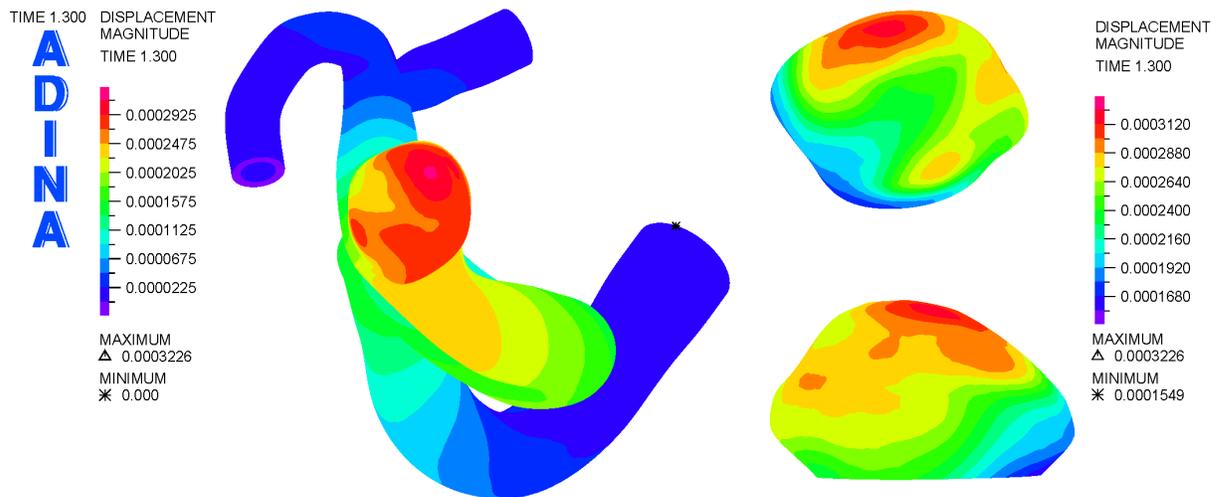


Figura 4.15: Simulación 2. Distribución del desplazamiento en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En la figura 4.15 se ilustra el desplazamiento de la geometría para la sístole. Se aprecia que las zonas de mayores desplazamientos corresponden a la parte superior del aneurisma, levemente inclinada en dirección a la salida, y a la zona lateral izquierda con respecto a la dirección entrada-salida. El desplazamiento máximo es del orden de 0.3 [mm], aproximadamente tres cuartas partes del espesor arterial y tres veces más que el espesor del aneurisma. Cabe señalar, además, que el desplazamiento se extiende más hacia la zona de la arteria que en el caso del modelo de material hiperelástico.

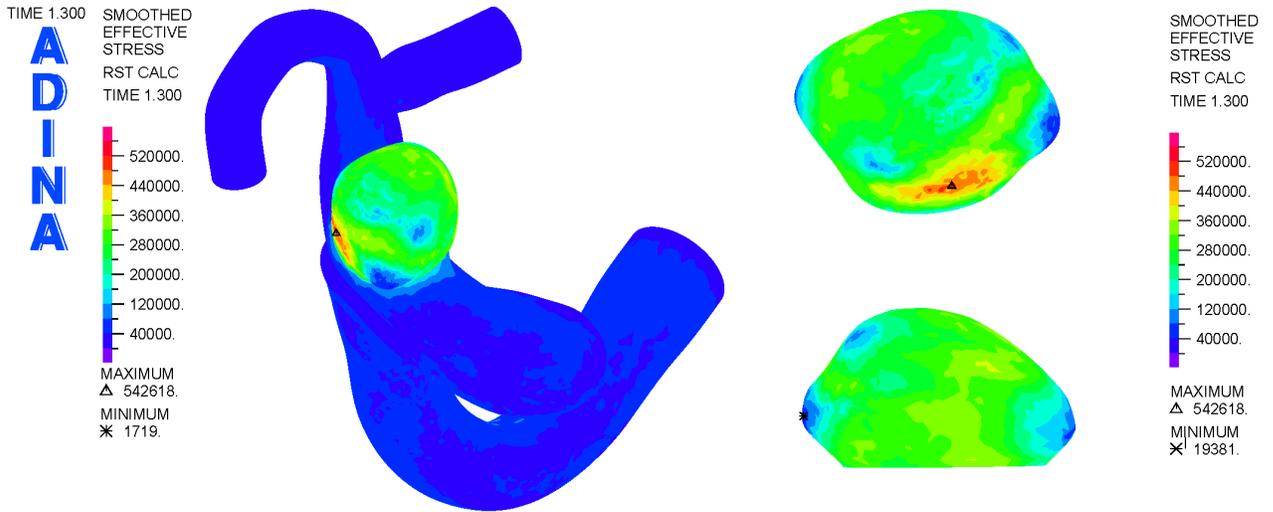


Figura 4.16: Simulación 2. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.16 y 4.17 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia, nuevamente, que la zona de concentración de ambos esfuerzos corresponde a la zona lateral izquierda con respecto a la dirección entrada-salida. Las zonas de menores esfuerzos en el aneurisma corresponden a los extremos de la geometría en sentido entrada-salida, en donde se forman unas especies de puntas. Cabe destacar que el primer esfuerzo principal es de tracción en la mayor parte de la geometría y que ambos esfuerzos se concentran en la zona del aneurisma.

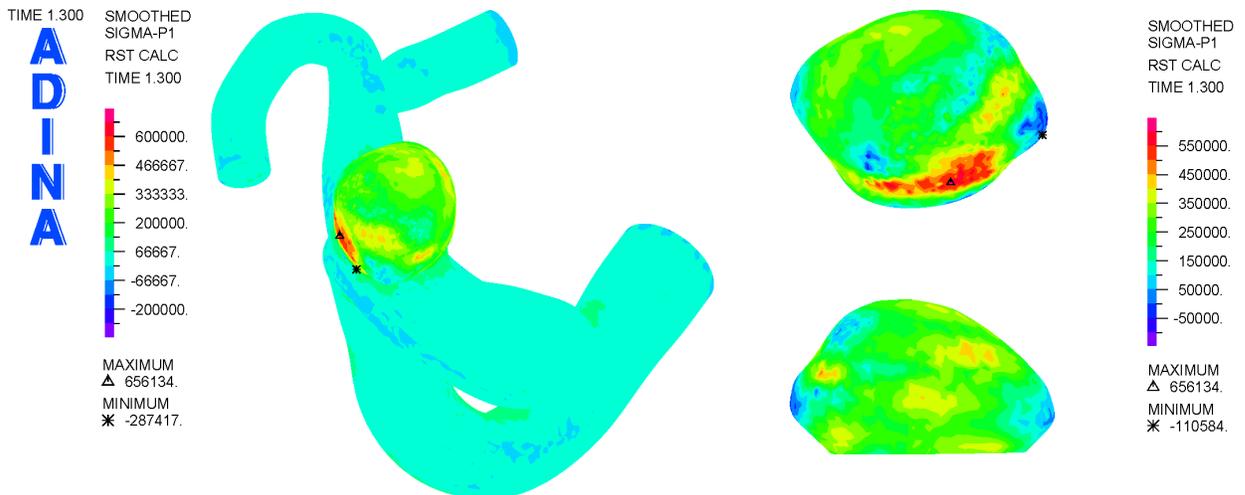


Figura 4.17: Simulación 2. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

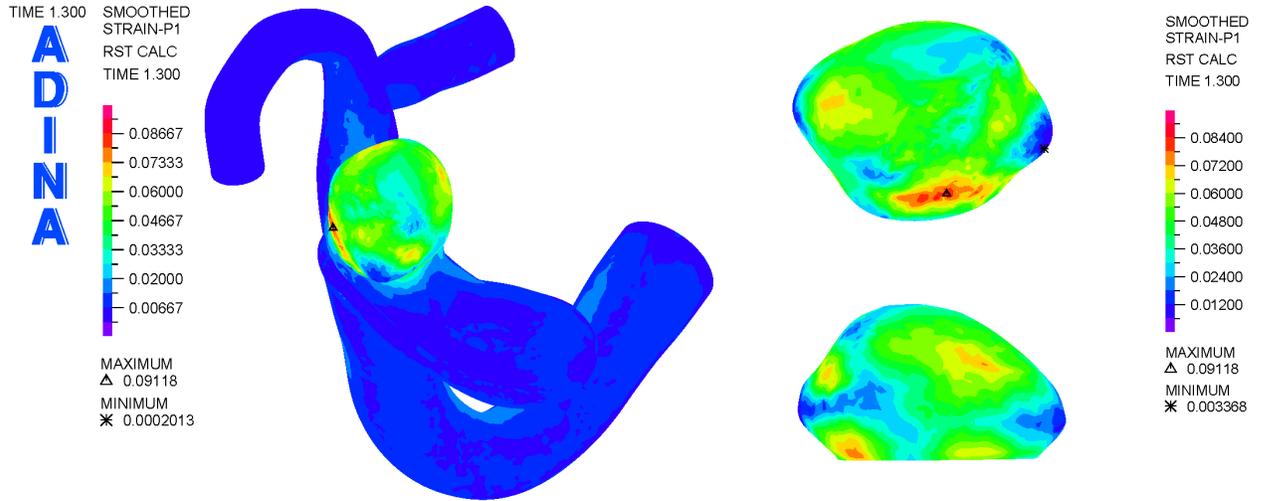


Figura 4.18: Simulación 2. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.18 y 4.19 se ilustran la primera y tercera deformación principal, respectivamente. En general, la primera deformación principal es en tracción (positiva) y la tercera, en compresión (negativa). Los valores extremos se ubican nuevamente en los mismos lugares que para los esfuerzos; los máximos en la zona lateral y los mínimos en los extremos. Cabe destacar que aunque en la figura 4.19, el mínimo aparece en la zona lateral, esto significa que es el lugar con mayor compresión.

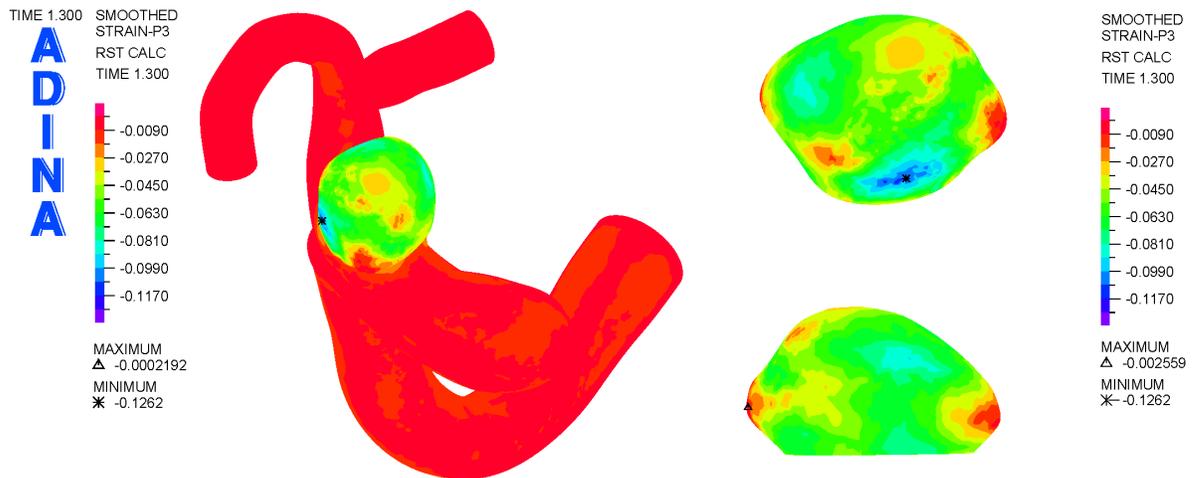


Figura 4.19: Simulación 2. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

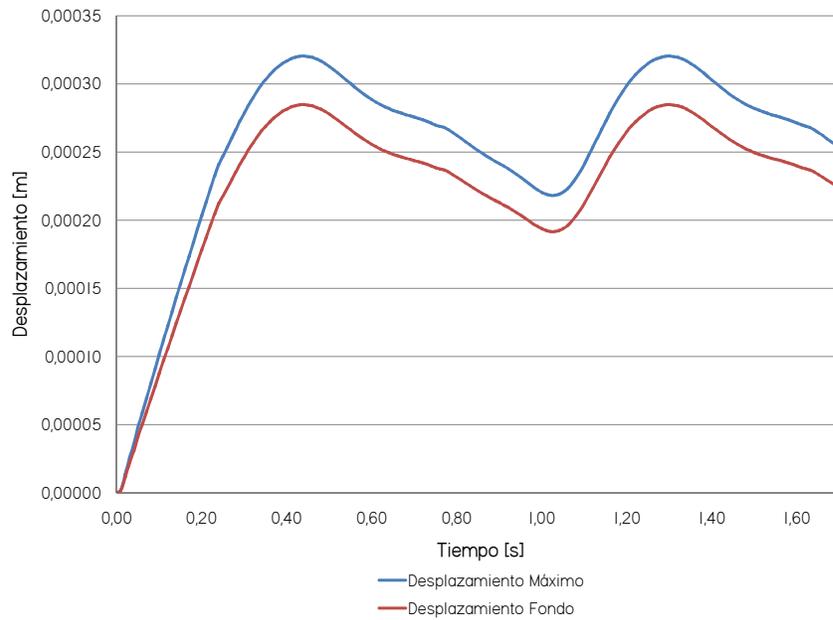


Figura 4.20: Simulación 2. Desplazamiento en función del tiempo para los puntos de desplazamiento máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En la figuras 4.20 y 4.21 se muestran los desplazamientos y esfuerzos efectivos para los puntos de control seleccionados, respectivamente.

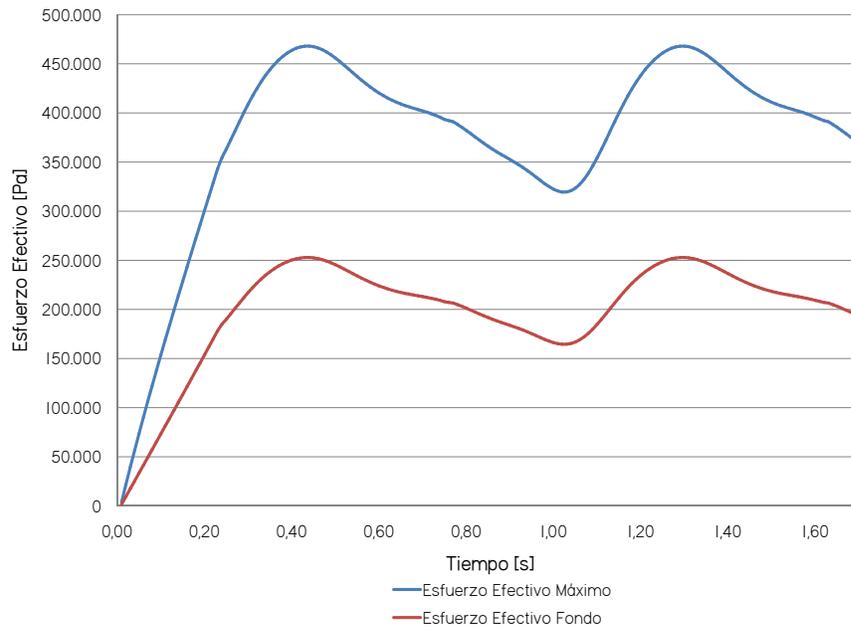


Figura 4.21: Simulación 2. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de esfuerzo efectivo máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

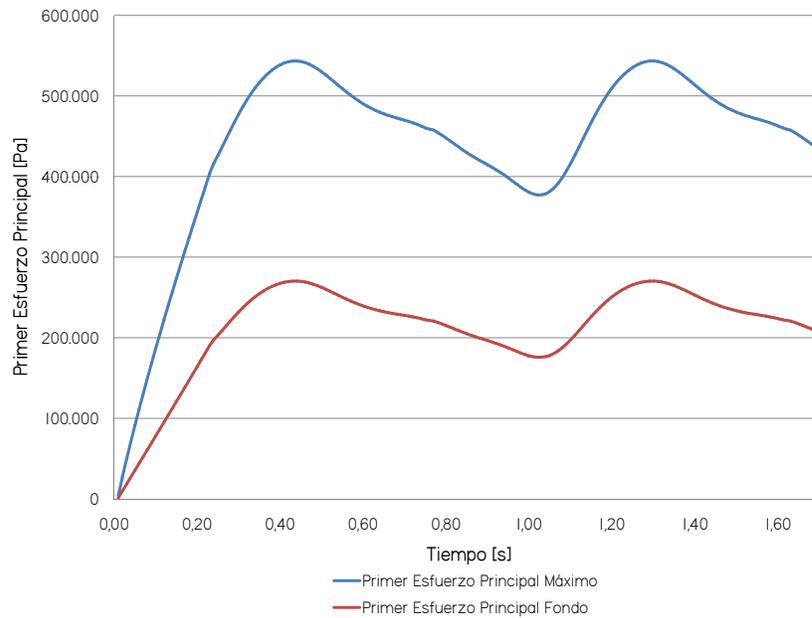


Figura 4.22: Simulación 2. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En la figuras 4.22, 4.23 y 4.24 se muestran los primeros esfuerzos principales, las primeras y terceras deformaciones principales para los puntos de control seleccionados, respectivamente.

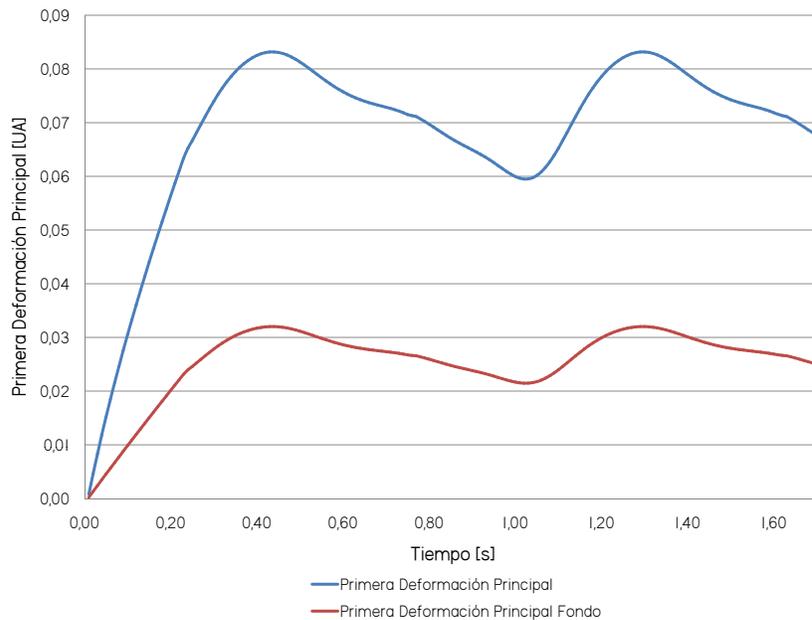


Figura 4.23: Simulación 2. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de primera deformación principal máxima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

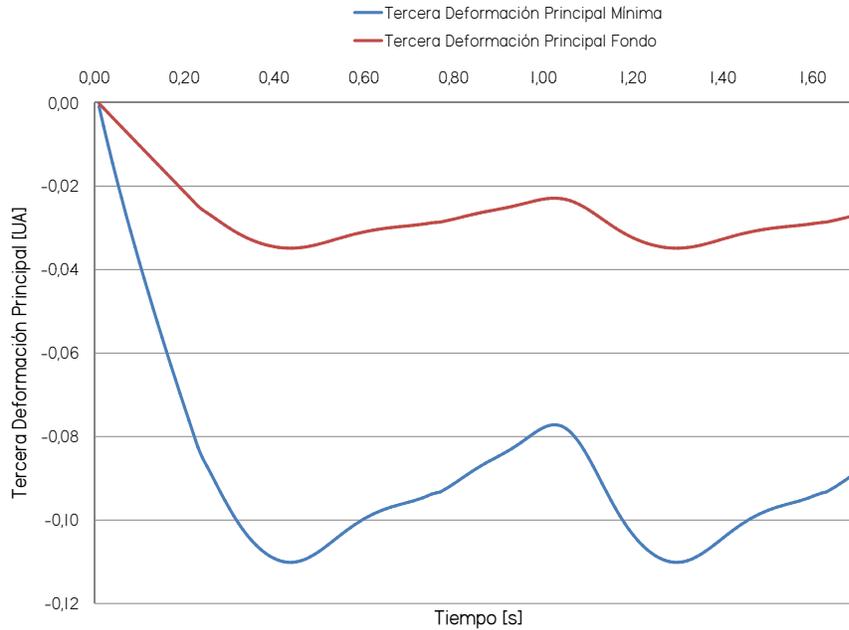


Figura 4.24: Simulación 2. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de tercera deformación principal mínima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En los puntos de control definidos, el desplazamiento máximo de la geometría es de 0.32 [mm], el esfuerzo efectivo máximo es de 467.9 [kPa], el máximo primer esfuerzo principal es de 543.24 [kPa], la máxima primera deformación principal es de 0.083 [UA] y la mínima tercera deformación principal es de -0.11 [UA]. En general, los resultados para esfuerzos y desplazamientos son bastante mayores que para el caso hiperelástico.

#### 4.5.4. Resultados Simulación 3

- **Características generales:** Simulación estructural pura, modelo elástico equivalente de Seshaiyer, espesor variable, elementos tipo Shell.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.02 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 59,052 el .
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.

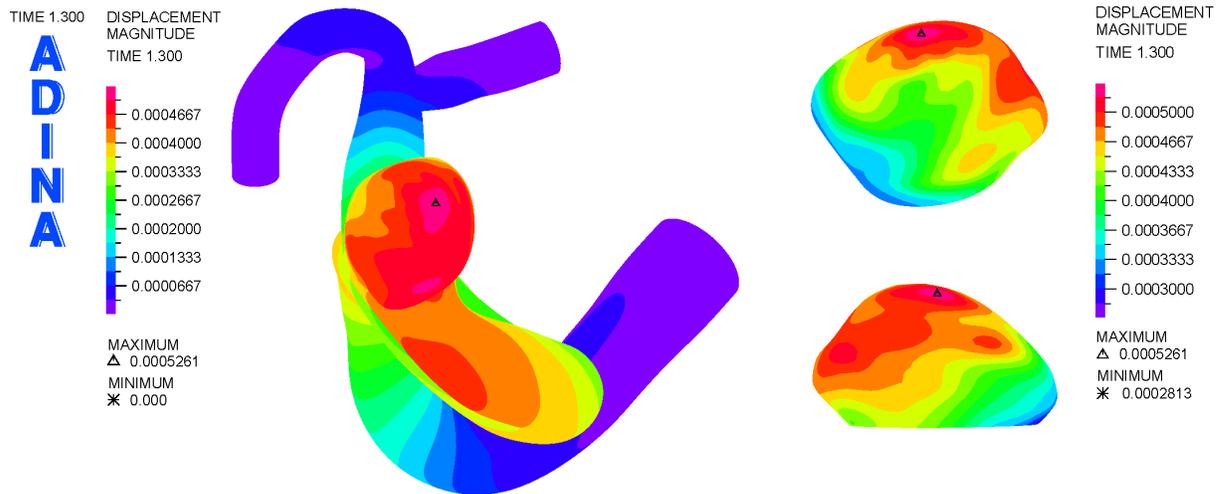


Figura 4.25: Simulación 3. Distribución del desplazamiento en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En la figura 4.25 se ilustra el desplazamiento de la geometría para la sístole. Se aprecia que las zonas de mayores desplazamientos corresponden a la parte superior del aneurisma, levemente inclinada en dirección a la salida, y a la zona lateral izquierda con respecto a la dirección entrada-salida. El desplazamiento máximo es del orden de 0.5 [mm], aproximadamente el espesor arterial y cinco veces más que el espesor del aneurisma. Cabe señalar, además, que el desplazamiento se extiende más hacia la zona de la arteria que en los casos con elementos 3D.

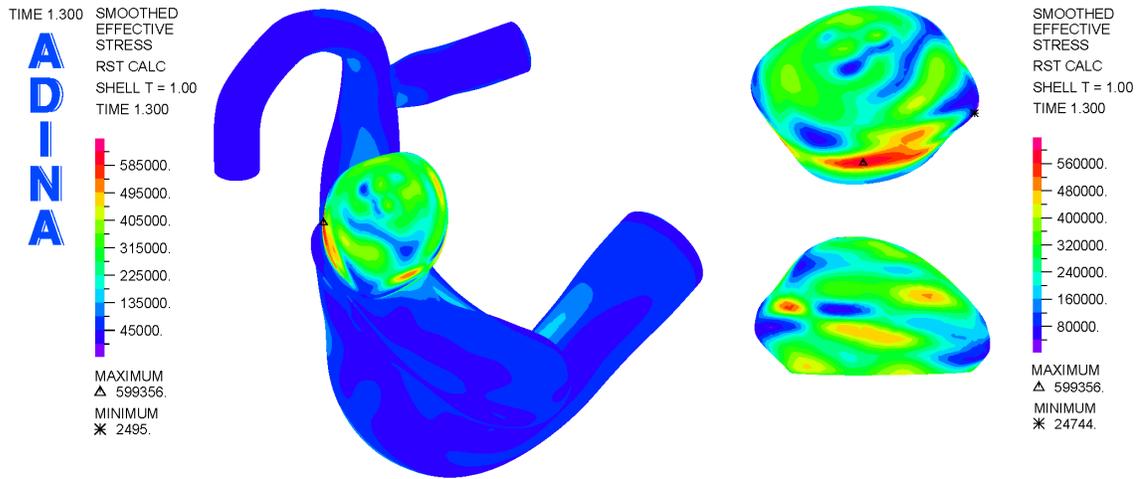


Figura 4.26: Simulación 3. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.26 y 4.27 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia, nuevamente, que la zona de concentración de ambos esfuerzos corresponde a la zona lateral izquierda con respecto a la dirección entrada-salida. Las zonas de menores esfuerzos en el aneurisma corresponden a los extremos de la geometría en sentido entrada-salida, en donde se forman unas especies de puntas. Cabe destacar que el primer esfuerzo principal es de tracción en la mayor parte de la geometría y que ambos esfuerzos se concentran en la zona del aneurisma.

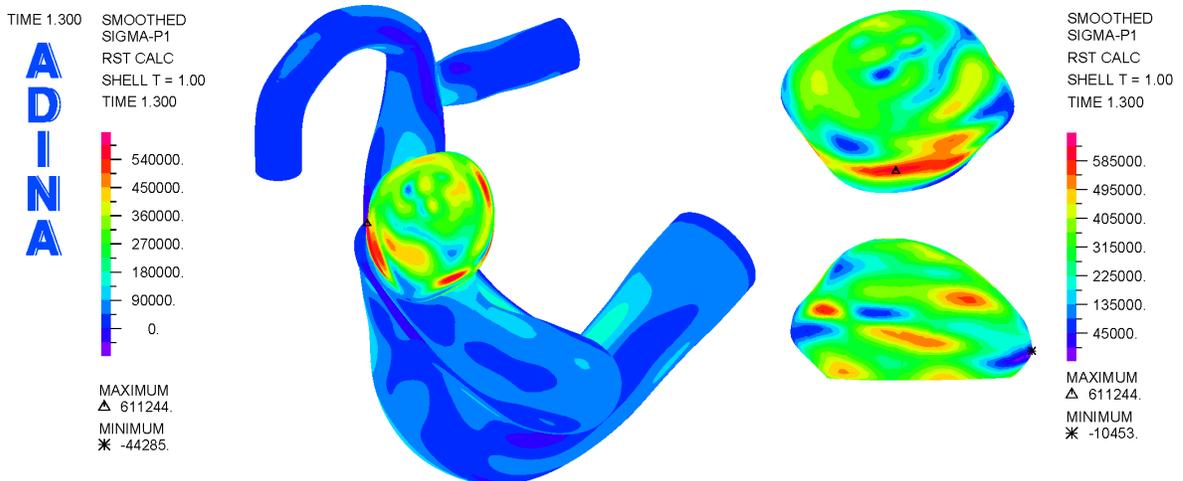


Figura 4.27: Simulación 3. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

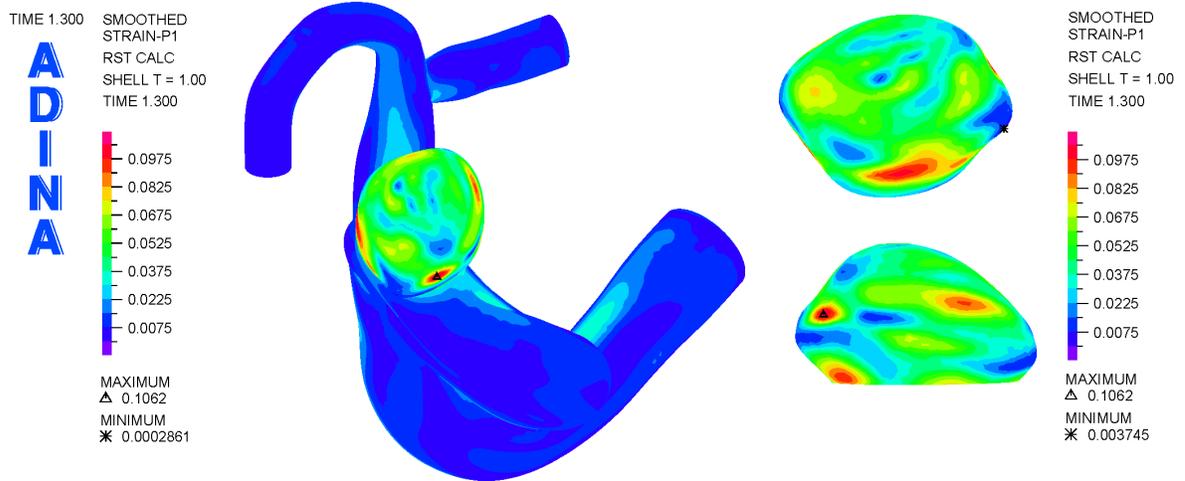


Figura 4.28: Simulación 3. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.18 y 4.19 se ilustran la primera y tercera deformación principal, respectivamente. En general, la primera deformación principal es en tracción (positiva) y la tercera, en compresión (negativa). Los valores extremos se ubican nuevamente en los mismos lugares que para los esfuerzos; los máximos en la zona lateral y los mínimos en los extremos. Cabe destacar que aunque en la figura 4.19, el mínimo aparece en la zona lateral, esto significa que es el lugar con mayor compresión.

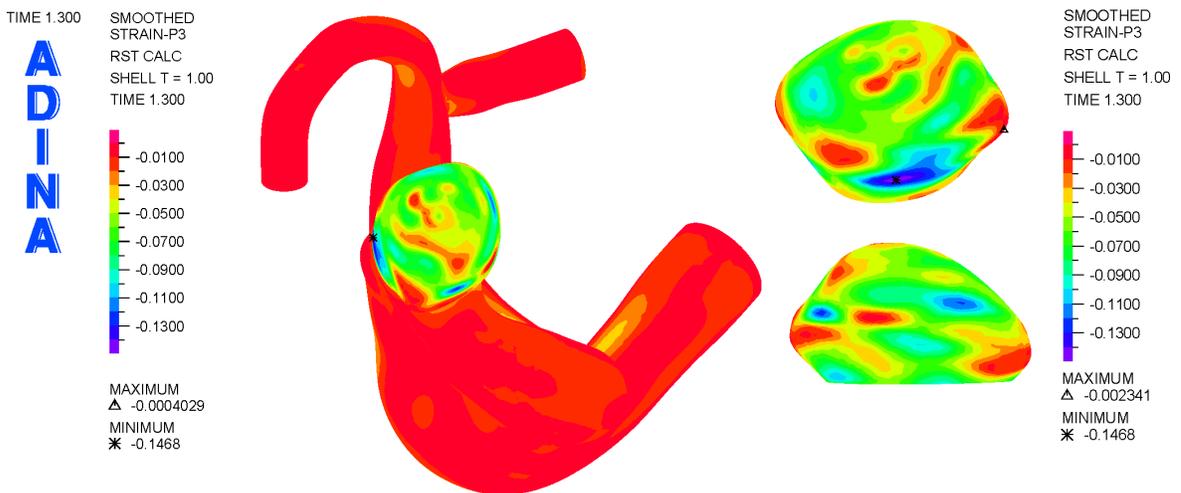


Figura 4.29: Simulación 3. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.3 [s], segundo pulso).

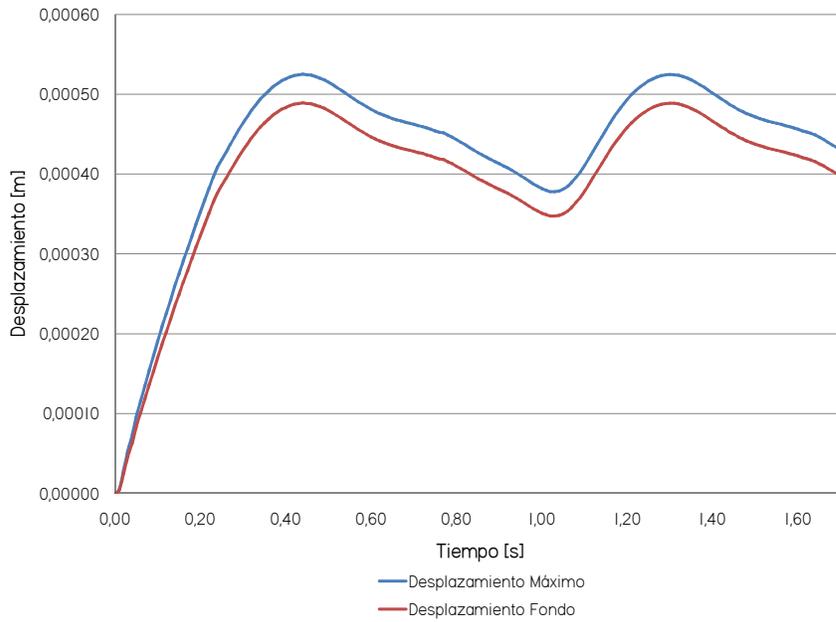


Figura 4.30: Simulación 3. Desplazamiento en función del tiempo para los puntos de desplazamiento máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En la figuras 4.30 y 4.31 se muestran los desplazamientos y esfuerzos efectivos para los puntos de control seleccionados, respectivamente.

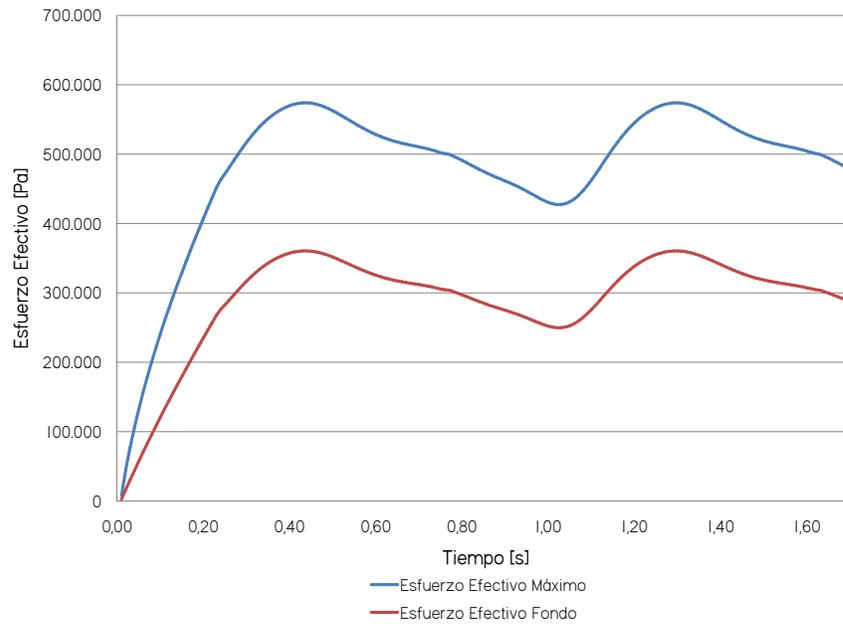


Figura 4.31: Simulación 3. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de esfuerzo efectivo máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

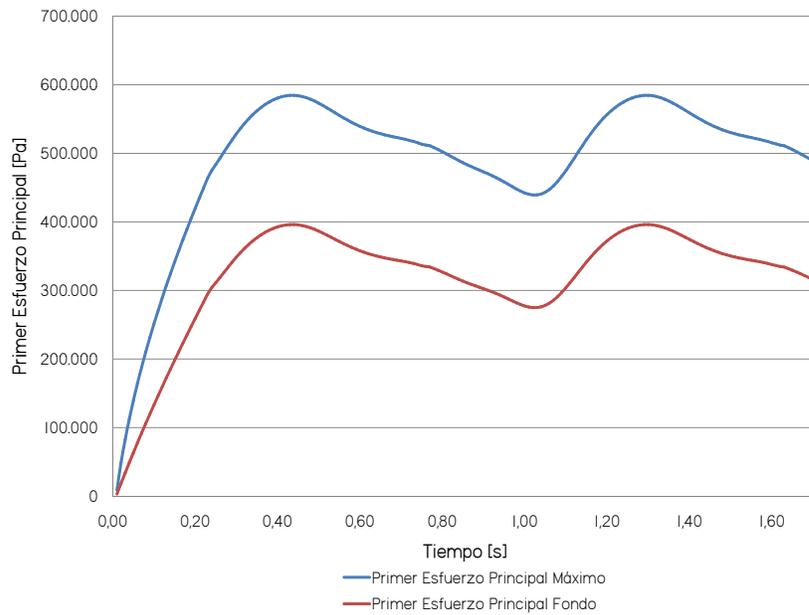


Figura 4.32: Simulación 3. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de primer esfuerzo principal máximo en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En la figuras 4.32, 4.33 y 4.34 se muestran los primeros esfuerzos principales, las primeras y terceras deformaciones principales para los puntos de control seleccionados, respectivamente.

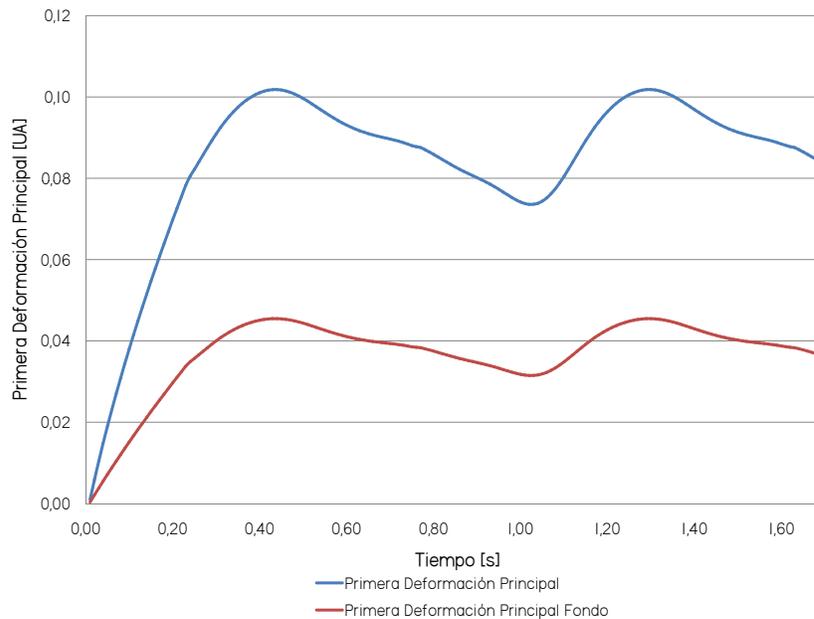


Figura 4.33: Simulación 3. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de primera deformación principal máxima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

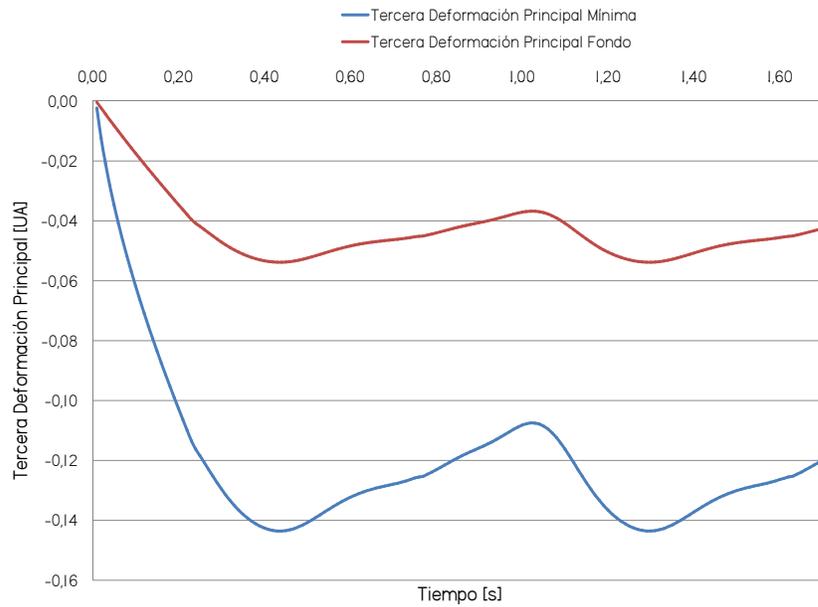


Figura 4.34: Simulación 3. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de tercera deformación principal mínima en el aneurisma y fondo durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

En los puntos de control definidos, el desplazamiento máximo de la geometría es de 0.52 [mm], el esfuerzo efectivo máximo es de 573.91 [kPa], el máximo primer esfuerzo principal es de 584.42 [kPa], la máxima primera deformación principal es de 0.1 [UA] y la mínima tercera deformación principal es de -0.14 [UA]. En general, los resultados para esfuerzos y desplazamientos son los mayores de los tres casos.

#### 4.5.5. Resumen

En la tabla 4.2 se resumen los resultados para los extremos de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones para las simulaciones estructurales puras.

Cuadro 4.2: Resumen de resultados de simulaciones estructurales puras. Puntos máximos de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el aneurisma.

Simulación #	Desp. Máximo [mm]	Esf. Efect. Máximo [kPa]	1° Esf. Ppal. Máximo [kPa]	1° Def. Ppal. Máxima [UA]	3° Def. Ppal. Mínima [UA]
1	0.22	420.76	415.45	-	-
2	0.32	467.9	543.24	0.083	-0.11
3	0.52	573.91	584.42	0.1	-0.14

Cabe mencionar que existen diferencias marcadas entre cada una de las simulaciones. En general, el comportamiento del sólido se hace más 'blando' cuanto más simplificado es el modelo que se utiliza, aumentando los esfuerzos exhibidos, al igual que las deformaciones. Sobre esta situación se volverá en el capítulo siguiente.

En la figura 4.35 se ilustran las zonas de máximos y mínimos esfuerzos y deformaciones en el aneurisma, resultado de las simulaciones estructurales puras.

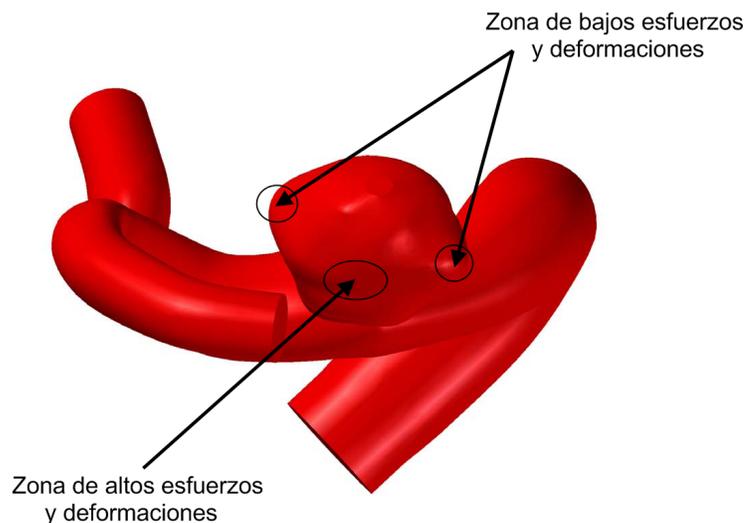


Figura 4.35: Zonas de máximos y mínimos esfuerzos y deformaciones según simulaciones estructurales puras.

## 4.6. Resultados Simulaciones CFD

### 4.6.1. Consideraciones Generales

Con las simulaciones CFD se pretende estudiar el efecto de la cantidad de sifones precedentes al aneurisma sobre los resultados fluidodinámicos de las simulaciones numéricas. Con este fin, se realizaron simulaciones fluidodinámicas puras sobre tres geometrías obtenidas a partir del caso 5 que cuentan con tres, dos y un sifón respectivamente. En la figura 4.36 se ilustran las geometrías utilizadas para tal efecto. Cabe considerar que las entradas de las geometrías de 1 y 3 sifones fueron homologadas a la entrada de la geometría de dos sifones, para asegurar introducir el mismo caudal en todos los casos.



Figura 4.36: Geometrías utilizadas en las simulaciones CFD.

Al igual que para las simulaciones estructurales puras, en este caso se mostrarán gráficas tridimensionales de distribución de presión y esfuerzo de corte en la pared de las geometrías, como también, gráficos temporales de estas variables sobre puntos de control seleccionados. Además, se incluirán gráficas de distribución de velocidades en planos de control.

Sin embargo, nuevamente las mallas de los casos no serán completamente idénticas, por lo que no se puede asegurar ni que los puntos, ni que los planos de control sean completamente iguales. No obstante, aún son identificables los elementos del fondo del aneurisma para todas las geometrías, como también el plano de entrada al mismo, gracias a la metodología de reconstrucción. Es por esto que a excepción del plano de entrada, los demás planos son sólo referenciales. En la figura 4.37 se ilustran los planos y punto de control

comunes a todas las geometrías.

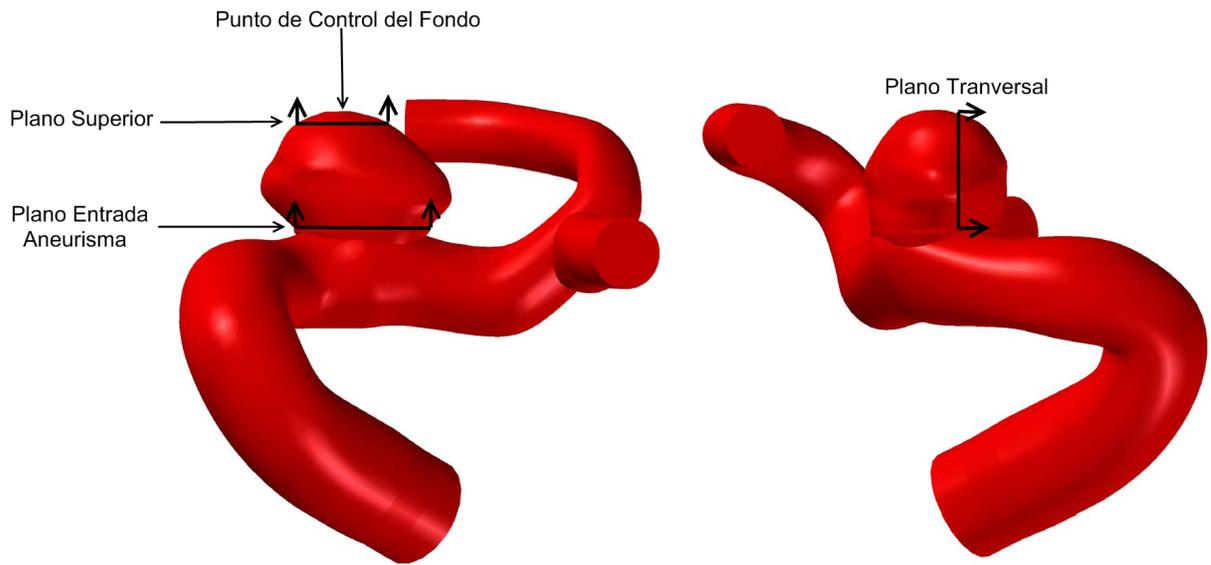


Figura 4.37: Planos y puntos de control en las simulaciones CFD.

#### 4.6.2. Resultados Simulación 4

- **Características generales:** Simulación CFD, Pared Rígida, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 3.
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.017 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 524,507 .
- **Volumen fluido:** 1004.75 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 522 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].



Figura 4.38: Simulación 4. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.38 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 5 [kPa].

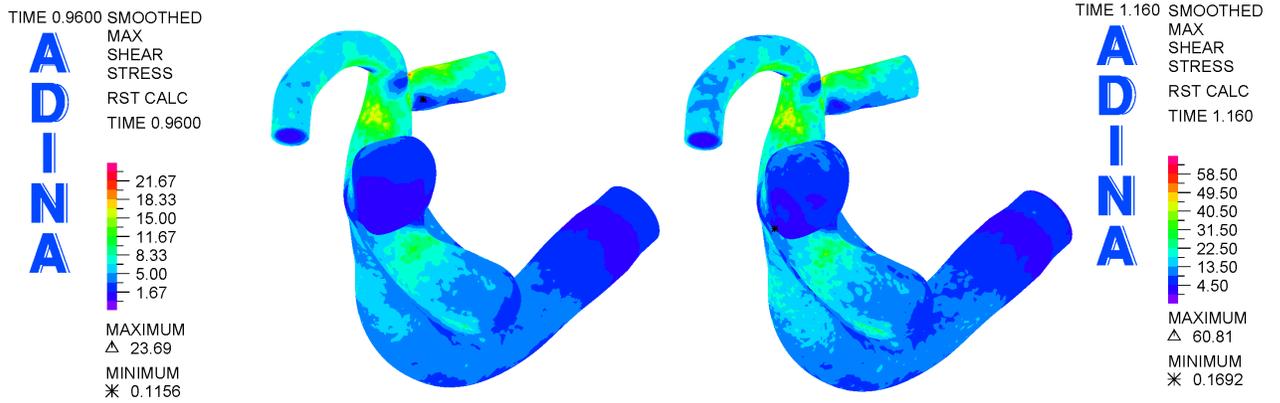


Figura 4.39: Simulación 4. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.39 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.40 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente, destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y, de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.2 [Pa]).

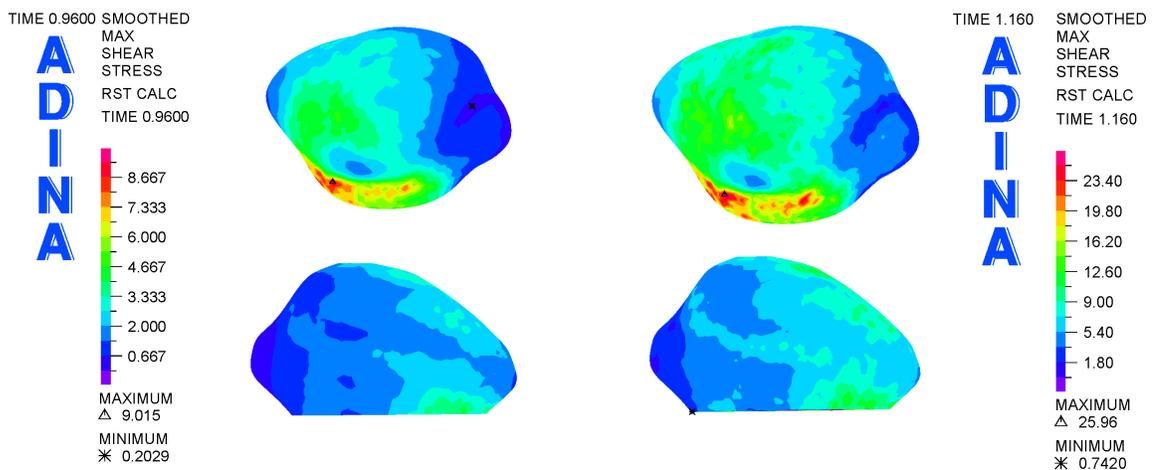


Figura 4.40: Simulación 4. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

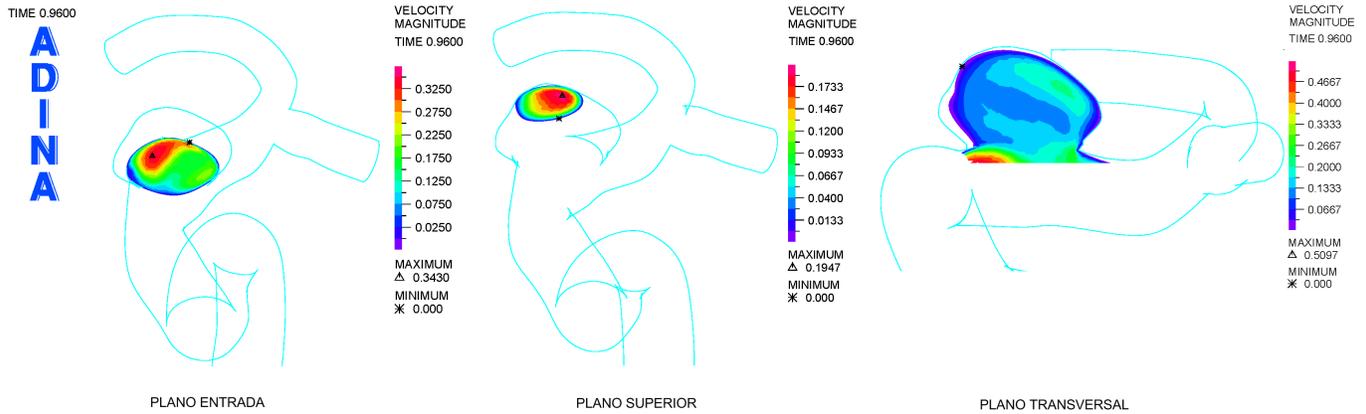


Figura 4.41: Simulación 4. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.41 y 4.42 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la diástole y la sístole. Cabe destacar que, como es previsible, producto de la dirección del flujo, este se acelera hacia la izquierda (figura plano de entrada), donde comienza a recircular en el interior del saco (figura plano transversal), perdiendo velocidad progresivamente, lo cual explicaría los bajos esfuerzos de corte en la sección extrema del aneurisma.

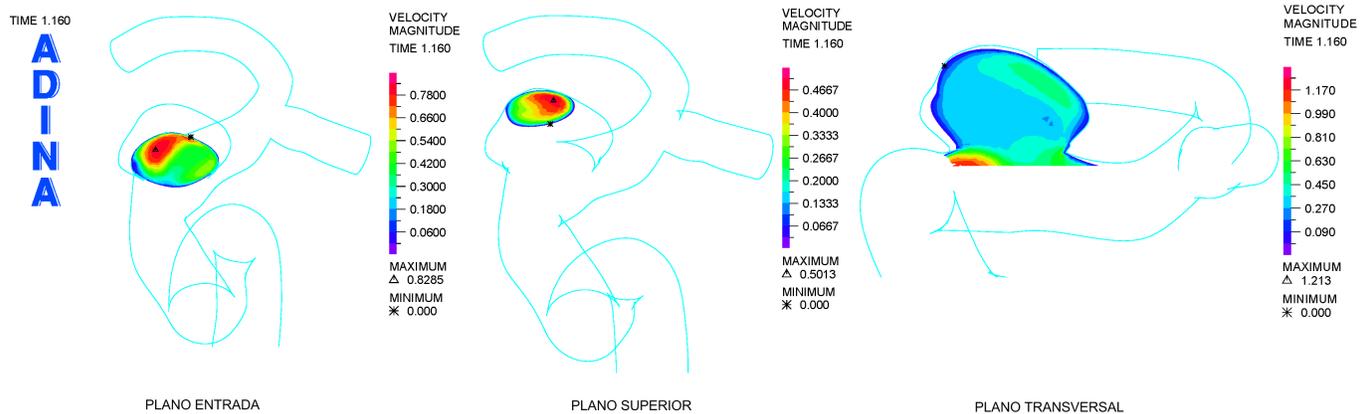


Figura 4.42: Simulación 4. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

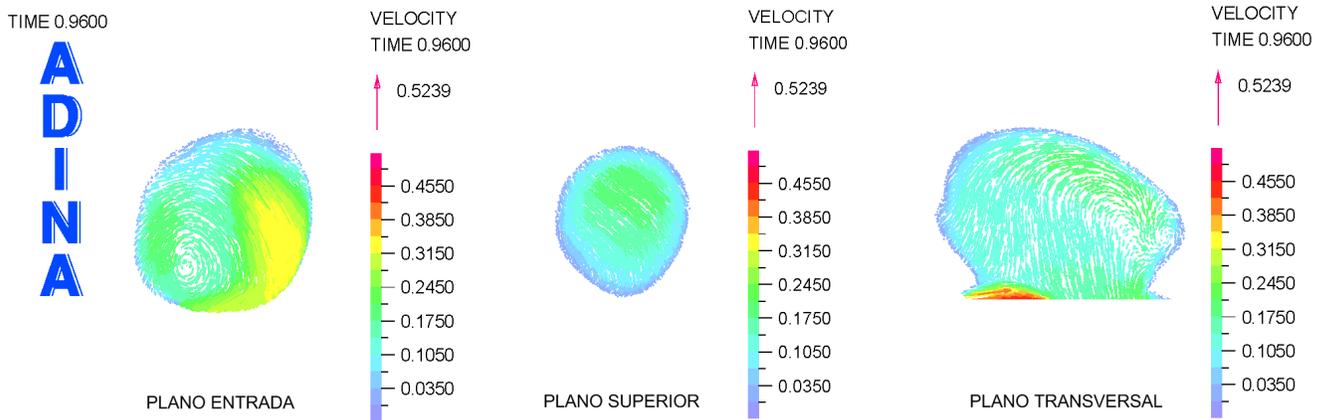


Figura 4.43: Simulación 4. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.43 y 4.44 se ilustran las distribuciones de velocidad para los planos de control definidos. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman lo dicho anteriormente con respecto a la velocidad.

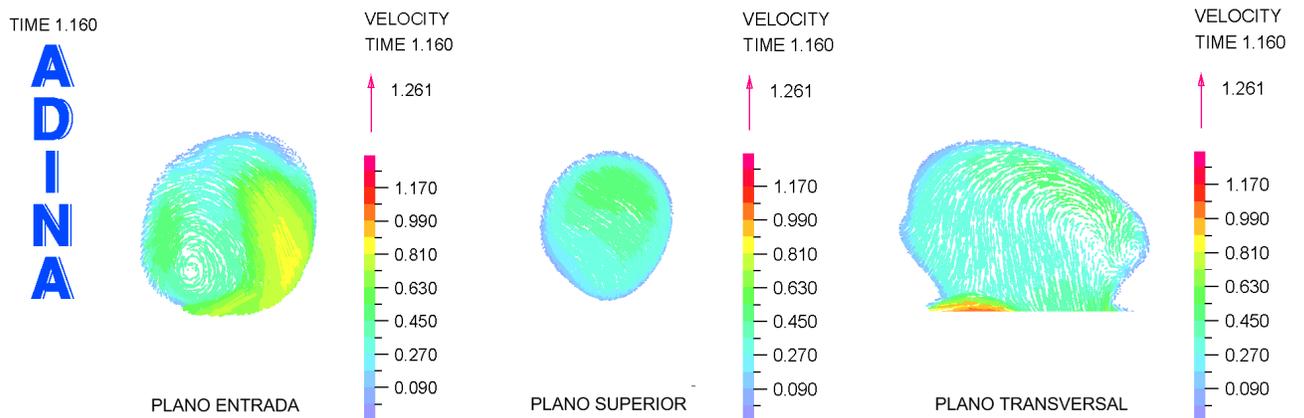


Figura 4.44: Simulación 4. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

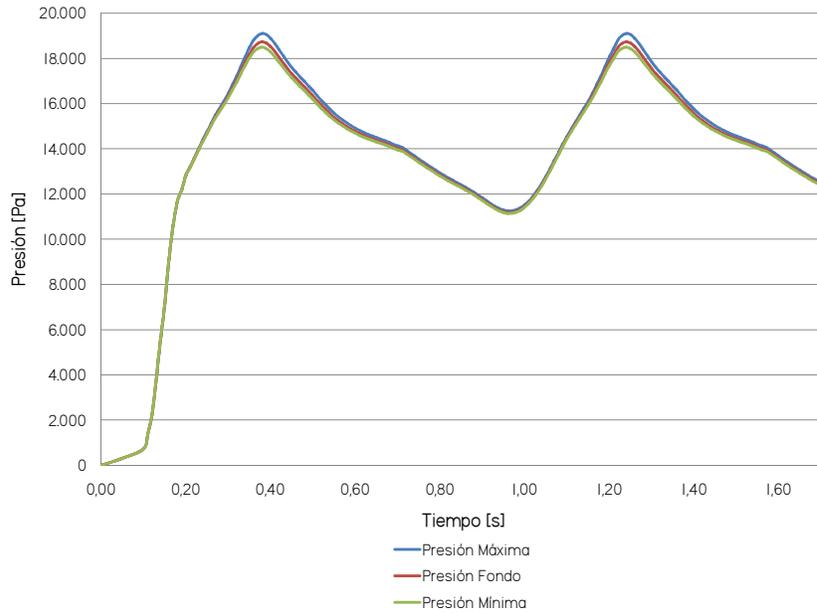


Figura 4.45: Simulación 4. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima en el aneurisma, fondo y presión mínima en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

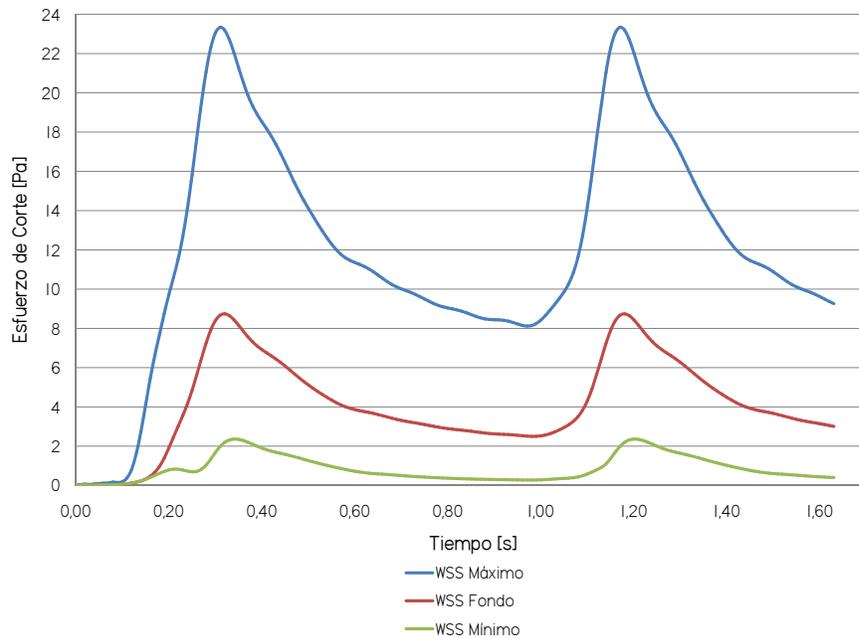


Figura 4.46: Simulación 4. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, fondo y esfuerzo de corte mínimo en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

En las figuras 4.45 y 4.46 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente. Se puede notar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos, oscilando entre 11 y 19 [kPa], aproximadamente. Al contrario, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 24 [Pa], aproximadamente.

### 4.6.3. Resultados Simulación 5

- **Características generales:** Simulación CFD, Pared Rígida, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 2.
- **Largo Arista de elementos:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos:** 388,472 .
- **Volumen fluido:** 722.87 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 537 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].



Figura 4.47: Simulación 5. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.47 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 5 [kPa].

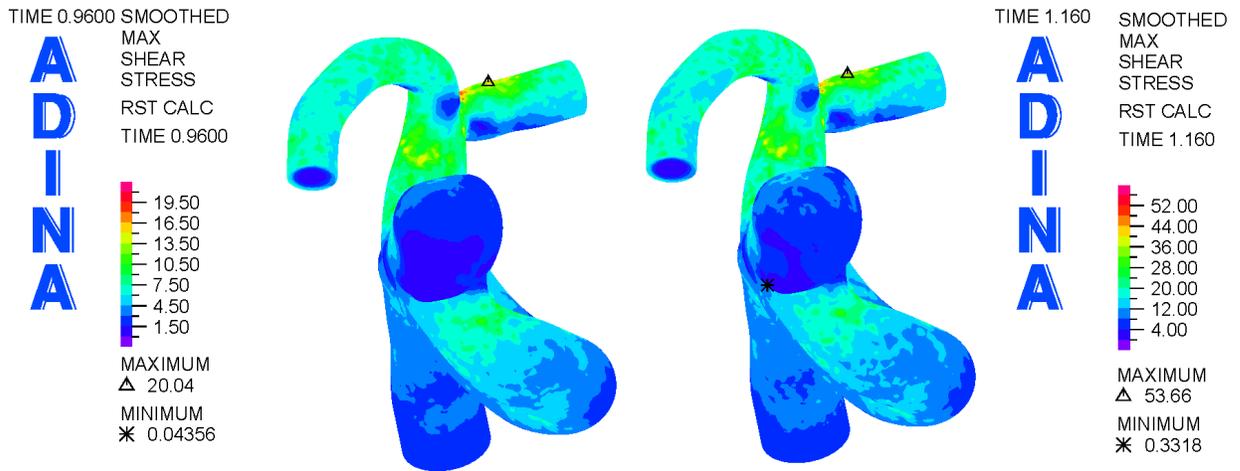


Figura 4.48: Simulación 5. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.48 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Nuevamente, puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.49 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Otra vez destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y, de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.14 [Pa]).

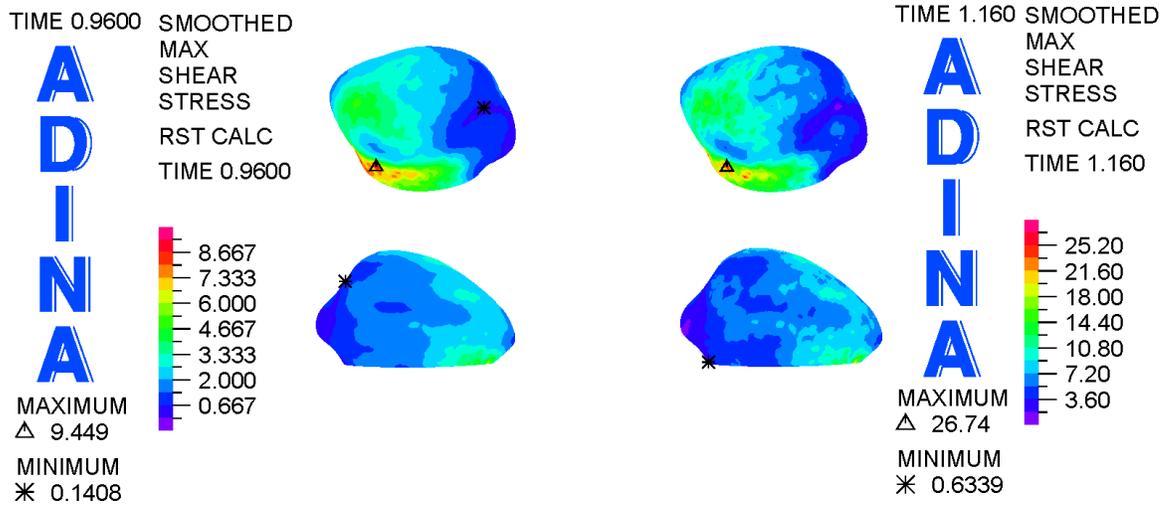


Figura 4.49: Simulación 5. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

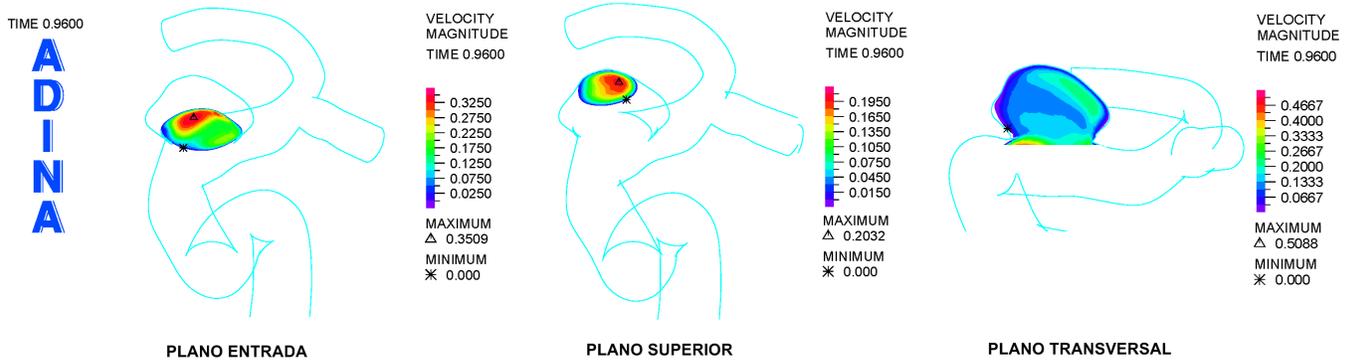


Figura 4.50: Simulación 5. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.50 y 4.51 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la diástole y la sístole. Al igual que en el caso de 3 sifones, producto de la dirección del flujo, este se acelera hacia la izquierda (figura plano de entrada), donde comienza a recircular en el interior del saco (figura plano transversal), perdiendo velocidad progresivamente, lo cual explicaría los bajos esfuerzos de corte en la sección extrema del aneurisma.

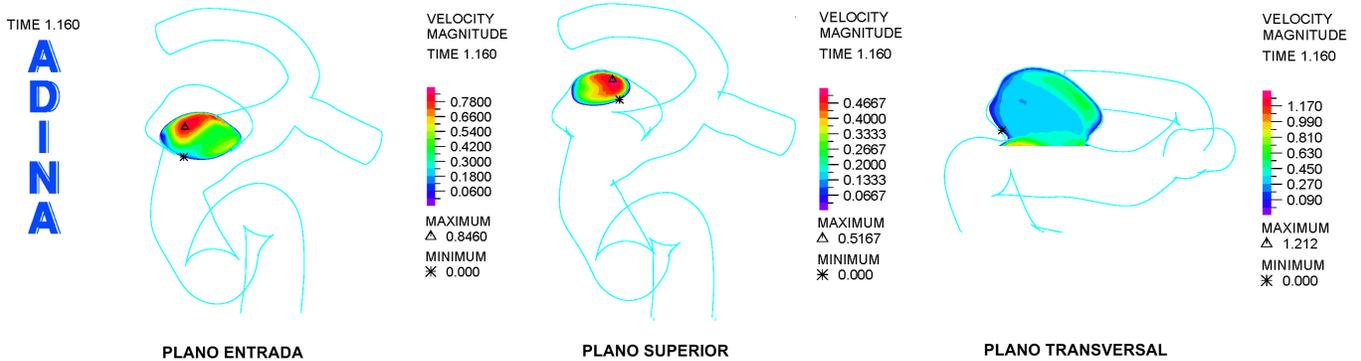


Figura 4.51: Simulación 5. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

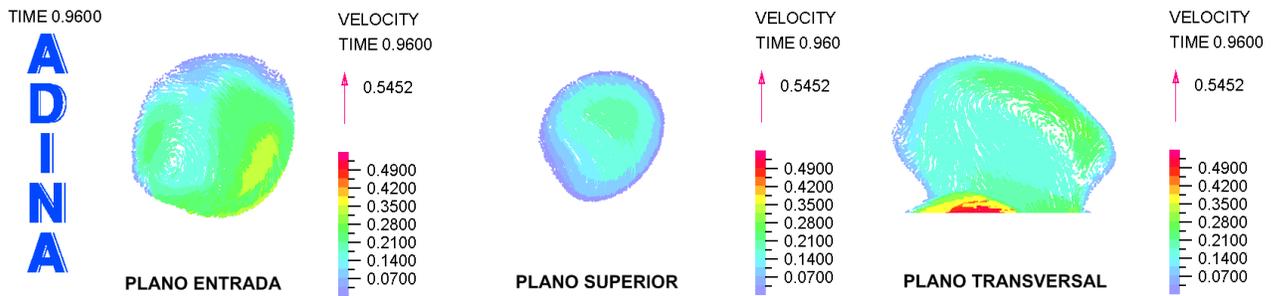


Figura 4.52: Simulación 5. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.52 y 4.53 se ilustran las distribuciones de velocidad para los planos de control definidos. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman lo dicho anteriormente con respecto a la velocidad.

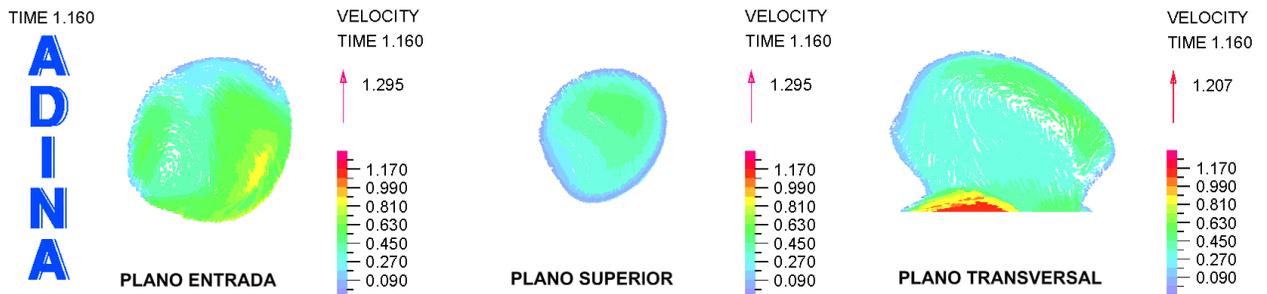


Figura 4.53: Simulación 5. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.54 y 4.55 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente. Se puede notar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos, oscilando entre 11 y 19 [kPa], aproximadamente, al igual que en el caso de 3 sífonos. Al contrario, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 22 [Pa], aproximadamente, levemente inferiores que en el caso anterior.

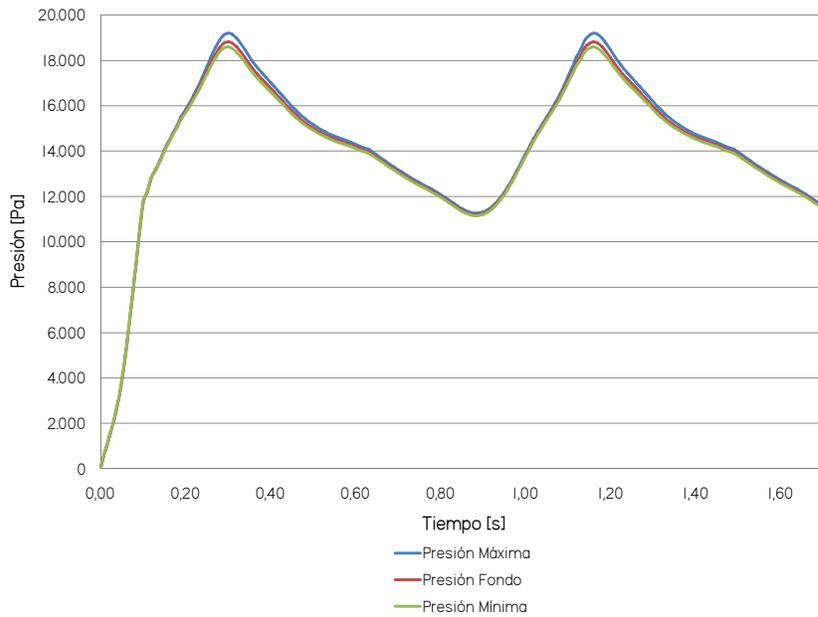


Figura 4.54: Simulación 5. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima en el aneurisma, fondo y presión mínima en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

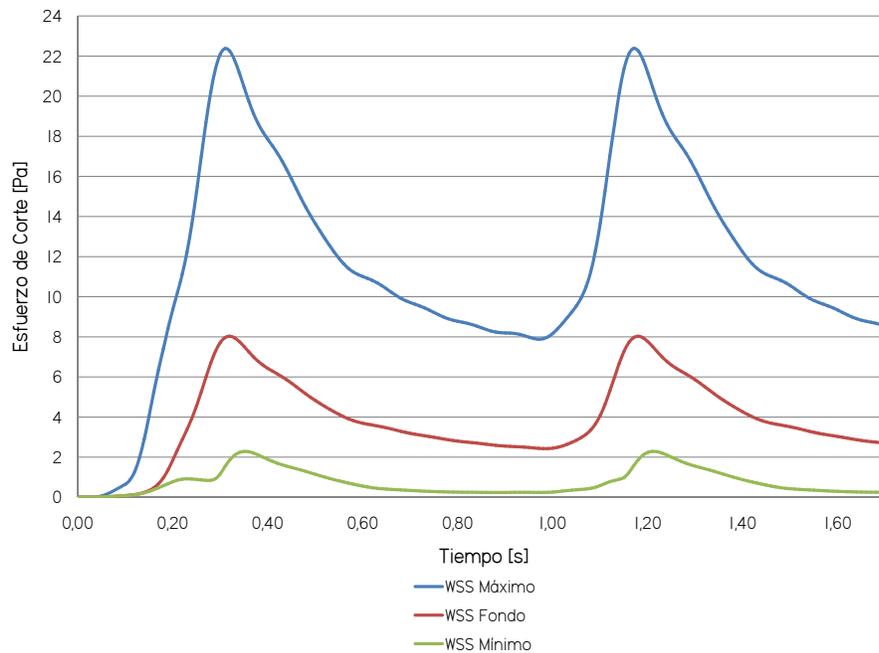


Figura 4.55: Simulación 5. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, fondo y esfuerzo de corte mínimo en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

#### 4.6.4. Resultados Simulación 6

- **Características generales:** Simulación CFD, Pared Rígida, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 1.
- **Densidad de malla fluido:** 515 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 269,830 .
- **Volumen fluido:** 524.02 [mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].

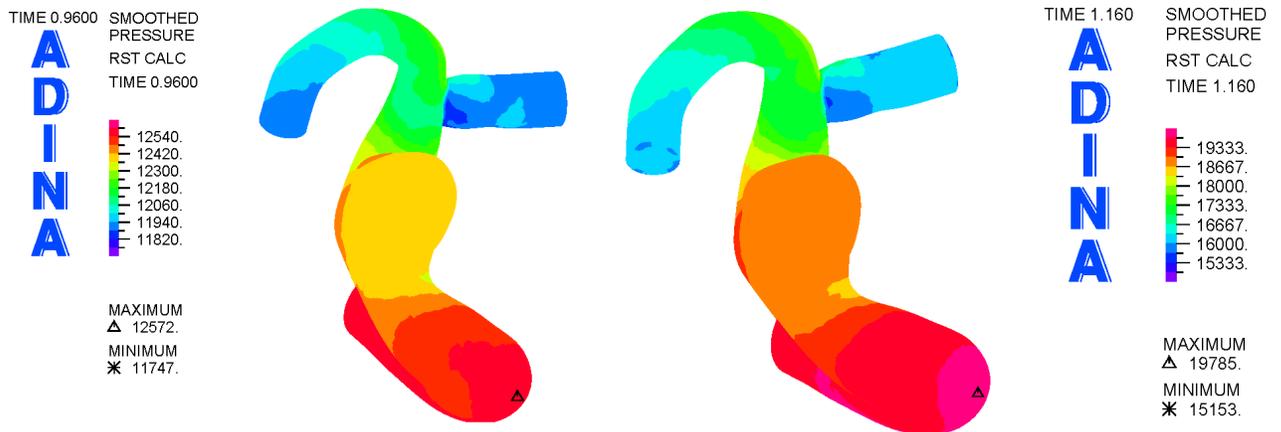


Figura 4.56: Simulación 6. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.56 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 4.5 [kPa].

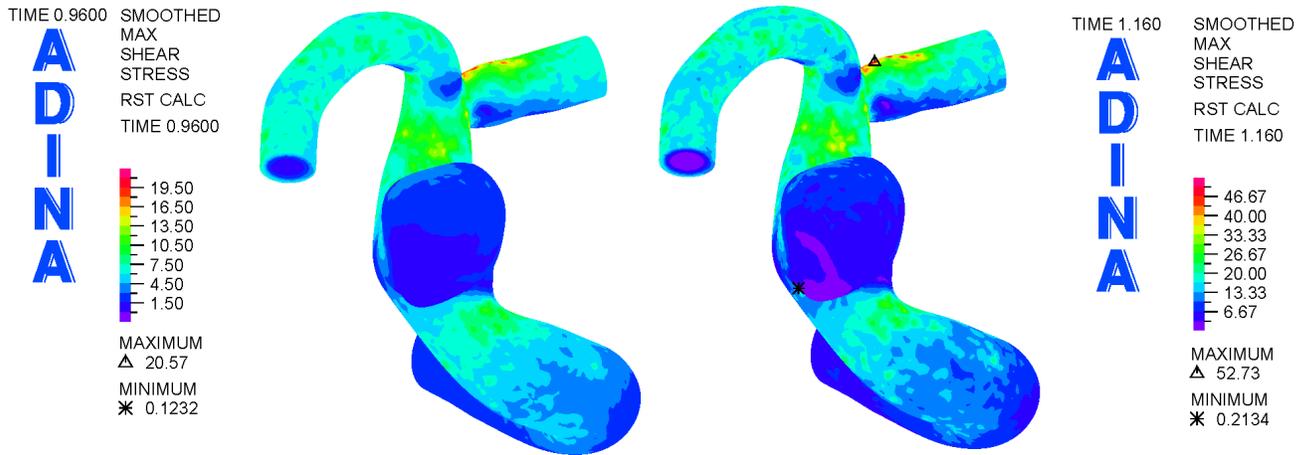


Figura 4.57: Simulación 6. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.57 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.58 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y, de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.13 [Pa]).

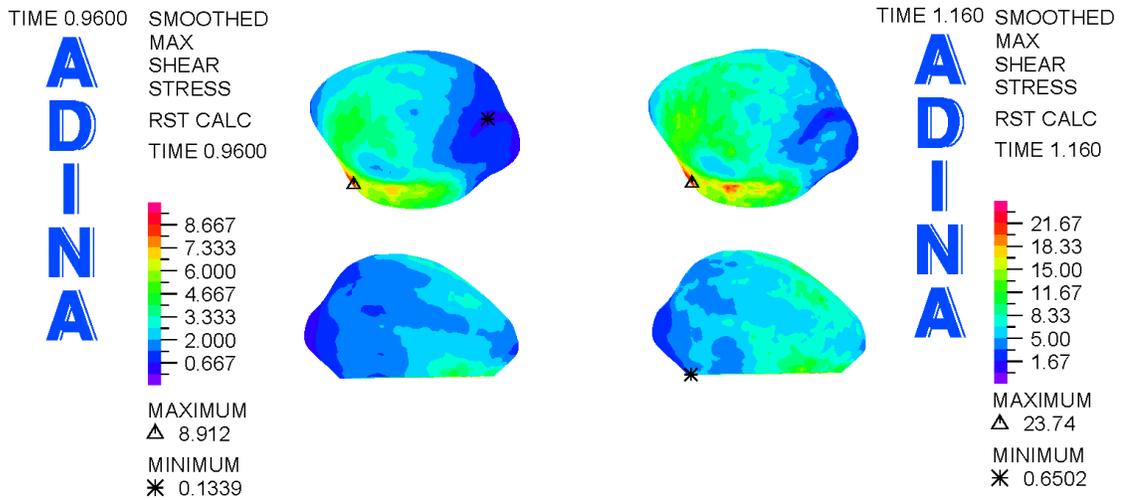


Figura 4.58: Simulación 6. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

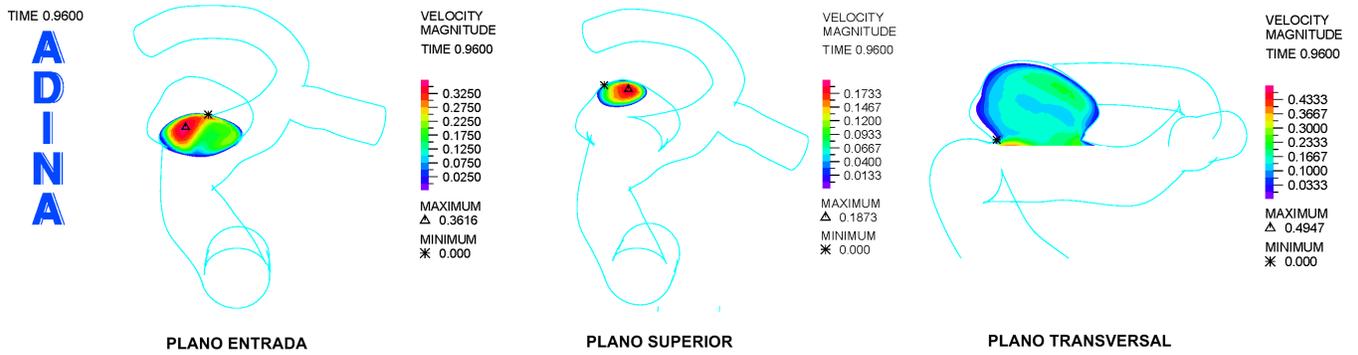


Figura 4.59: Simulación 6. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.59 y 4.60 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la diástole y la sístole. Los resultados son similares a los casos anteriores; producto de la dirección del flujo, este se acelera hacia la izquierda (figura plano de entrada), donde comienza a recircular en el interior del saco (figura plano transversal), perdiendo velocidad progresivamente, lo cual explicaría los bajos esfuerzos de corte en la sección extrema del aneurisma.

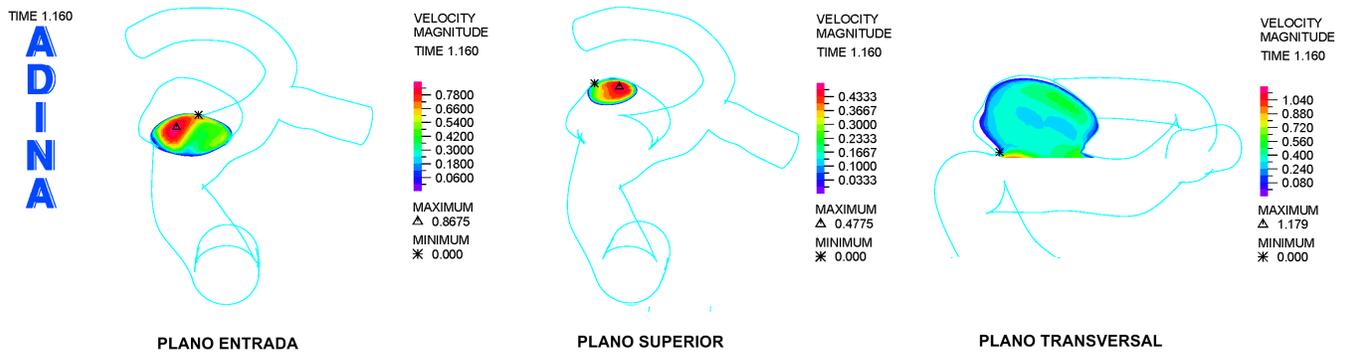


Figura 4.60: Simulación 6. Distribución de la magnitud de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

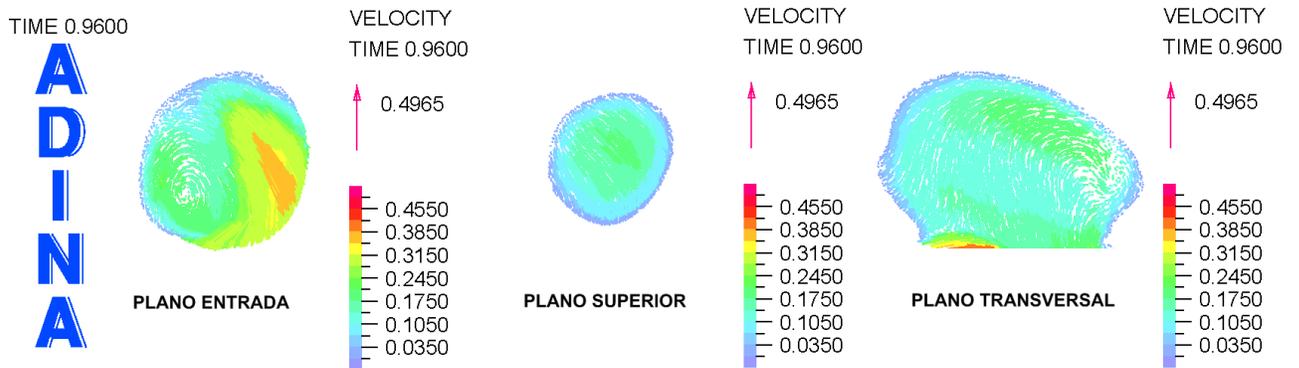


Figura 4.61: Simulación 6. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.61 y 4.62 se ilustran las distribuciones de velocidad para los planos de control definidos. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman lo dicho anteriormente con respecto a la velocidad.

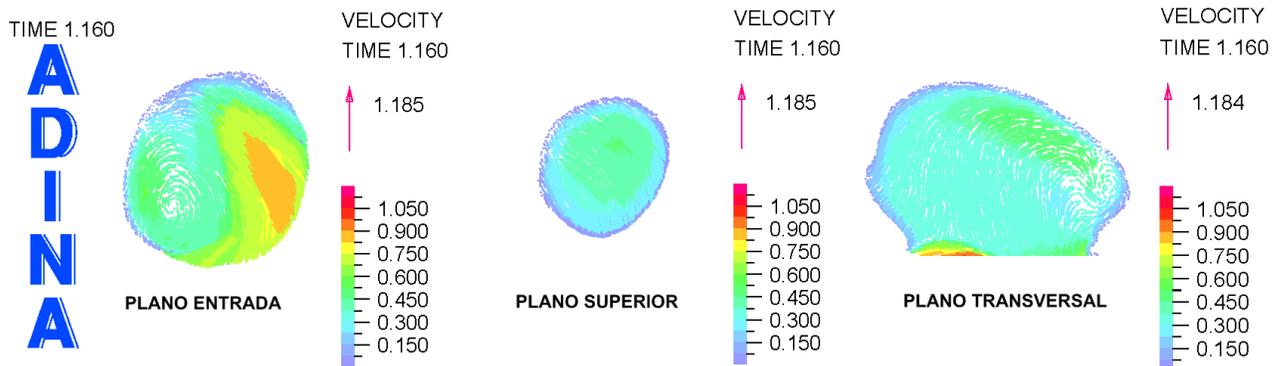


Figura 4.62: Simulación 6. Distribución de la velocidad en cada uno de los planos de control definidos en el aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.63 y 4.64 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente. Se puede notar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos, oscilando entre 11 y 19 [kPa], aproximadamente. Al contrario, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 21 [Pa], aproximadamente.

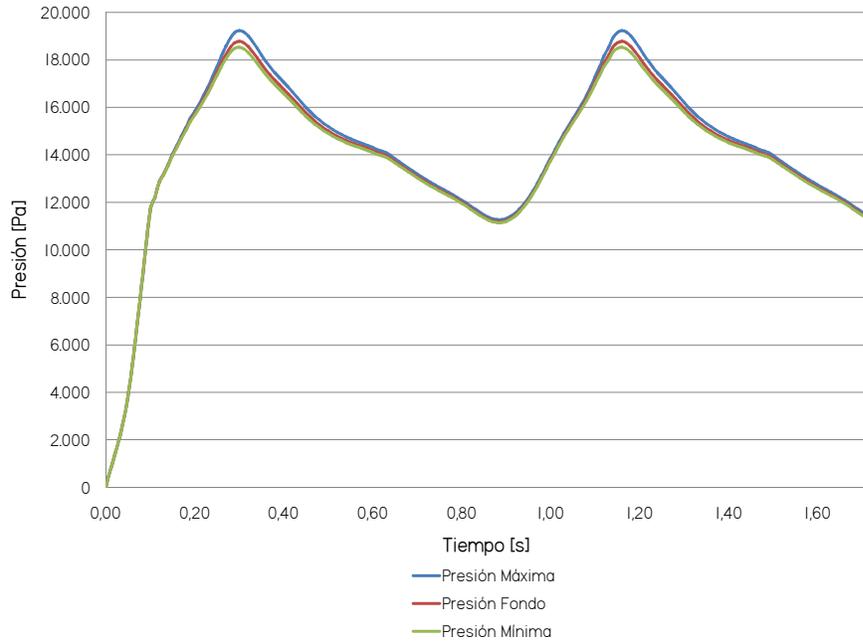


Figura 4.63: Simulación 6. Presión en función del tiempo para los puntos de presión máxima en el aneurisma, fondo y presión mínima en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

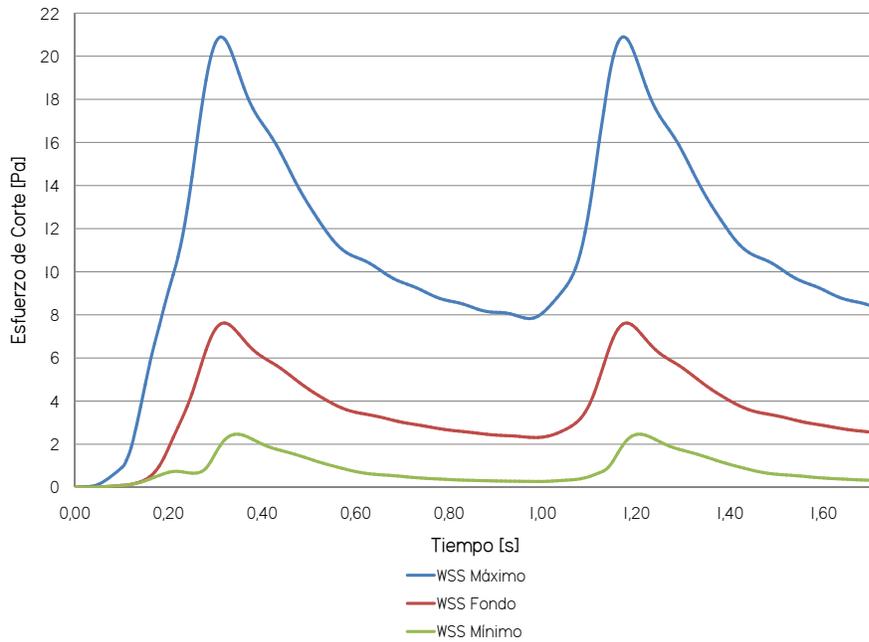


Figura 4.64: Simulación 6. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, fondo y esfuerzo de corte mínimo en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

#### 4.6.5. Resumen

En la tabla 4.3 se muestra un resumen de los resultados obtenidos en las tres simulaciones CFD. Basta señalar que los resultados son muy similares para los tres casos. La presión es casi constante en la zona del aneurisma, lo que validaría la metodología de aplicar un pulso de presión constante a un aneurisma aislado en el contexto de una simulación estructural pura. Por otro lado, el esfuerzo de corte en la pared muestra una gran variabilidad en la zona del aneurisma, debido a las características de la circulación de la sangre provocada por la geometría sacular del aneurisma. Existen zonas donde el esfuerzo de corte es casi nulo en la pared y en otras supera los 20 [Pa]. La caída de presión máxima es de alrededor de 5 [kPa] en todos los casos. Como comentario general, es posible observar una alta similitud entre los resultados de los tres casos. En el capítulo de análisis de resultados se profundizará este tema.

Cuadro 4.3: Resumen de resultados de simulaciones CFD. Puntos extremos de presión y WSS en el aneurisma. Caídas máxima de presión en la geometría completa.

Simulación #	Nº de Sifones #	Presión Máx. [kPa]	Presión Mín. [kPa]	WSS Máx. [Pa]	WSS Mín. [Pa]	Caída de Presión Máx. [kPa]
4	3	19.097	11.254	23.049	0.275	5.373
5	2	19.194	11.153	22.1	0.241	5.060
6	1	19.227	11.143	20.626	0.268	4.632

En la figura 4.65 se indican las zonas de mayores y menores esfuerzos de corte en la pared del aneurisma.

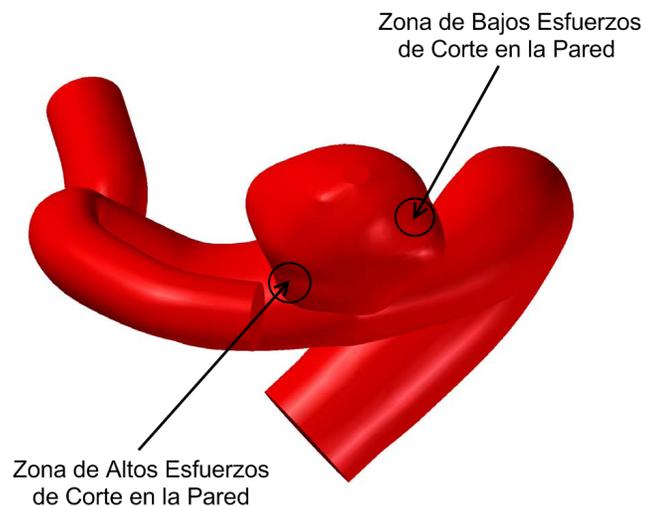


Figura 4.65: Zonas de máximos y mínimos esfuerzos de corte en la pared en las simulaciones CFD.

## 4.7. Resultados Simulaciones FSI

### 4.7.1. Consideraciones Generales

Las simulaciones FSI servirán para realizar la mayor parte de las comparaciones propuestas en este trabajo de título. Las simulaciones FSI se realizaron sobre la geometría de 2 sifones. Se utilizaron elementos tipo shell para el sólido y 3D para el fluido.

Los resultados serán presentados de la misma forma que en las simulaciones anteriores. Para el caso del sólido, se presentarán gráficas 3D de distribución de esfuerzos y deformaciones sobre la pared de la geometría. Esto mismo se realizará para el caso del fluido, en donde se presentarán la presión y el esfuerzo de corte en la pared.

Además, se graficarán esfuerzos, deformaciones y presiones en los puntos de control seleccionados. Como en todos los casos se utilizarán las mismas mallas, es posible definir los mismos puntos y planos de control. Es por esto que, esta vez, todos los resultados serán comparables.

En cuanto a los planos de control, estos serán los mismos que para las simulaciones CFD más un plano transversal a la arteria inmediatamente antes del aneurisma. Se definirán, además, cuatro puntos de control común a todos los casos, un punto en el fondo, uno en la base del aneurisma y uno en cada extremo del aneurisma (puntas). En la figura 4.66 se presentan los puntos de control y el nuevo plano de control considerados en las simulaciones FSI.

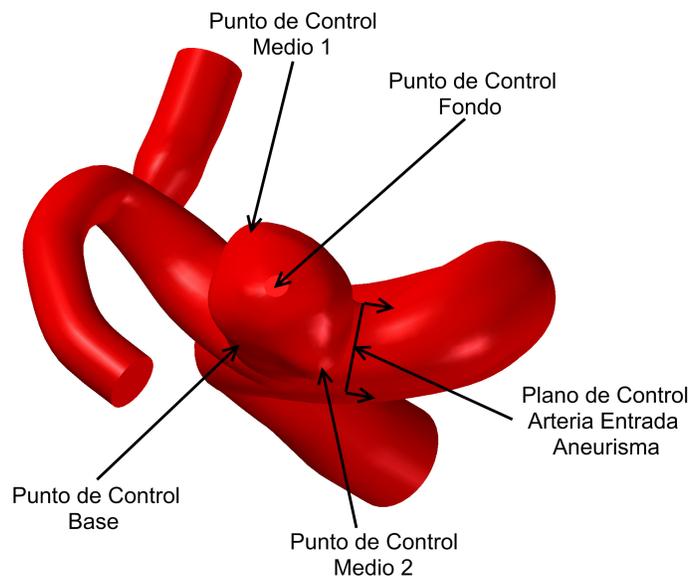


Figura 4.66: Planos y puntos de control en las simulaciones FSI.

#### 4.7.2. Resultados Simulación 7

- **Características generales:** Simulación FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida normal.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 2.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 52,682 el .
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 388,472 .
- **Volumen fluido:** 722.87 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 537 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].

**Resultados Estructurales**

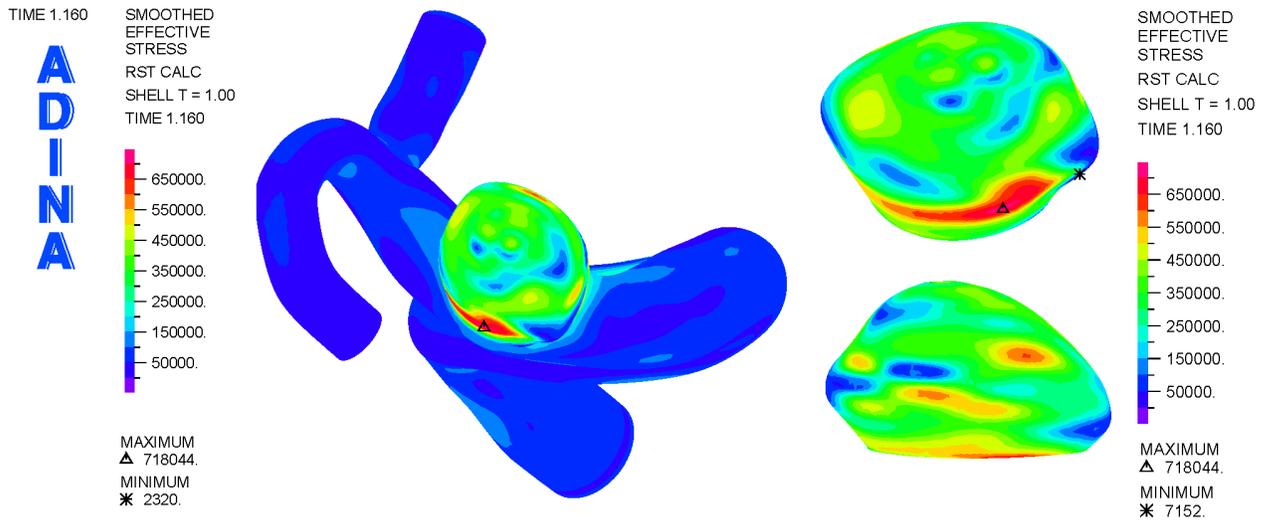


Figura 4.67: Simulación 7. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.67 y 4.68 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia el mismo comportamiento que en las simulaciones estructurales puras; esfuerzos máximos en la zona lateral izquierda, esfuerzos mínimos en los extremos, concentración de esfuerzos en la zona del aneurisma y primer esfuerzo principal en tracción, en gran parte de la geometría.

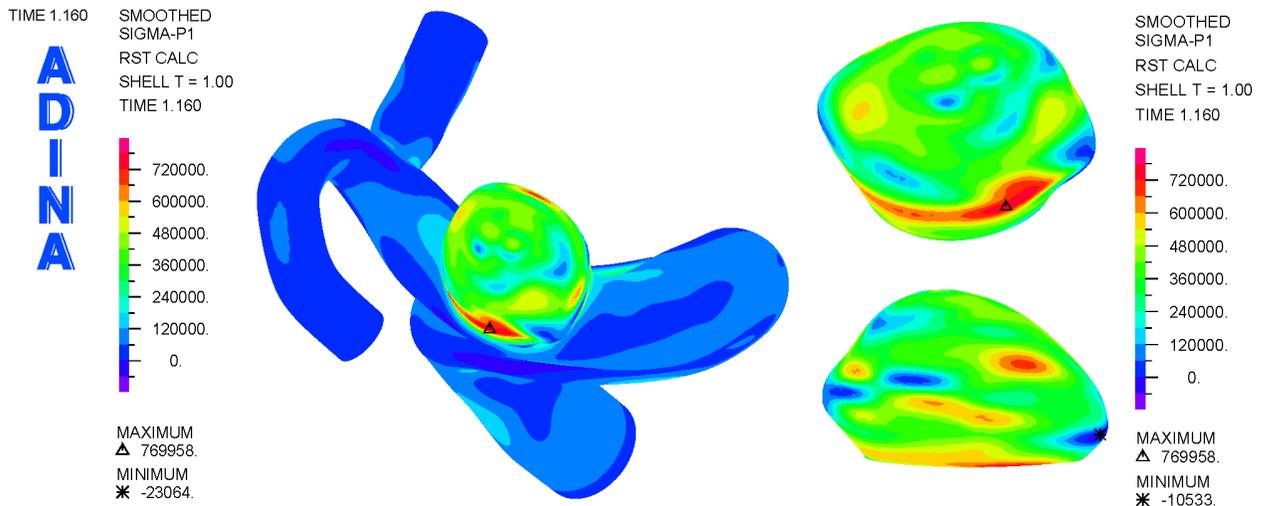


Figura 4.68: Simulación 7. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

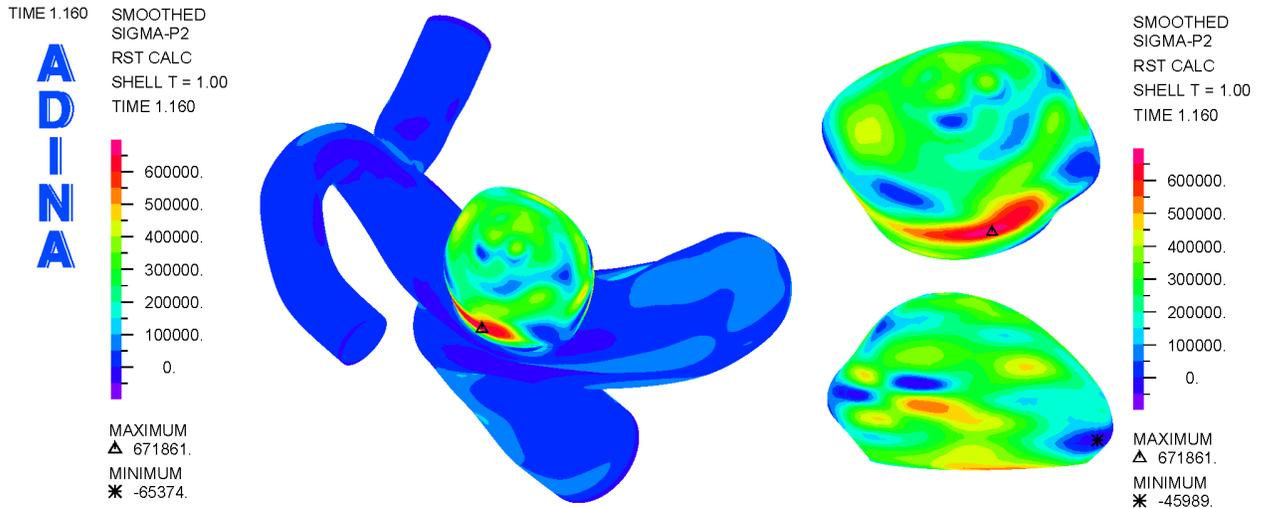


Figura 4.69: Simulación 7. Distribución del segundo esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.69 y 4.70 se ilustran el segundo y tercer esfuerzo principal en la geometría para la sístole. Se aprecia que el segundo esfuerzo principal está, en general, también en tracción y es levemente menor que el primer esfuerzo principal. Se concentra en los mismo puntos que los dos esfuerzos anteriores. En cambio, el tercer esfuerzo principal está, en general, en compresión y es casi constante en el aneurisma y mucho menor que los otros dos esfuerzos principales.



Figura 4.70: Simulación 7. Distribución del tercer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

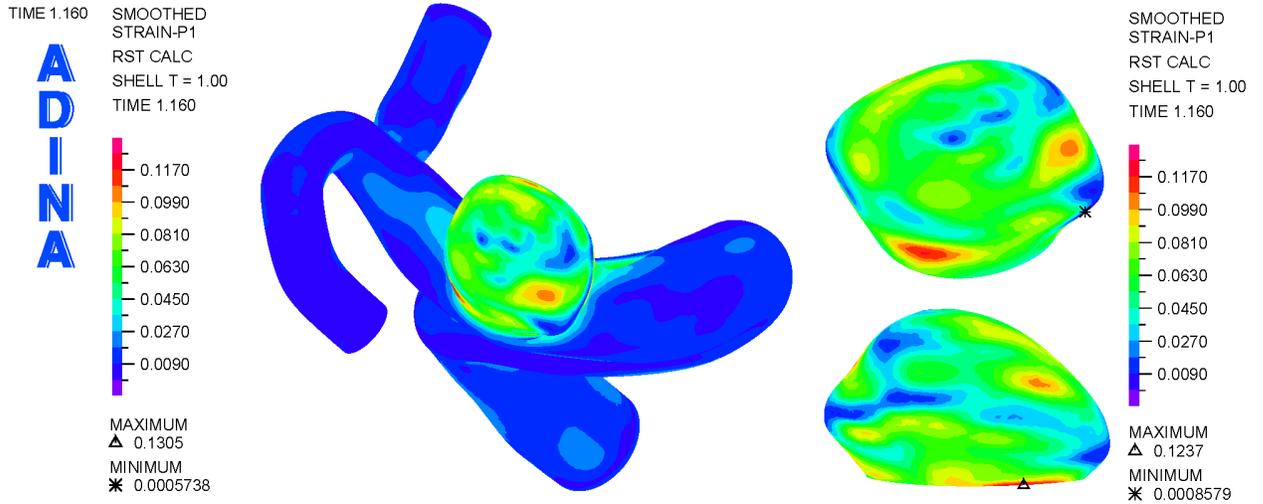


Figura 4.71: Simulación 7. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.71 y 4.72 se ilustran la primera y segunda deformación principal en la geometría para la sístole. En general, ambas se presentan en tracción y se concentran en el aneurisma, concentrándose en las mismas zonas que en el caso de los esfuerzos.

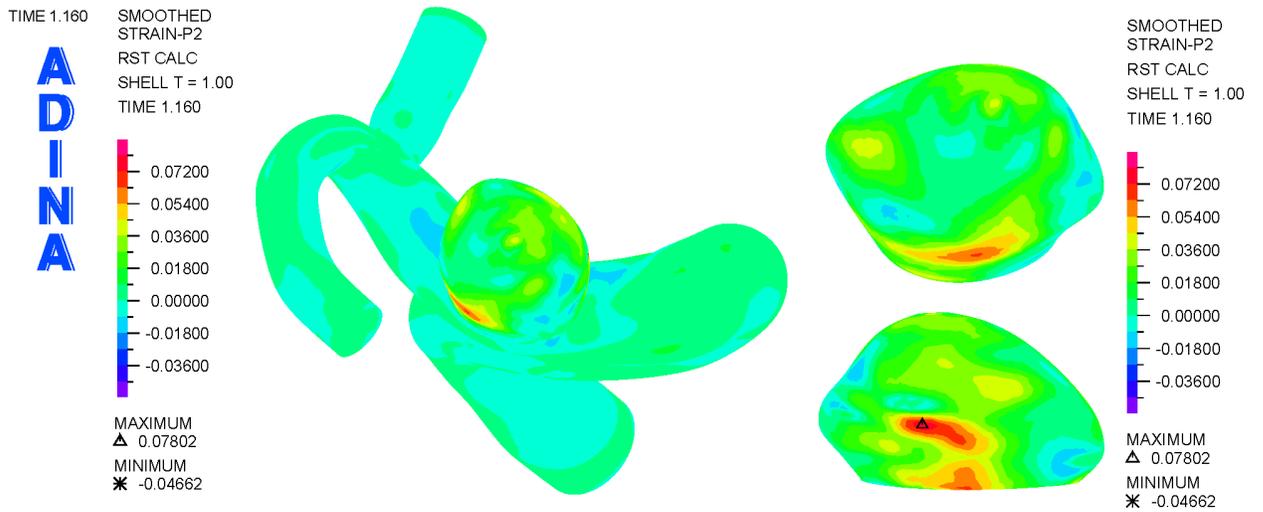


Figura 4.72: Simulación 7. Distribución de la segunda deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

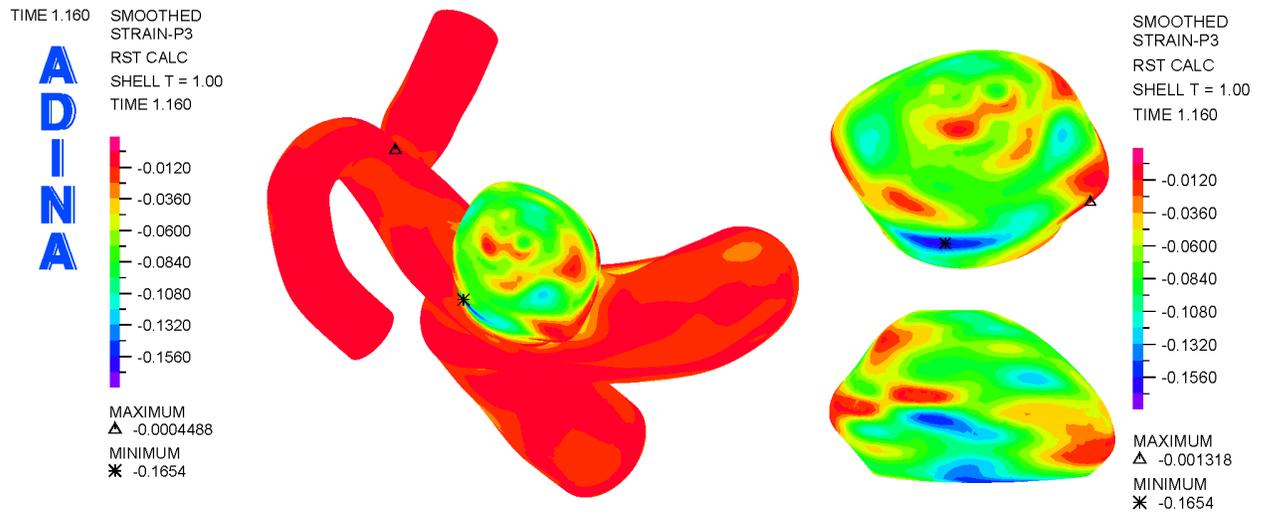


Figura 4.73: Simulación 7. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En la figura 4.73 se ilustra la tercera deformación principal en la geometría para la sístole. En general, esta deformación está en compresión y se concentra en la zona del aneurisma. De la misma forma, se puede apreciar que la deformación se concentra en la zona lateral izquierda del aneurisma y es mínima en los extremos de la malformación.

En el conjunto de figuras que aparecerán en las próximas páginas se pueden apreciar los gráficos de esfuerzo efectivo, esfuerzos principales y deformaciones principales para los puntos de control definidos sobre el aneurisma.

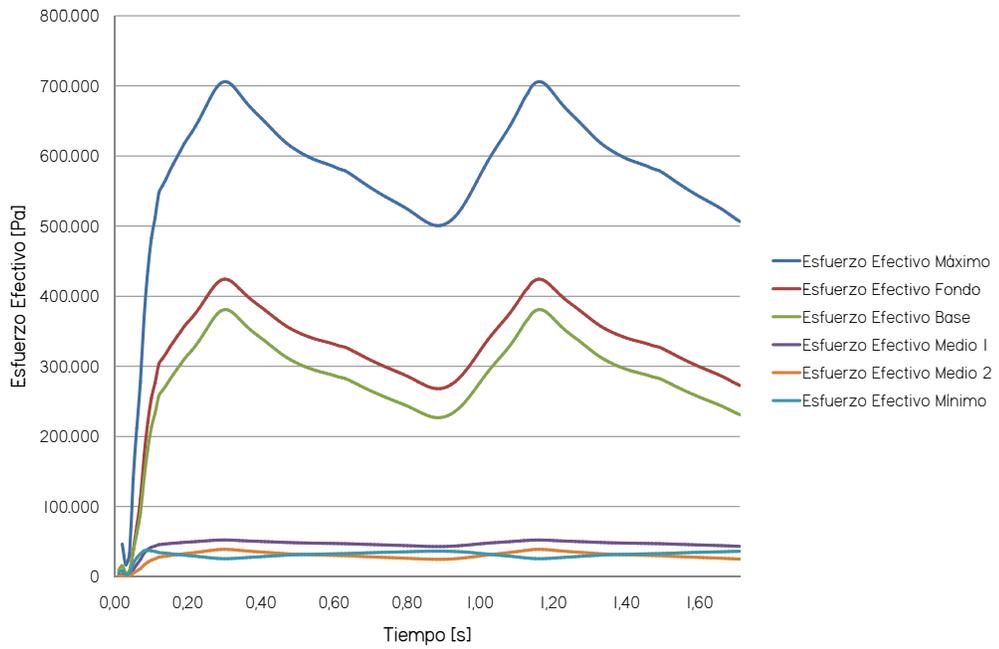


Figura 4.74: Simulación 7. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

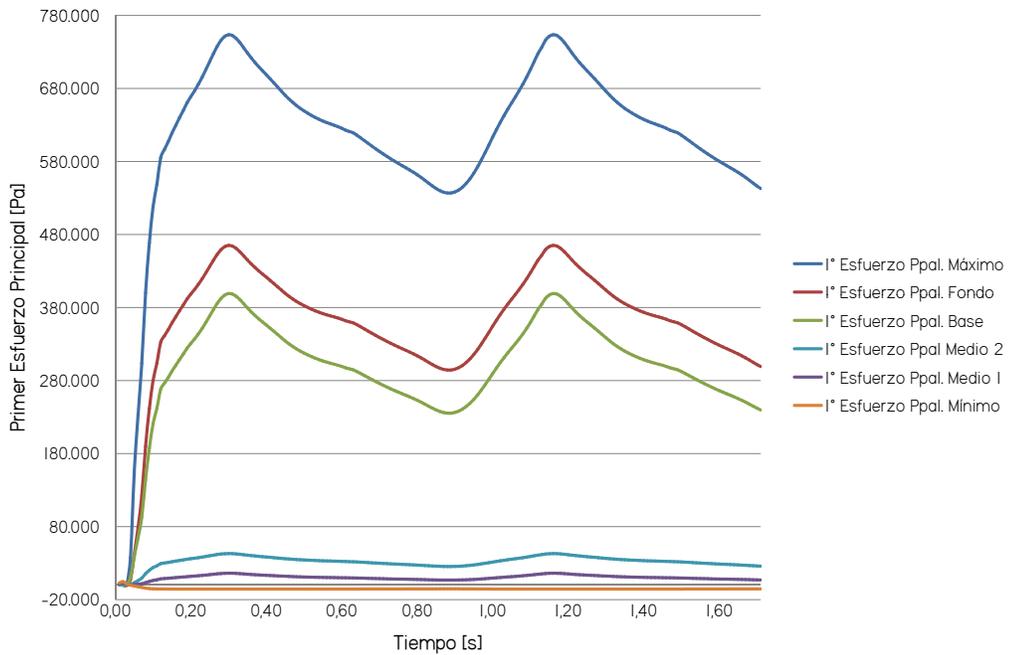


Figura 4.75: Simulación 7. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

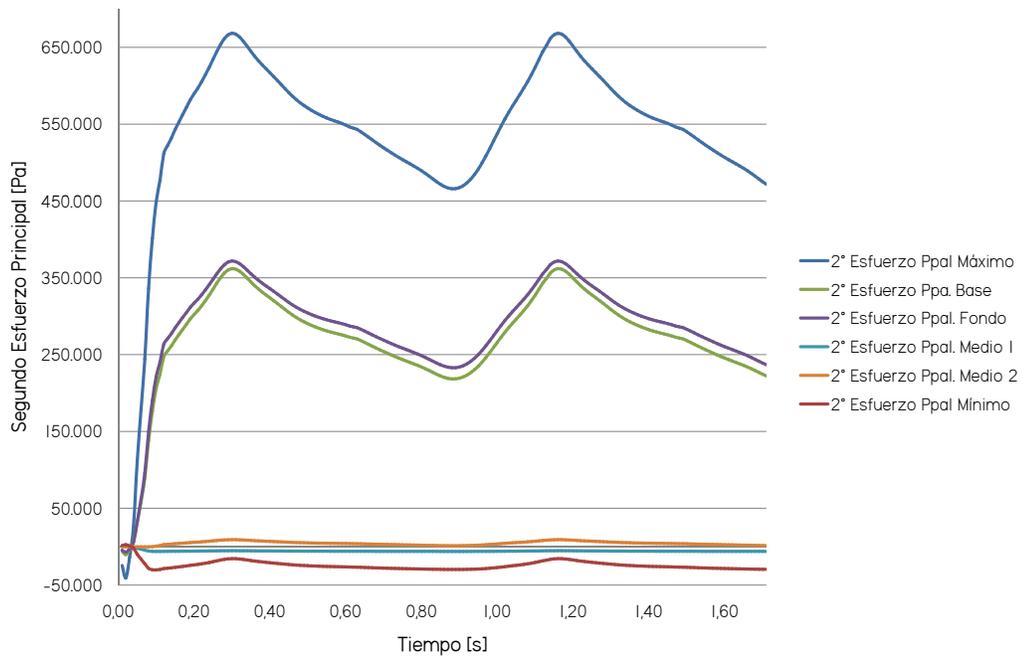


Figura 4.76: Simulación 7. Segundo esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

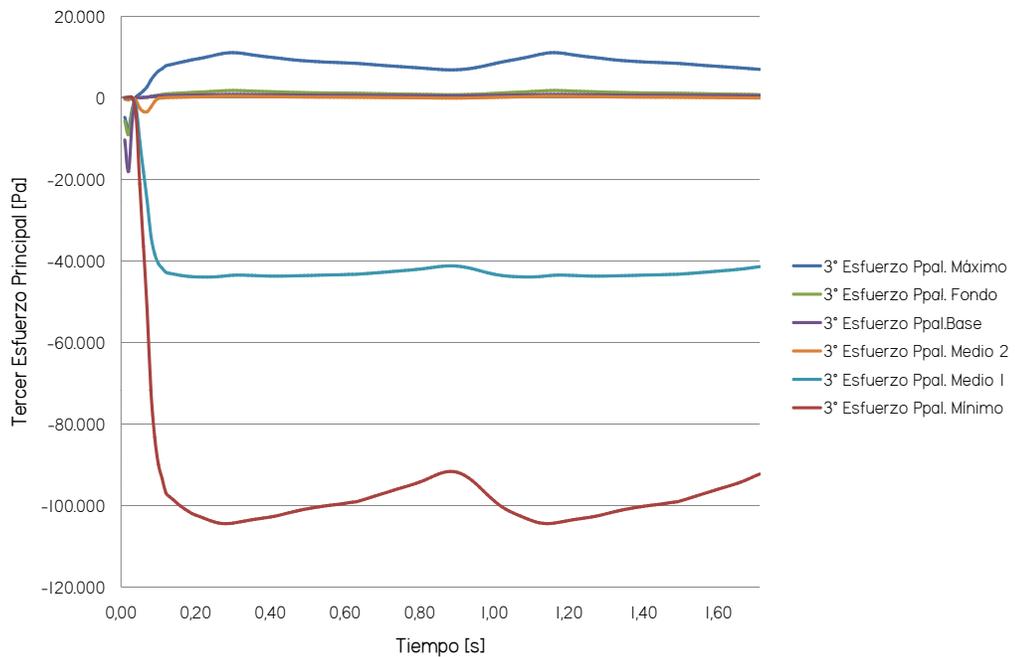


Figura 4.77: Simulación 7. Tercer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

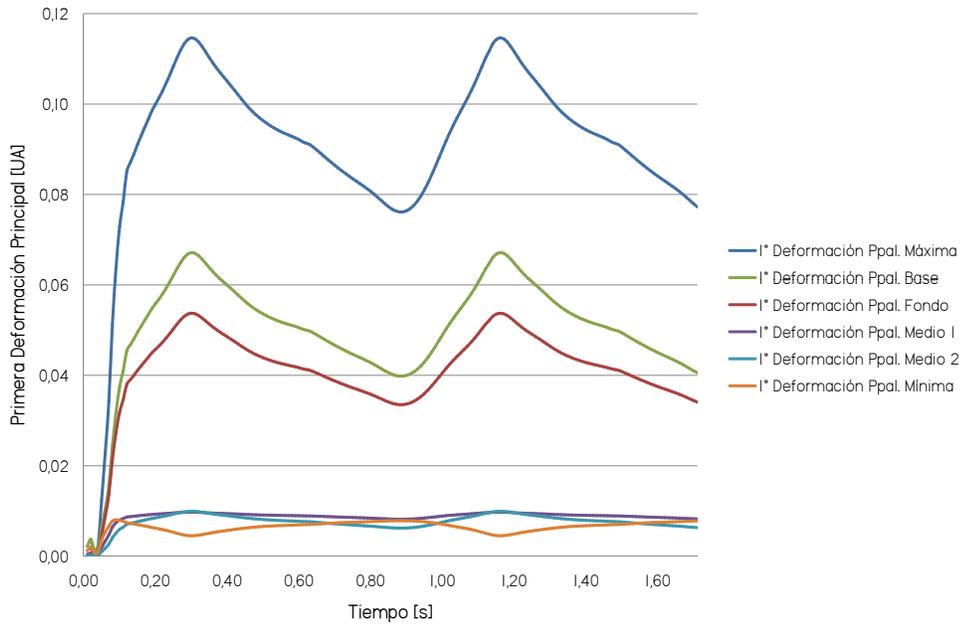


Figura 4.78: Simulación 7. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

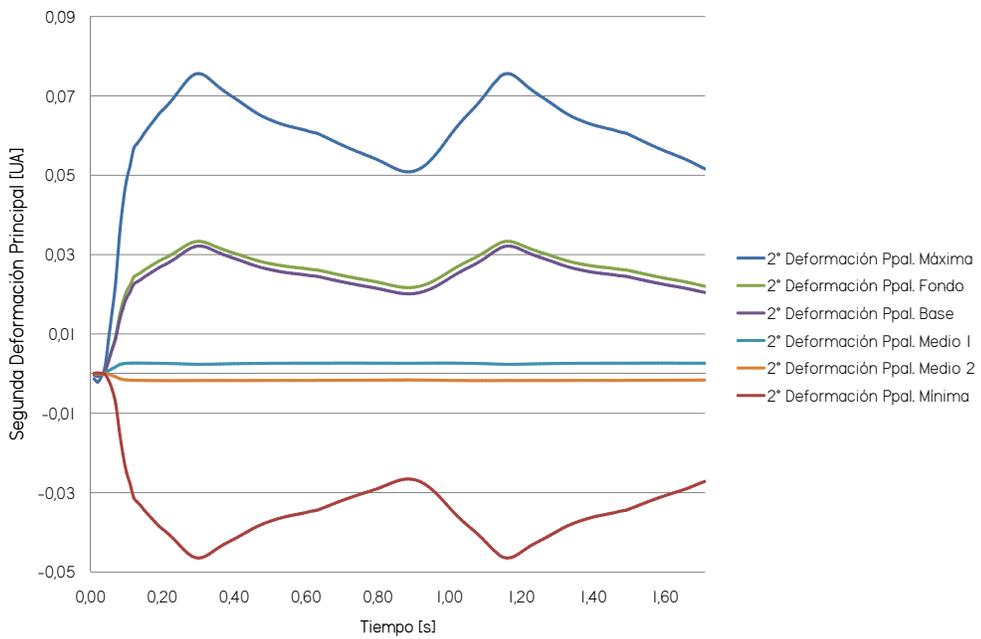


Figura 4.79: Simulación 7. Segunda deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

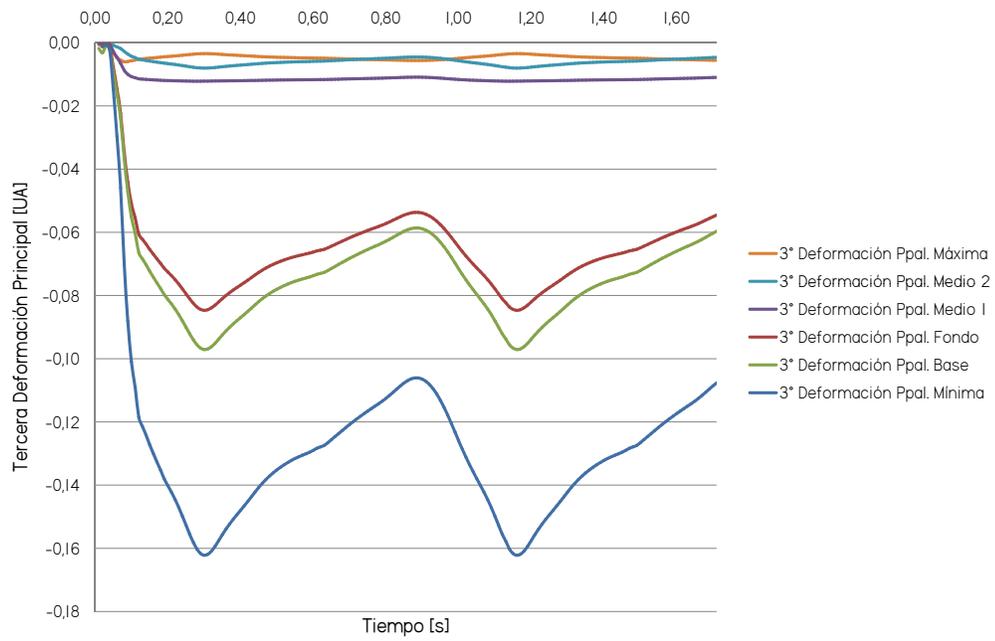


Figura 4.80: Simulación 7. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

## Resultados Fluidodinámicos

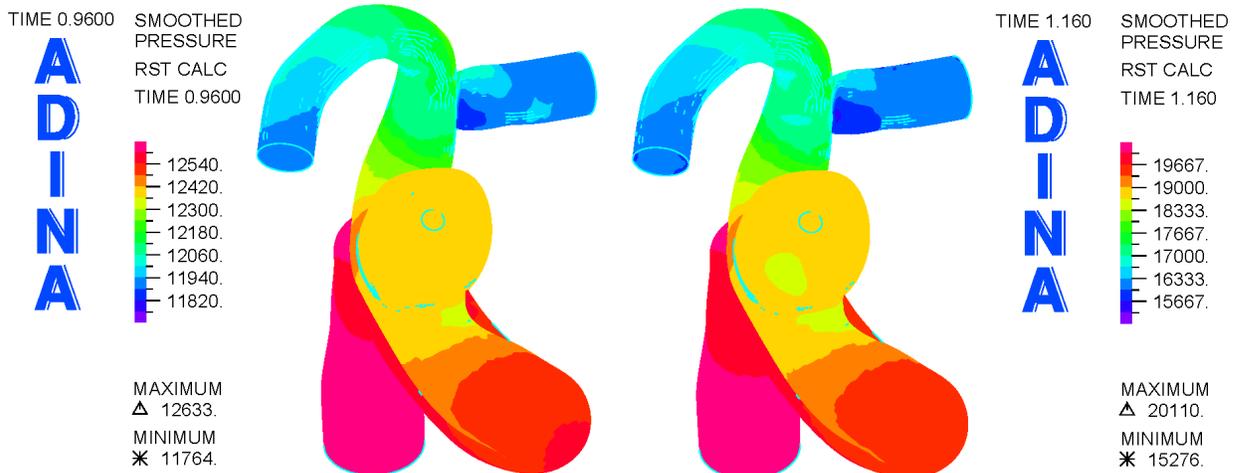


Figura 4.81: Simulación 7. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.81 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 5 [kPa].

En la figura 4.82 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.83 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y, de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.17 [Pa]).

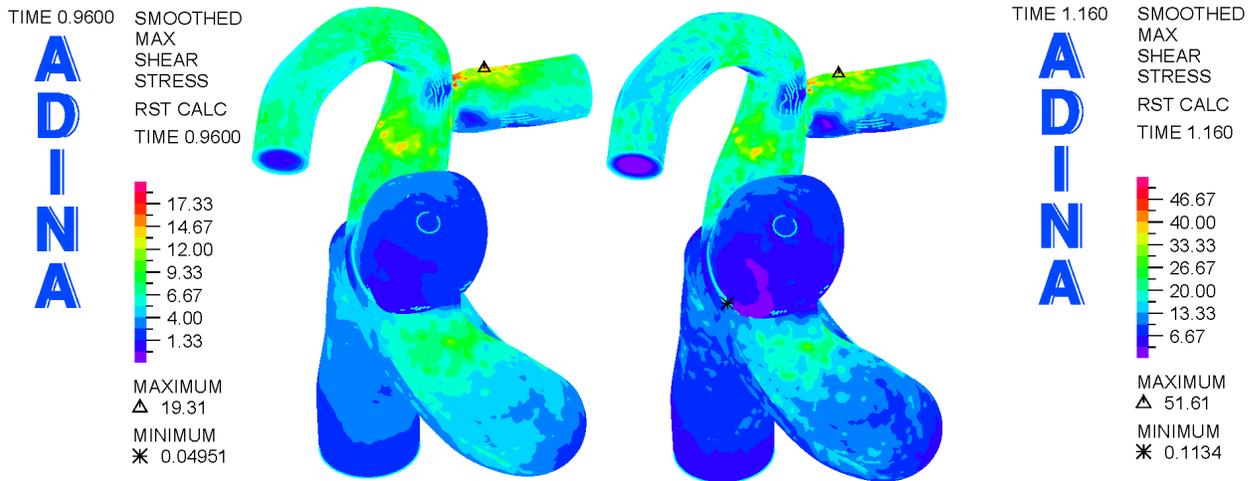


Figura 4.82: Simulación 7. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

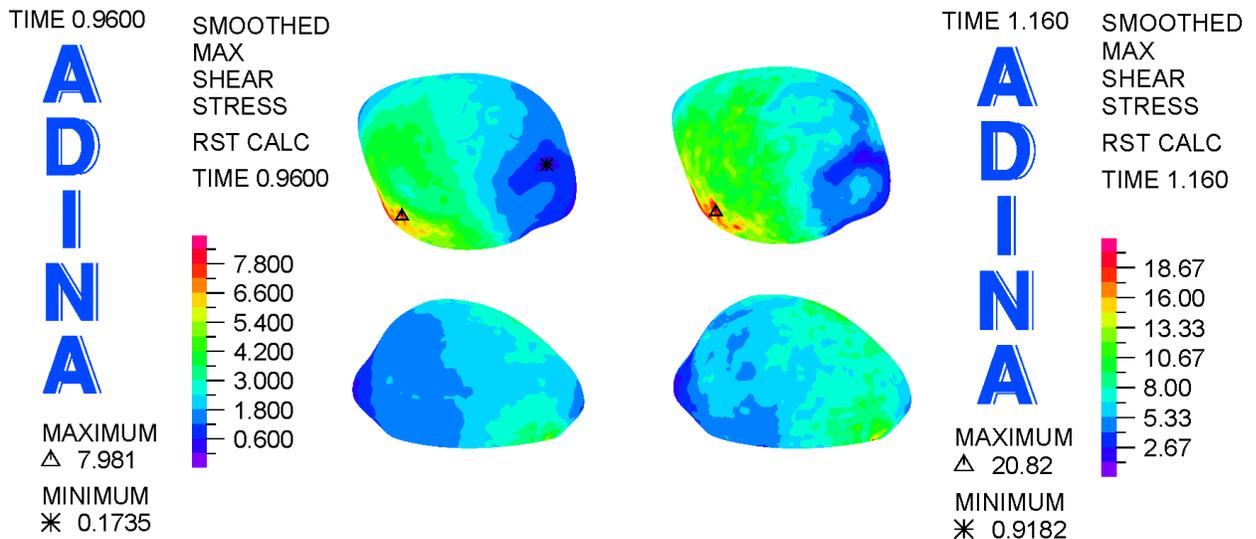


Figura 4.83: Simulación 7. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En las figuras 4.84 y 4.85 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la diástole. Cabe destacar que, como es previsible, producto de la dirección del flujo, este se acelera hacia la izquierda (figura plano de entrada), donde comienza a recircular en el interior del saco (figura plano transversal), perdiendo velocidad progresivamente, lo cual explicaría los bajos esfuerzos de corte en la sección extrema del aneurisma. Por último, las distribuciones son muy similares a las observadas para el caso de pared rígida (CFD), obviamente los valores de la magnitud son distintos.

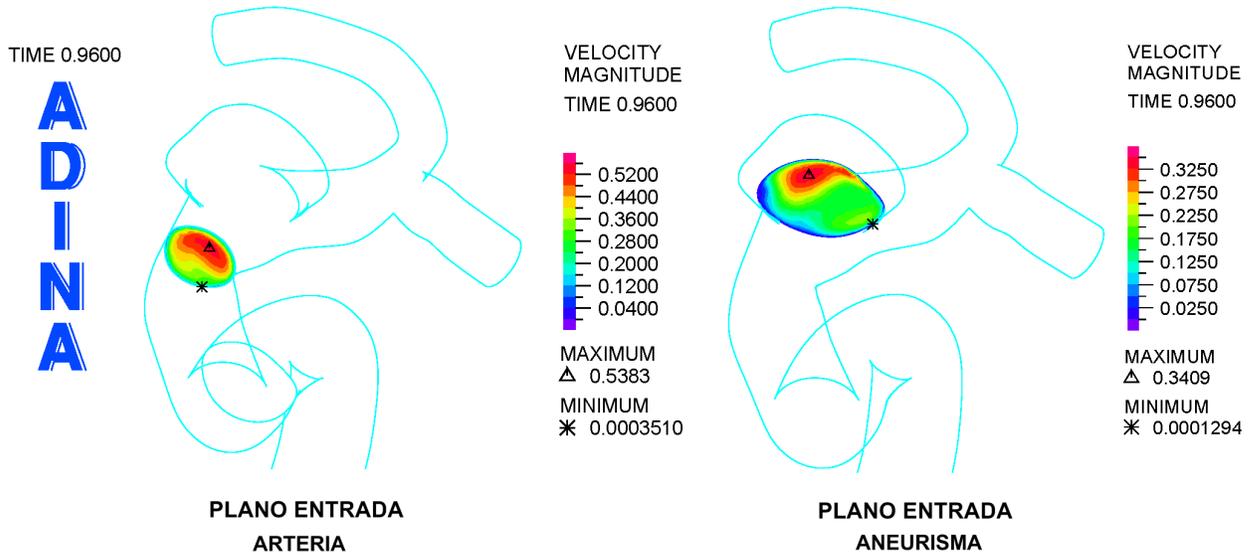


Figura 4.84: Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la diástole (0.96 [s]).

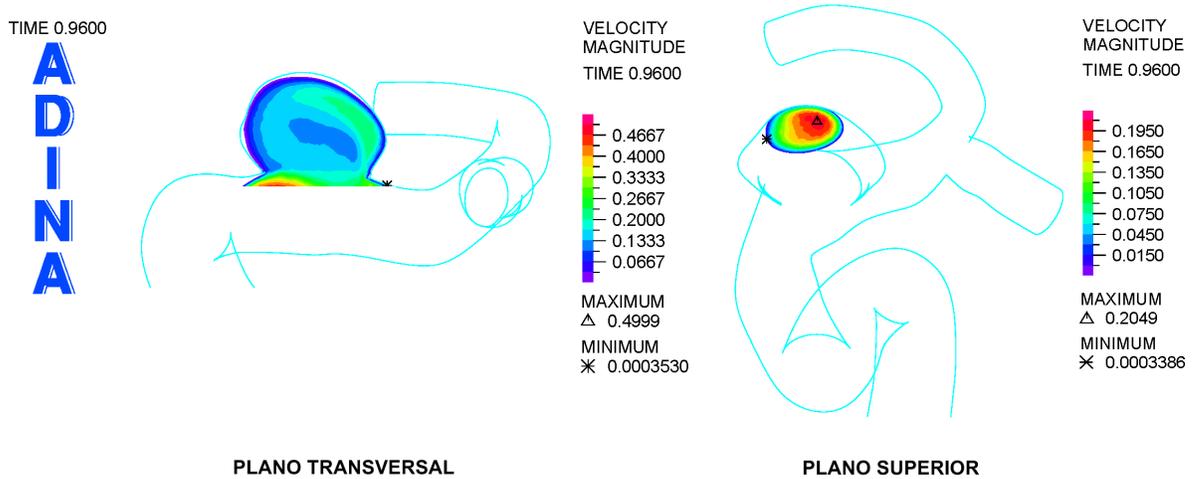


Figura 4.85: Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la diástole (0.96 [s])

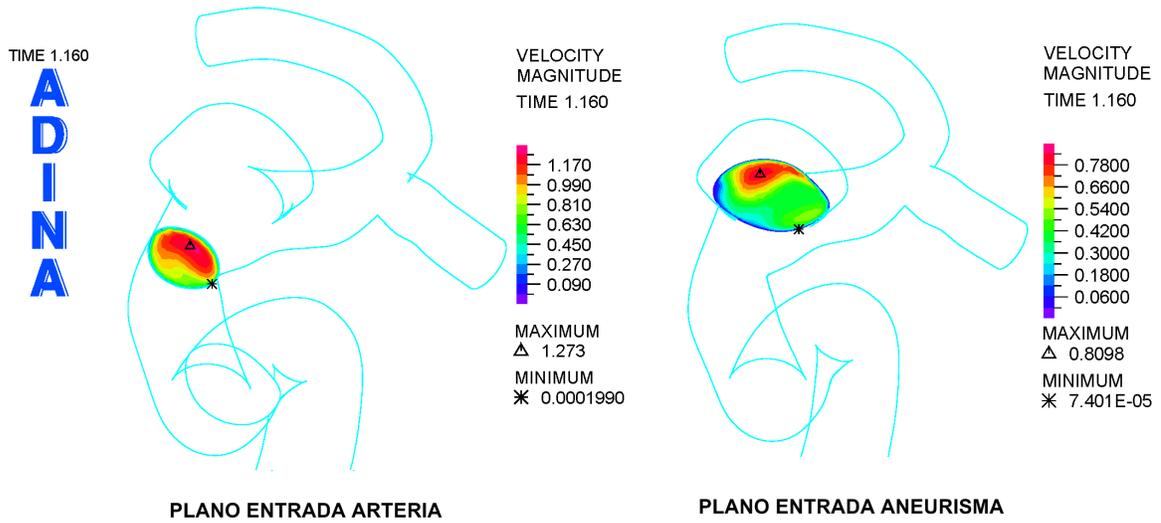


Figura 4.86: Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.86 y 4.87 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Cabe destacar que las distribuciones de velocidad son similares, sin embargo las magnitudes se más que duplican.

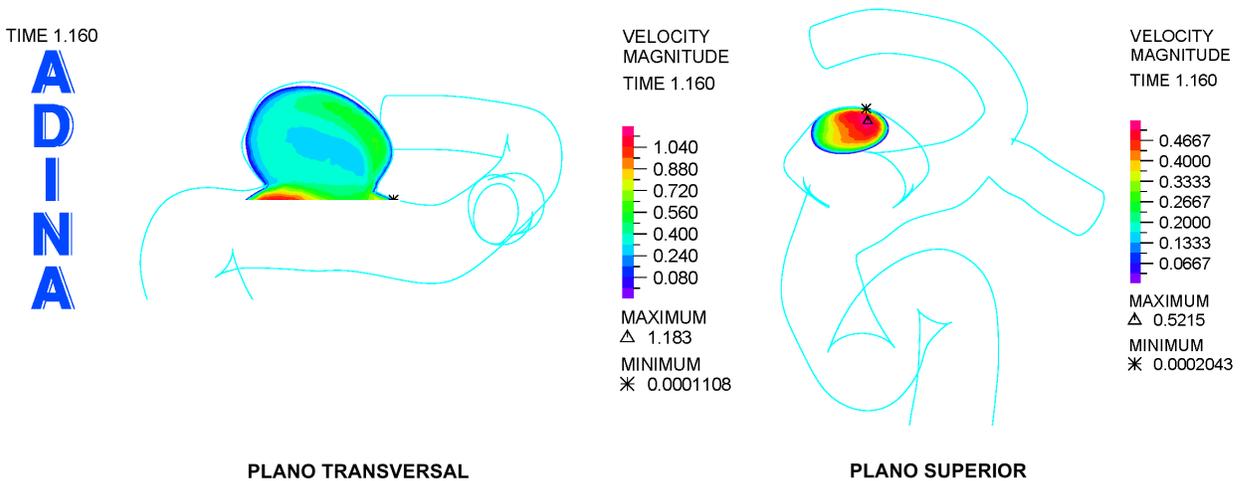


Figura 4.87: Simulación 7. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]).

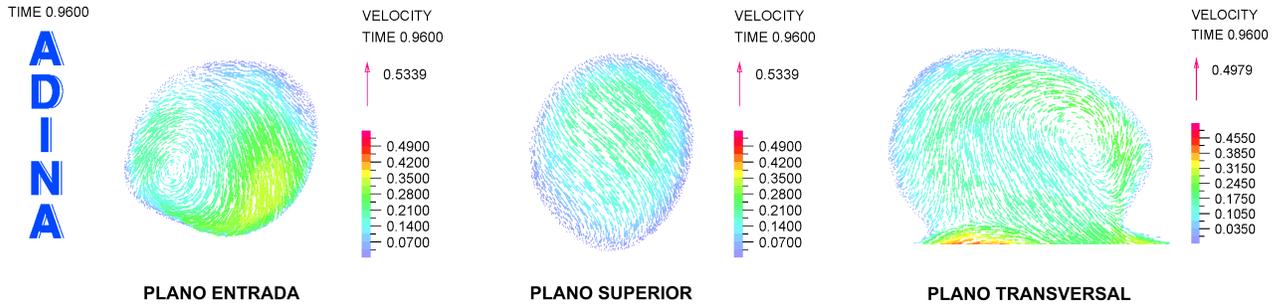


Figura 4.88: Simulación 7. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la diástole (0.96 [s]).

En las figuras 4.88 y 4.89 se ilustran las distribuciones de velocidad para los planos de control definidos. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman lo dicho anteriormente con respecto a la velocidad y, nuevamente, son muy similares en distribución a los observados para las simulaciones con pared rígida.

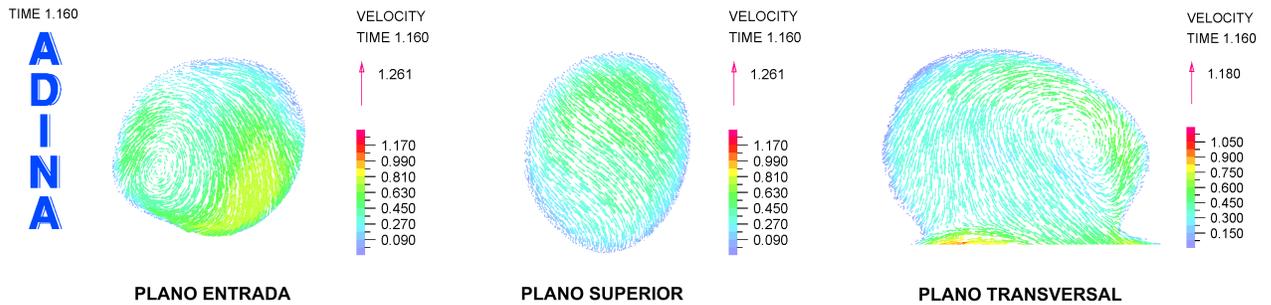


Figura 4.89: Simulación 7. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.90 y 4.91 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente.

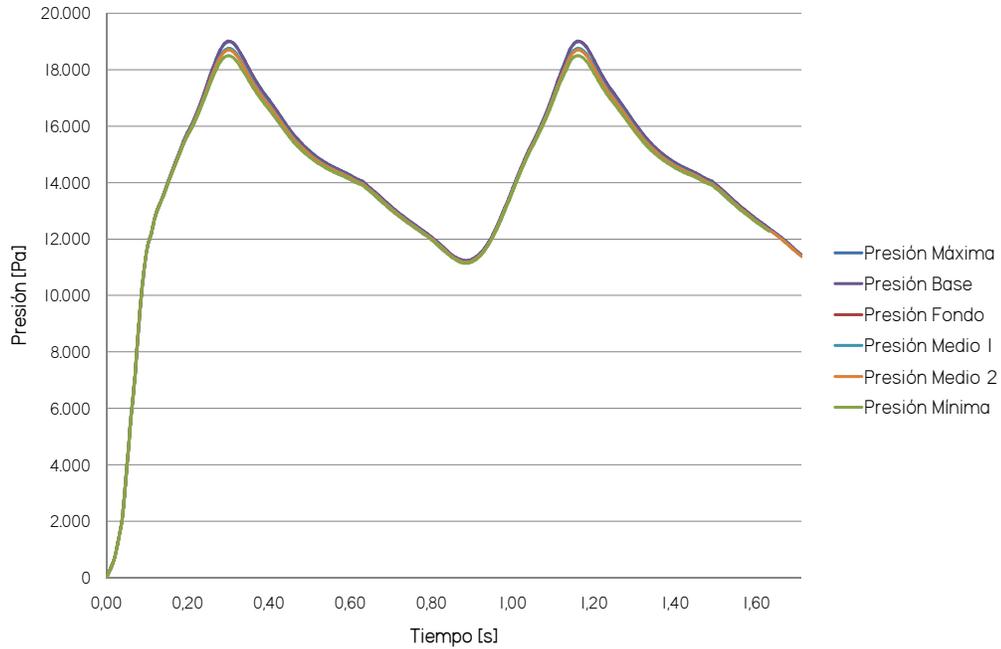


Figura 4.90: Simulación 7. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

Se puede apreciar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos con la ubicación, oscilando entre 11 y 19 [kPa], aproximadamente. Al contrario, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 18 [Pa], aproximadamente. Los resultados para la presión son muy similares a los obtenidos en las simulaciones CFD, en cambio, los resultados para el esfuerzo de corte son sustancialmente menores debido, también, a la baja en las velocidades dentro el aneurisma. En efecto, este comportamiento se explica debido a que en la simulación FSI el sólido, al deformarse, aumenta su volumen interior, permitiendo con esto la expansión del caudal de sangre al interior de la geometría. Finalmente, la expansión causa la evidente disminución de velocidad y el esfuerzo de corte en la pared.

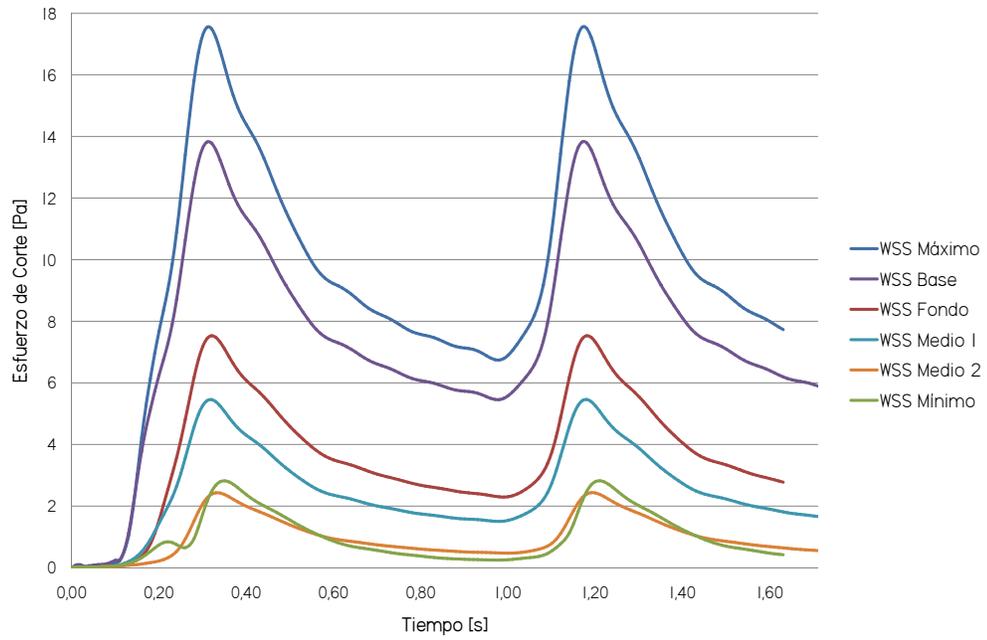


Figura 4.91: Simulación 7. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

### 4.7.3. Resultados Simulación 8

- **Características generales:** Simulación FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida hipertenso.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 2.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 52,682 el .
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 388,472 .
- **Volumen fluido:** 722.87 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 537 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].

**Resultados Estructurales**

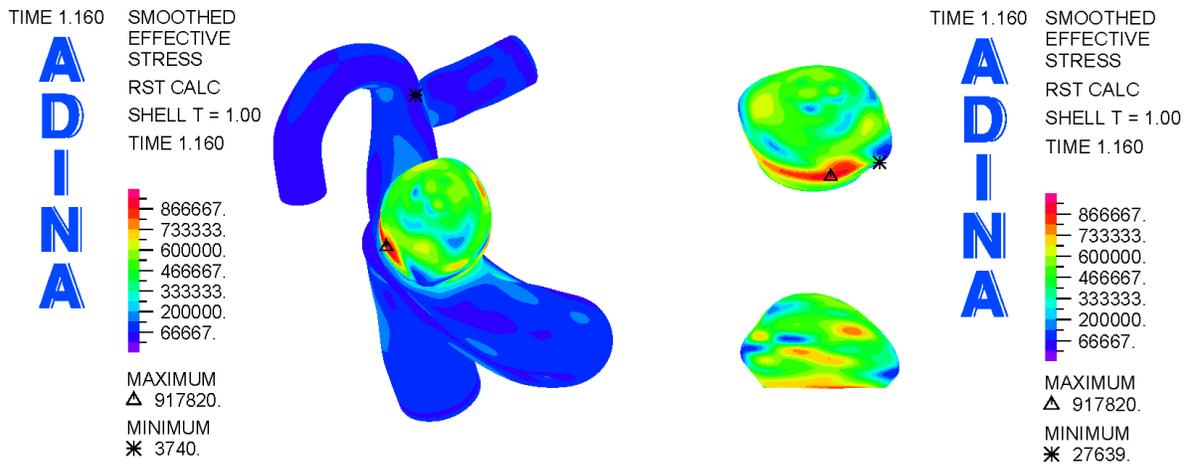


Figura 4.92: Simulación 8. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.92 y 4.93 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia el mismo comportamiento que en las simulaciones estructurales puras y que en el caso anterior; esfuerzos máximos en la zona lateral izquierda, esfuerzos mínimos en los extremos, concentración de esfuerzos en la zona del aneurisma y primer esfuerzo principal en tracción, en gran parte de la geometría. Aunque los valores son sustancialmente mayores.

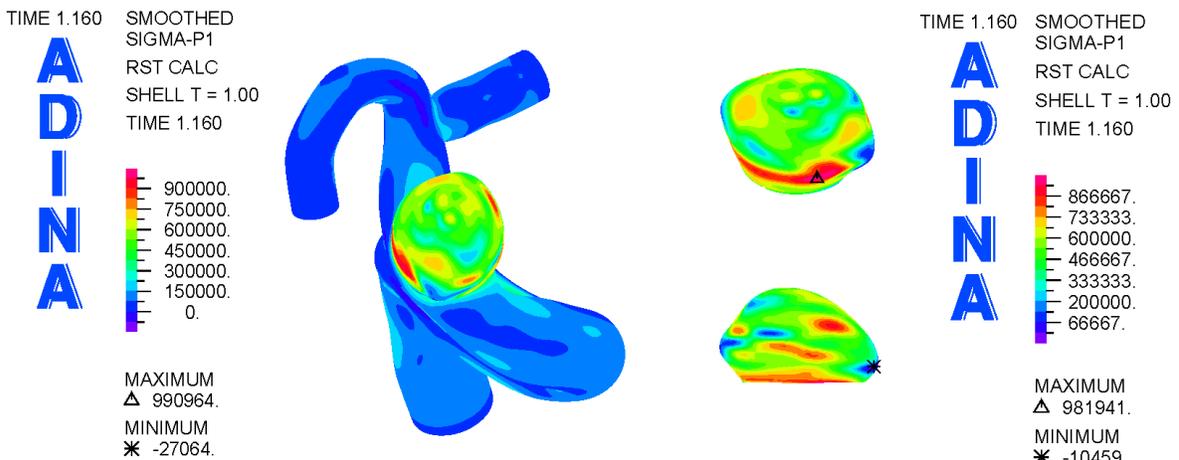


Figura 4.93: Simulación 8. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

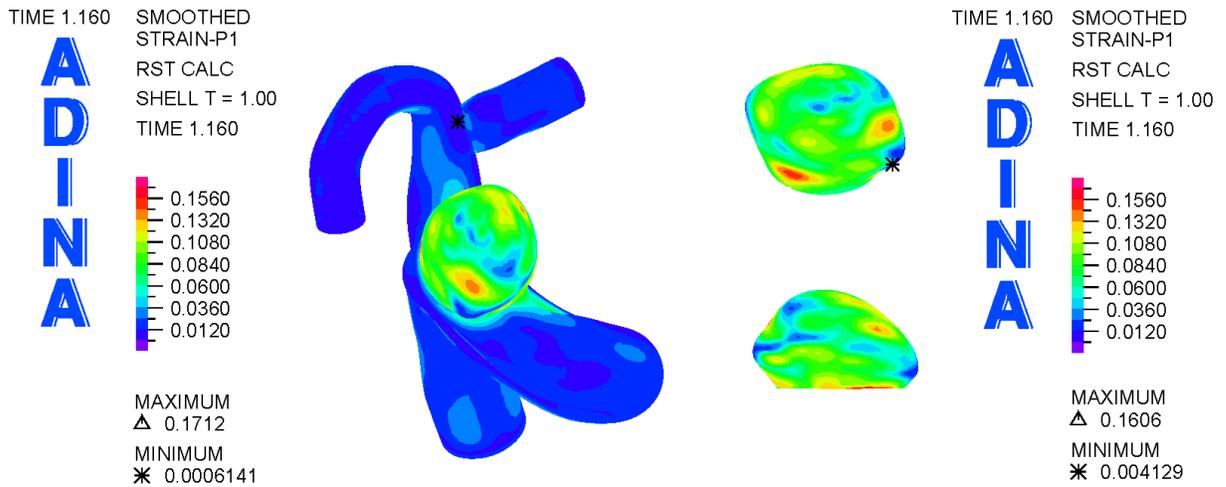


Figura 4.94: Simulación 8. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.94 y 4.95 se ilustran la primera y tercera deformación principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia el mismo comportamiento que en las simulaciones estructurales puras y que en el caso anterior; concentración de deformaciones en la zona lateral izquierda, deformaciones mínimas en los extremos, primera deformación principal en tracción y tercera en compresión, en gran parte de la geometría. Aunque, al igual que para los esfuerzos, los valores son sustancialmente mayores.

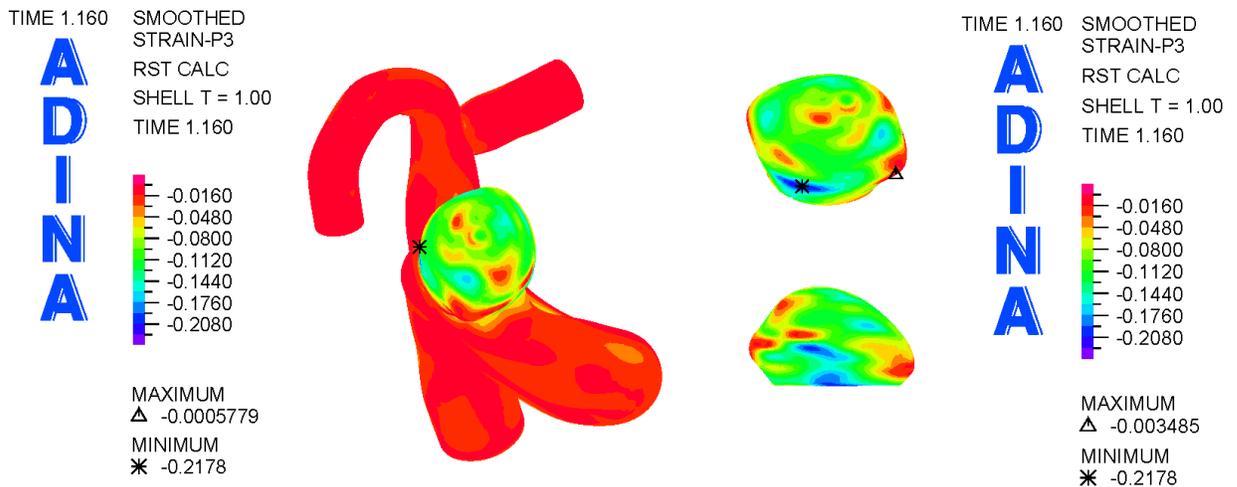


Figura 4.95: Simulación 8. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.96, 4.97, 4.98 y 4.99 se presenta la evolución temporal del esfuerzo efectivo, el primer esfuerzo principal y de la primera y tercera deformación principal en el aneurisma, respectivamente.

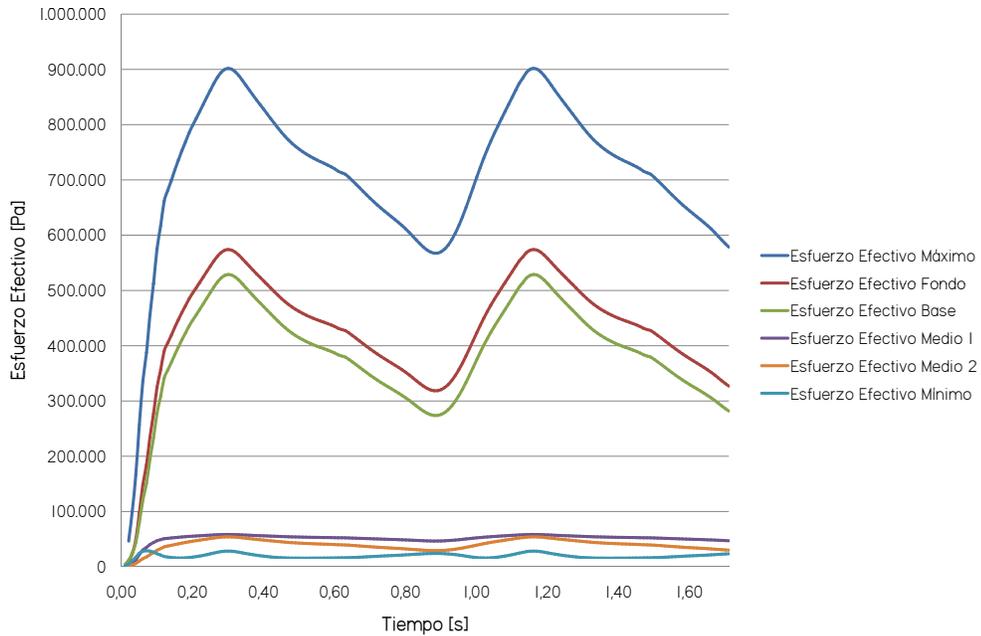


Figura 4.96: Simulación 8. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

Cabe destacar que existe una gran variabilidad de los resultados de esfuerzos y deformaciones con respecto a la ubicación del punto en el aneurisma. Para el esfuerzo efectivo los valores van desde cerca de 30 [kPa] hasta casi 920 [kPa] para el aneurisma. El panorama no es distinto para las demás variables en estudio, de hecho el primer esfuerzo principal varía desde alrededor de los -27 [kPa] hasta casi 991 [kPa], mientras que la primera deformación principal va desde casi 0 hasta 0.16, de la misma manera que la tercera deformación principal que lo hace desde, también, casi 0 hasta -0.22.

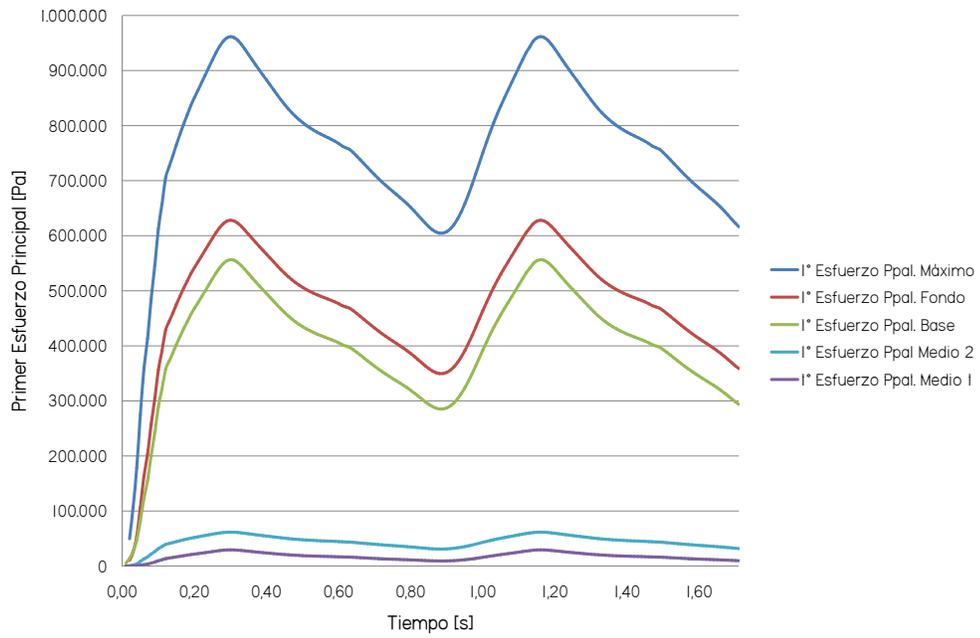


Figura 4.97: Simulación 8. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

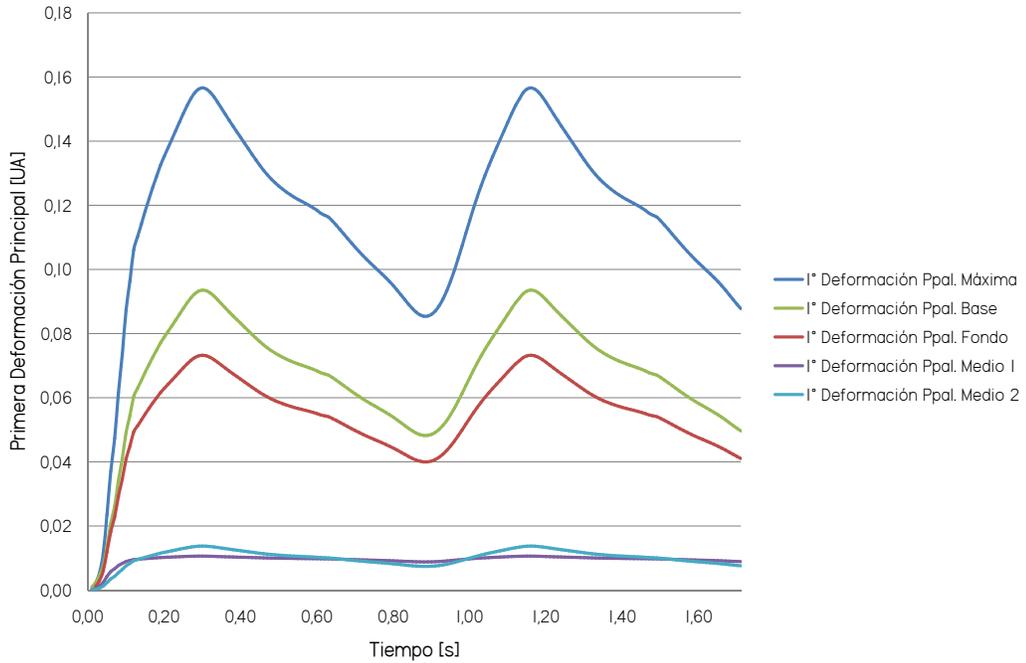


Figura 4.98: Simulación 8. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

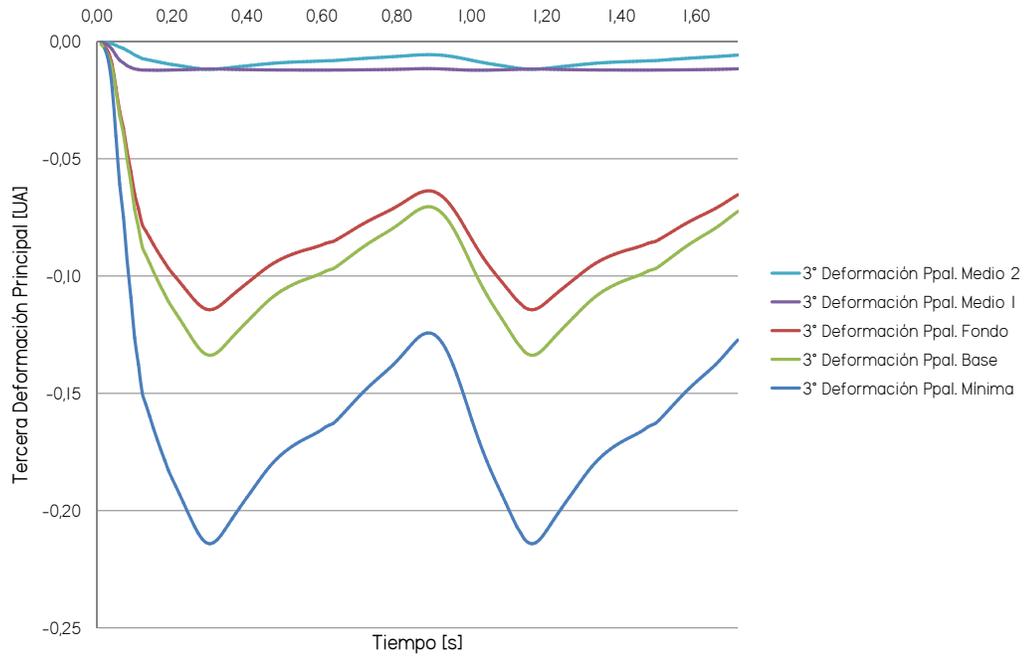


Figura 4.99: Simulación 8. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

## Resultados Fluidodinámicos

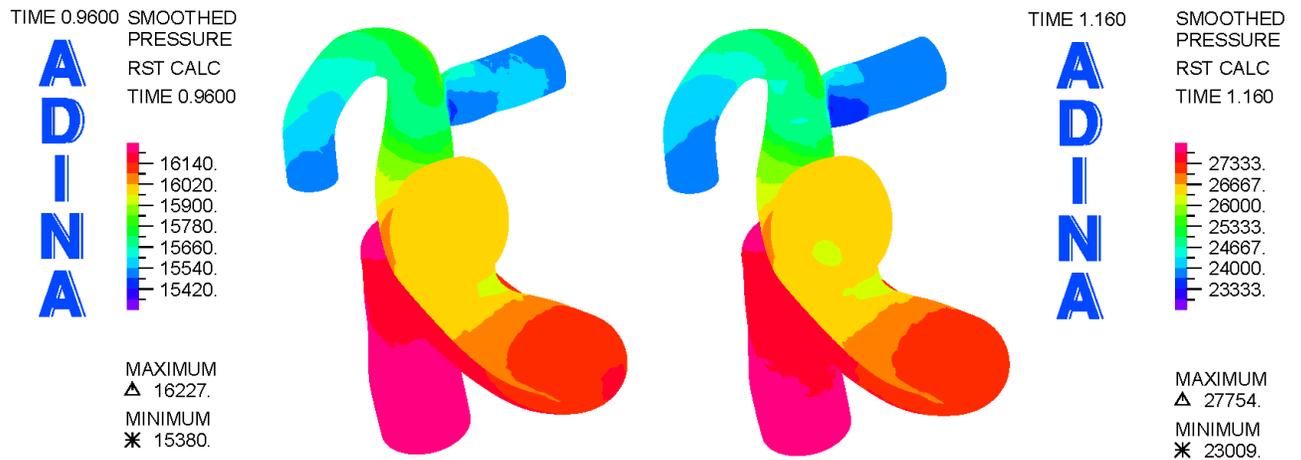


Figura 4.100: Simulación 8. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.100 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 4.7 [kPa].

En la figura 4.101 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.102 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y, de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.19 [Pa]).

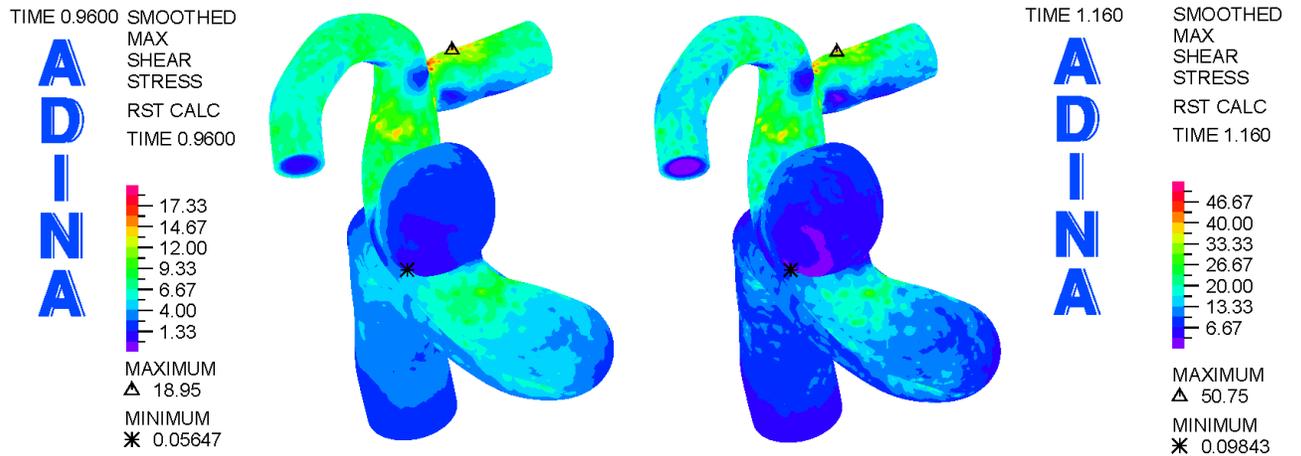


Figura 4.101: Simulación 8. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

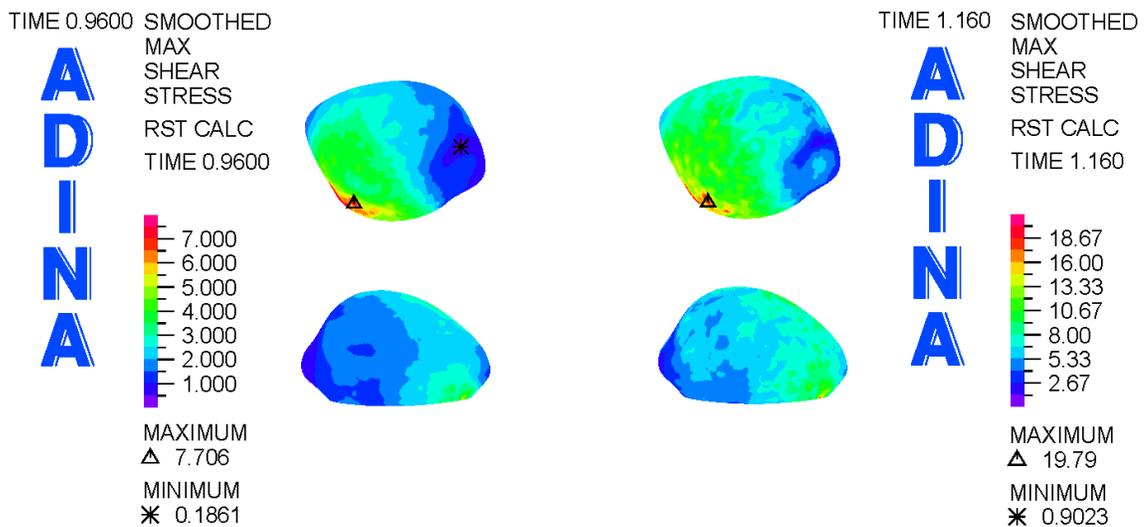


Figura 4.102: Simulación 8. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

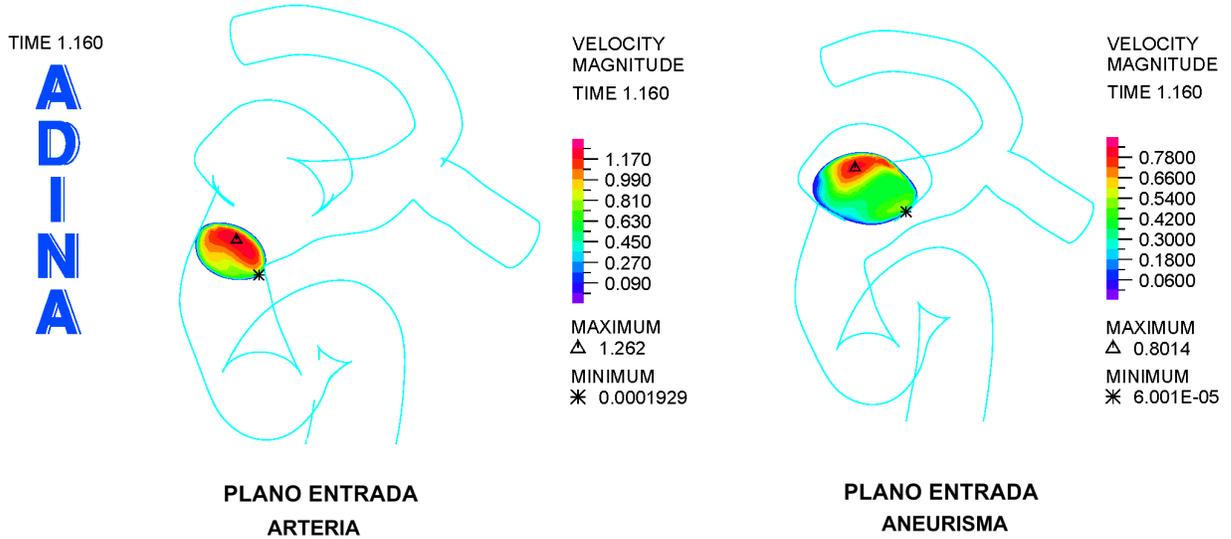


Figura 4.103: Simulación 8. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.103 y 4.104 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Cabe destacar que las distribuciones de velocidad son similares a las vistas anteriormente en simulaciones CFD y FSI, sin embargo las magnitudes son un tanto inferiores.

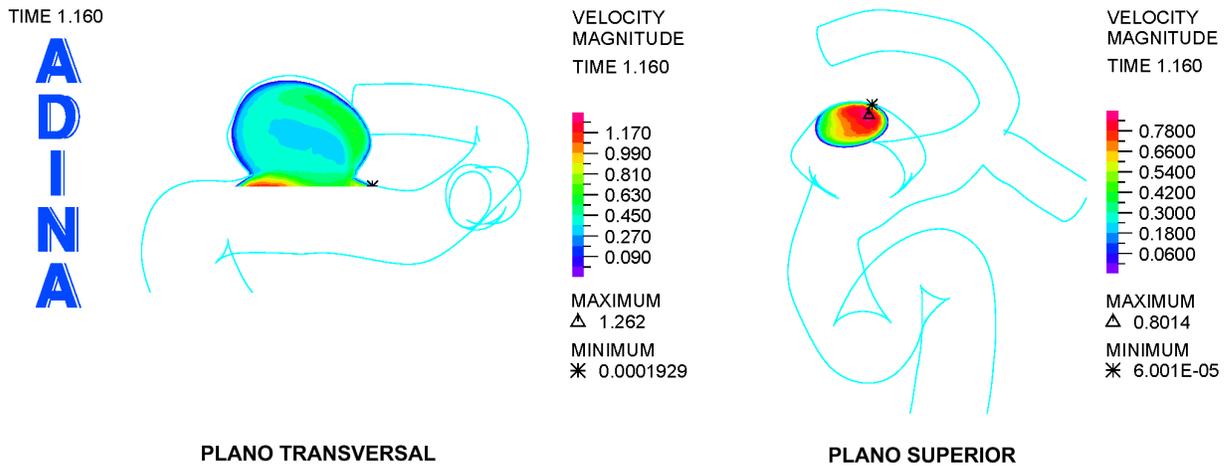


Figura 4.104: Simulación 8. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]).

En la figura 4.105 se ilustra la distribución de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman que las velocidades son muy similares en distribución a los observados para las simulaciones con pared rígida (CFD) y otras FSI. Sin embargo, las magnitudes son un tanto inferiores a las exhibidas hasta aquí, debido, seguramente, a la mayor deformación del sólido en este caso.

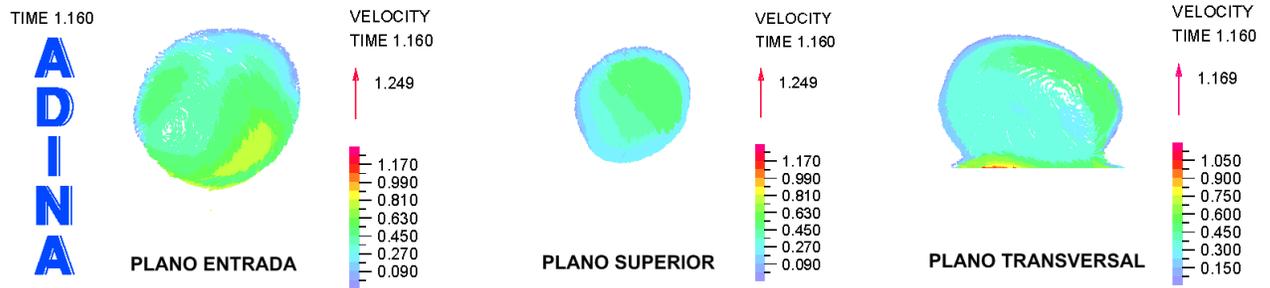


Figura 4.105: Simulación 8. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.106 y 4.107 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente.

Se puede apreciar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos con la ubicación, oscilando entre 14 y 26 [kPa], aproximadamente, naturalmente muy por encima de los demás casos con pulso de presión normal. Como ya es típico, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 17 [Pa], aproximadamente. Los resultados para la presión y esfuerzo de corte en el aneurisma son análogos a los obtenidos en las simulaciones CFD y en otras FSI, mostrando una leve baja en esta última magnitud frente a la simulación con pulso de presión normal, debido, como ya se ha dicho, a la mayor deformación del sólido en este caso.

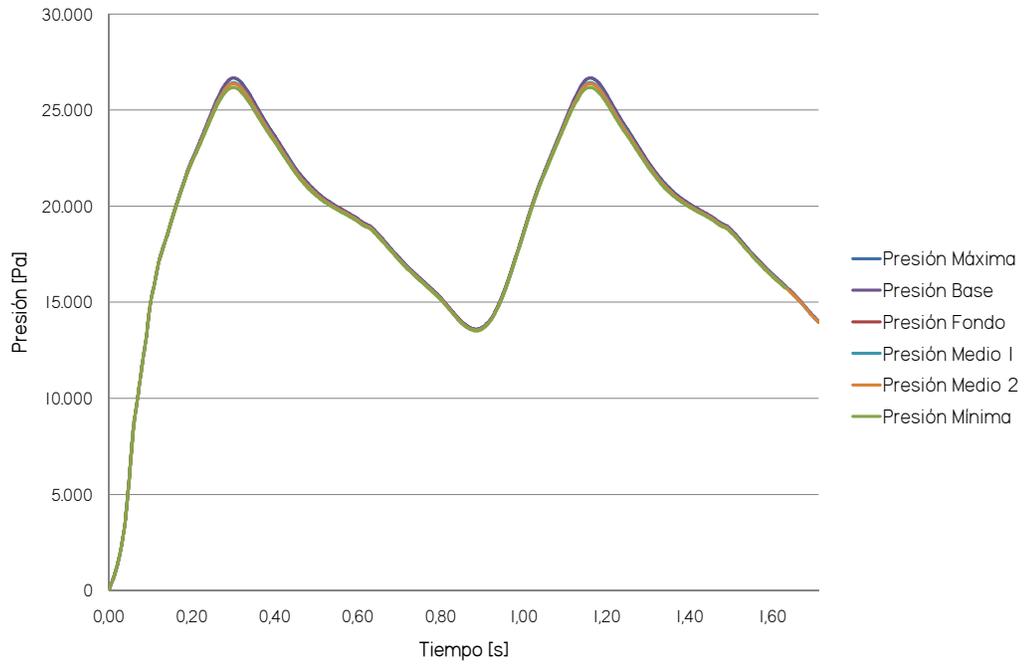


Figura 4.106: Simulación 8. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

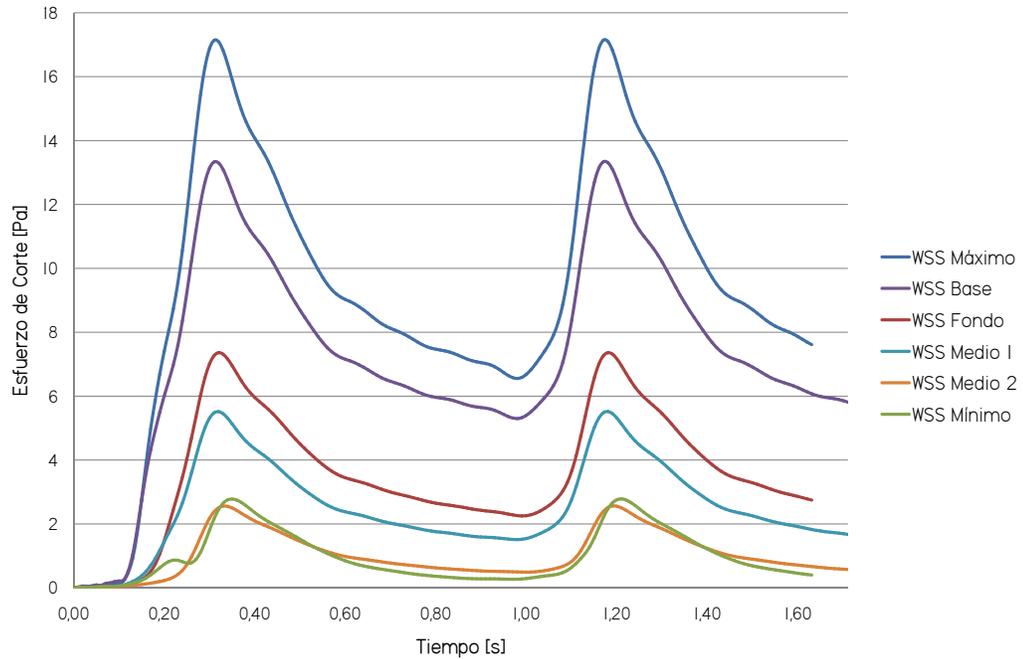


Figura 4.107: Simulación 8. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

#### 4.7.4. Resultados Simulación 9

- **Características generales:** Simulación FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Delfino Equivalente, Espesor Variable, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida hipertenso.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 2.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 52,682 el .
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 388,472 .
- **Volumen fluido:** 722.87 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 537 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].

**Resultados Estructurales**

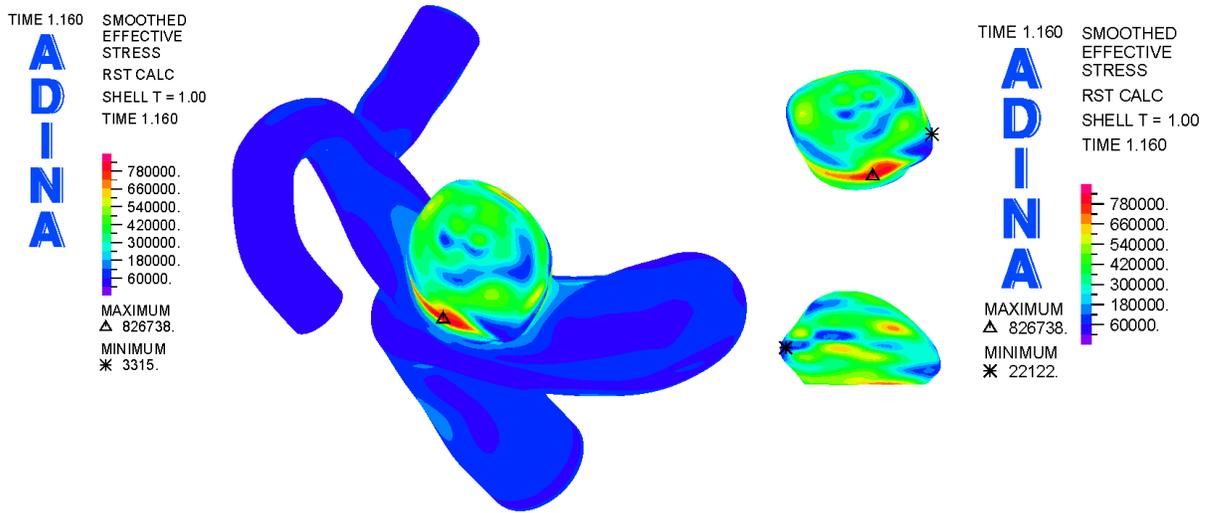


Figura 4.108: Simulación 9. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.108 y 4.109 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia el mismo comportamiento que en las simulaciones estructurales puras y que en los otros casos FSI; esfuerzos máximos en la zona lateral izquierda, esfuerzos mínimos en los extremos, concentración de esfuerzos en la zona del aneurisma y primer esfuerzo principal en tracción, en gran parte de la geometría.

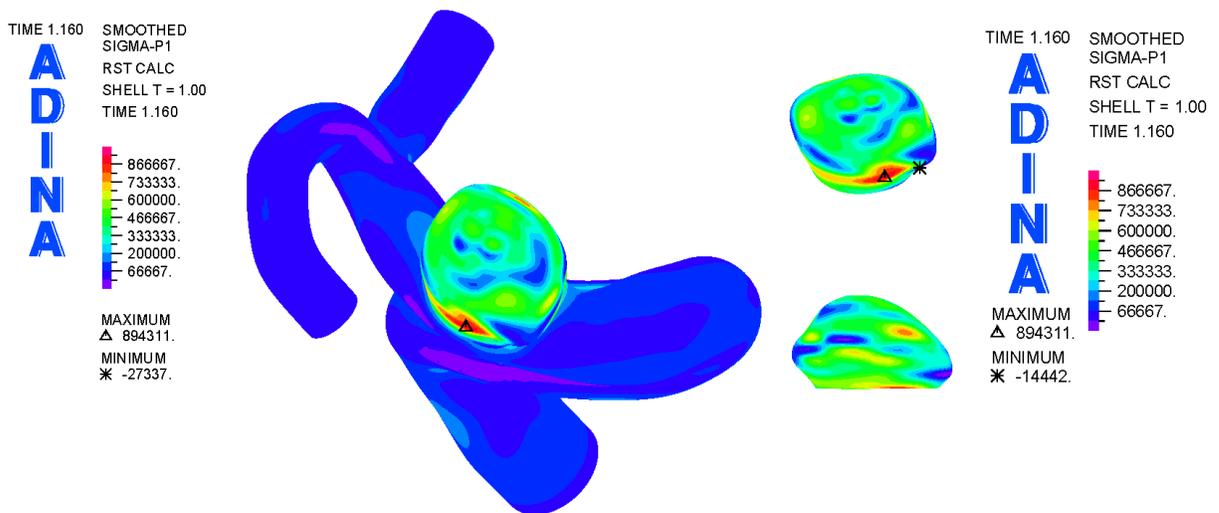


Figura 4.109: Simulación 9. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

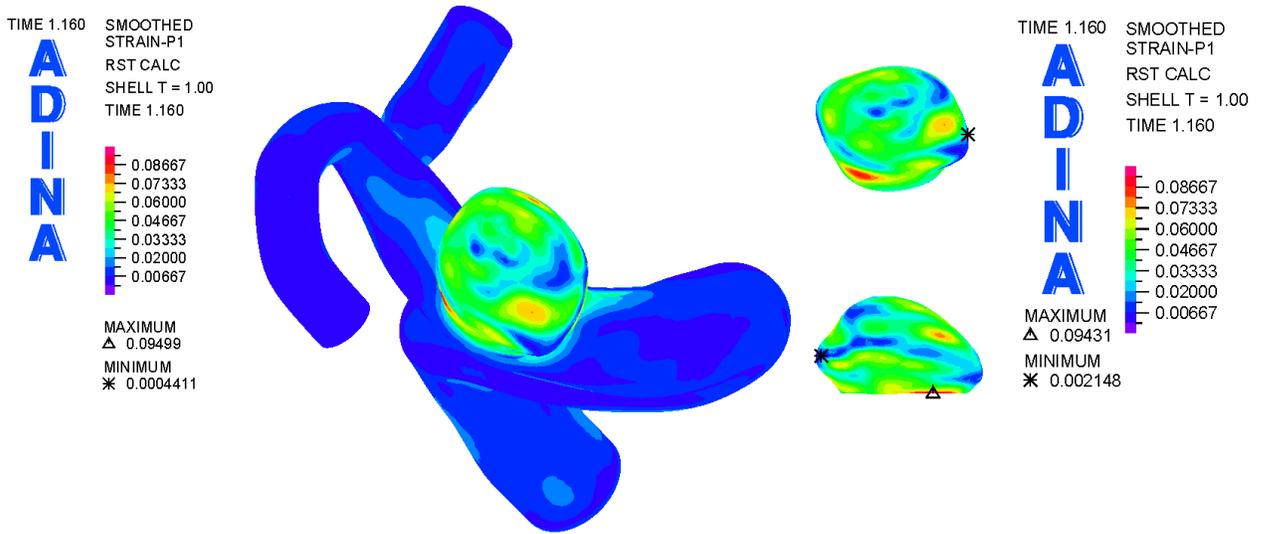


Figura 4.110: Simulación 9. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.110 y 4.111 se ilustran la primera y tercera deformación principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia el mismo comportamiento que en las simulaciones estructurales puras y que en los casos FSI anteriores; concentración de deformaciones en la zona lateral izquierda, deformaciones mínimas en los extremos, primera deformación principal en tracción y tercera en compresión, en gran parte de la geometría.

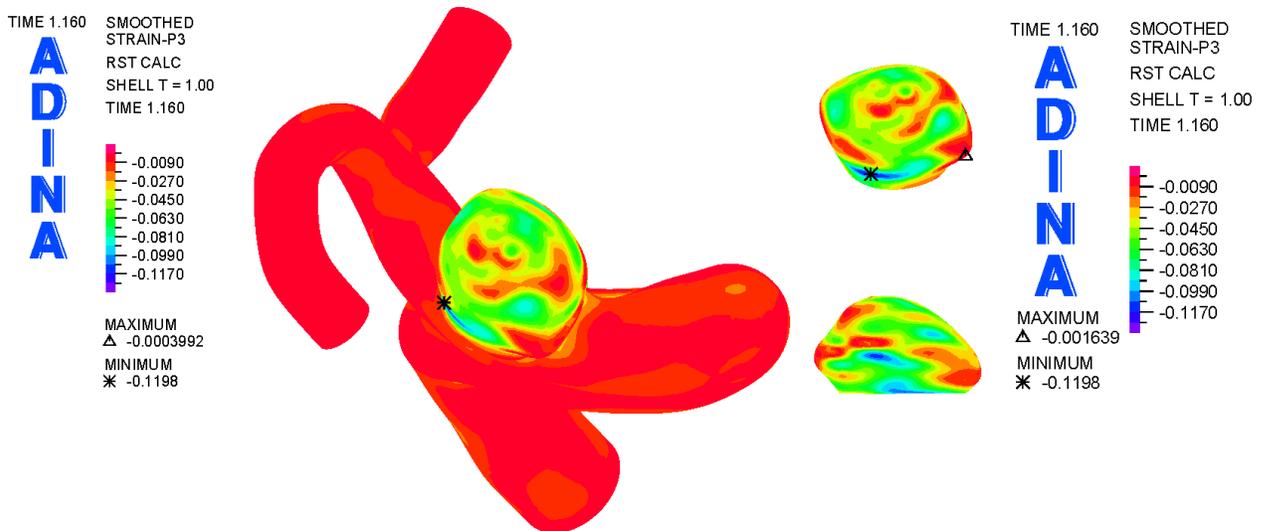


Figura 4.111: Simulación 9. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.112, 4.113, 4.114 y 4.115 se presenta la evolución temporal del esfuerzo efectivo, el primer esfuerzo principal y de la primera y tercera deformación principal en el aneurisma, respectivamente.

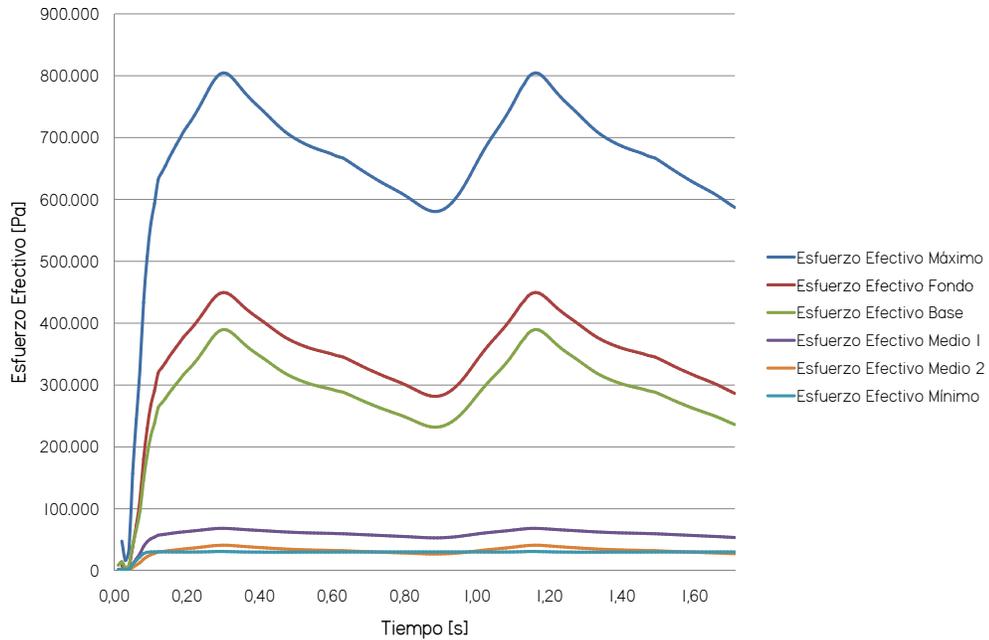


Figura 4.112: Simulación 9. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

Cabe destacar que existe una gran variabilidad de los resultados de esfuerzos y deformaciones con respecto a la ubicación del punto en el aneurisma. Para el esfuerzo efectivo los valores van desde cerca de 20 [kPa] hasta casi 820 [kPa] para el aneurisma. El panorama no es distinto para las demás variables en estudio, de hecho el primer esfuerzo principal varía desde alrededor de los -14 [kPa] hasta casi 890 [kPa], mientras que la primera deformación principal va desde casi 0 hasta 0.09, de la misma manera que la tercera deformación principal que lo hace desde, también, casi 0 hasta -0.12.

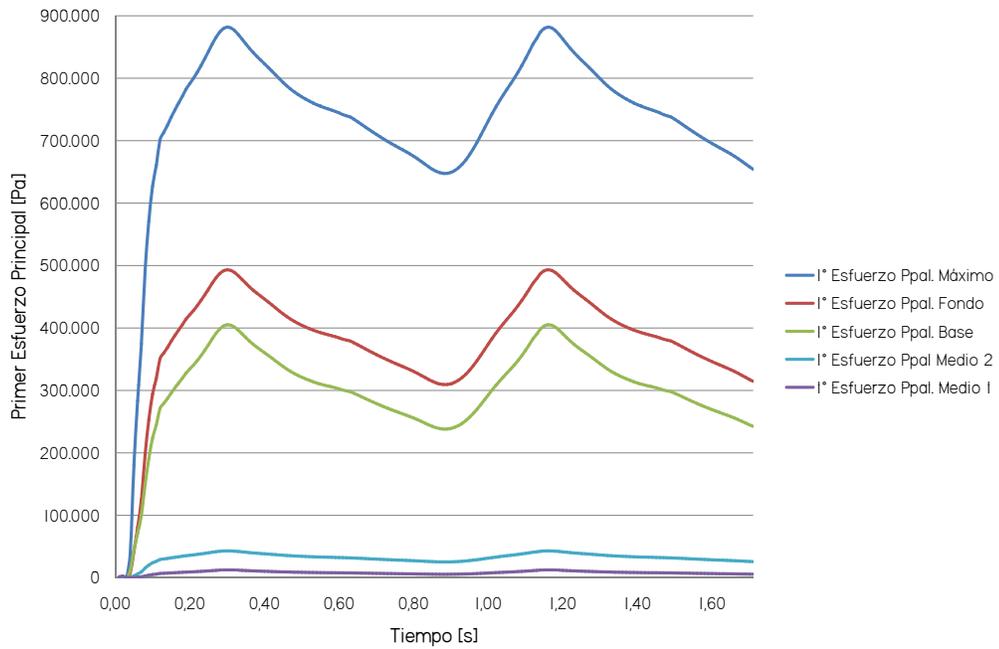


Figura 4.113: Simulación 9. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

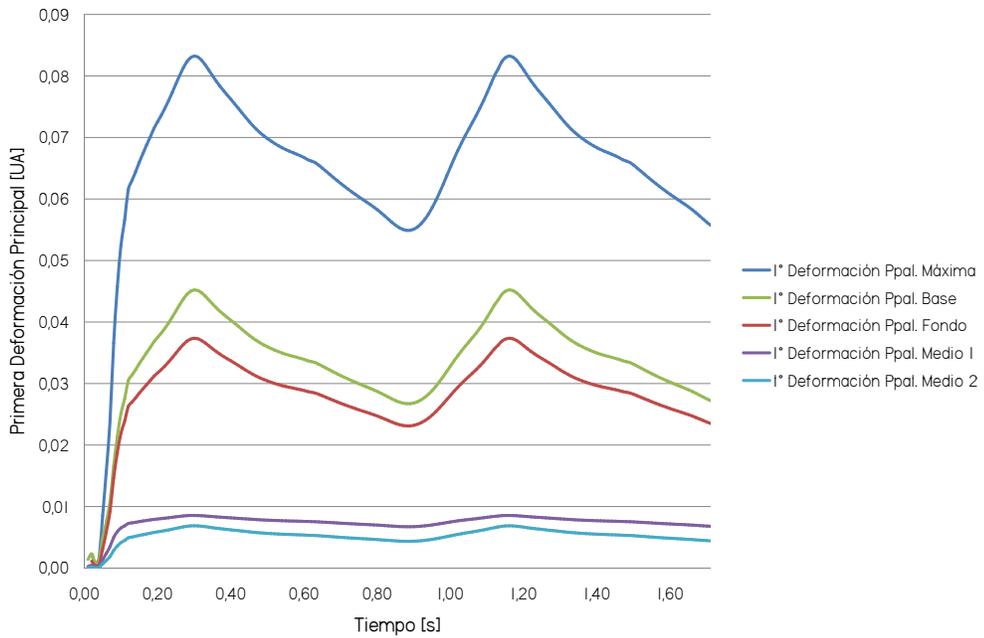


Figura 4.114: Simulación 9. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

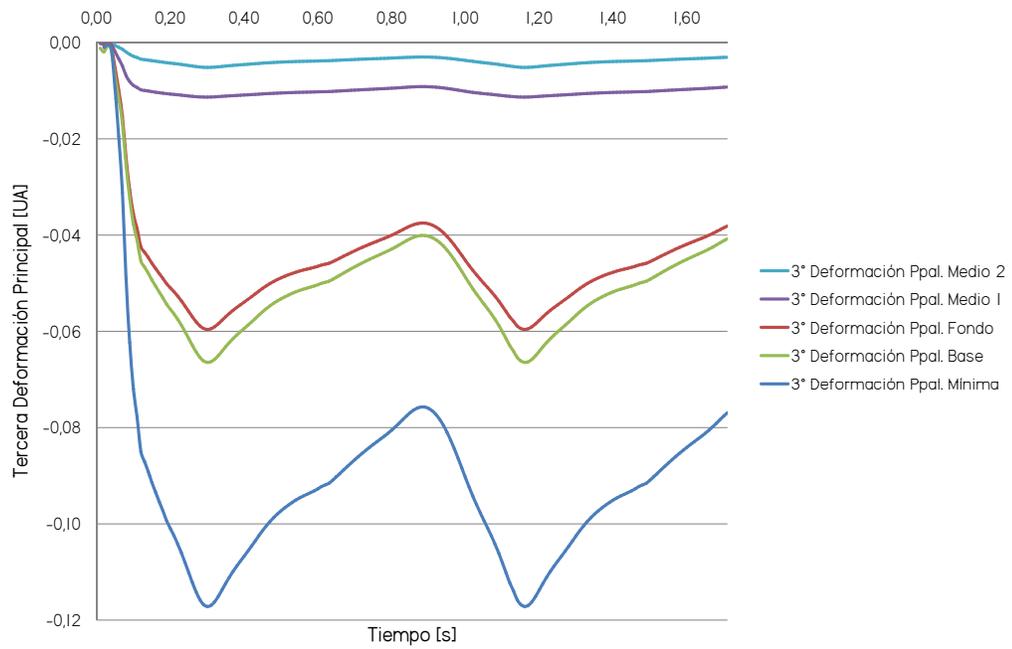


Figura 4.115: Simulación 9. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

## Resultados Fluidodinámicos

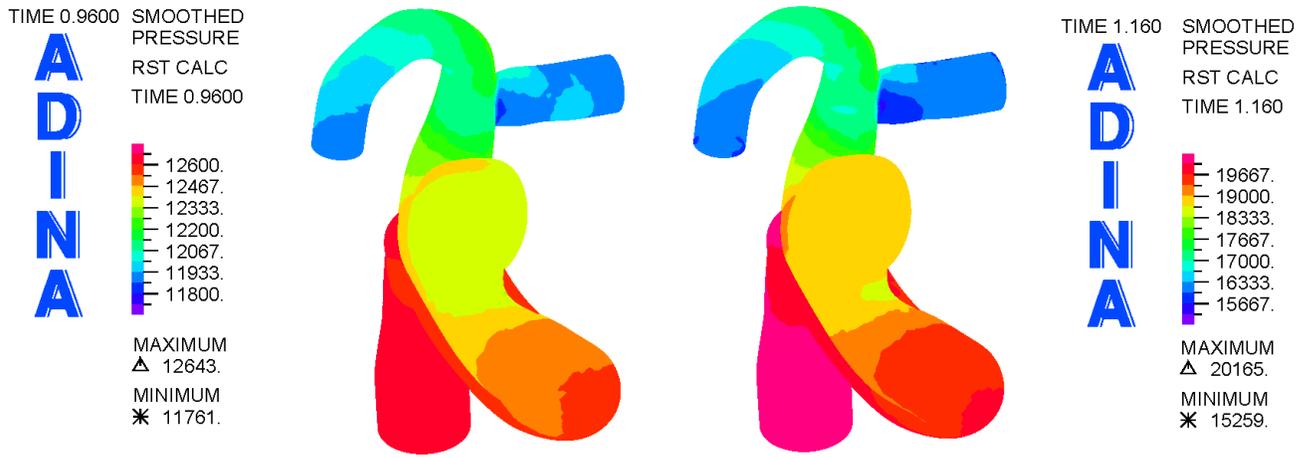


Figura 4.116: Simulación 9. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.116 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 5 [kPa].

En la figura 4.117 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.118 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y, de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.14 [Pa]).

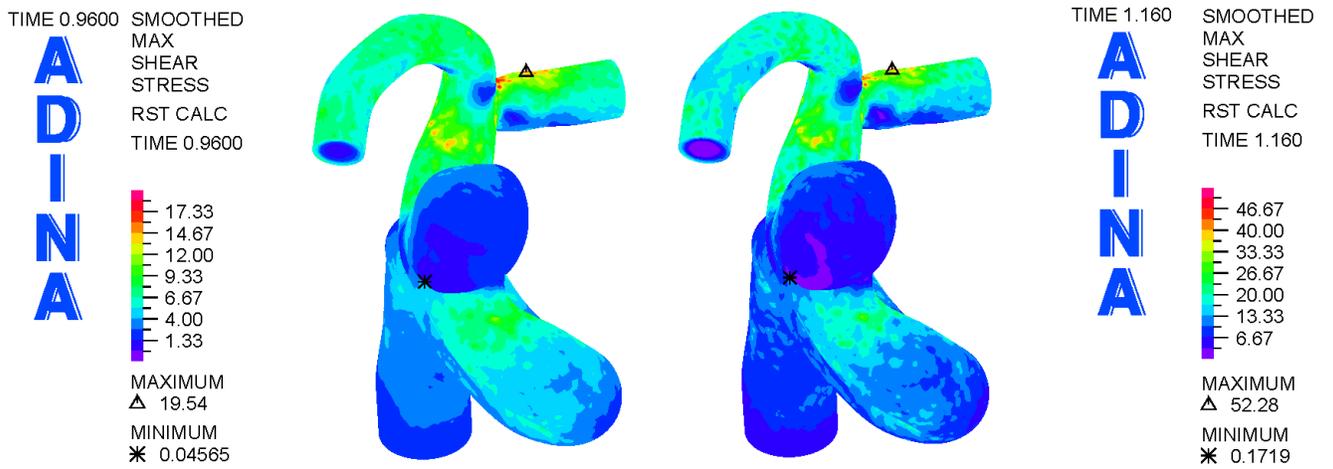


Figura 4.117: Simulación 9. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

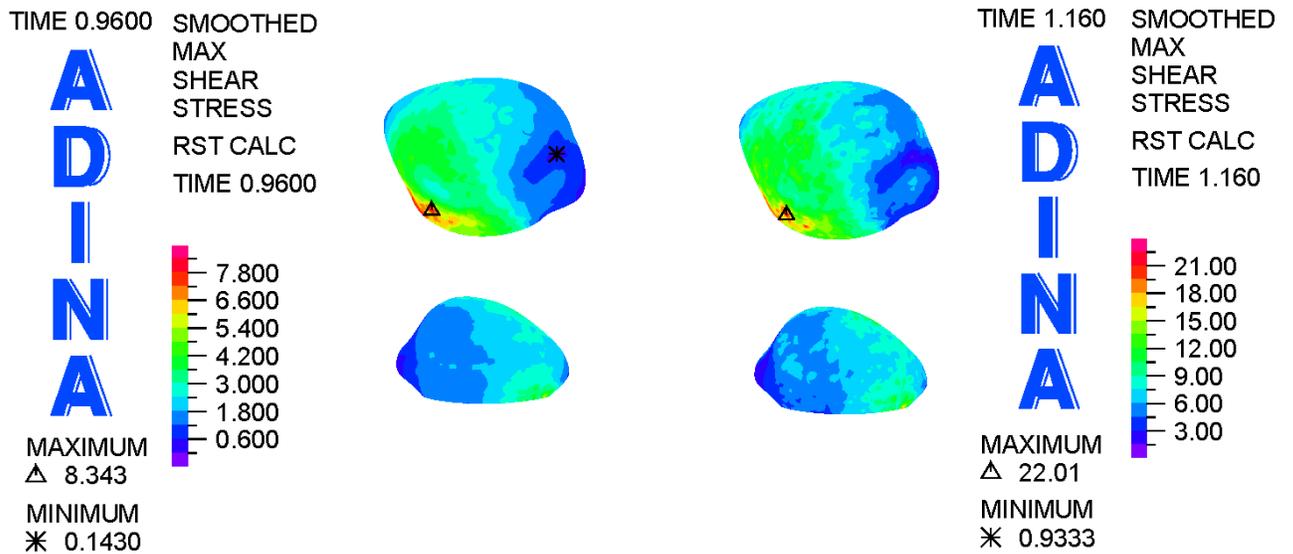


Figura 4.118: Simulación 9. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

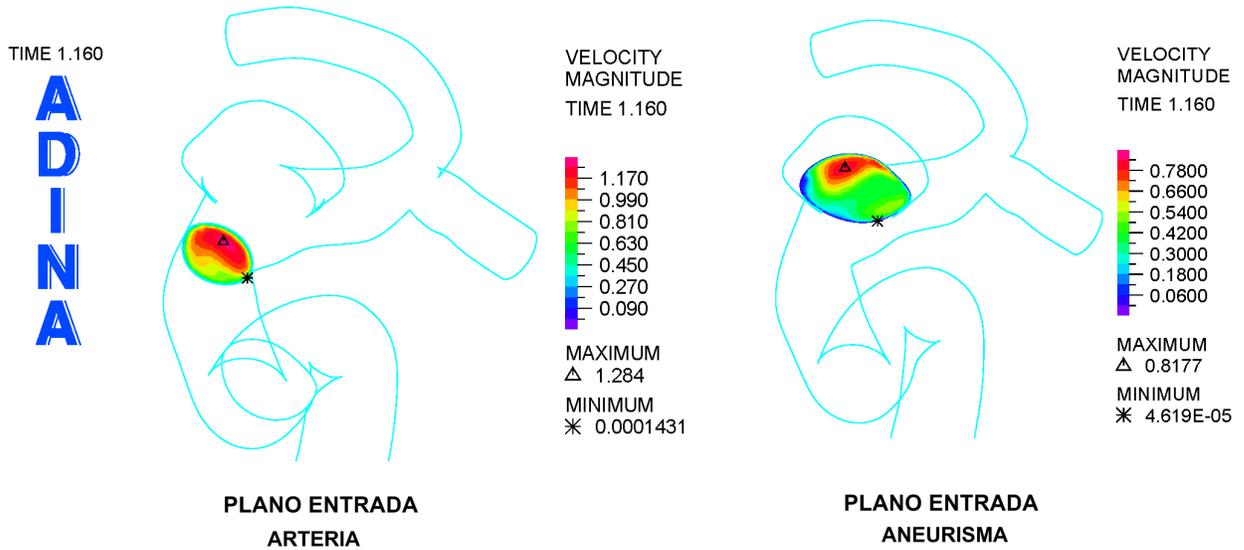


Figura 4.119: Simulación 9. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.119 y 4.120 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Cabe destacar que las distribuciones de velocidad son similares a las vistas anteriormente en simulaciones CFD y FSI.

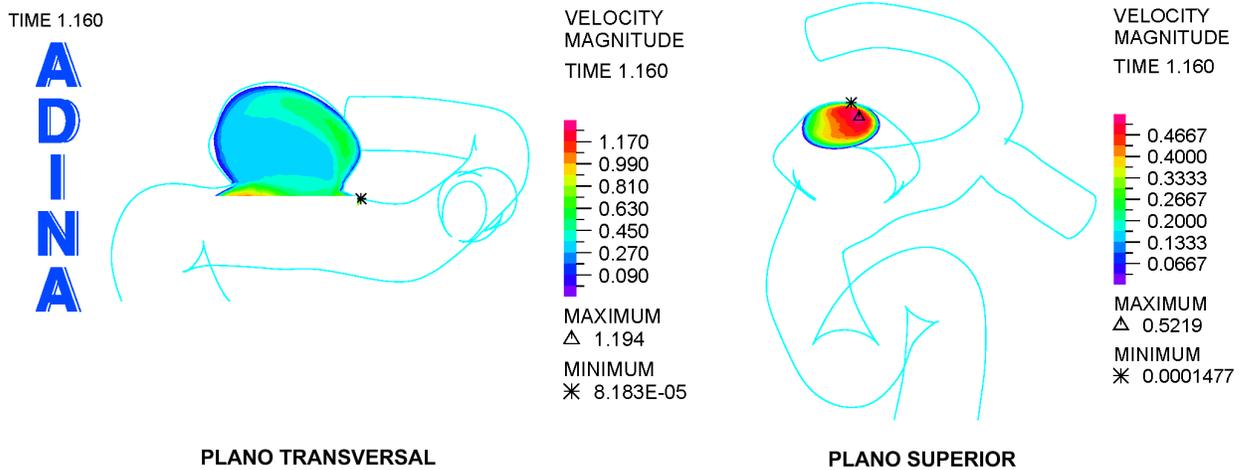


Figura 4.120: Simulación 9. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]).

En la figura 4.121 se ilustra la distribución de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman que las velocidades son muy similares en distribución a los observados para las simulaciones con pared rígida (CFD) y otras FSI.

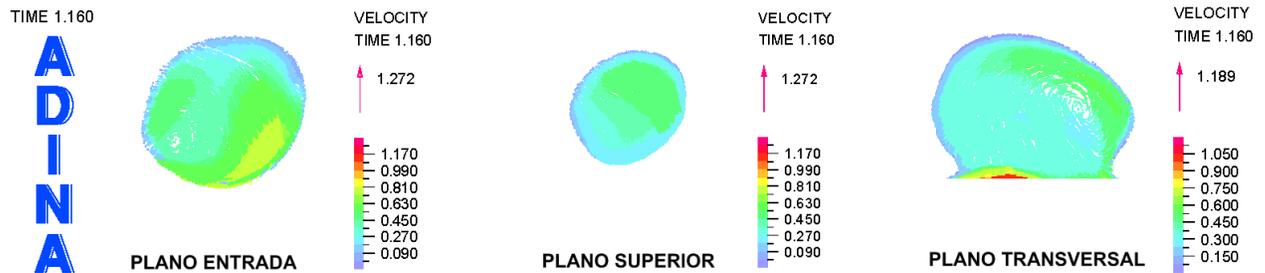


Figura 4.121: Simulación 9. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.122 y 4.123 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente.

Se puede apreciar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos con la ubicación, oscilando entre 11 y 19 [kPa], aproximadamente. Como ya es típico, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 19 [Pa], aproximadamente. Los resultados para la presión son muy similares a los obtenidos en las simulaciones CFD y otras FSI. Para los resultados del esfuerzo de corte en la pared, los resultados se asemejan más a los resultados para las otras simulaciones FSI que a las simulaciones CFD, principalmente a que la pared es deformable.

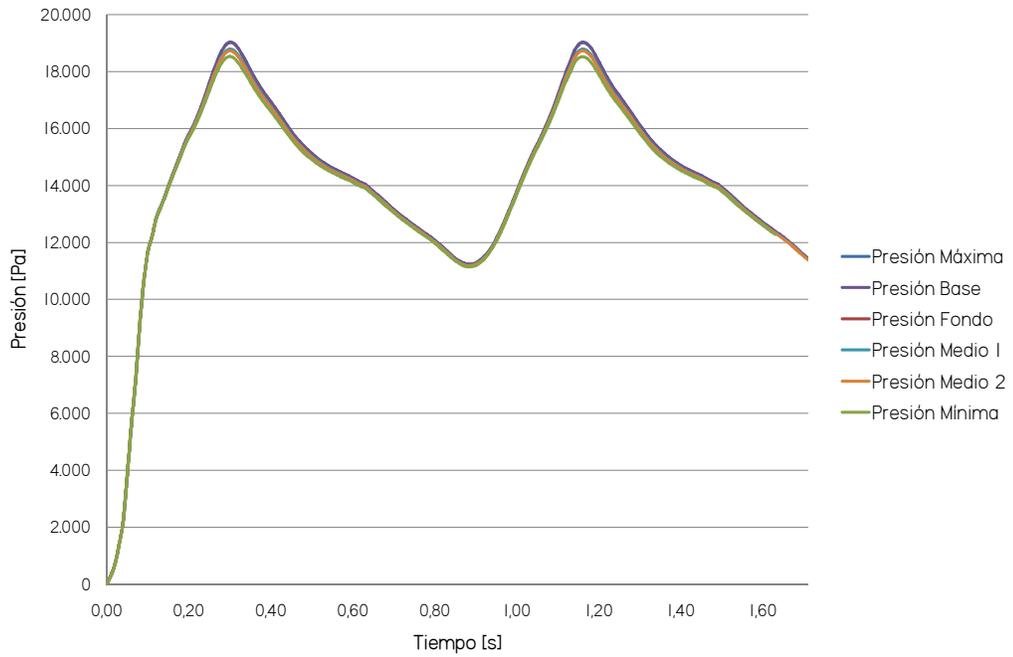


Figura 4.122: Simulación 9. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

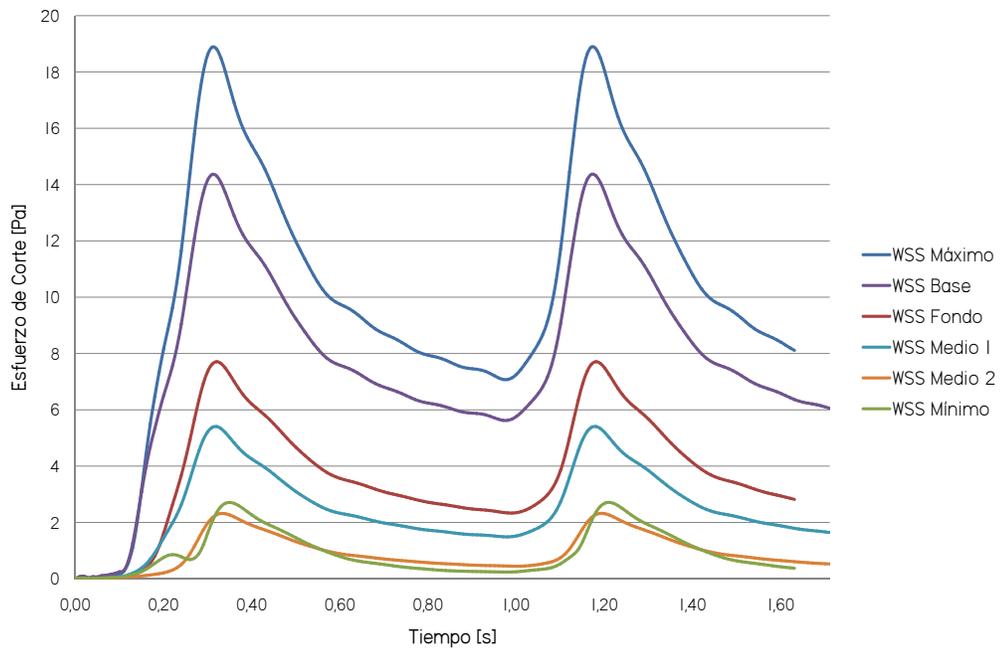


Figura 4.123: Simulación 9. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

#### 4.7.5. Resultados Simulación 10

- **Características generales:** Simulación FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Delfino Equivalente, Espesor Arteria, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida hipertenso.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 2.
- **Espesor arterial:** 0.4 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.4 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 52,682 el .
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 388,472 .
- **Volumen fluido:** 722.87 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 537 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].

**Resultados Estructurales**

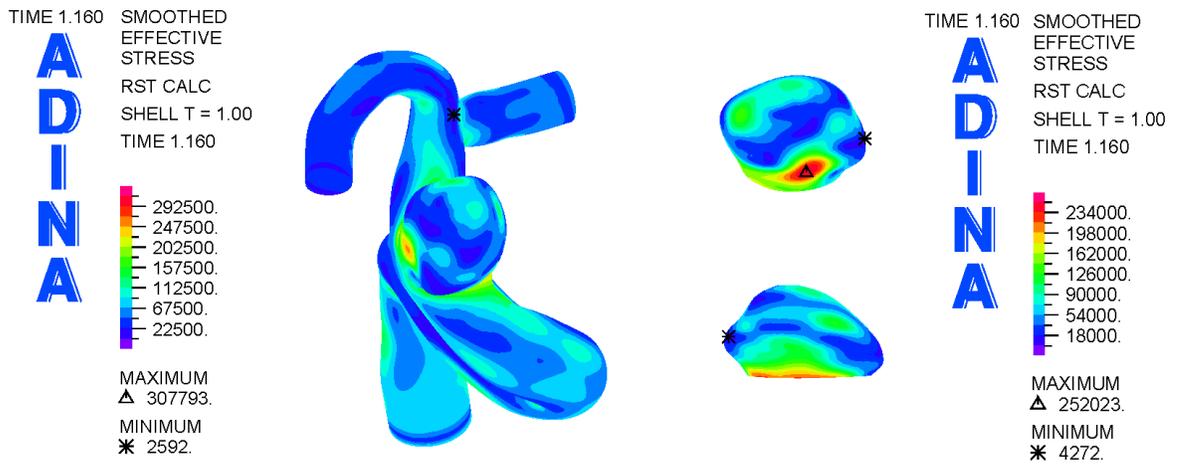


Figura 4.124: Simulación 10. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.124 y 4.125 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia el mismo comportamiento que en las simulaciones estructurales puras y que en los otros casos FSI; esfuerzos máximos en la zona lateral izquierda, esfuerzos mínimos en los extremos, concentración de esfuerzos en la zona del aneurisma y primer esfuerzo principal en tracción, en gran parte de la geometría. Aunque los valores son sustancialmente menores.

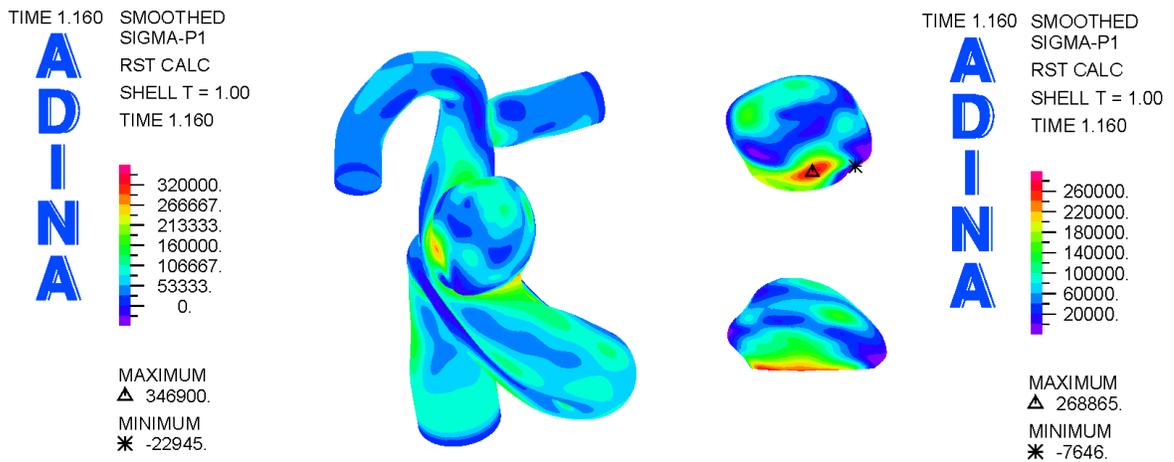


Figura 4.125: Simulación 10. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

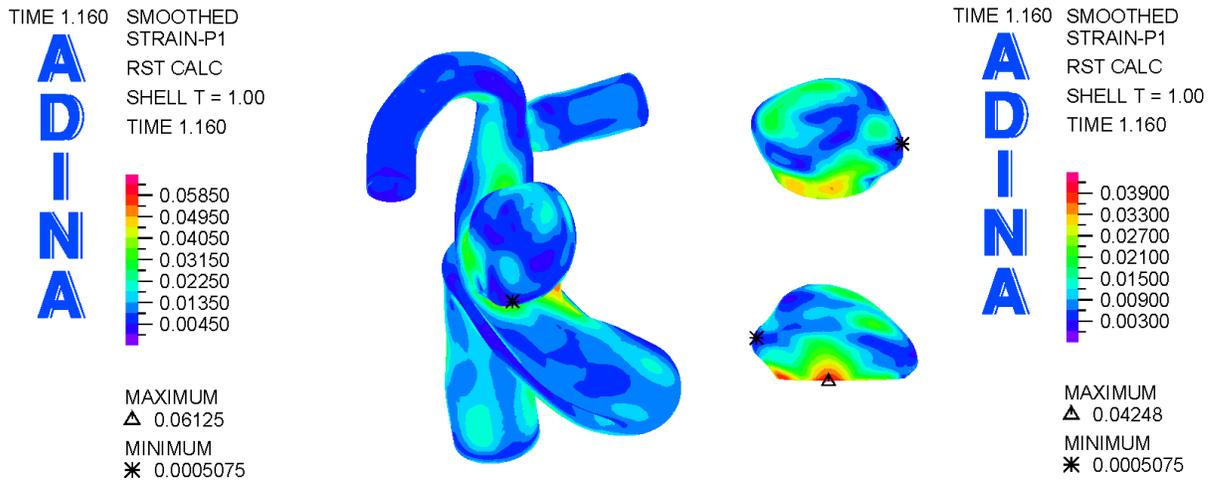


Figura 4.126: Simulación 10. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.125 y 4.95 se ilustran la primera y tercera deformación principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia un comportamiento un tanto diferente con respecto a los casos estructurales puros y los otros FSI. Aunque la zona lateral izquierda aún sigue concentrando altas deformaciones, los máximos se alcanzan en la zona de la base del aneurisma, esto puede deberse a que la geometría posee un espesor único.

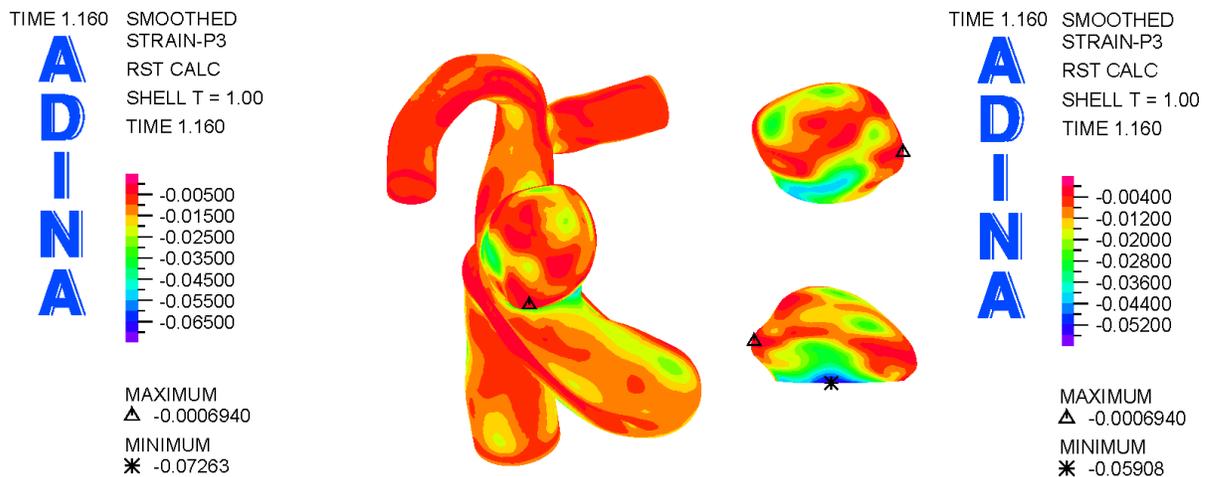


Figura 4.127: Simulación 10. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.128, 4.129, 4.130 y 4.131 se presenta la evolución temporal del esfuerzo efectivo, el primer esfuerzo principal y de la primera y tercera deformación principal en el aneurisma, respectivamente.

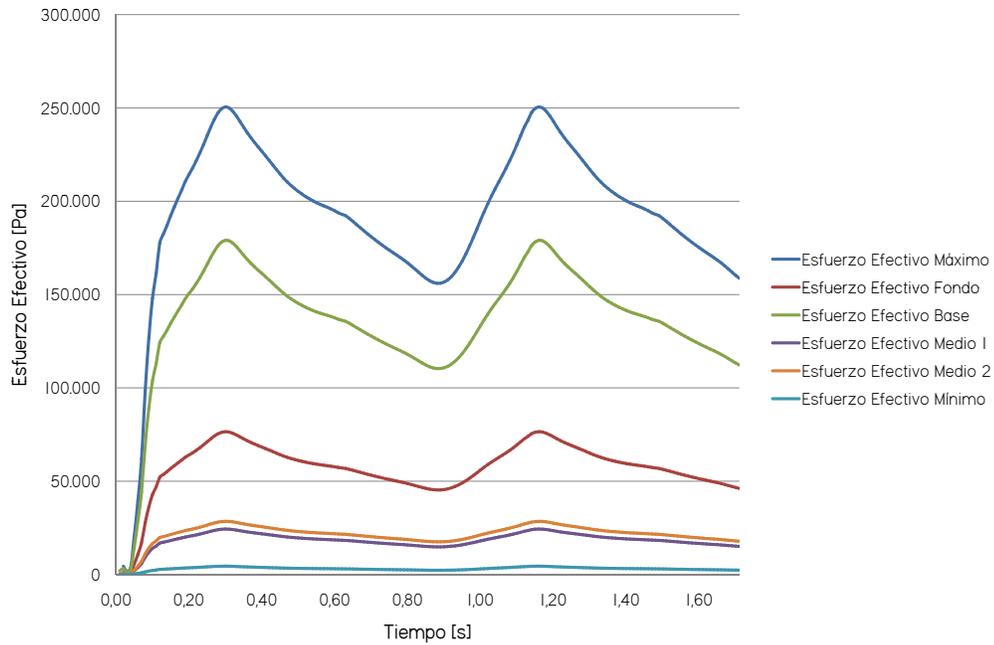


Figura 4.128: Simulación 10. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

Cabe destacar, nuevamente, que existe una gran variabilidad de los resultados de esfuerzos y deformaciones con respecto a la ubicación del punto en el aneurisma. Para el esfuerzo efectivo los valores van desde cerca de 4 [kPa] hasta casi 252 [kPa] para el aneurisma. El panorama no es distinto para las demás variables en estudio, de hecho el primer esfuerzo principal varía desde alrededor de los -7 [kPa] hasta casi 269 [kPa], mientras que la primera deformación principal va desde casi 0 hasta 0.04, de la misma manera que la tercera deformación principal que lo hace desde, también, casi 0 hasta -0.05.

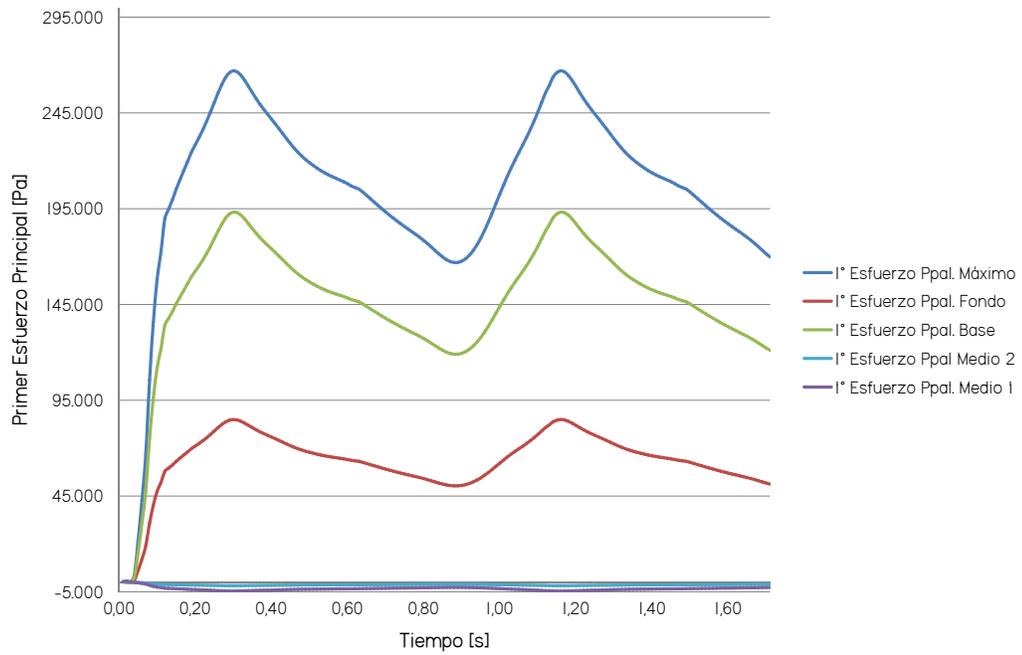


Figura 4.129: Simulación 10. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

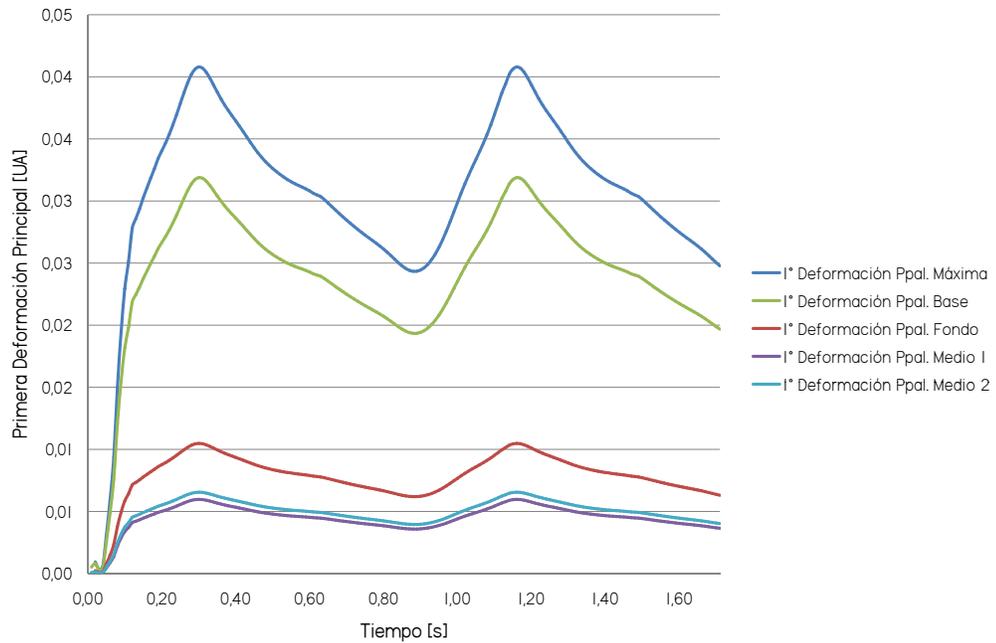


Figura 4.130: Simulación 10. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

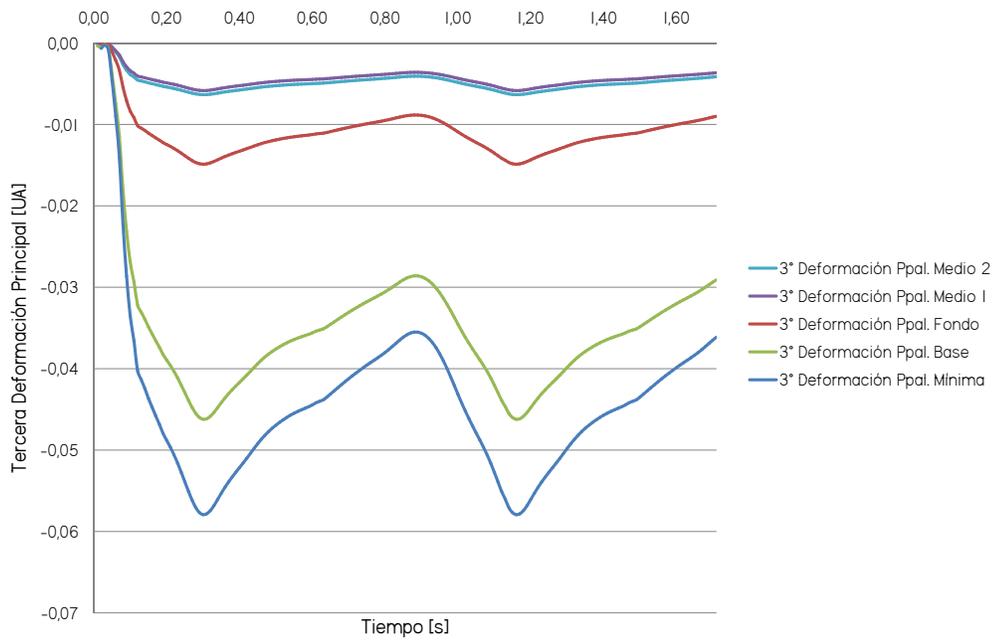


Figura 4.131: Simulación 10. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

## Resultados Fluidodinámicos

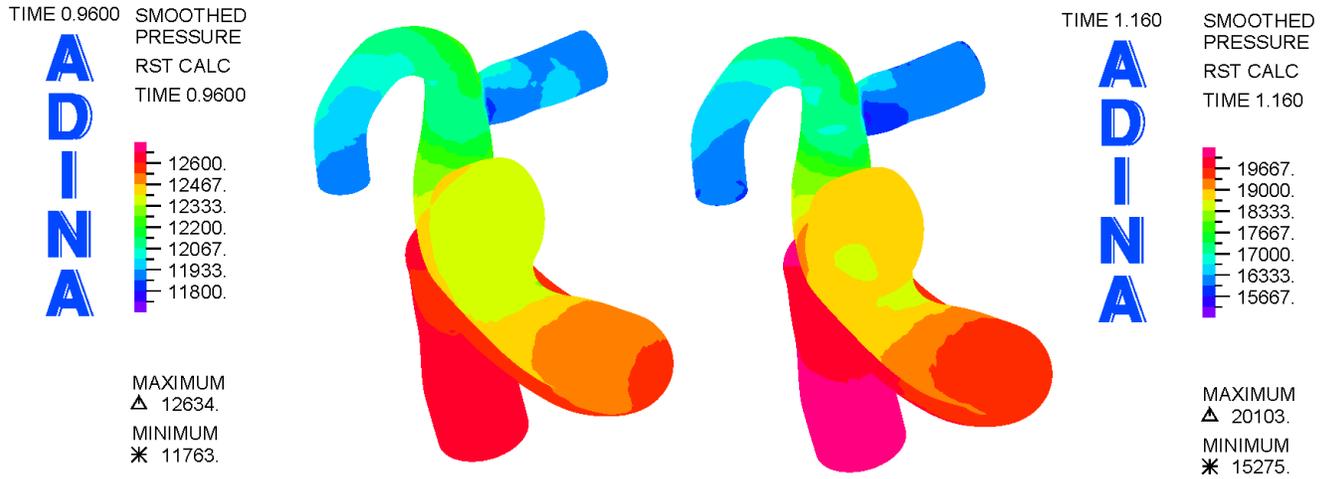


Figura 4.132: Simulación 10. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.132 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 5 [kPa].

En la figura 4.133 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Nuevamente, puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.134 se ilustra la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y , de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.15 [Pa]).

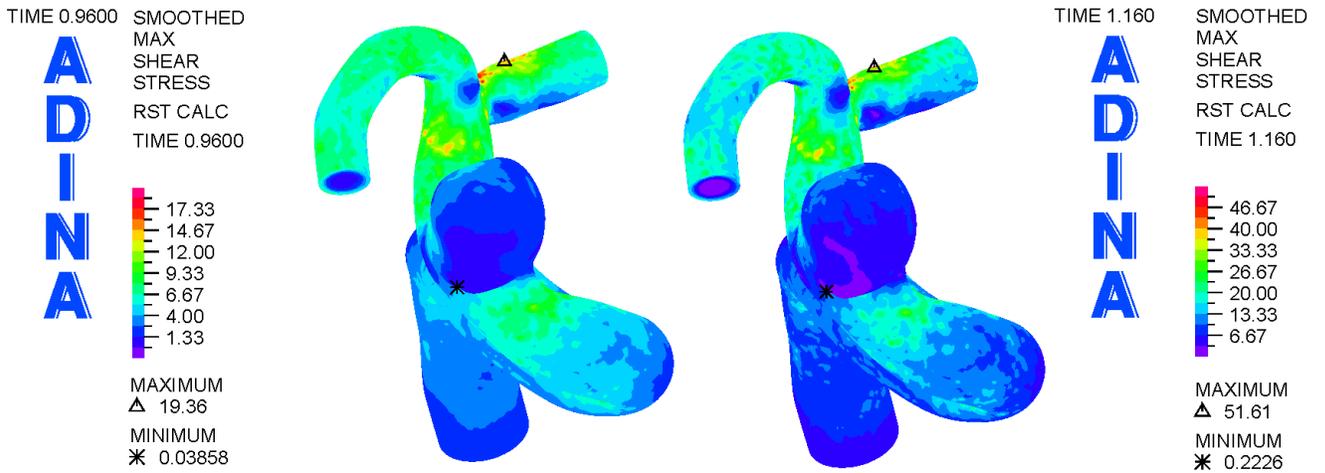


Figura 4.133: Simulación 10. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

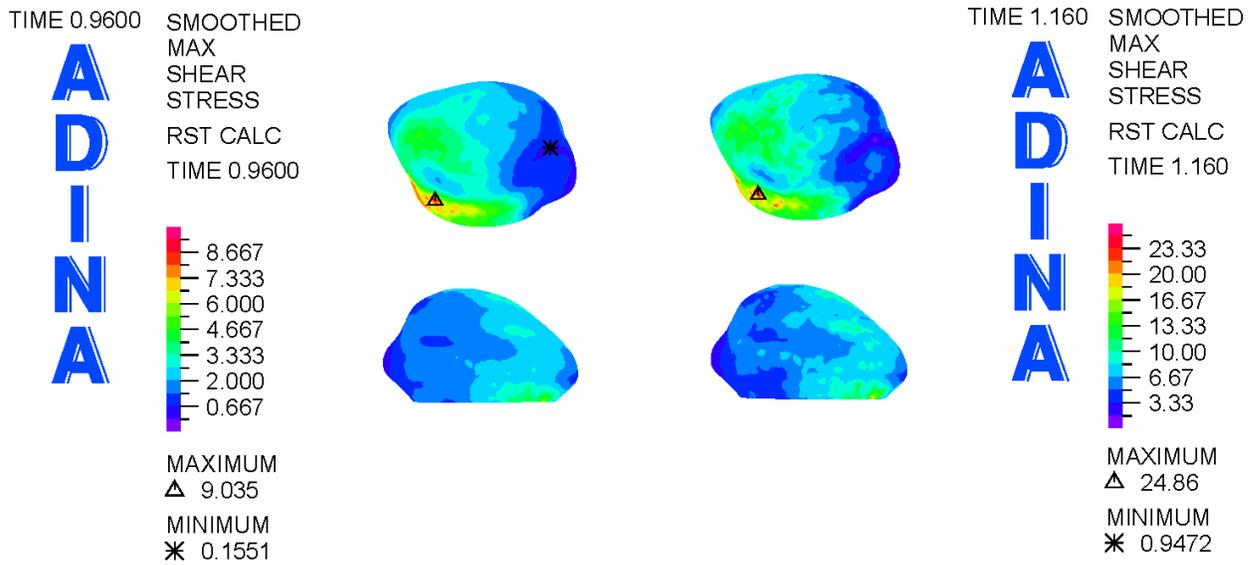


Figura 4.134: Simulación 10. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

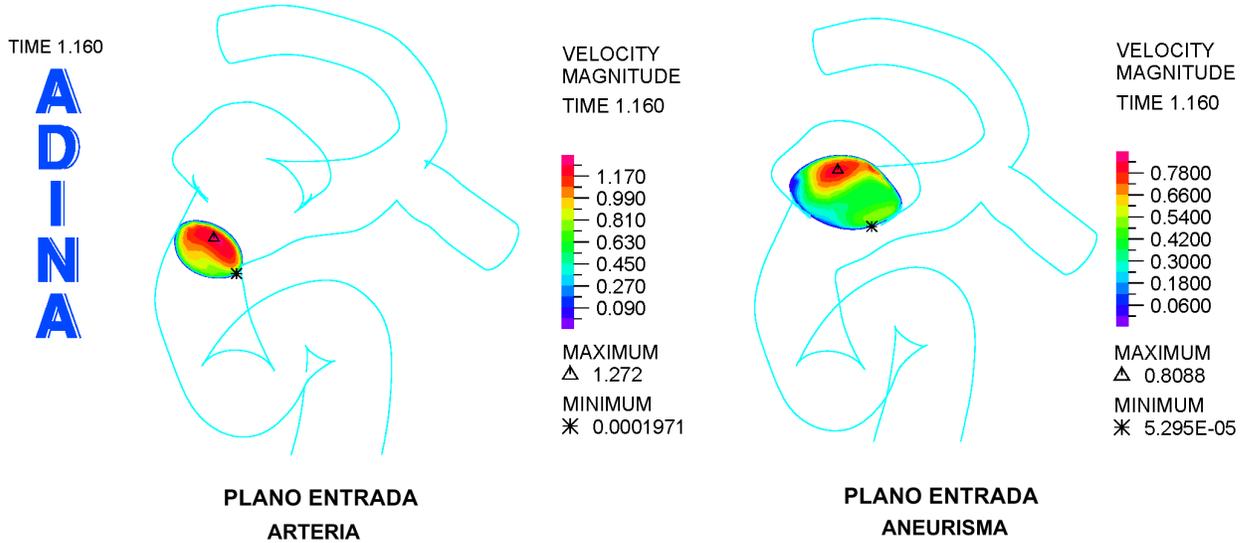


Figura 4.135: Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.135 y 4.136 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Cabe destacar que las distribuciones de velocidad son similares a las vistas anteriormente en simulaciones CFD y FSI. Debido a la rigidez de la pared, las velocidades son un tanto mayores que en las otras simulaciones FSI, pero sin alcanzar los niveles de pared rígida.

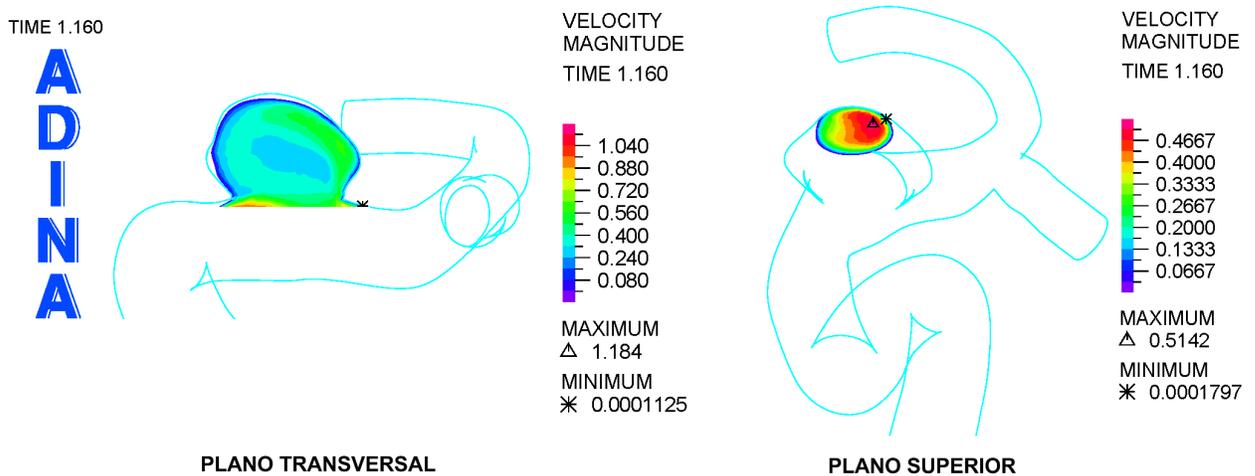


Figura 4.136: Simulación 10. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]).

En la figura 4.137 se ilustra la distribución de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman que las velocidades son similares en distribución a las observadas para las simulaciones con pared rígida (CFD) y otras FSI.

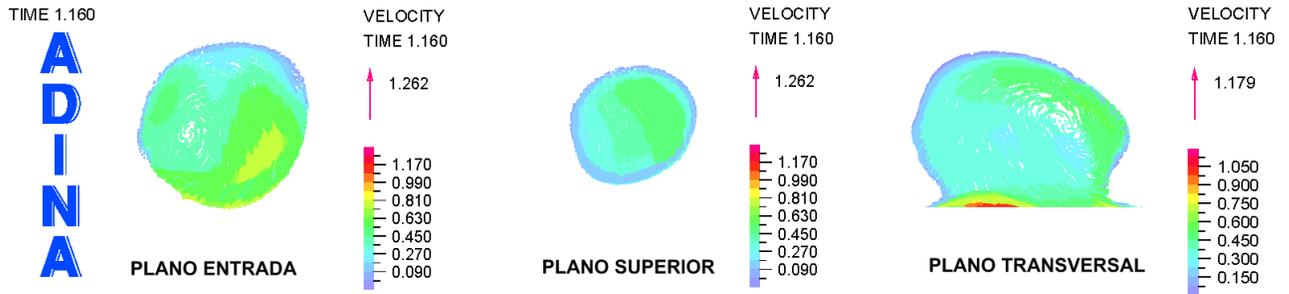


Figura 4.137: Simulación 10. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.138 y 4.139 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente.

Se puede apreciar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos con la ubicación, oscilando, al igual que los demás casos, entre 11 y 19 [kPa], aproximadamente. Como ya es típico, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 21 [Pa], aproximadamente. Los resultados son muy similares a los obtenidos en las simulaciones CFD, tanto para la presión, como para el esfuerzo de corte en la pared, debido a la gran rigidez que le otorga al aneurisma considerar un espesor de pared característico de la arteria.

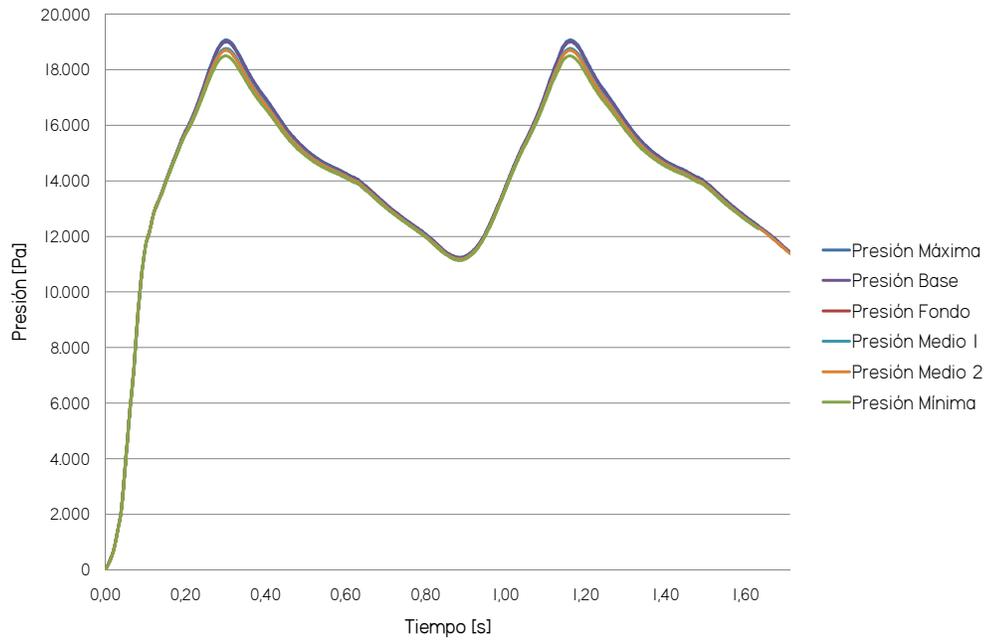


Figura 4.138: Simulación 10. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

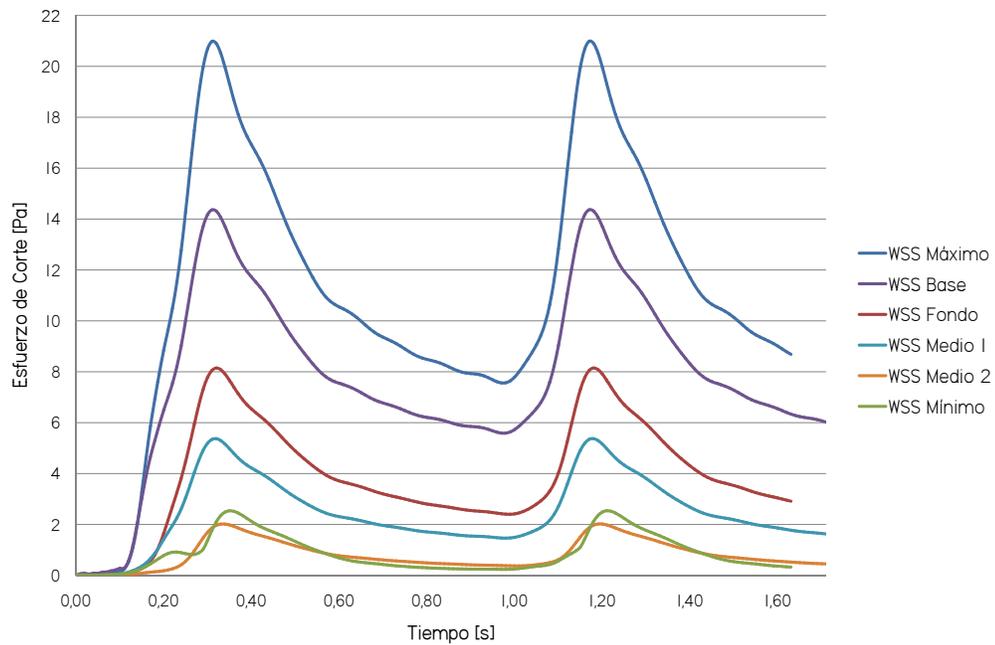


Figura 4.139: Simulación 10. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

#### 4.7.6. Resultados Simulación 11

- **Características generales:** Simulación FSI, Sólido Elástico, Módulo de Young Delfino Equivalente, Espesor Aneurisma, Elementos tipo Shell, Perfil de Velocidades de Wommerley a la entrada, Pulso de presión a la salida hipertenso.
- **Cantidad de sifones precedentes al aneurisma:** 2.
- **Espesor arterial:** 0.086 [mm].
- **Espesor de aneurisma:** 0.086 [mm].
- **Largo Arista de elementos sólido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos sólido:** 52,682 el .
- **Descripción cinemática del sólido:** Desplazamientos grandes/Deformaciones pequeñas.
- **Largo Arista de elementos fluido:** 0.018 [mm].
- **Cantidad de elementos fluido:** 388,472 .
- **Volumen fluido:** 722.87 [mm<sup>3</sup>].
- **Densidad de malla fluido:** 537 [el/mm<sup>3</sup>].
- **Radio de entrada:** 2.07 [mm].

**Resultados Estructurales**

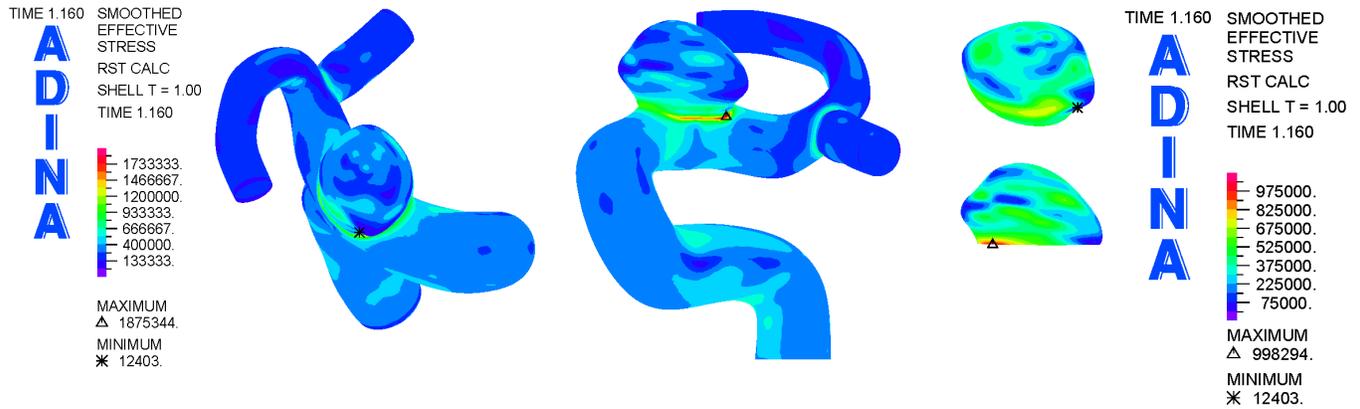


Figura 4.140: Simulación 11. Distribución del esfuerzo efectivo de Von Mises en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.140 y 4.141 se ilustran el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Se aprecia un comportamiento un tanto divergente con respecto a todas las simulaciones anteriores, tan sólo esbozado ligeramente en el caso de la geometría con espesor de arteria. Los esfuerzos se concentran en una acotada zona circundante a la base del aneurisma. Este tipo de resultados ya fueron observados por Araya en su trabajo de título [5], puesto que ésta fue la metodología utilizada por él. Los resultados deben concentrarse en esta zona debido a su gran curvatura y a su menor área, debido a que se está considerando espesor de aneurisma en toda la geometría.

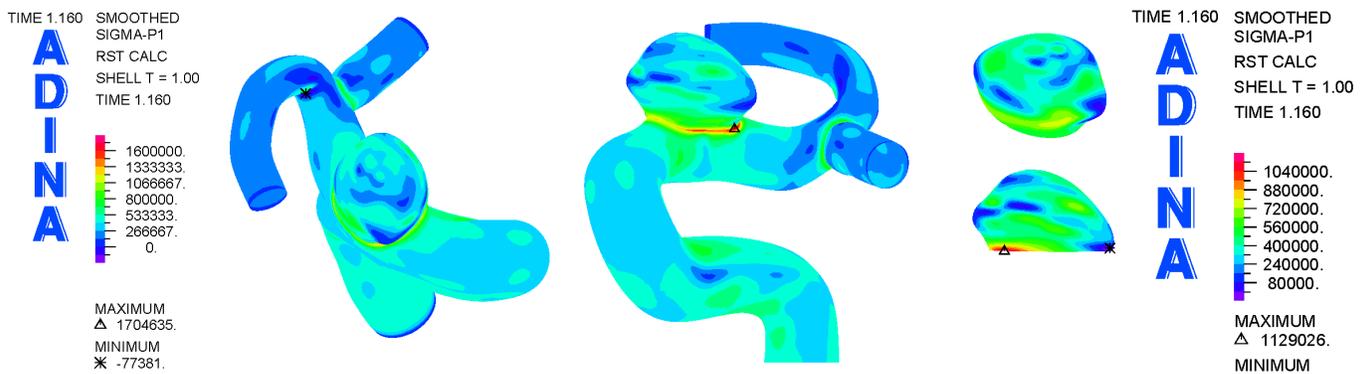


Figura 4.141: Simulación 11. Distribución del primer esfuerzo principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

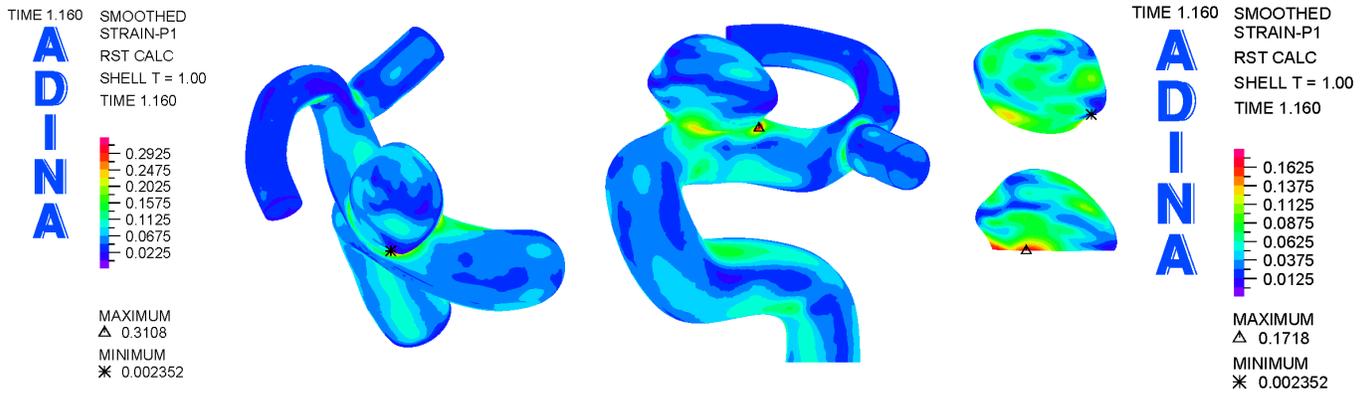


Figura 4.142: Simulación 11. Distribución de la primera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.142 y 4.143 se ilustran se ilustran la primera y tercera deformación principal en la geometría para la sístole, respectivamente. Nuevamente, se aprecia una concentración de la deformación en la zona circundante a la base del aneurisma, aún más marcada que en el caso de la simulación anterior con espesor de arteria en toda la geometría.



Figura 4.143: Simulación 11. Distribución de la tercera deformación principal en la pared arterial para la sístole (1.16 [s], segundo pulso).

En las figuras 4.144, 4.145, 4.146 y 4.147 se presenta la evolución temporal del esfuerzo efectivo, el primer esfuerzo principal y de la primera y tercera deformación principal en el aneurisma, respectivamente.

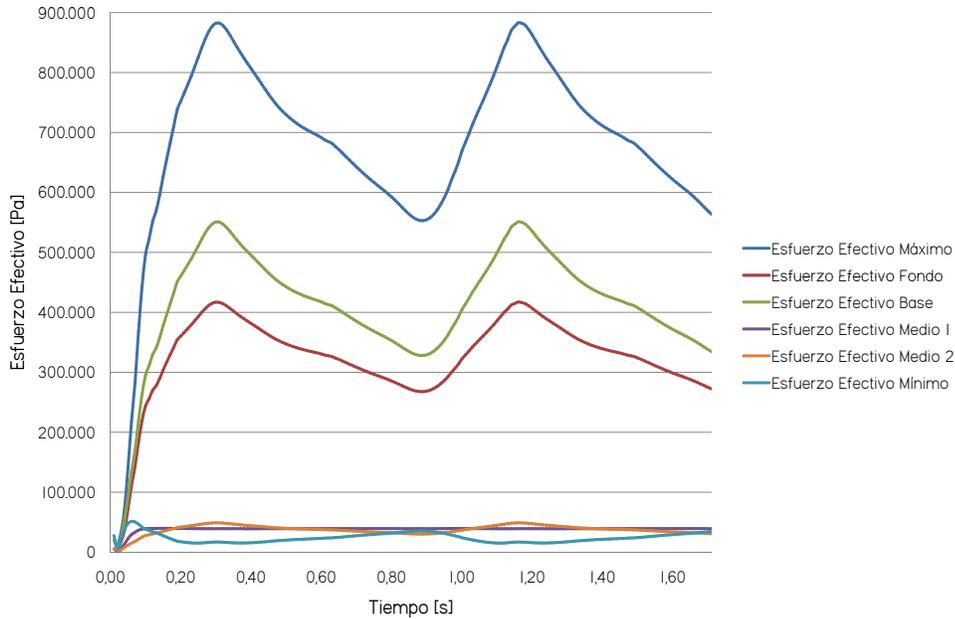


Figura 4.144: Simulación 11. Esfuerzo efectivo de Von Mises en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

Cabe destacar, nuevamente, que existe una gran variabilidad de los resultados de esfuerzos y deformaciones con respecto a la ubicación del punto en el aneurisma. Para el esfuerzo efectivo los valores van desde cerca de 12 [kPa] hasta casi 998 [kPa] para el aneurisma. El panorama no es distinto para las demás variables en estudio, de hecho el primer esfuerzo principal varía desde alrededor de los -9 [kPa] hasta casi 1130 [kPa], mientras que la primera deformación principal va desde casi 0 hasta 0.17, de la misma manera que la tercera deformación principal que lo hace desde, también, casi 0 hasta -0.17.

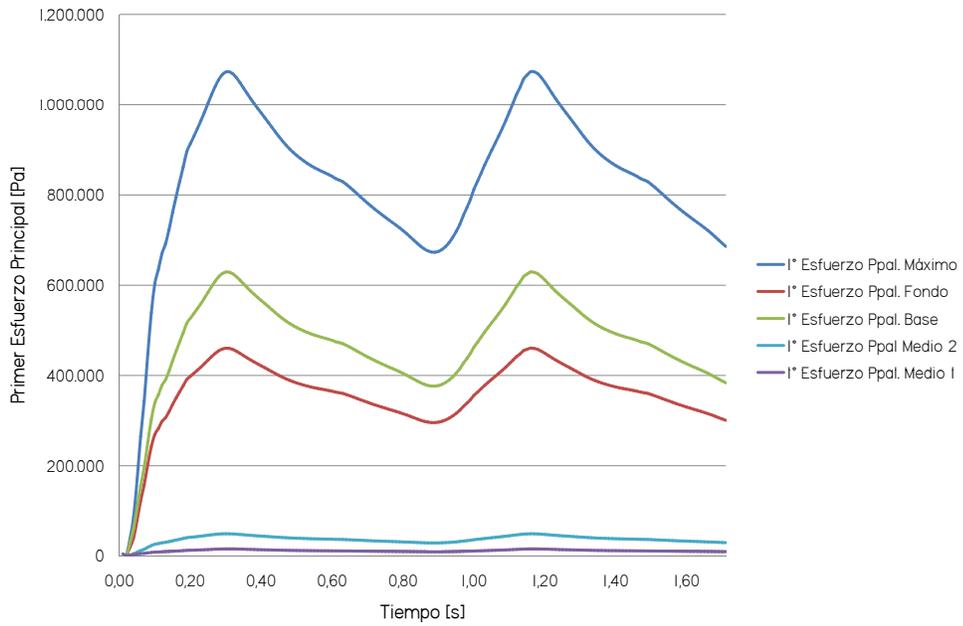


Figura 4.145: Simulación 11. Primer esfuerzo principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

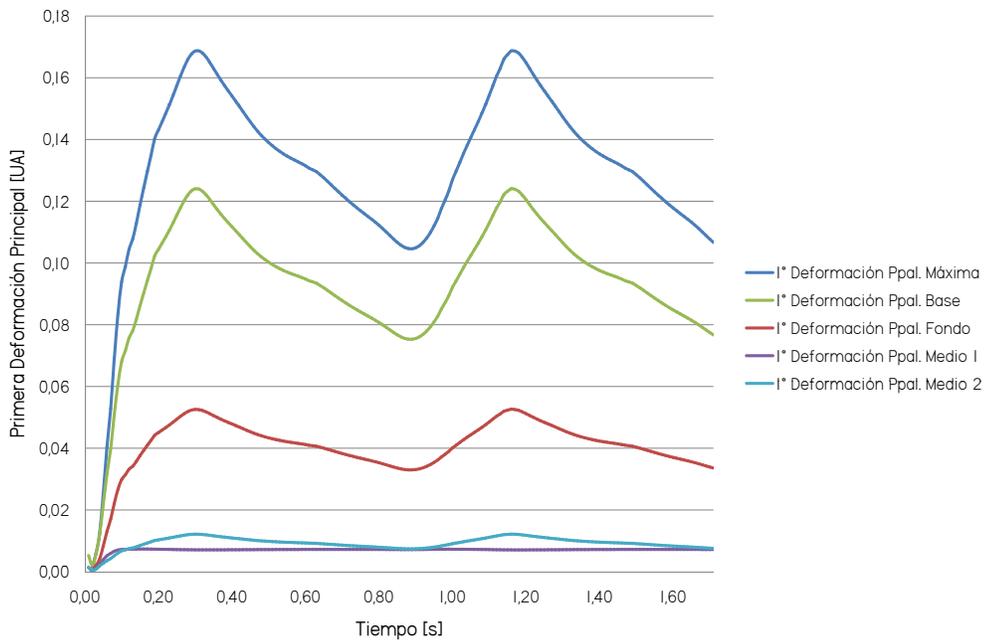


Figura 4.146: Simulación 11. Primera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

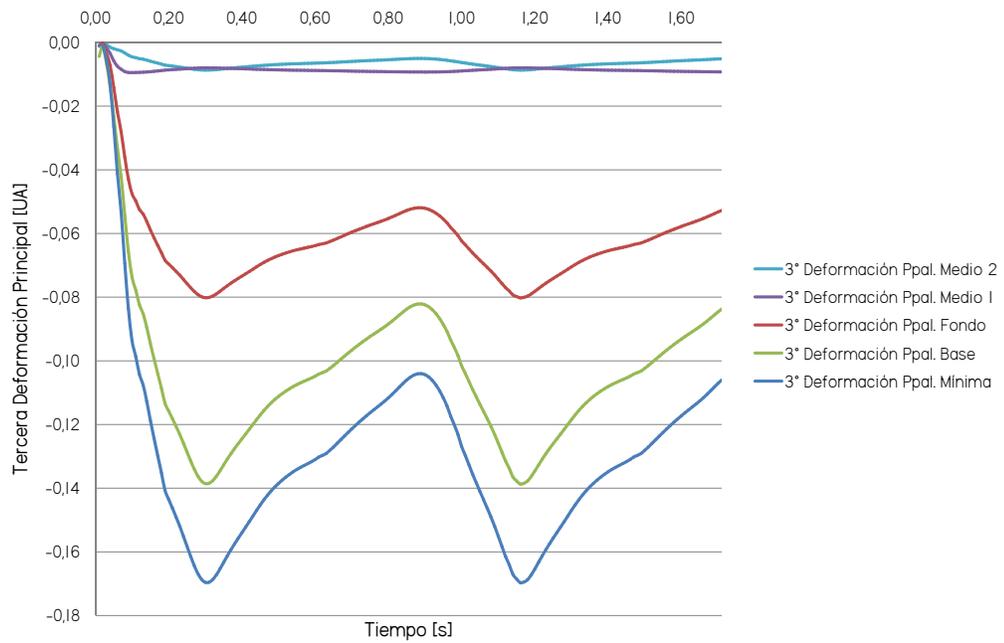


Figura 4.147: Simulación 11. Tercera deformación principal en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardíacos (1.71 [s]).

## Resultados Fluidodinámicos

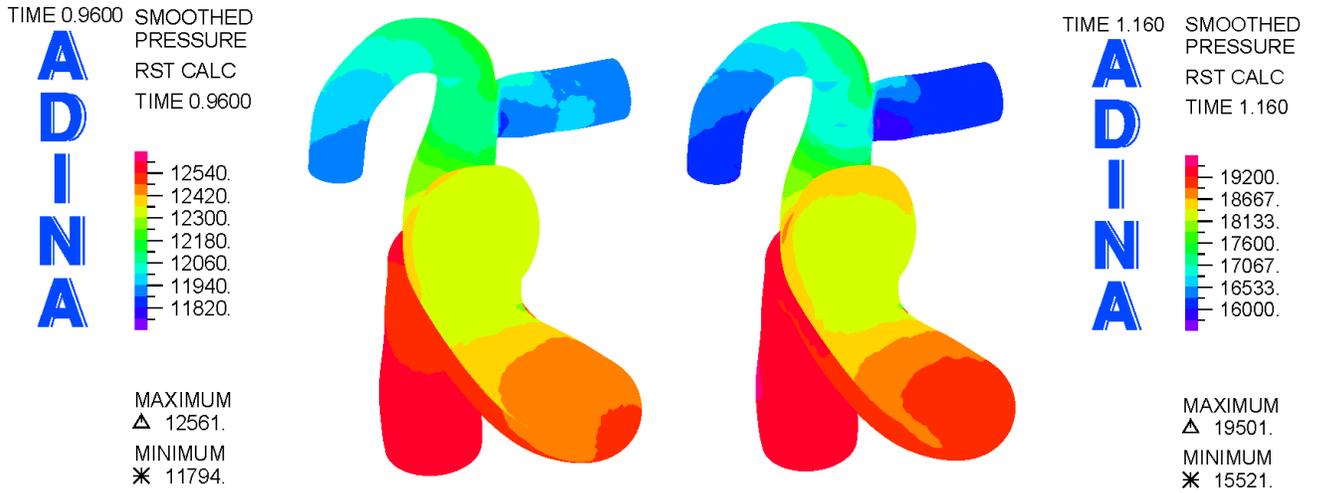


Figura 4.148: Simulación 11. Distribución de presión en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

En la figura 4.148 se muestra la distribución de presión sobre la geometría para la diástole y la sístole. Naturalmente, cae en el sentido del flujo. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 4 [kPa].

En la figura 4.149 se muestra la distribución de esfuerzo de corte en la pared en la geometría completa para la diástole y la sístole. Nuevamente, puede apreciarse que el aneurisma exhibe bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría. Por otro lado, en la figura 4.150 se aprecia la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma. Nuevamente destaca la zona lateral izquierda por sus altos esfuerzos de corte, también destaca la zona de los extremos de la geometría; presentan relativamente bajos esfuerzos de corte y , de hecho, el mínimo global se encuentra en esta zona para la diástole (0.19 [Pa]).

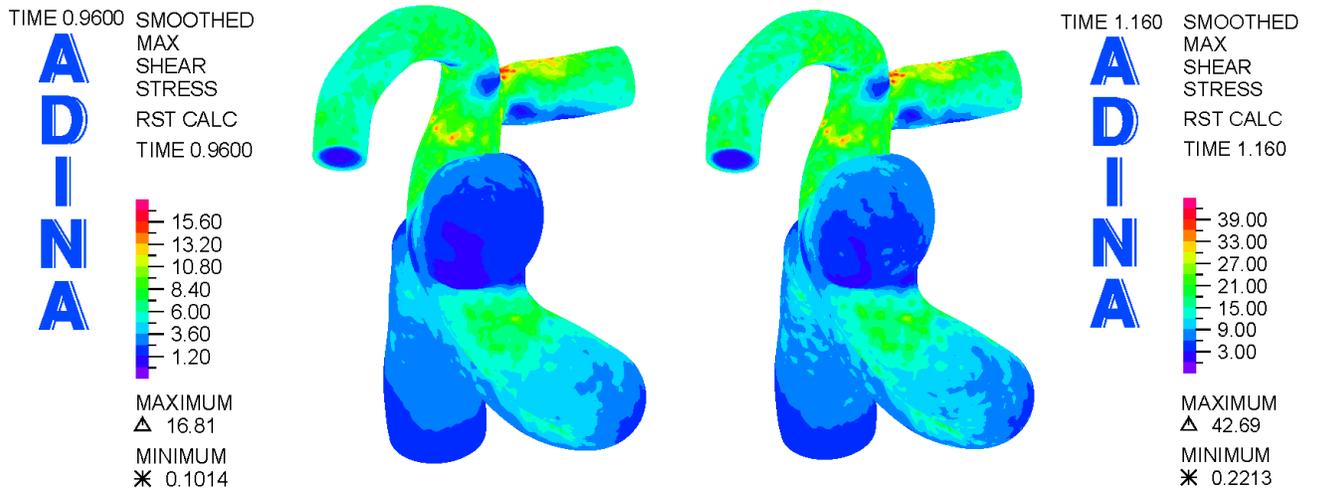


Figura 4.149: Simulación 11. Distribución de el esfuerzo de corte en la geometría completa para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

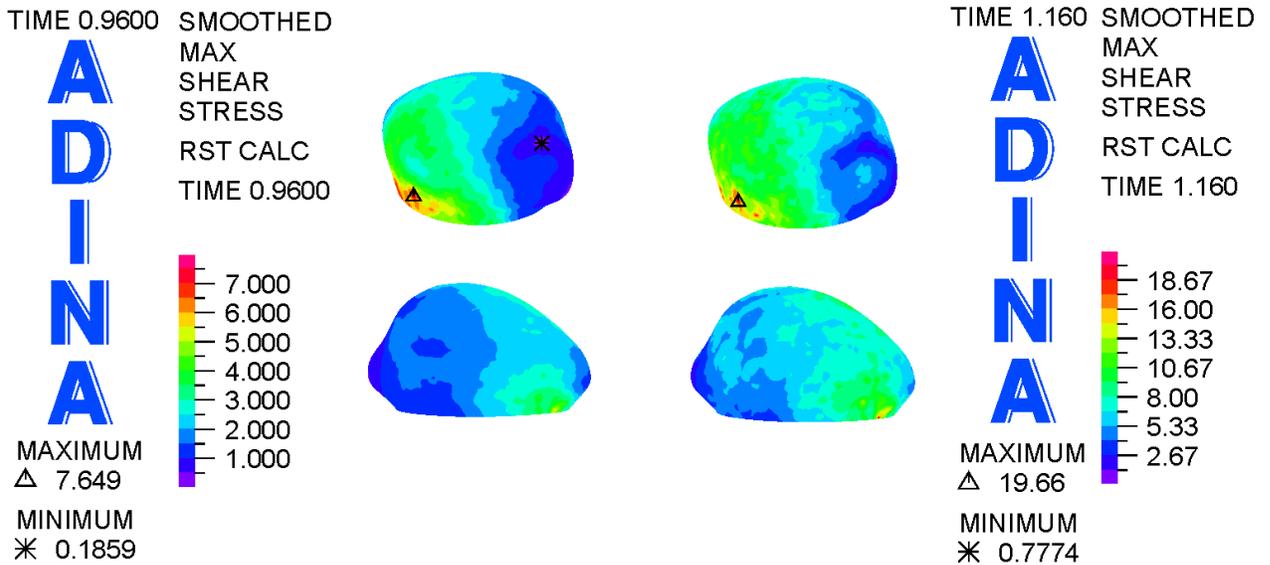


Figura 4.150: Simulación 11. Distribución de el esfuerzo de corte en el aneurisma para la diástole (figura izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]).

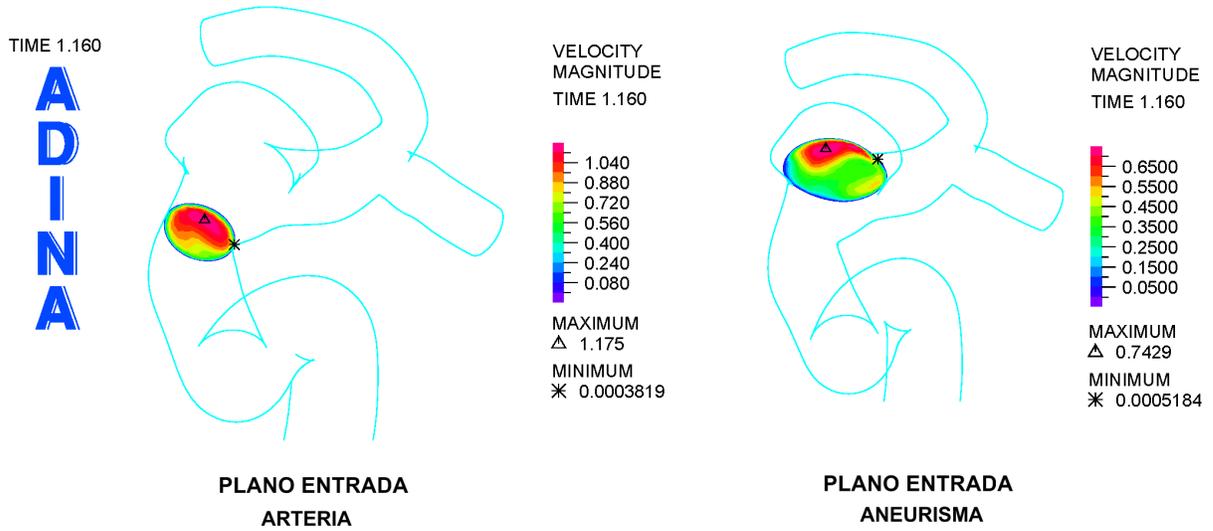


Figura 4.151: Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos de entrada al aneurisma y de arteria de entrada para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.151 y 4.152 se muestran las distribuciones de magnitud de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Cabe destacar que las distribuciones de velocidad son similares a las vistas anteriormente en simulaciones CFD y FSI. Las velocidades exhibidas son las menores de todas las simulaciones, debido a que la escasa rigidez de la pared de la geometría, producto de su bajo espesor.

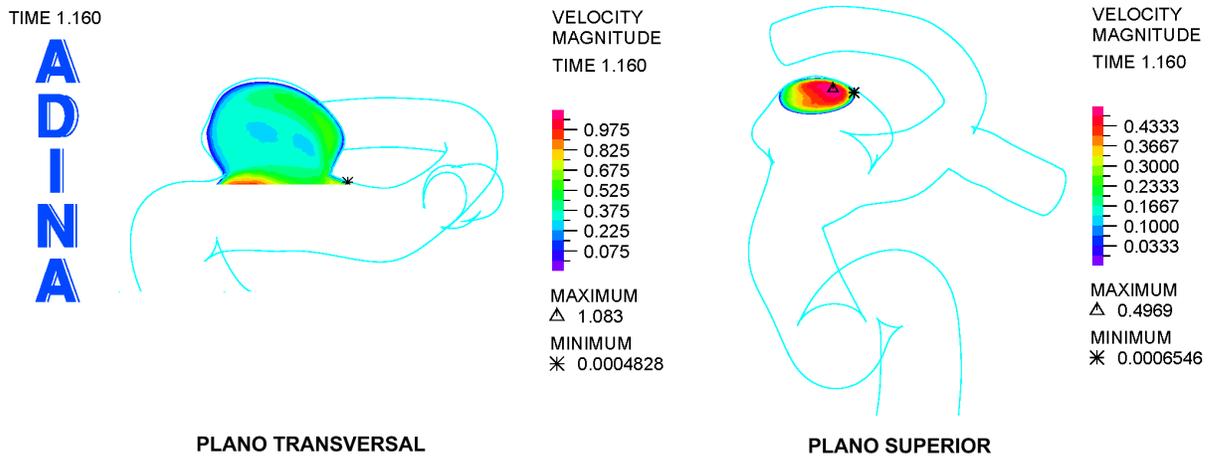


Figura 4.152: Simulación 11. Distribución de la magnitud de la velocidad en los planos superior y transversal para la sístole (1.16 [s]).

En la figura 4.153 se ilustra la distribución de velocidad en los planos de control definidos para la sístole. Para los planos de entrada y superior la dirección de salida del flujo es hacia abajo en las figuras, mientras que para el plano transversal es hacia la derecha. Las imágenes confirman que las velocidades son muy similares en distribución a las observadas para las simulaciones con pared rígida (CFD) y otras FSI.

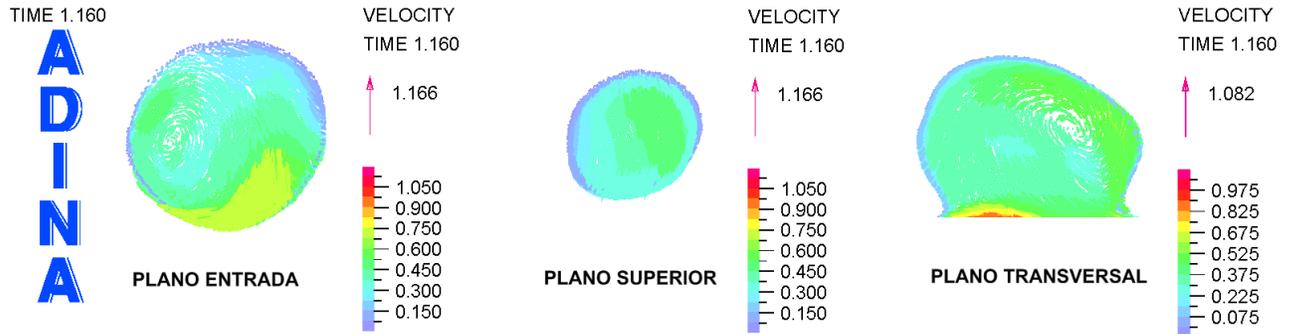


Figura 4.153: Simulación 11. Distribución de la velocidad en los planos superior, transversal y entrada del aneurisma para la sístole (1.16 [s]).

En las figuras 4.154 y 4.155 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte para los puntos de control definidos, respectivamente.

Se puede apreciar que la presión en el aneurisma no sufre cambios significativos con la ubicación, oscilando entre 11 y 19 [kPa], nuevamente. Como ya es típico, el esfuerzo de corte sufre cambios significativos con respecto a la ubicación del punto dentro del aneurisma. Se observan esfuerzos de corte entre 0 y 17 [Pa], aproximadamente. Los resultados para la presión son muy similares a los obtenidos en las simulaciones CFD, en cambio, los resultados para el esfuerzo de corte son sustancialmente menores debido, también, a la baja en las velocidades dentro el aneurisma. De hecho son los esfuerzos de corte más bajos de entre todas las simulaciones realizadas, debido, principalmente, a que es la simulación que exhibe mayores deformaciones del sólido, permitiendo al flujo moverse en secciones transversales mayores y bajar así su velocidad y esfuerzos de corte.

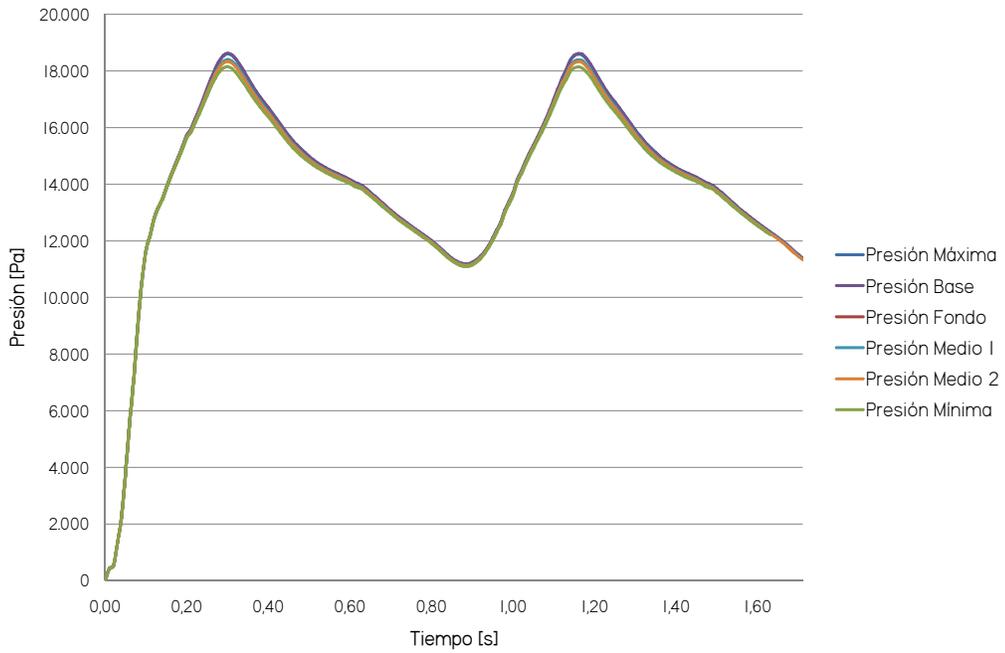


Figura 4.154: Simulación 11. Presión en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

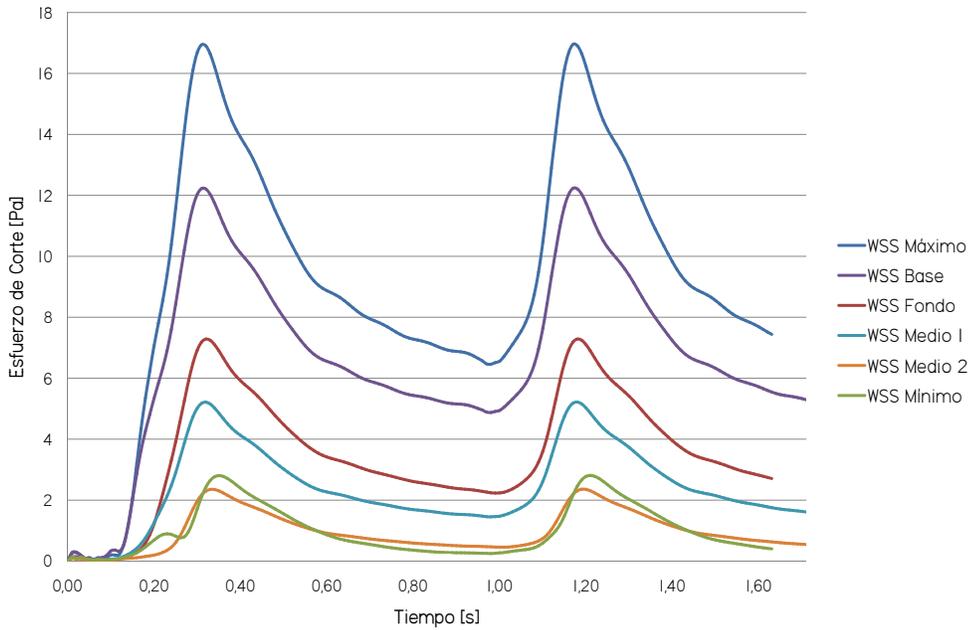


Figura 4.155: Simulación 11. Esfuerzo de corte en función del tiempo para los puntos de control definidos en el aneurisma durante dos ciclos cardiacos (1.71 [s]).

#### 4.7.7. Resumen

En las tablas 4.4 y 4.5 se muestra un resumen de los resultados extremos obtenidos para las simulaciones FSI en el aneurisma, tanto para la estructura, como para el fluido, respectivamente.

Cuadro 4.4: Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI. Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma.

Simulación #	Esf. Efect. Máx. [kPa]	1° Esf. Ppal. Máx. [kPa]	1° Def. Ppal. Máx. [UA]	3° Def. Ppal. Mín. [UA]
7	705.964	753.470	0.115	-0.162
8	901.788	961.465	0.157	-0.214
9	804.472	881.641	0.083	-0.117
10	250.502	266.953	0.041	-0.058
11	882.885	1073.040	0.169	-0.170

Cuadro 4.5: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI. Puntos extremos de presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma.

Simulación #	Presión Máx. [kPa]	Presión Mín. [kPa]	WSS Máx. [Pa]	WSS Mín. [Pa]	Caída de Presión Máx. [kPa]
7	19.015	11.142	17.555	0.247	4.834
8	26.679	13.516	16.890	0.270	4.745
9	19.025	11.239	18.886	0.239	4.906
10	19.066	11.142	20.686	0.237	4.828
11	18.589	11.096	16.954	0.249	3.980

Recordar que:

- **Simulación 7:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Pulso de Presión Normal.
- **Simulación 8:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Pulso de Presión Hipertenso.
- **Simulación 9:** Modelo Elástico Delfino Equivalente, Espesor Variable, Pulso de Presión Normal.
- **Simulación 10:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Arteria, Pulso de Presión Normal.
- **Simulación 11:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Aneurisma, Pulso de Presión Normal.

Al cotejar los resultados mostrados en las tablas se ponen de relieve varias situaciones interesantes. Primero, se puede apreciar una gran variabilidad en los resultados de esfuerzos y deformaciones obtenidos

para cada una de las simulaciones. Las variables de presión y espesor arterial juegan un rol fundamental generando esta variabilidad. Por otro lado, el cambio de módulo de elasticidad genera un trade-off interesante entre esfuerzos y deformaciones; por un lado suben los esfuerzos máximos, pero a la vez, baja ostensiblemente las deformaciones. Estos resultados serán analizados con mayor profundidad en el siguiente capítulo.

Cabe destacar que, como se observó en la simulación 7, los dos primeros esfuerzos principales son muy parecidos en módulo y ampliamente superiores al tercer esfuerzo principal. Esto permite que el esfuerzo efectivo y el primer esfuerzo principal sean muy parecidos. En efecto, recordemos que el esfuerzo efectivo  $\sigma_e$  está dado por:

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2} \quad (4.2)$$

Si  $\sigma_1 \approx \sigma_2 \gg \sigma_3$ , entonces  $(\sigma_1 - \sigma_2) \approx 0$  y  $(\sigma_1 - \sigma_3) \approx (\sigma_2 - \sigma_3) \approx \sigma_1$ , de esta manera  $\sigma_e \approx \sigma_1$ . Por esta razón, aunque conceptualmente el esfuerzo efectivo no representa un indicador adecuado para evaluar la tendencia a la ruptura del material arterial, en la práctica terminando siguiendo el mismo comportamiento que el primer esfuerzo principal.

Por otro lado, los resultados fluidodinámicos se muestran menos sensibles a las variaciones en las condiciones de las simulaciones. Salvo al variar la presión de salida, la presión sobre el aneurisma es bastante similar en todas las simulaciones. De la misma manera, la caída de presión se mantiene muy uniforme, salvo para el caso de la simulación con espesor de aneurisma. Sin embargo, el comportamiento más interesante tiene que ver con la correlación entre deformación del sólido y esfuerzo de corte en la pared. Se puede apreciar que estas variables, según estas simulaciones, están perfectamente correlacionadas; a mayores deformaciones bajan los esfuerzos de corte en la pared. Intuitivamente, puesto que el sólido al estar más deformado deja un mayor volumen disponible para que el flujo se desarrolle, posibilita la disminución de la velocidad y, por ende, la disminución de los esfuerzos de corte, tal como lo sugiere Torii [33]. La discusión de estos resultados será retomada en el próximo capítulo.

Las concentraciones de esfuerzos y deformaciones se obtuvieron, en general, en los mismos lugares que para las simulaciones estructurales puras y aparecen ilustradas en la figura 4.156. Del mismo modo, la distribución del esfuerzo de corte en la pared es muy similar a las obtenida en los casos CFD y las zonas interesantes se ilustran en la figura 4.157.

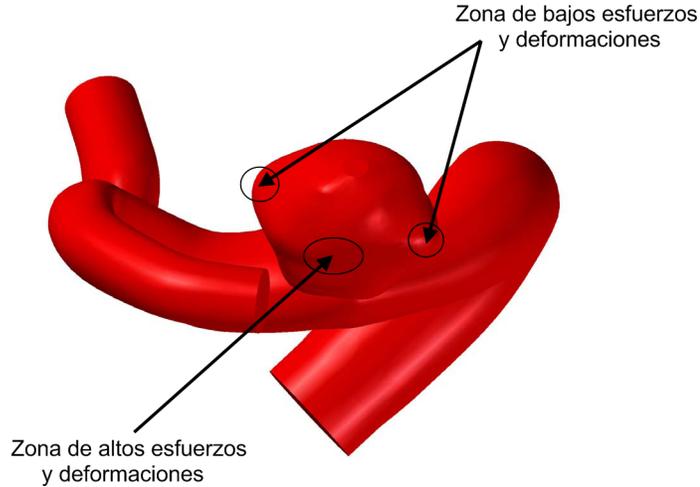


Figura 4.156: Zonas de máximos y mínimos esfuerzos y deformaciones según simulaciones FSI.

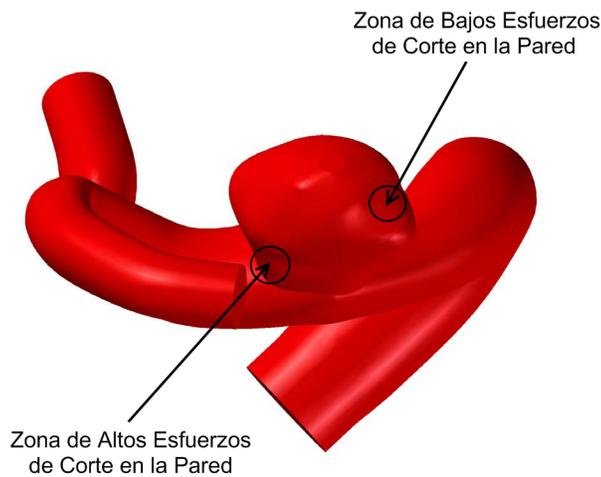


Figura 4.157: Zonas de máximos y mínimos esfuerzos de corte en la pared en las simulaciones FSI.

Por último, recordar que los índices BMR y NSI para este caso son 10.01 y 0.171, respectivamente, esto implica que es más probable que este caso esté roto a que no lo esté. Sin embargo, el aneurisma no está roto. Esto quizá se deba a que las zonas de altos esfuerzos y bajos esfuerzos de corte en la pared no coinciden, de hecho están intercambiadas. En efecto, la zona donde se concentran los esfuerzos puede estar más sana que el resto del aneurisma gracias a su buena lubricación y, debido a esto, ha de resistir más y, a su vez, la zona más frágil del aneurisma, la menos lubricada, está menos solicitada. Sin duda una buena combinación.

## Capítulo 5

# Análisis y Discusión de Resultados

### 5.1. Simulaciones Estructurales

En esta sección se analizarán los resultados obtenidos en las simulaciones estructurales puras, con el fin de establecer las diferencias producidas en los resultados debido a las simplificaciones en los modelos y formulaciones.

Recordar que para las simulaciones estructurales puras se consideró espesor variable, pulso de presión normal, presión externa constante y empotramiento en los extremos. Para la simulación 1 se utilizó el modelo hiperelástico de Seshaiyer como material de toda la pared de la geometría, mientras que para las simulaciones 2 y 3 se utilizó el modelo elástico equivalente de Seshaiyer. Para las simulaciones 1 y 2 se utilizaron elementos tipo 3D, mientras que para la simulación 3 se utilizaron elementos tipo shell.

En las tablas 5.1 y 5.2 se listan los resultados de las tres simulaciones y las diferencias porcentuales entre ellos.

Cuadro 5.1: Resumen de resultados de simulaciones Estructurales puras. Puntos máximos de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 1.

Simulación #	Desp. Máx. [mm]	Dif. Porcentual [%]	Esf. Efect. Máx. [kPa]	Dif. Porcentual [%]	1° Esf. Ppal. Máx. [kPa]	Dif. Porcentual [%]
1	0.22	0	420.76	0	415.45	0
2	0.32	45.5	467.90	11.2	543.24	30.8
3	0.52	136.4	573.91	36.4	584.42	40.7

Cuadro 5.2: Resumen de resultados de simulaciones Estructurales puras. Puntos máximos de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 2.

Simulación #	1° Def. Ppal. Máx. [UA]	Dif. Porcentual [%]	3° Def. Ppal. Máx. [UA]	Dif. Porcentual [%]
1	-	-	-	-
2	0.083	0	0.11	0
3	0.1	20.5	0.14	27.3

Los resultados obtenidos están dentro de los rangos reportados por la literatura [25]. La tendencia muestra que los esfuerzos efectivos crecen un 11.2 % al variar el modelo de hiperelástico a elástico, mientras que el primer esfuerzo principal sube un 30.76 %. Esto se explica a que la aproximación lineal sobreestima los esfuerzos dada una deformación en el rango de estiramientos (stretch) obtenidos en la simulación (máximo primer estiramiento principal 1.047 [UA]), como lo corrobora la figura 5.1.

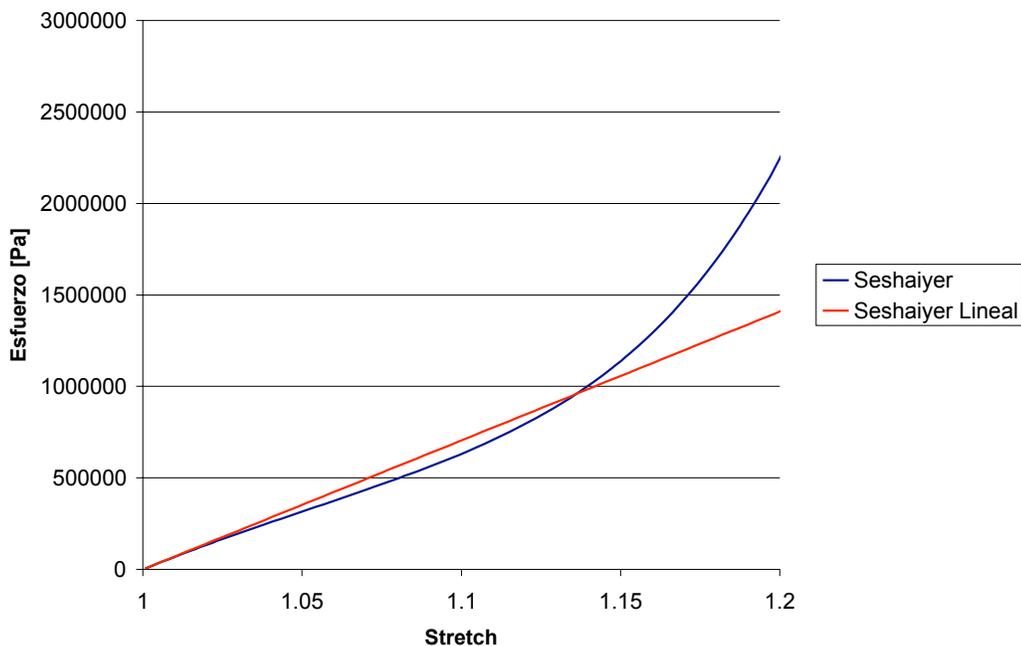


Figura 5.1: Curvas de esfuerzo vs stretch para un ensayo de tracción uniaxial del modelo de Seshaiyer y su curva elástica equivalente.

Por otro lado, la aplicación de elementos tipo shell también tiende a aumentar los resultados sobre esfuerzos y deformaciones. Tanto los esfuerzos como las deformaciones suben en alrededor de un 20 % con respecto a la simulación con elementos 3D. Esto se podría deber a las simplificaciones introducidas por las hipótesis de Piola-Kirchhoff. Pero, por otro lado, son un tanto sospechosos los resultados obtenidos para superficies delgadas a través de elementos tipo 3D. Las distribuciones de esfuerzos principales obtenidas pre-

sentan máximos nodales que se escapan del rango de los resultados de las vecindades (figuras 4.9,4.17). Inclusive, la recomendación del fabricante del software es utilizar elementos tipo shell para el caso de cáscaras delgadas [13]. Sin embargo, los resultados promediados en las vecindades son bastante consecuentes, lo que podría validar los resultados obtenidos mediante esta metodología. La figura 5.3 muestra la distribución del primer esfuerzo principal para dos puntos de control dentro de las geometrías utilizadas en las simulaciones estructurales puras, donde es posible apreciar esta característica.

En general, las deformaciones se esperan crecientes en la misma dirección de simplificación del modelo. Un indicador que permite comparar las tres simulaciones es el desplazamiento, el cual sigue este patrón como lo demuestra la figura 5.6. Aunque no representa una medida de deformación, es de esperar que ésta se comporte bajo la misma tendencia.

En las figuras 5.2, 5.3, 5.4 y 5.5 se muestran comparaciones para resultados sobre esfuerzos y deformaciones de las simulaciones estructurales puras. Cabe destacar que las diferencias observadas para los máximos se replican en puntos interiores del aneurisma, como el fondo, y son una tendencias generalizada de los resultados.

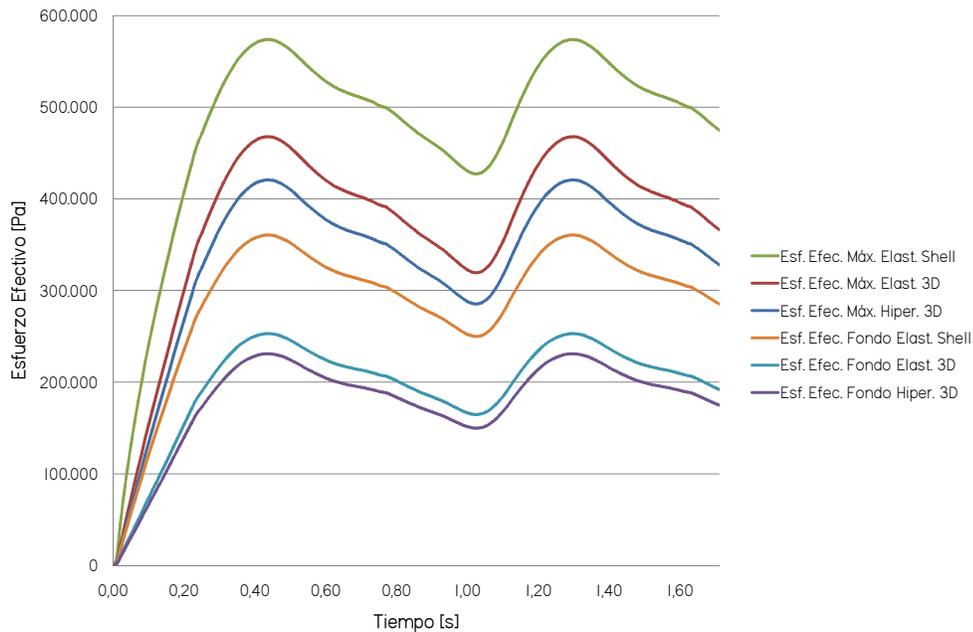


Figura 5.2: Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras.

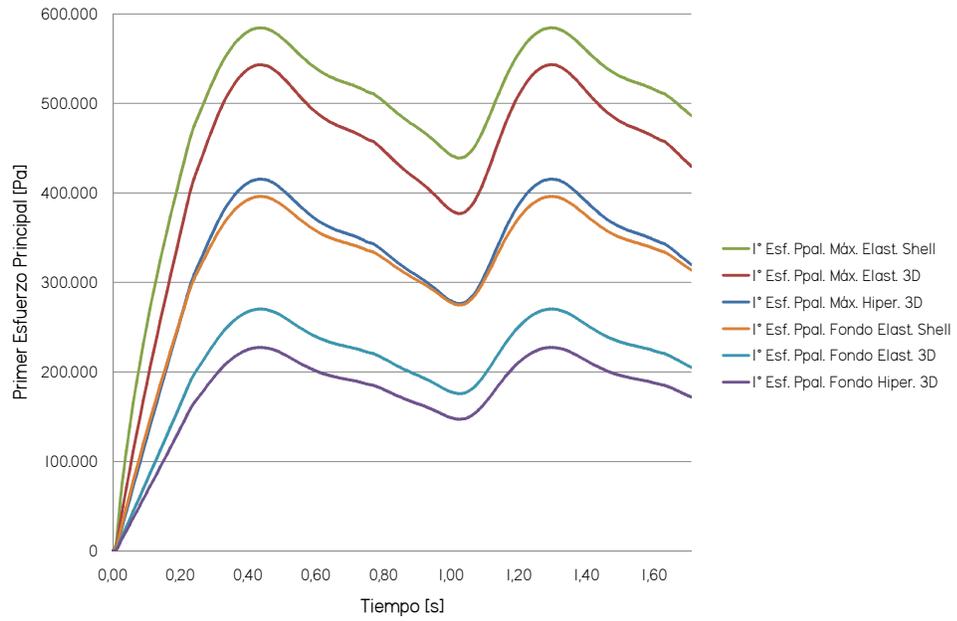


Figura 5.3: Comparaci3n de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras.

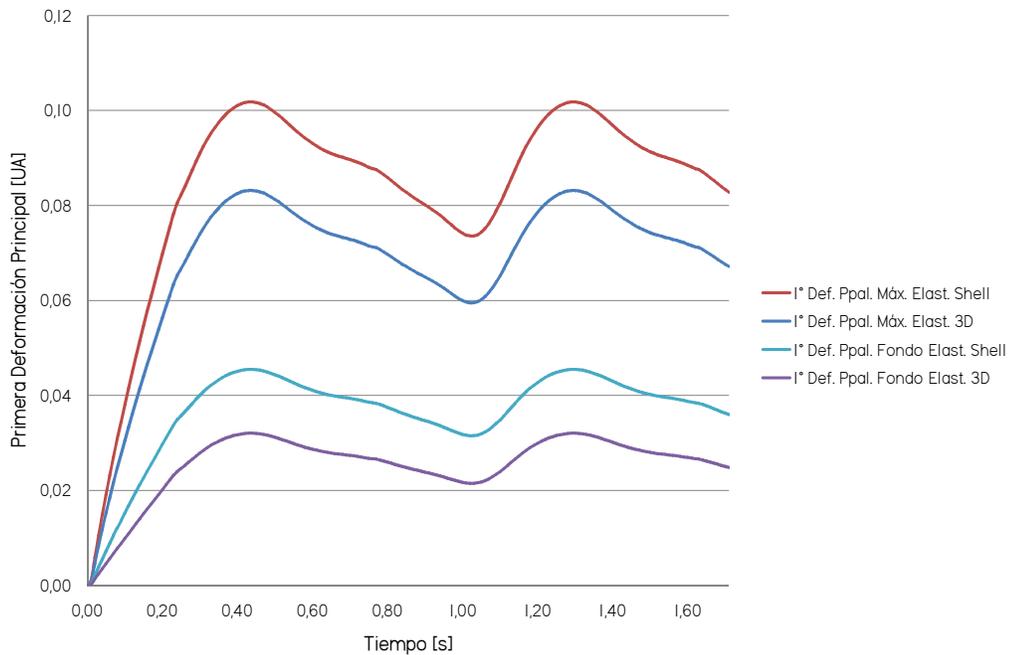


Figura 5.4: Comparaci3n de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras elásticas.

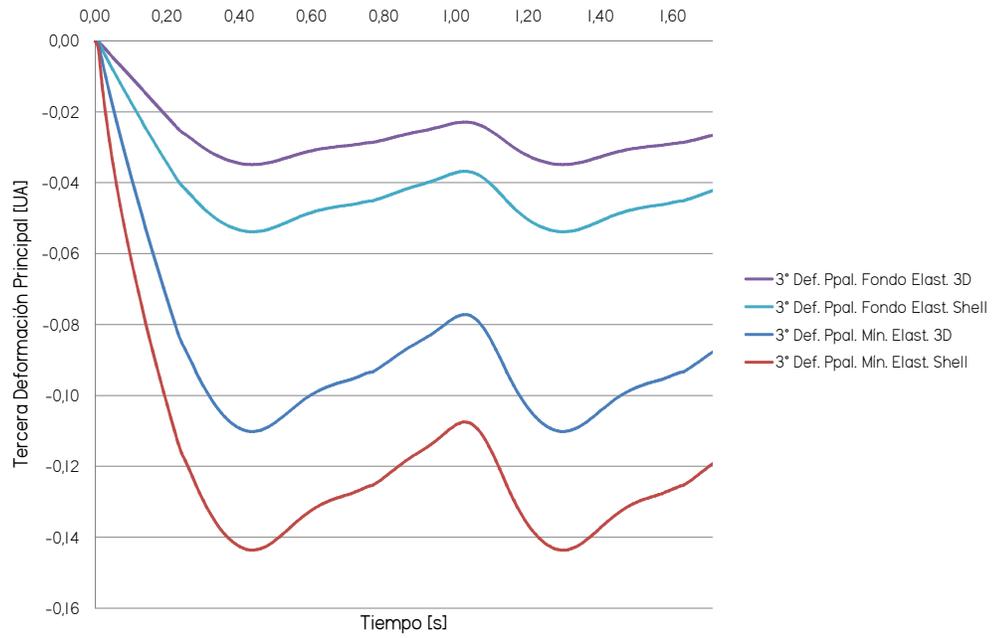


Figura 5.5: Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras elásticas.

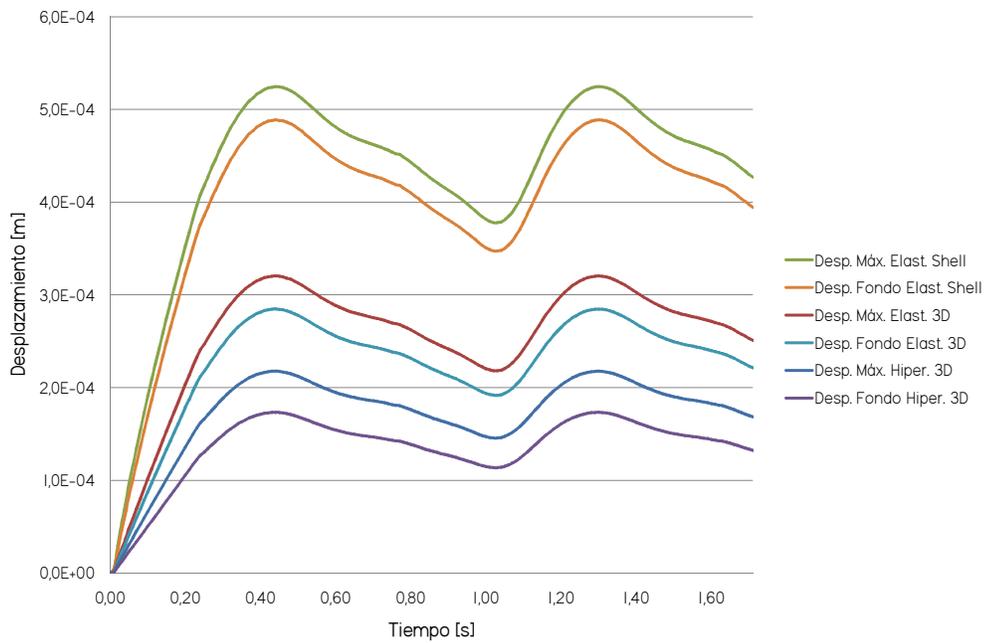


Figura 5.6: Comparación de los desplazamientos entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones estructurales puras.

Ya se había mencionado en el capítulo anterior que las concentraciones de esfuerzos y deformaciones yacen sobre la zona del aneurisma, comportamiento que se corroboró largamente. Esto implica que la utilización de un modelo de aneurisma sobre toda la geometría es una simplificación aceptable. En efecto, como las concentraciones de esfuerzos y deformaciones no se sitúan en la arteria, la utilización de un modelo u otro en esta parte de la geometría, en general, no debería generar diferencias significativas en los resultados, medidos en la escala de los esfuerzos y deformaciones alcanzados en la zona del aneurisma. De esta manera, bastaría utilizar el modelo adecuado en el aneurisma para alcanzar un gran realismo en la simulación.

En resumen, la conclusión principal de este ejercicio es tomar conciencia de que la aplicación del modelo elástico equivalente de Seshaiyer tiende a sobreestimar esfuerzos y deformaciones, con respecto a los resultados en el modelo hiperelástico. La utilización de elementos tipo shell acentúa este patrón, pero exhibe resultados más confiables que los obtenidos con elementos 3D debido a la suavidad de las distribuciones entregadas.

Por último, en favor a la utilización de las simplificaciones del modelo, el hecho de que sobreestimen los resultados provee un elemento de seguridad intrínseco a la hora de evaluar la peligrosidad de ruptura de un determinado caso. Se debe recordar que el fin último de este trabajo es colaborar en el desarrollo de una metodología práctica de evaluación del riesgo de ruptura de aneurismas reales. Se debe tener cuidado, sin embargo, en no caer en la zona donde el material hiperelástico comienza a aumentar rápidamente los esfuerzos al variar las deformaciones, en este caso el modelo simplificado comenzará a arrojar valores subestimados para los esfuerzos.

## 5.2. Simulaciones CFD

En esta sección se analizarán los resultados obtenidos en las simulaciones CFD puras, con el fin de establecer las diferencias producidas en los resultados debidas a la consideración en las simulaciones de distintas cantidades de sifones precedentes al aneurisma.

En las tablas 5.3 y 5.4 se listan los resultados de las tres simulaciones y las diferencias porcentuales entre ellas.

Cuadro 5.3: Resumen de resultados de simulaciones CFD. Puntos extremos de presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 1.

Sim. #	N° de Sifones	Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	Presión Mín. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Máx. [Pa]	Dif. Porcent. [%]
4	3	19.097	0	11.254	0	23.049	0
5	2	19.194	0.5	11.153	0.9	22.1	4.1
6	1	19.227	0.7	11.143	1.0	20.626	10.5

Cuadro 5.4: Resumen de resultados de simulaciones CFD. Puntos extremos de presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y sus diferencias porcentuales. Parte 2.

Sim. #	N° de Sifones	WSS Fondo [Pa]	Dif. Porcent. [%]	Vel. Máx. Plano Entrada [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Caída Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]
4	3	9.102	0	0.8285	0	5.373	0
5	2	9.302	2.2	0.8460	2.4	5.060	5.8
6	1	8.823	3.1	0.8675	4.7	4.632	13.8

Los resultados obtenidos están dentro de los márgenes descritos en la literatura ([5],[11],[32],etc) y son bastante razonables. En general, las diferencias son bastante pequeñas, no superando el 14 %.

Para partir el análisis, notar que la diferencia porcentual de la presión máxima y mínima en el aneurisma no alcanza el 1 % en ningún caso, por lo que se puede considerar completamente independiente de la cantidad de sifones precedentes al aneurisma. Este resultado era completamente esperable debido a que la condición de borde de presión, ubicada aguas arriba, determina el nivel de presión alcanzado en la zona del aneurisma. Recordar que la geometría aguas arriba es igual para los tres casos. Por último, notar la evolución temporal de la presión en dos puntos de control de las geometrías en la figura 5.7 lo cual corrobora esta afirmación.

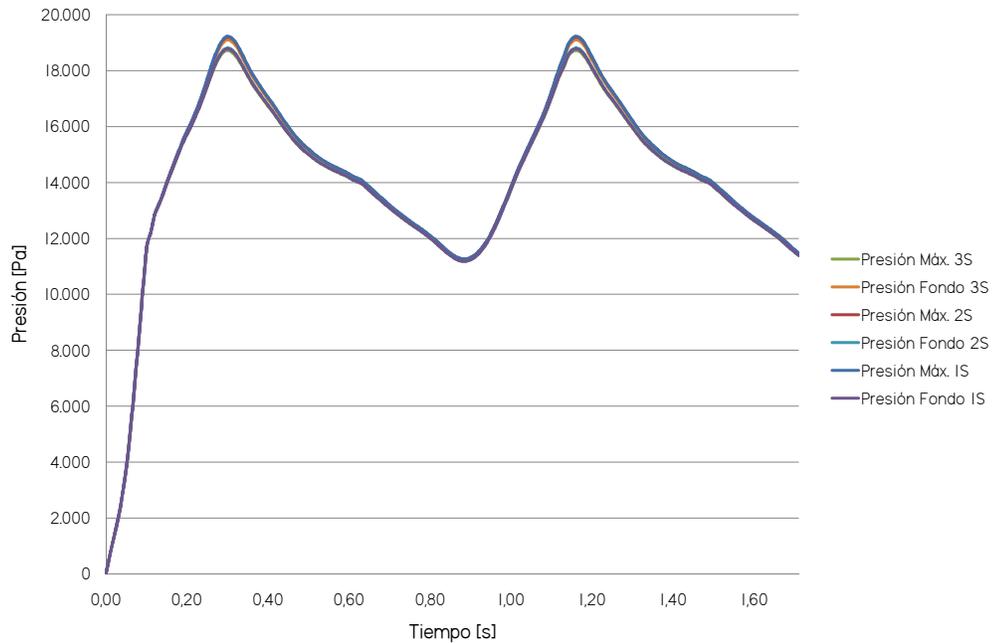


Figura 5.7: Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones CFD.

Por otro lado, se observa que la magnitud de la velocidad máxima en el plano de entrada al aneurisma disminuye con la cantidad de sifones considerados previo al aneurisma. Sin embargo, las diferencias no son dramáticas, solo alcanzan el 4 %. El resultado es lógico, puesto que a mayor longitud de la geometría, mayor es la pérdida de carga del fluido. Lo interesante es que la variación es muy pequeña.

De la misma manera, los resultados para el esfuerzo de corte en la pared replican la tendencia. Sin embargo, en este caso las diferencias se acentúan considerablemente. La diferencia porcentual entre el caso con un sifón y el de tres llega al 10 %, lo cual puede ser crucial a la hora de evaluar las propiedades mecánicas de la pared del aneurisma. Para explicar estas diferencias hay que hilar un poco más fino.

Según Oshima [32], la sola aplicación de un perfil de velocidades de Womersley a la entrada de la geometría no garantiza una simulación realista, puesto que el atravesar una geometría sinuosa afecta la distribución espacial de la velocidad del flujo sanguíneo, dotándola de componentes en el plano perpendicular al flujo, por lo que se genera circulación. Este desorden del flujo afectaría la distribución del esfuerzo de corte en la pared del aneurisma, tal como se evidencia en la figura 5.8.

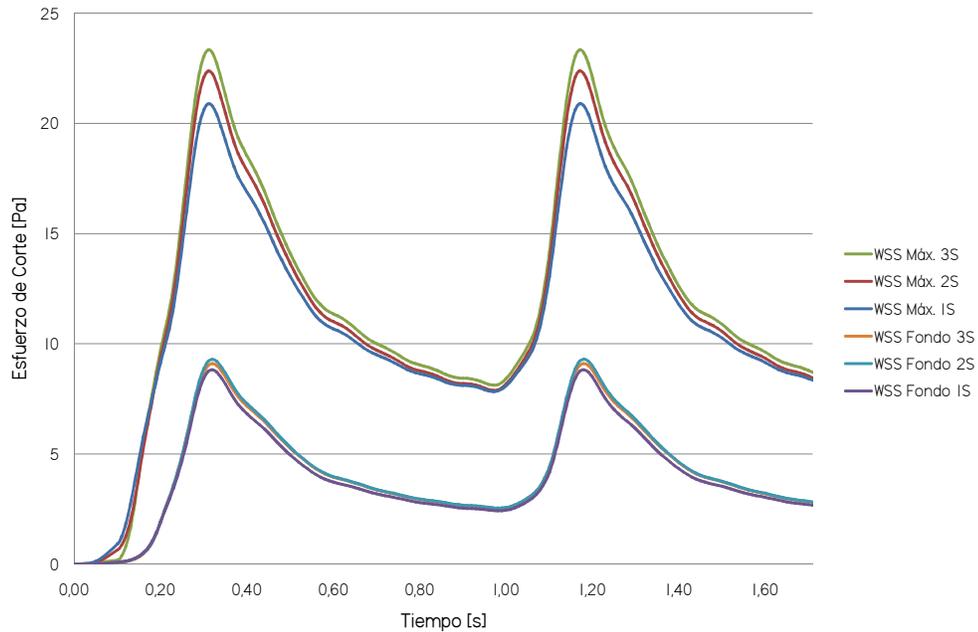


Figura 5.8: Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones CFD.

En general, el efecto de la componente secundaria del flujo depende de la curvatura relativa al diámetro del sifón considerado y del número de Reynolds, no observándose una tendencia definida en función de alguna de las variables [32].

En la figura 5.9 se muestran distribuciones de velocidad en simulaciones reportadas por Oshima [32] para las que se considera un flujo secundario a la entrada y para las que no. Es posible constatar la pérdida de simetría provocada por la existencia de este flujo secundario.

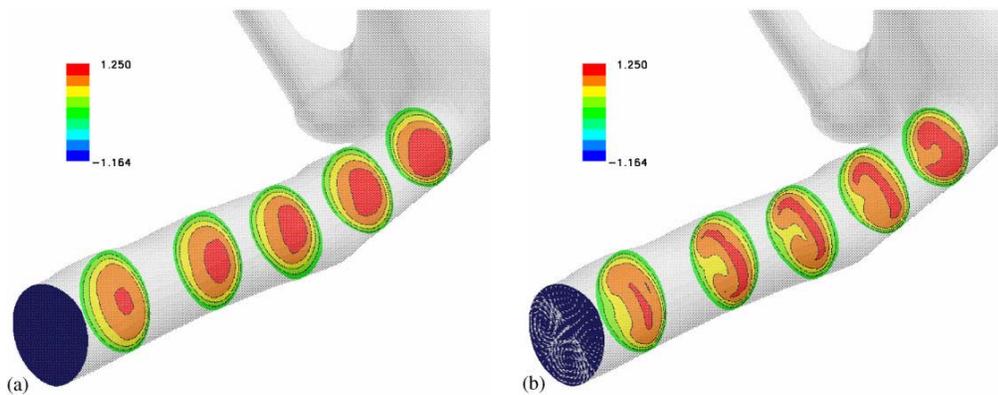


Figura 5.9: Comparación de las distribuciones de magnitud de velocidad en la sístole para modelos con y sin flujo secundario en la entrada: (a) Modelo sin flujo secundario a la entrada (b) Modelo con flujo secundario a la entrada [32].

Ahora bien, en la figura 5.10 se muestran las distribuciones de velocidad en planos arteriales transversales al flujo justo antes de entrar al aneurisma. Cabe destacar que estos planos son **aproximadamente** los mismos, no pudiendo ser seleccionado el mismo debido a que las mallas no son iguales.

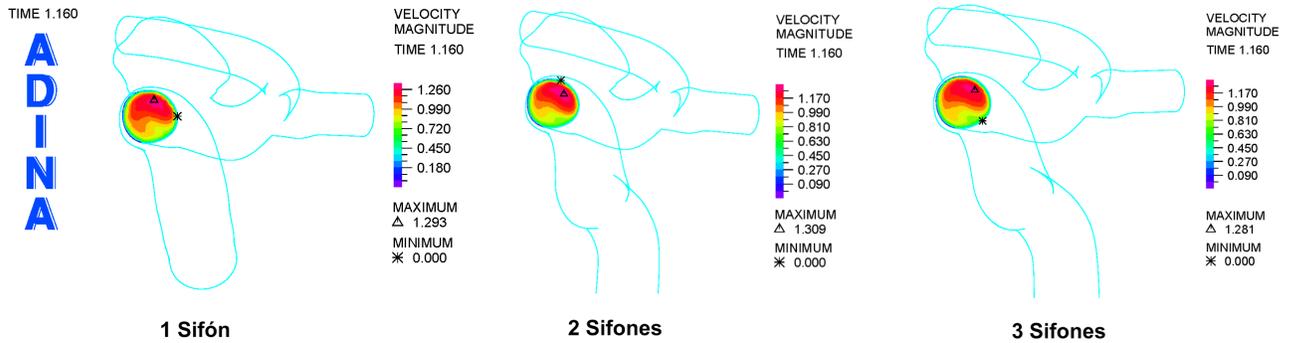


Figura 5.10: Comparación de las distribuciones de magnitud de velocidad en la sístole para modelos con 1, 2 y 3 sifones precedentes al aneurisma.

Se puede apreciar la asimetría característica provocada por el flujo secundario y la gran similitud en las tres distribuciones. Puesto que los tres sifones presentan una curvatura similar no se generan divergencias notables en las distribuciones de velocidad, por lo que el efecto producido por el flujo secundario sería apreciable eligiendo tan solo un sifón precedente al aneurisma.

Para efectos de las simulaciones FSI, se decidió considerar la geometría con 2 sifones debido a la buena aproximación que permite sobre los resultados y al considerable ahorro computacional que representa frente a la simulación con 3 sifones.

En resumen, de los resultados de las simulaciones CFD puras se puede concluir que la presión en la zona del aneurisma no depende de la geometría aguas abajo y que la distribución del esfuerzo de corte en la pared del aneurisma se ve relativamente afectada por la cantidad de sifones precedentes, sin embargo las divergencias no son dramáticas puesto que todas las simulaciones consideran la presencia de un flujo secundario generado por la curvatura de la geometría precedente al aneurisma.

### 5.3. Simulaciones FSI

Antes de partir el análisis vale la pena recordar las características de las simulaciones FSI:

- **Simulación 7:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Pulso de Presión Normal.
- **Simulación 8:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Variable, Pulso de Presión Hipertenso.
- **Simulación 9:** Modelo Elástico Delfino Equivalente, Espesor Variable, Pulso de Presión Normal.
- **Simulación 10:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Arteria, Pulso de Presión Normal.
- **Simulación 11:** Modelo Elástico Seshaiyer Equivalente, Espesor Aneurisma, Pulso de Presión Normal.

En general, los resultados de estas simulaciones siguen las tendencias esbozadas en las simulaciones estructurales puras y CFD. En la presente sección se analizarán las características nuevas que imprime la interacción fluido-estructura sobre los resultados de las simulaciones.

Cabe adelantar, y como se vio en el capítulo de resultados, que la variable de interacción importante en el problema FSI es la deformación del sólido, la cual actúa fuertemente sobre los resultados fluidodinámicos. Se pondrá especial acento en evaluar las diferencias en la deformación de la geometría provocadas por la variación de los parámetros de control seleccionados, con el fin de encontrar relaciones interesantes.

### 5.3.1. Comparación de Resultados entre Simulaciones condiciones de Borde de Pulso de Presión Normal e Hipertenso a la Salida

#### Comparación Entre Resultados Estructurales

En la tabla 5.5 se muestran los resultados estructurales de las simulaciones con presión a la salida normal e hipertensa y modelo de pared arterial elástico Seshaiyer equivalente y espesor variable.

Cuadro 5.5: Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI con pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales.

Sim. #	Esf. Efect. Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	1° Esf. Ppal. Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	1° Def. Ppal. Máx. [UA]	Dif. Porcent. [%]	3° Def. Ppal. Mín. [UA]	Dif. Porcent. [%]
7	705.964	0	753.470	0	0.115	0	0.162	0
8	901.788	27.7	961.465	27.6	0.157	36.5	0.214	32.1

El aumento porcentual producto del aumento de presión para los esfuerzos bordea el 27 %, mientras que la diferencia máxima para la deformación es del 36 %. Estos valores son considerables, pero se debe tener en cuenta, también, que el aumento en la presión fue de un 50 %. Naturalmente, esta tendencia se explica a que hay una mayor fuerza disponible para cargar a la geometría.

Esta tendencia se replica en los puntos interiores del aneurisma, tal como lo demuestran las figuras 5.11, 5.12, 5.13 y 5.14, donde se aprecia la evolución temporal de esfuerzos y deformaciones para dos puntos de control dentro de la geometrías consideradas.

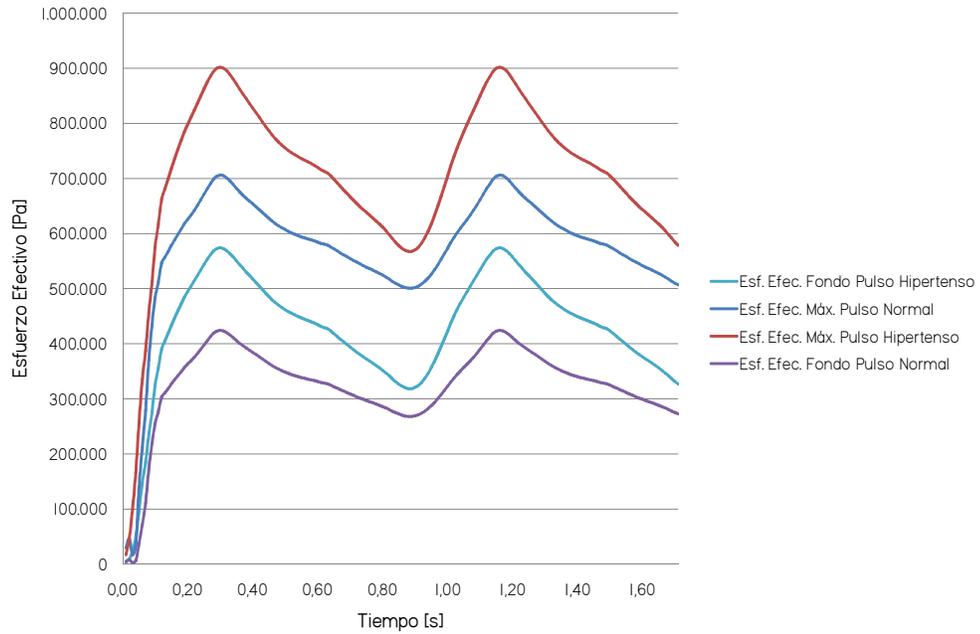


Figura 5.11: Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

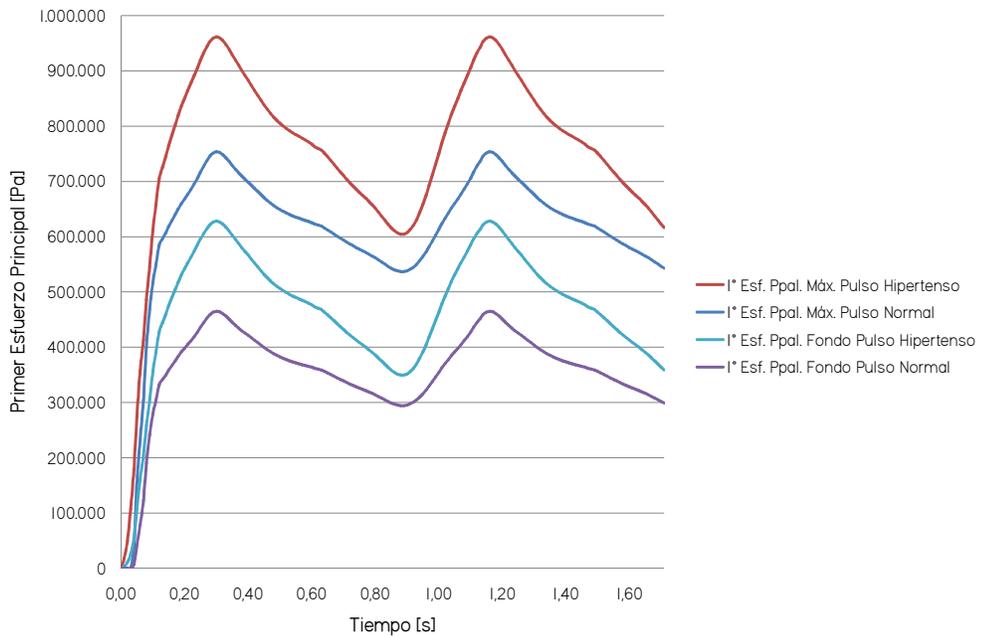


Figura 5.12: Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

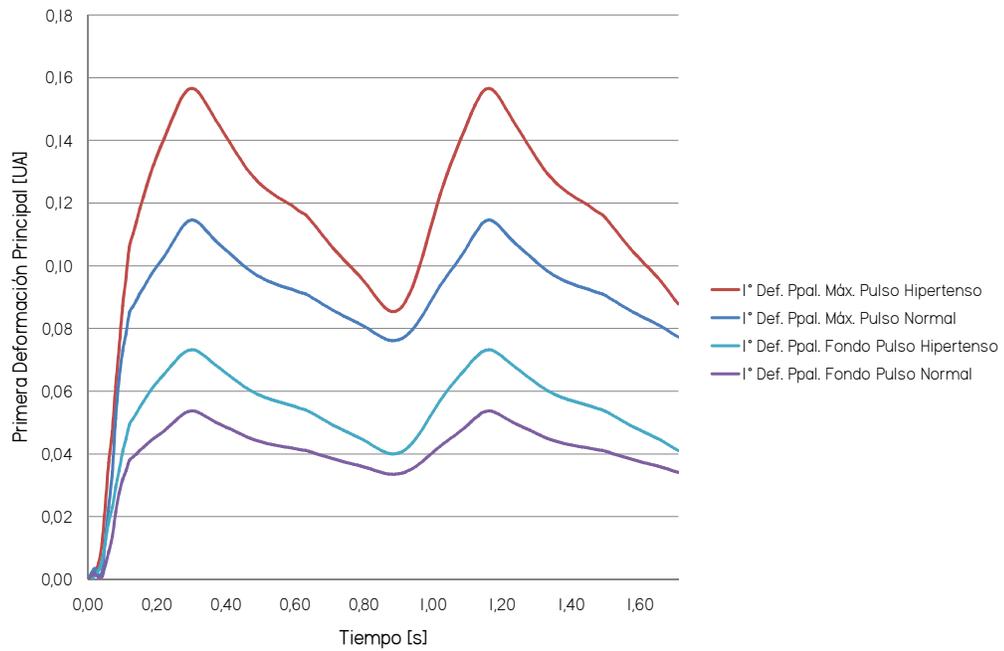


Figura 5.13: Comparación de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

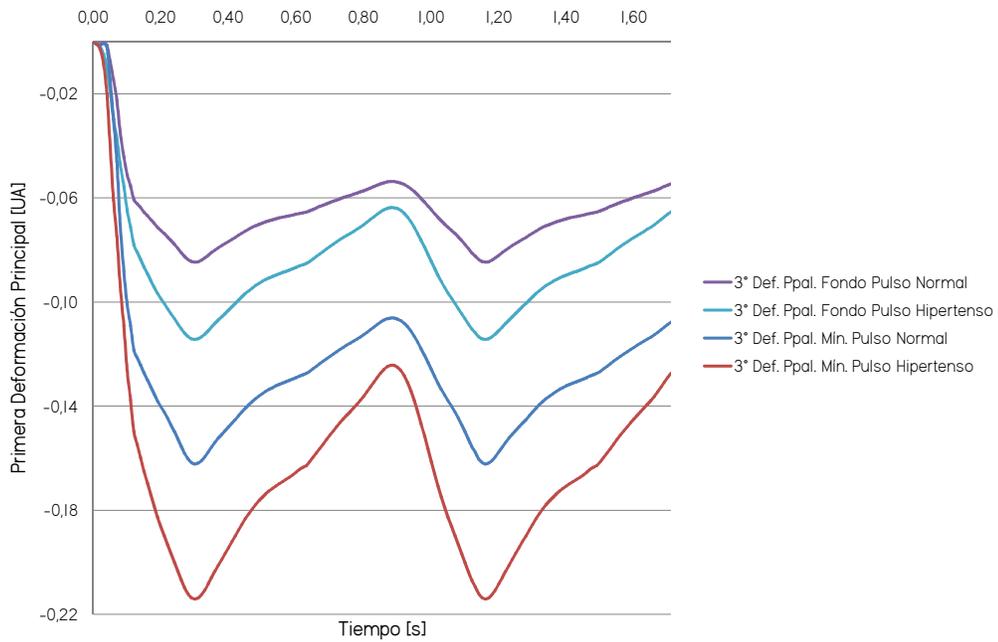


Figura 5.14: Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

## Comparación Entre Resultados Fluidodinámicos

En las tablas 5.6 y 5.7 aparecen listados los resultados fluidodinámicos para las simulaciones con presión a la salida normal e hipertensa y modelo de pared arterial elástico Seshaiyer equivalente y espesor variable.

Cuadro 5.6: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con pulso de presión normal e hipertensa a la salida. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 1.

Sim. #	Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	Presión Mín. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Máx. [Pa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Mín. [Pa]	Dif. Porcent. [%]
7	19.015	0	11.142	0	17.555	0	0.247	0
8	26.679	40.3	13.516	21.3	16.890	3.8	0.270	9.3

Cuadro 5.7: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con pulso de presión normal e hipertensa a la salida. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 2.

Sim. #	Vel. Máx. Plano Entr. Aneu. [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Vel. Máx. Plano Entr. Art. [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Caída de Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]
7	0.8098	0	1.273	0	4.834	0
8	0.8014	1.0	1.262	0.9	4.745	1.8

Las diferencias porcentuales en los resultados fluidodinámicos, exceptuando la presión, son bastante similares para ambas simulaciones. Tanto los esfuerzos de corte en la pared, como las velocidades máximas en los planos de control son muy parecidos. En efecto, la máxima diferencia porcentual en alguna de estas variables corresponde al esfuerzo de corte mínimo (9%). Cabe considerar que este esfuerzo no alcanza a ser 1 [Pa] en ninguno de los casos, por lo que una medida relativa entre ellos es muy extrema, si la diferencia relativa la consideráramos sobre la escala de WSS, esta diferencia sería casi despreciable.

Por último, aún cuando los resultados fluidodinámicos son muy similares, se puede observar la tendencia de que los esfuerzos de corte y velocidades bajan para el caso más deformado. En efecto, el caso 8 (presión hipertensa) exhibe las mayores deformaciones y los menores esfuerzos de corte en la pared y velocidades. Cabe desatacar, sin embargo, que las diferencias en los resultados fluidodinámicos se amortiguan con respecto a las deformaciones, en efecto, el orden de diferencias en los resultados fluidodinámicos no sobrepasa el 10%, mientras que las deformaciones llegan hasta el 36% de diferencia relativa.

En las figuras 5.15 y 5.16, se aprecia la evolución temporal de presión y esfuerzos de corte en la pared del aneurisma para dos puntos de control dentro de la geometrías consideradas.

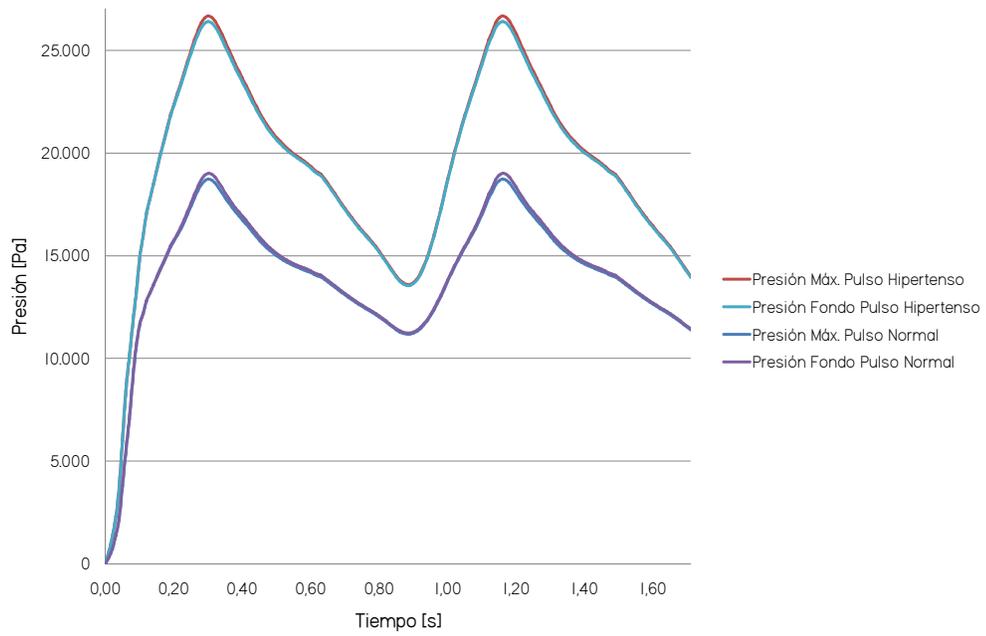


Figura 5.15: Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

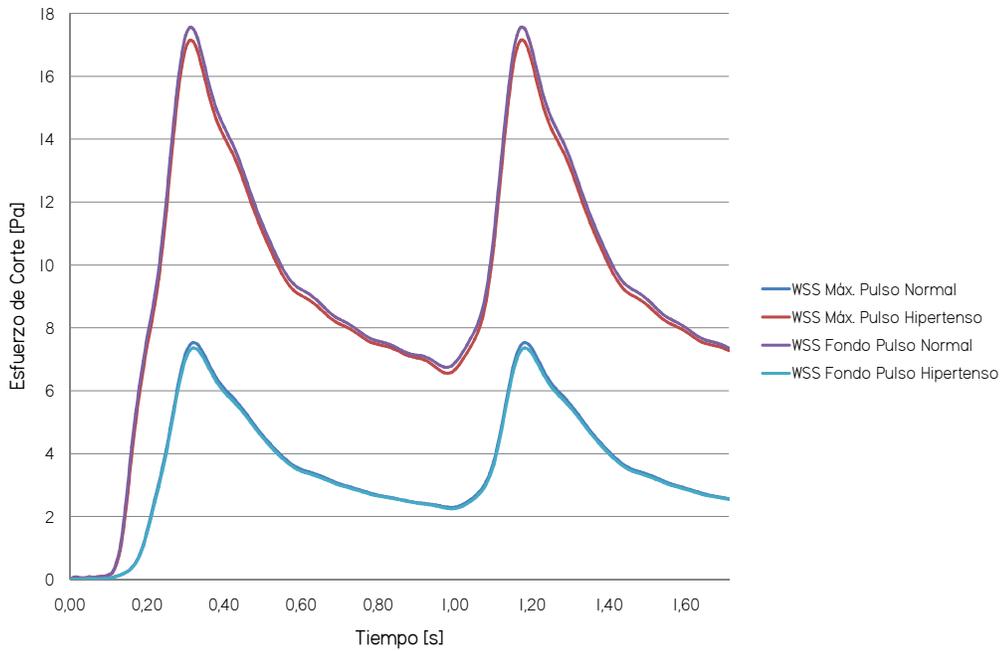


Figura 5.16: Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones condición de borde de pulso de presión normal e hipertenso a la salida.

### 5.3.2. Comparación de Resultados entre Simulaciones con Modelos Elásticos Arteriales de Delfino y Seshaiyer Equivalentes

#### Comparación Entre Resultados Estructurales

En la tabla 5.8 se muestran los resultados estructurales de las simulaciones con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes, pulso de presión normal a la salida y espesor variable.

Cuadro 5.8: Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales.

Sim. #	Esf. Efect. Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	1° Esf. Ppal. Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	1° Def. Ppal. Máx. [UA]	Dif. Porcent. [%]	3° Def. Ppal. Mín. [UA]	Dif. Porcent. [%]
7	705.964	0	753.470	0	0.115	0	0.162	0
9	804.472	13.9	881.641	17.0	0.083	27.8	0.117	27.8

Las diferencias porcentuales para los esfuerzos bordean el 17 %, mientras que la diferencia máxima para la deformación es del 27 %. Lo interesante es que mientras los esfuerzos suben al considerar el modelo de Delfino, las deformaciones bajan. Este comportamiento tiene sentido, puesto que el módulo de Young equivalente de Delfino es mayor (en alrededor de 3 [MPa]) al de Seshaiyer, esto permitiría alcanzar mayores esfuerzos a menores deformaciones. Este resultado también fue obtenido por Araya [5] en algunas de sus simulaciones.

Esta tendencia se replica en los puntos interiores del aneurisma, tal como lo demuestran las figuras 5.17, 5.18, 5.19 y 5.20, donde se aprecia la evolución temporal de esfuerzos y deformaciones para dos puntos de control dentro de las geometrías consideradas.

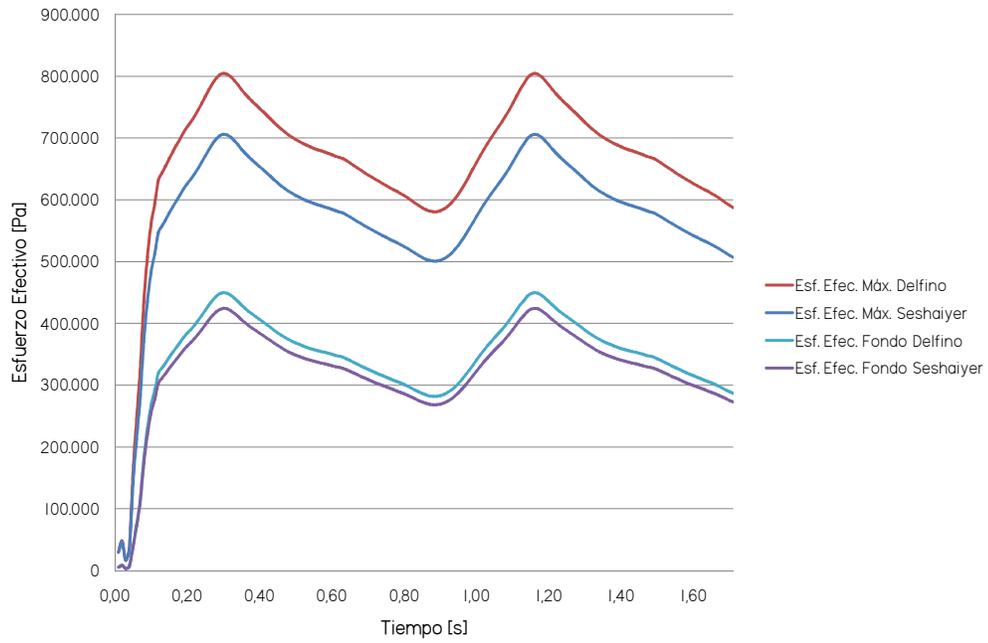


Figura 5.17: Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes.

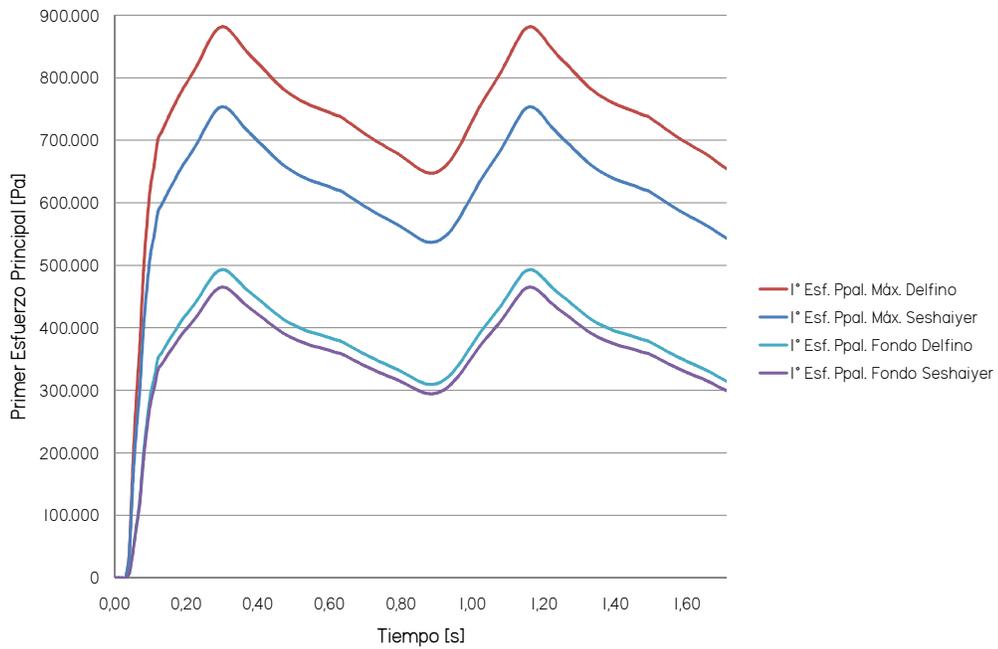


Figura 5.18: Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes.

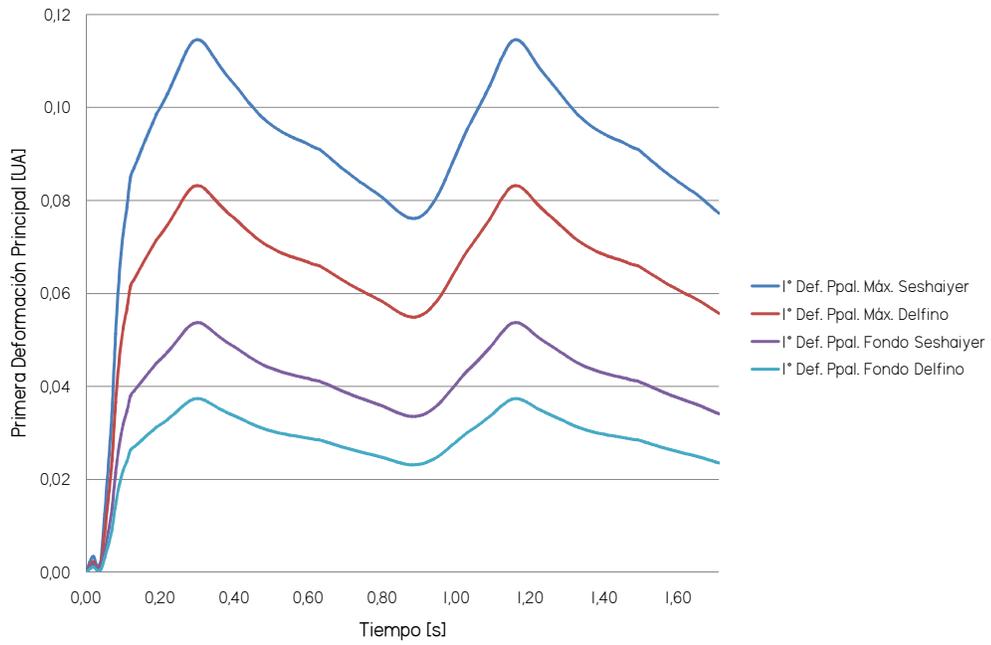


Figura 5.19: Comparaci3n de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes.

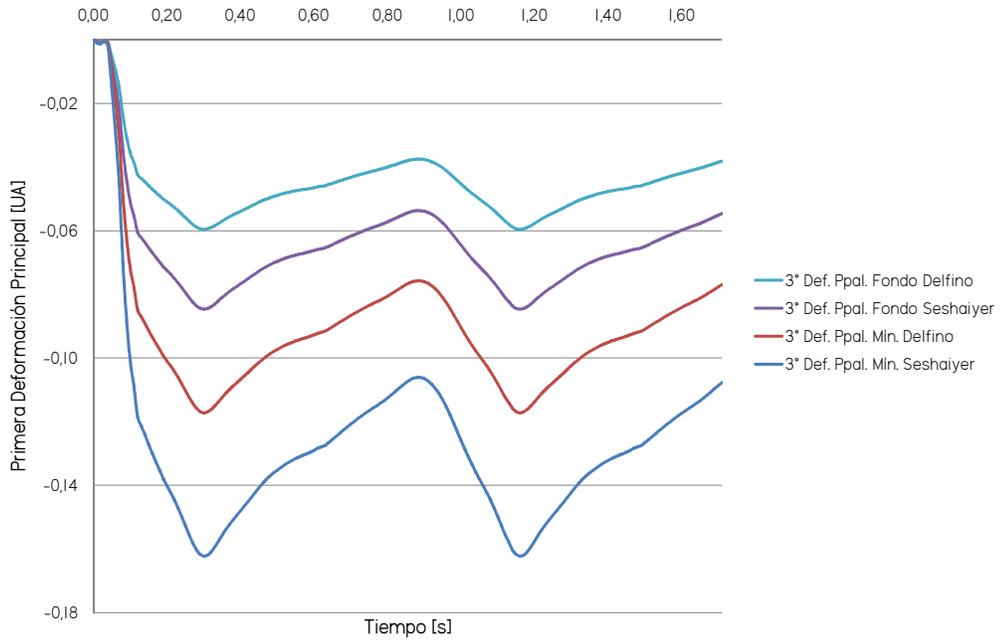


Figura 5.20: Comparaci3n de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes.

## Comparación Entre Resultados Fluidodinámicos

En las tablas 5.9 y 5.10 aparecen listados los resultados fluidodinámicos para las simulaciones con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes, pulso de presión normal a la salida y espesor variable.

Cuadro 5.9: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 1.

Sim. #	Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	Presión Mín. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Máx. [Pa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Mín. [Pa]	Dif. Porcent. [%]
7	19.015	0	11.142	0	17.555	0	0.247	0
9	19.025	0.1	11.239	0.9	18.886	7.6	0.239	3.2

Cuadro 5.10: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con modelo de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes. Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 2.

Sim. #	Vel. Máx. Plano Entr. Aneu. [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Vel. Máx. Plano Entr. Art. [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Caída de Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]
7	0.8098	0	1.273	0	4.834	0
9	0.8177	0.9	1.284	0.9	4.906	1.5

Las diferencias porcentuales en los resultados fluidodinámicos, son bastante similares para ambas simulaciones. La variación de presión en el aneurisma es casi nula. Tanto los esfuerzos de corte en la pared, como las velocidades máximas en los planos de control son muy similares. En efecto, la máxima diferencia porcentual en alguna de estas variables corresponde al esfuerzo de corte máximo (7.58 %).

Por último, siguiendo con la tendencia, los esfuerzos de corte y velocidades bajan para el caso más deformado. En efecto, el caso 7 (modelo de Seshaiyer) exhibe las mayores deformaciones y los menores esfuerzos de corte en la pared y velocidades. Por otro lado, parece ser que el esfuerzo de corte máximo en la pared varía más rápido al disminuir la deformación que al aumentar. En efecto, aún cuando la diferencia porcentual entre las deformaciones de estos casos es menor que en la comparación entre las simulaciones con distinta presión a la salida, el esfuerzo de corte máximo sube en mucho mayor proporción que en el caso anterior. Este efecto puede ser observado con mayor claridad en la figura 5.22.

En las figuras 5.21 y 5.22, se aprecia la evolución temporal de presión y esfuerzos de corte en la pared del aneurisma para dos puntos de control dentro de la geometrías consideradas.

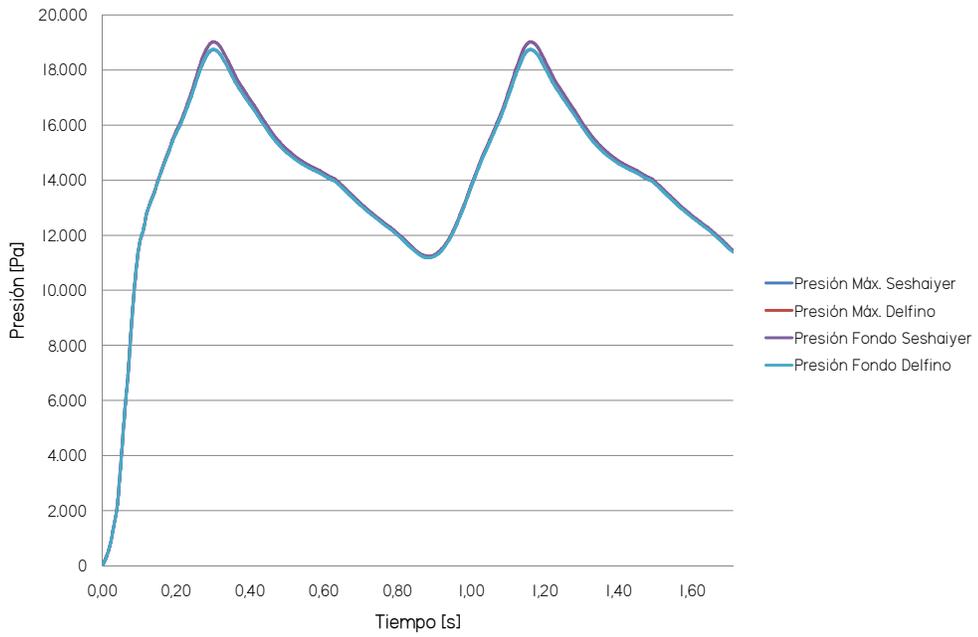


Figura 5.21: Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes.

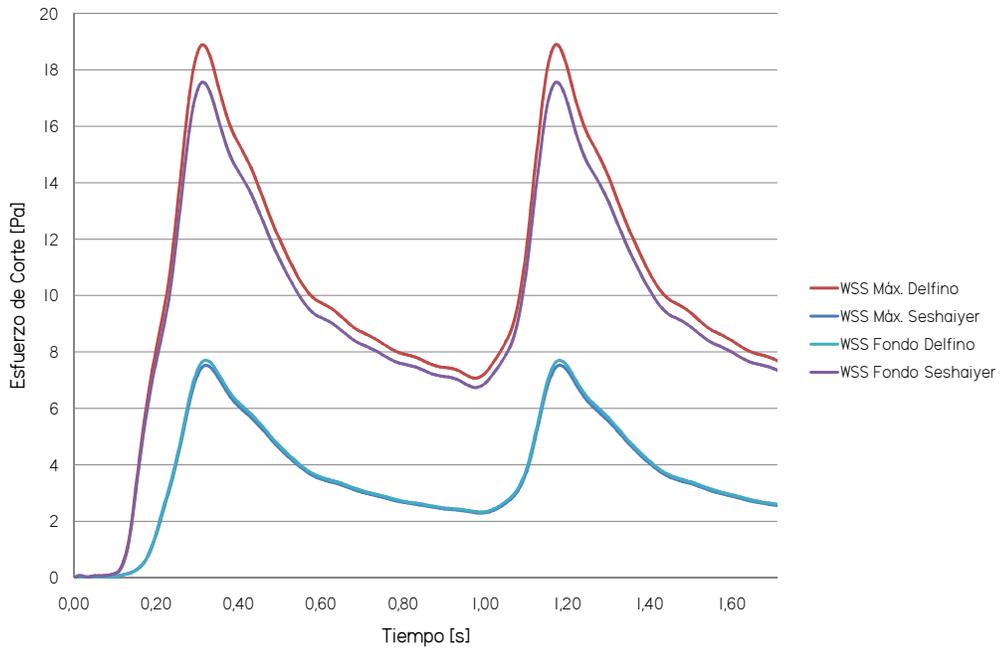


Figura 5.22: Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con modelos de pared arterial elásticos de Seshaiyer y Delfino equivalentes.

### 5.3.3. Comparación de Resultados entre Simulaciones con Geometrías de Espesor Variable, de Aneurisma y de Arteria

#### Comparación Entre Resultados Estructurales

En la tabla 5.11 se muestran los resultados estructurales de las simulaciones con espesor variable, de arteria y aneurisma, modelo de pared arterial elástico Seshaiyer equivalente y presión a la salida normal.

Cuadro 5.11: Resumen de resultados estructurales de simulaciones FSI con espesor variable, de arteria y aneurisma.

Puntos máximos de esfuerzos y deformaciones en el aneurisma y sus diferencias porcentuales.

Sim. #	Esf. Efect. Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	1° Esf. Ppal. Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	1° Def. Ppal. Máx. [UA]	Dif. Porcent. [%]	3° Def. Ppal. Mín. [UA]	Dif. Porcent. [%]
7	705.964	0	753.470	0	0.115	0	0.162	0
10	250.502	64.5	266.953	64.6	0.041	64.3	0.058	64.2
11	882.885	25.1	1.073.040	42.4	0.169	46.9	0.170	4.9

Se puede apreciar que el modelo con espesor de aneurisma es menos rígido que el modelo con espesor variable, al contrario del modelo con espesor de arteria. En efecto, el modelo con espesor de aneurisma sobreestima los valores de esfuerzos y deformaciones, mientras que el modelo con espesor de arteria los subestima. Las mayores diferencias las genera el modelo con espesor de arteria, para los esfuerzos bordean el 64 %, al igual que para las deformaciones. En tanto, las diferencias generadas por el modelo con espesor de aneurisma bordean el 42 % para el primer esfuerzo principal y el 46 % para la primera deformación principal.

La tendencia se repite nuevamente en otros puntos de control dentro del aneurisma, tal como lo evidencian las figuras 5.23, 5.24, 5.25 y 5.26.

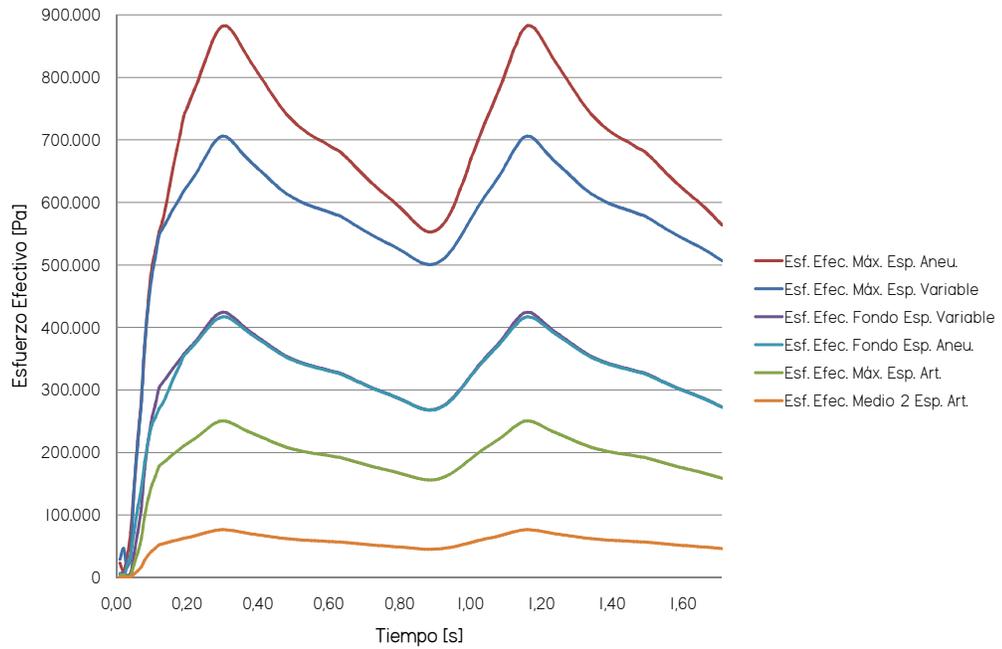


Figura 5.23: Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

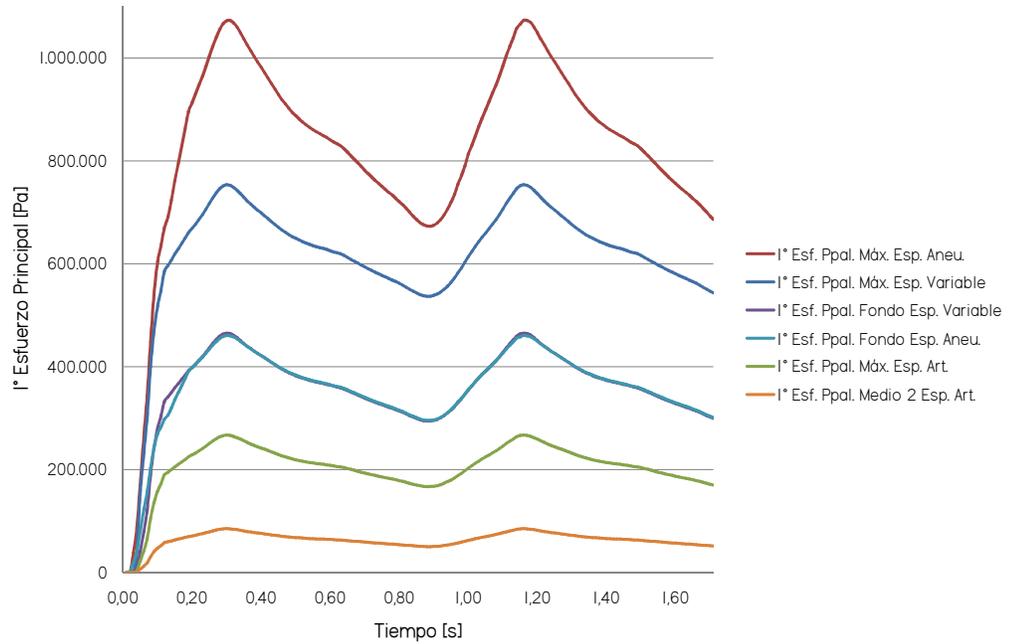


Figura 5.24: Comparación de los primeros esfuerzos principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

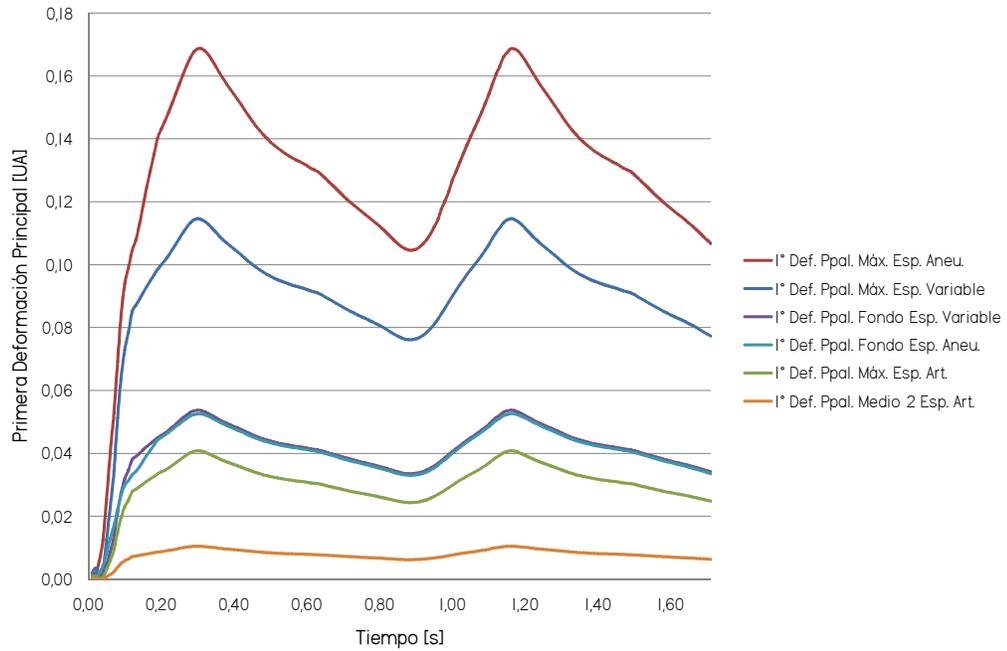


Figura 5.25: Comparación de las primeras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

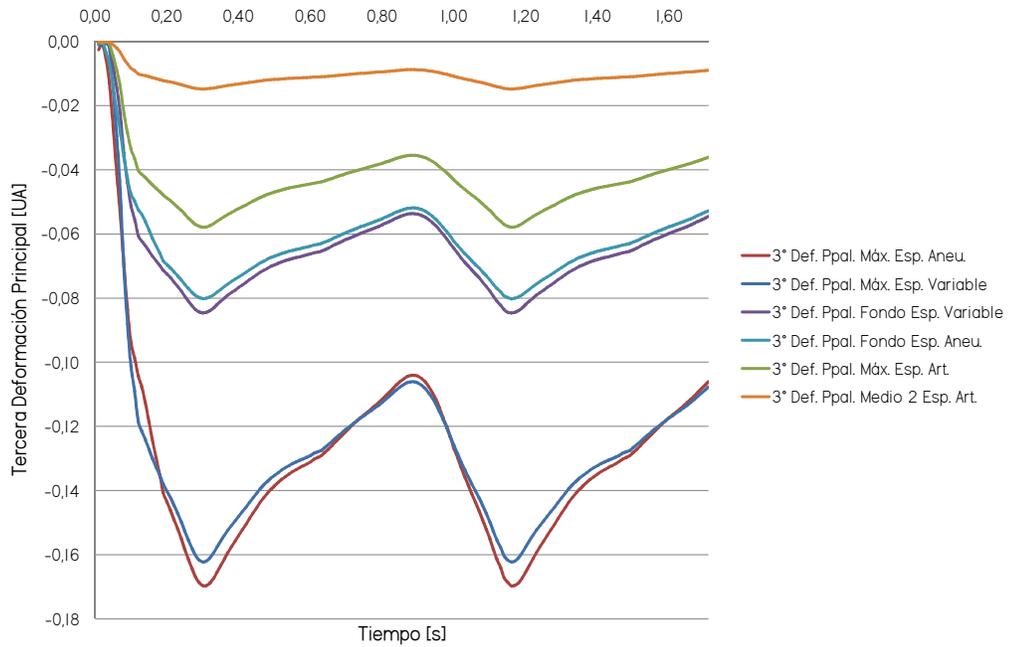


Figura 5.26: Comparación de las terceras deformaciones principales entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

En las figuras 5.23, 5.24, 5.25 y 5.26, se puede apreciar la gran similitud entre los resultados estructurales del punto de control del fondo de los modelos con espesor variable y de aneurisma. Esto puede llevar a pensar que las diferencias se van aminorando entre ambas simulaciones una vez que los puntos de control se alejan de la base del aneurisma, lo que es muy lógico.

En la figura 5.27, se muestra la evolución temporal del punto de control medio 2, donde es posible apreciar una significativa diferencia entre el comportamiento de las tres simulaciones. Sin embargo, las diferencias relativas del punto medio 2 son bastante menores que para los puntos de control máximos y mayores que para el punto de control del fondo. Este hecho avalaría la hipótesis de que existen diferencias relativas que varían según la localización del punto de control y que tienden a anularse hacia el fondo del aneurisma.

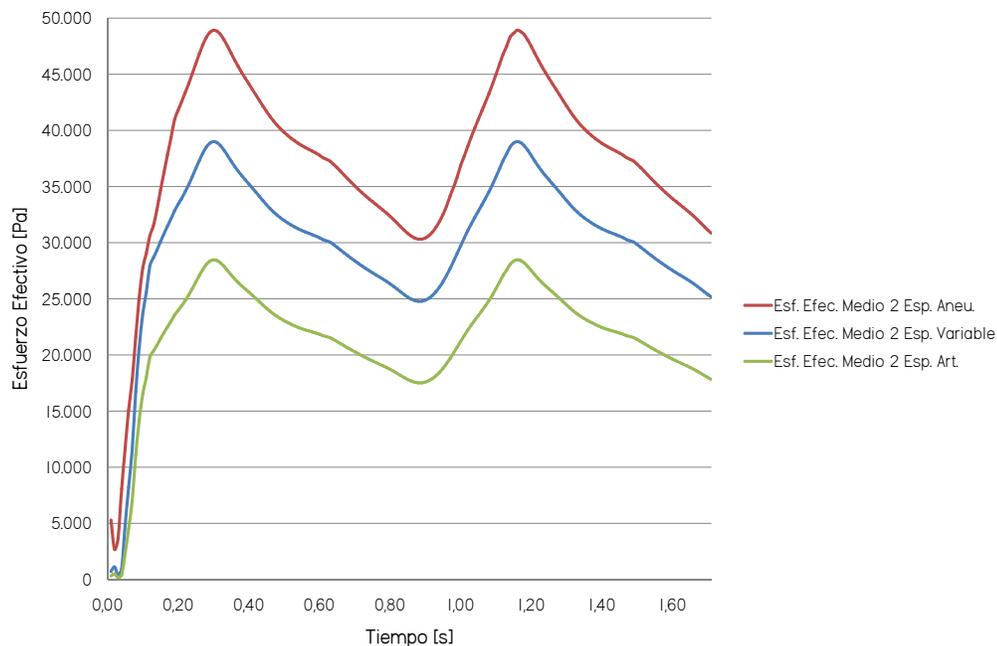


Figura 5.27: Comparación de los esfuerzos efectivos de Von Mises para el punto de control medio 2 de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

### Comparación Entre Resultados Fluidodinámicos

En las tablas 5.12 y 5.13 aparecen listados los resultados fluidodinámicos para las simulaciones con espesor variable, de arteria y de aneurisma, modelo de pared arterial elástico Seshaiyer equivalente y presión a la salida normal.

Cuadro 5.12: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con espesor variable, de arteria y aneurisma.

Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 1.

Sim. #	Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	Presión Mín. [kPa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Máx. [Pa]	Dif. Porcent. [%]	WSS Mín. [Pa]	Dif. Porcent. [%]
7	19.015	0	11.142	0	17.555	0	0.247	0
10	19.066	0.3	11.142	0.0	20.686	17.8	0.237	4.1
11	18.589	2.2	11.096	0.4	16.954	3.4	0.249	0.8

Cuadro 5.13: Resumen de resultados fluidodinámicos de simulaciones FSI con espesor variable, de arteria y aneurisma.

Puntos extremos de presión, esfuerzo de corte en la pared del aneurisma y velocidades en planos de control y sus diferencias porcentuales. Parte 2.

Sim. #	Vel. Máx. Plano Entr. Aneu. [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Vel. Máx. Plano Entr. Art. [m/s]	Dif. Porcent. [%]	Caída de Presión Máx. [kPa]	Dif. Porcent. [%]
7	0.8098	0	1.273	0	4.834	0
10	0.8088	0.1	1.272	0.1	4.828	0.1
11	0.7429	8.3	1.175	7.7	3.980	17.7

Nuevamente, se comprueba la invariancia de la de la presión frente a la variación de otro parámetro mecánico. Se comprueba que la presión en el aneurisma no depende de la rigidez del material de la pared, tal como lo ilustra la figura 5.28 en donde aparece la evolución temporal de la presión para dos puntos de control dentro de la geometrías consideradas, sino sólo de la condición de presión a la salida.

Por otro lado, en este caso se ve más patente aún el efecto de la rigidización de la pared sobre los resultados fluidodinámicos. Se mantiene la tendencia de incremento de los esfuerzos de corte en la pared al rigidizarse la pared arterial, sin embargo es posible observar con más claridad que las diferencias son crecientes con la rigidización. En efecto, los resultados sobre esfuerzos de corte en la pared para el modelo con espesor de arteria llegan a un 17 % de diferencia con respecto al modelo con espesor variable, mientras el modelo con espesor de aneurisma genera sólo un 3 % de diferencia. Este resultado, es otra evidencia más para asegurar que la rigidización del material aumenta las diferencias de los esfuerzos de corte en la pared.

Este efecto puede ser apreciado con mayor claridad en la figura 5.29 donde aparece la evolución temporal de los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma para dos puntos de control dentro de la geometrías consideradas.

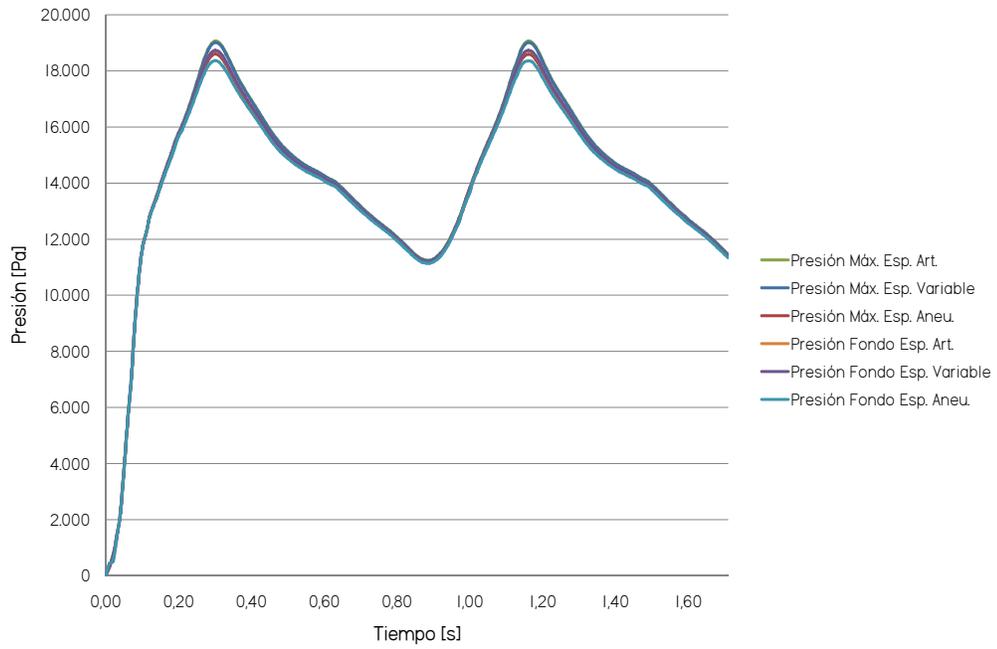


Figura 5.28: Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

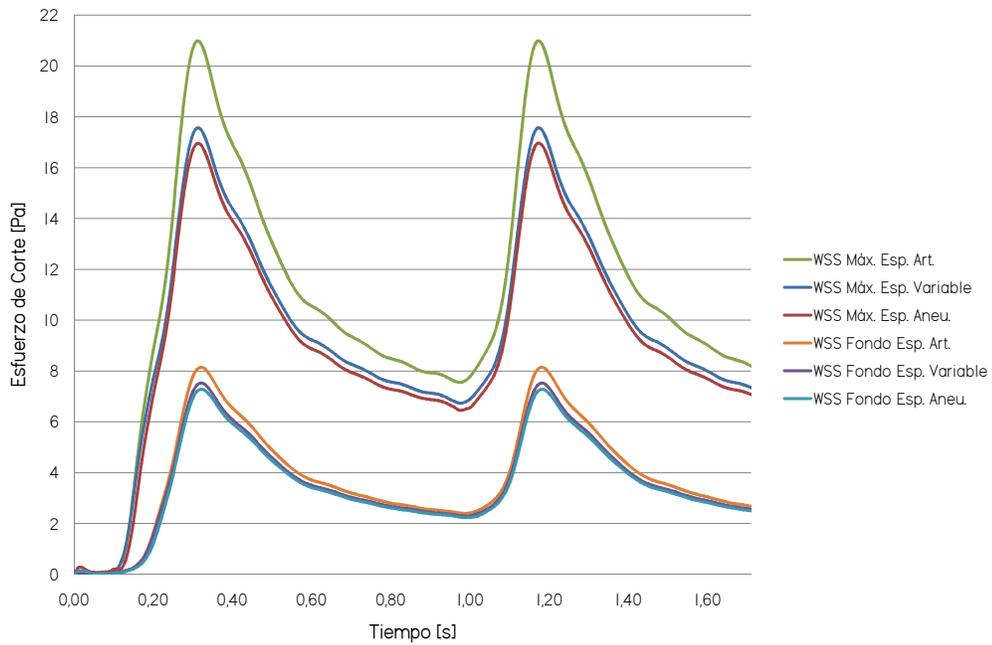


Figura 5.29: Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, aneurisma y variable.

## 5.4. Comparación FSI vs. CFD

En las figuras 5.30 y 5.31 se muestran las evoluciones temporales de la presión y esfuerzo de corte en la pared del aneurisma para los puntos de control máximos y fondo para las simulaciones con espesor variable, de arteria y pared rígida, de hecho la simulación CFD pura sobreestima en un 27 % el esfuerzo de corte máximo en el aneurisma. Sin querer entrar en mayor detalle, se corrobora una vez más que la rigidización de la pared genera mayores esfuerzos de corte en la pared, mientras que no afecta la distribución de presiones en el aneurisma. Cabe destacar, que la utilización de una geometría con espesor de arteria es casi considerar pared rígida.

Debido a que el modelo elástico equivalente de Seshaiyer sobreestima las deformaciones, es de esperar que el comportamiento real de los esfuerzos de corte en el aneurisma sea más parecido a las simulaciones más rígidas. De aquí se concluye que, dentro de la zona de esfuerzos y deformaciones obtenidas, la simulación con modelo elástico equivalente de Seshaiyer subestima los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma. Esto le añade una componente adicional de seguridad a las estimaciones de riesgo de rompimiento de aneurismas bajo esta metodología.

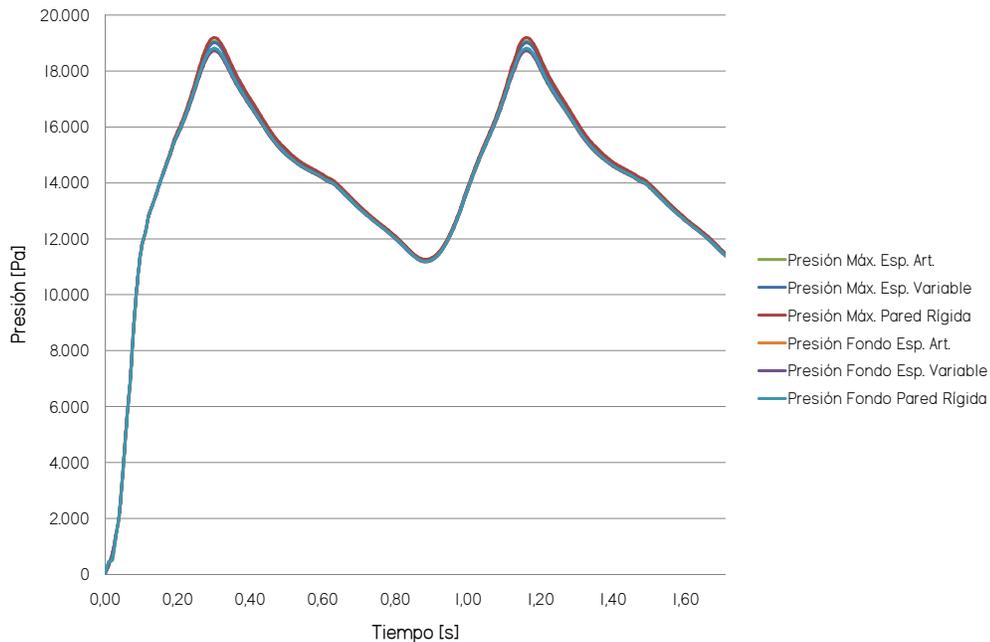


Figura 5.30: Comparación de la presión entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, variable y pared rígida.

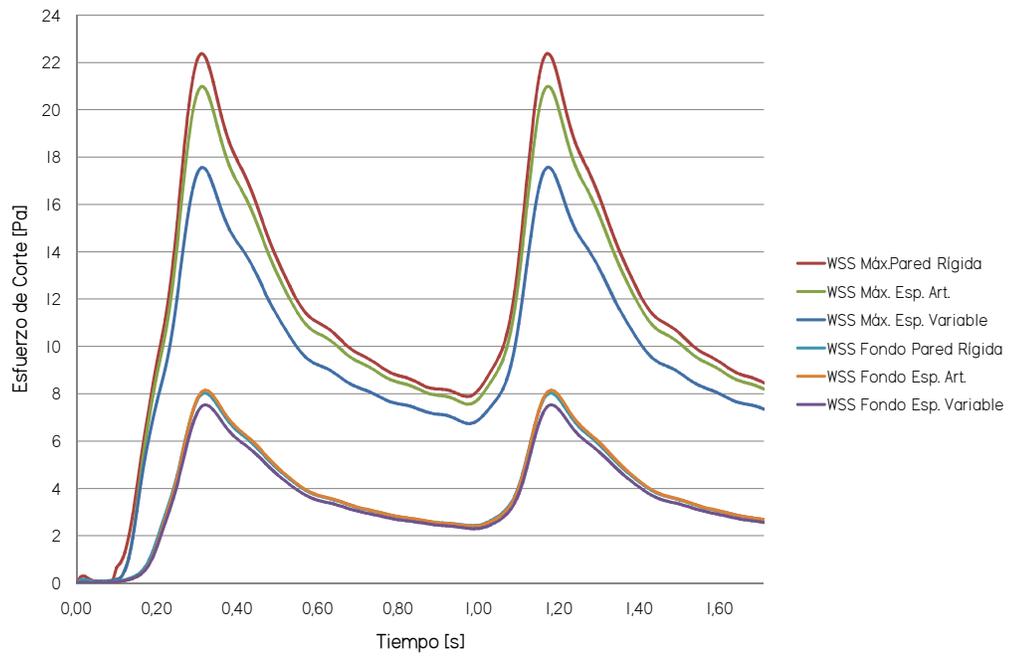


Figura 5.31: Comparación de los esfuerzos de corte en la pared entre los puntos de control seleccionados de las simulaciones con espesor de pared arterial de arteria, variable y pared rígida.

## 5.5. Comparación de Deformaciones, Esfuerzos de Corte en la Pared y Velocidades

En la figura 5.32 es posible apreciar el esfuerzo de corte máximo en la pared del aneurisma en función de la tercera deformación principal.

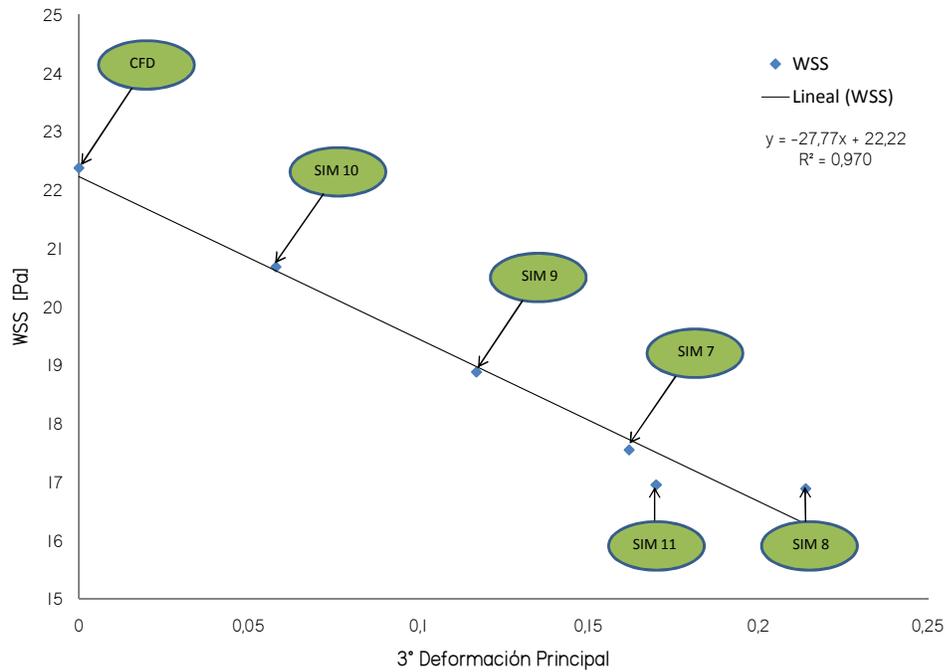


Figura 5.32: Esfuerzo de corte máximo en la pared del aneurisma en función de la tercera deformación principal máxima en el aneurisma.

Se puede observar una gran correlación entre el esfuerzo de corte en la pared y la tercera deformación principal. Tal como se había anunciado, el esfuerzo de corte tiende a hacerse más grande a medida que la pared de la vasculatura se rigidiza. Por otro lado, se ha conseguido un ajuste casi lineal de los datos experimentales, sobre todo en los primeros cuatro datos. Cabe considerar que las simulaciones 8 y 11 (pulso hipertenso y espesor de aneurisma) son en las que más se cambió la física del problema y, por consiguiente, es natural que no sigan perfectamente el comportamiento de las otras simulaciones, aún así, exhiben una gran correlación con el comportamiento general.

El efecto de aumento del esfuerzo de corte en la pared a medida que aumenta la rigidez de la pared, puede ser entendido de manera intuitiva. En efecto, al haber una menor deformación de la vasculatura, es posible alcanzar mayores velocidades y, por ende, mayores esfuerzos de corte en la pared[33]. Este razonamiento parece bastante plausible y razonable. Sin embargo, la figura 5.33 niega el supuesto de que a mayores deformaciones siempre se alcancen mayores velocidades. Nuevamente, el dato más conflictivo es el resultado de

la simulación con espesor de pared de aneurisma.

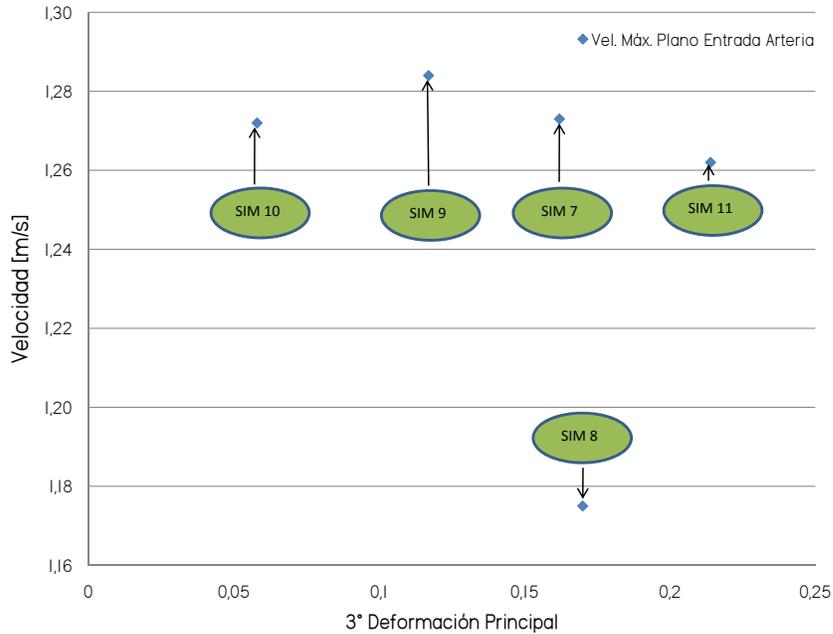


Figura 5.33: Velocidad máxima en el plano de entrada arterial en función de la tercera deformación principal máxima en el aneurisma.

Ahora bien, surge la inquietud de cuál es el argumento correcto para explicar que la rigidización de la pared aumente los esfuerzos de corte en la pared, si es que el argumento intuitivo es falso. Una hipótesis que se puede postular es decir que el esfuerzo de corte depende más de la geometría de la vasculatura que de la velocidad máxima alcanzable. Se podrían realizar simulaciones CFD puras sobre geometrías levemente expandidas y luego, sobre una de ellas, variar los flujos de sangre a la entrada de la vasculatura, así se podría correlacionar cual de los dos efectos explica de mejor forma los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma.

Por último, se comprobó que a mayor caída de presión en la vasculatura, también aumenta la velocidad en la vasculatura, tal como lo evidencia la figura 5.34.

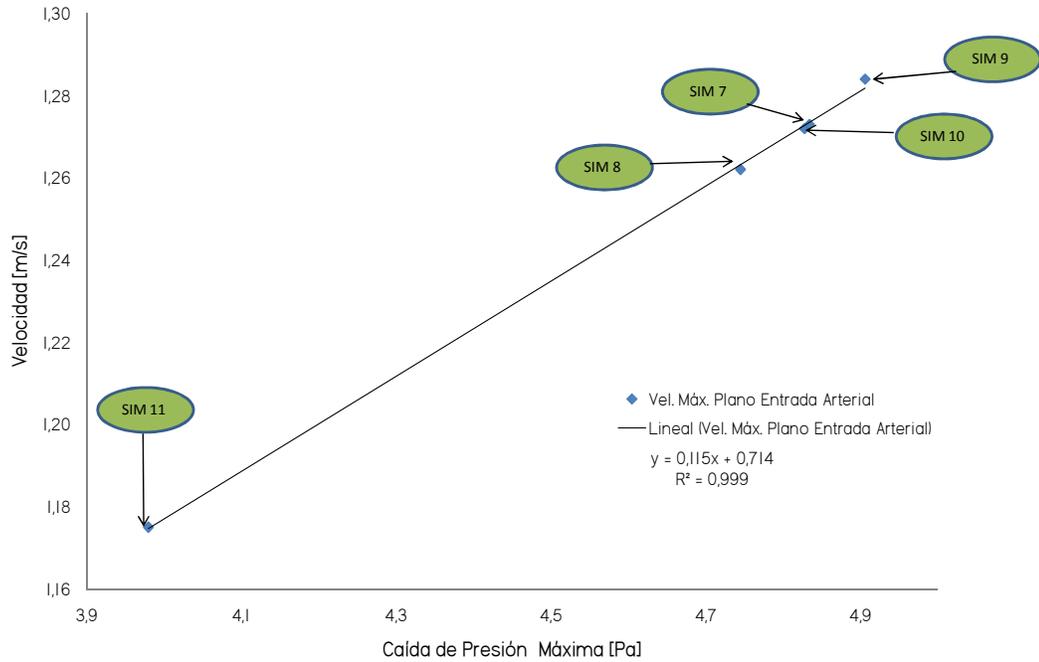


Figura 5.34: Velocidad máxima en el plano de entrada arterial en función de la caída de presión máxima en la vasculatura.

Desde un punto de vista energético la vasculatura con aneurisma, simplificada, puede ser entendida como una tubería elástica; con esto se quiere decir que junto al balance energético en el fluido, producto de la velocidad y la presión, también se debe considerar la energía que puede almacenar la pared arterial. Es posible evidenciar que todas las simulaciones, excepto la simulación con espesor de pared de aneurisma, se encuentran en una zona relativamente cercana, evidenciando un balance energético similar. Esta característica puede deberse a que el volumen de estos casos es similar, por lo que sería la variable que domina el almacenamiento de energía, sobre todo considerando que los esfuerzos y deformaciones en la arteria fueron muy similares en todos los casos, excepto en el caso de la simulación con espesor de pared de aneurisma. También, esta hipótesis debiera ser puesta a prueba.

## 5.6. Comparación entre Simulaciones FSI y Estructurales Puras

Rojo en su memoria de título [2] determinó que la simulación con cuerpo único, espesor variable y modelo hiperelástico de Seshaiyer, representa una aproximación más que razonable para simular el comportamiento estructural de la vasculatura. En efecto, esta simulación comparada con aquella con espesor y modelo variable (la más realista) no genera errores por sobre el 6 % para esfuerzos y deformaciones.

La simulación 1 del presente trabajo de título corresponde precisamente a una simulación estructural con cuerpo único, espesor variable y modelo hiperelástico de Seshaiyer, y como ya se había mencionado, se utilizó debido a que se intuía su buen desempeño, tal como lo corroboró Rojo.

Al igual como se discutió en el análisis de los casos estructurales, el modelo elástico equivalente con elementos tipo Shell tienden a sobreestimar los esfuerzos y deformaciones. En efecto, en la simulación 1 se alcanzó un esfuerzo efectivo máximo de 420.76 [kPa], mientras que para la simulación 7 se alcanzó un esfuerzo efectivo máximo de 705.96[kPa]. Esto representa un aumento del 68 %. Este valor es considerablemente mayor al 36 % obtenido al comparar las simulaciones estructurales puras (simulación 1 frente a 3), sin embargo en estas simulaciones los pulsos de presión eran iguales, en cambio, en la simulación 7 la presión al interior del aneurisma es considerablemente mayor que en las simulaciones 1 y 3. Mientras que para las simulaciones 1 y 3 se seteo una presión máxima de unos 16 [kPa], para la simulación 7 se alcanzó (vía cálculo en el fluido) una presión máxima de 19 [kPa], lo cual representa un aumento del 16 %, lo que explica en las diferencias observadas. Motivado por este hecho, se recomienda utilizar un pulso de presión en las simulaciones estructurales puras calculado a partir de una simulación CFD pura, esta mejora contribuirá a considerar una presión más realista en el aneurisma y, así, obtener mejores resultados.

## Capítulo 6

### Conclusiones

- Se logró reconstruir con éxito nueve casos de aneurismas cerebrales tomados de la base de datos del laboratorio. Cada uno de los casos reconstruidos posee la máxima cantidad de sifones precedentes al aneurisma cómo fue posible rescatar desde los archivos originales.
- Se seleccionó un caso, dentro del conjunto reconstruido, con el cual fue posible realizar con éxito todas las variaciones propuestas en este trabajo de título.
- Se desarrollo, junto a Rojo [2], una metodología que permite dotar de espesor variable al aneurisma.
- Se realizó un análisis estadístico sobre una población de 83 casos (41 rotos y 42 no rotos) en donde se correlaciona la ruptura con los índices geométricos NSI y BMR. Se obtuvo que el 69.16 % de los casos rotos exhiben un NSI mayor a 0.153, mientras que el 69.16 % de los casos no rotos exhiben un NSI menor a 0.153. Análogamente, se obtuvo que el 68.7 % de los casos rotos presenta un BMR mayor a 5.84, en cambio, el 68.7 % de los casos no rotos presenta un BMR menor a 5.84. Comparativamente, se obtuvo un límite de corte algo inferior al reportado en la literatura para el índice NSI. Raghavan [30] reportó que el 78 % de los casos rotos poseían un NSI mayor a 0.183, mientras que un 78 % de los no rotos poseían un NSI menor a 0.183. Esto da una diferencia relativa del 10.9 % entre ambos resultados. Sin embargo, el estudio realizado en este trabajo de título cuenta con una población sustancialmente mayor que la población utilizada en [30](27 pacientes).
- Se validaron y se fundamentaron las metodologías de simulación FSI, en lo que respecta a la formulación cinemática del sólido y al perfil de velocidad de Womersley a la entrada.
- Se realizaron con éxito 11 simulaciones, cinco de las cuales son FSI, tres CFD y tres estructurales puras. Con estas simulaciones fue posible obtener los resultados necesarios para estudiar la influencia sobre los resultados del módulo de Young del material arterial, de la presión a la salida de la geometría,

del espesor de la vasculatura, de la cantidad de sifones precedentes al aneurisma y de la simplificación del modelo del sólido (de hiperelástico isotrópico 3D a elástico isotrópico shell).

- Se observaron esfuerzos efectivos máximos entre 250 [kPa] y 900 [kPa], lo cual está dentro del rango reportado en la literatura [23] . Además, se observaron esfuerzos de corte en la pared máximos entre 16.9 [Pa] y 23.1 [Pa], rangos apropiados para este tipo de simulaciones [33]. Por otro lado, se observaron esfuerzos de corte mínimos del orden de 0.2 [Pa], lo que representa una fuente de riesgo altísima para la ruptura del aneurisma. Una característica interesante del caso específico analizado es que las zonas de máximos esfuerzos y deformaciones coinciden con la zona de máximos esfuerzos de corte y la misma tendencia se presenta para los mínimos, lo cual disminuye el riesgo de rompimiento de este paciente.
- La simplificación del modelo hiperelástico de Seshaiyer, ajustado a un modelo Mooney-Rivlin, por un modelo elástico isotrópico con un módulo de Young equivalente, sobreestima los esfuerzos bajo el 31 % (efectivos y primer esfuerzo principal) en el caso considerado. Este comportamiento no puede tomarse como una regla general, debido a que para esta aplicación específica las deformaciones se mantuvieron en la zona donde el módulo de Young sobreestima los esfuerzos. Como metodología a seguir, cada vez que la simplificación se utilice se debe encontrar la zona en donde se está trabajando. Para esto, se deben desarrollar simulaciones estructurales puras para ambos modelos y comparar los resultados.
- La simplificación de elementos 3D a elementos tipo shell sobreestima los esfuerzos bajo el 23 % (efectivos y primer esfuerzo principal) y las deformaciones, bajo el 28 % (primera y tercera deformaciones principales), para el caso de un material elástico isotrópico con un módulo de Young Seshaiyer equivalente. Las distribuciones de esfuerzos y deformaciones para los resultados utilizando elementos tipo shell son más suaves que las arrojadas por elementos tipo 3D. Es factible mejorar la calidad de los resultados obtenidos por elementos tipo 3D, considerando promedios locales, en vez de resultados puntuales.
- En general, la utilización de un modelo elástico isotrópico equivalente replica de buena forma la mecánica de la pared arterial, genera distribuciones de esfuerzo y deformación similares al modelo hiperelástico con diferencias en los resultados bastante razonables.
- Tanto los esfuerzos, como las deformaciones se concentran en la zona del aneurisma, no en la unión del aneurisma y la arteria como sugerían Ledermann [4], Araya [5] y Muñoz [6]. Esta divergencia en los resultados se produjo porque ellos utilizaron en sus simulaciones geometrías con espesor único en vez de geometrías con espesor variable.
- En el aneurisma las zonas de altos esfuerzos son zonas de altas deformaciones. En general, se obtuvieron dos esfuerzos principales en tracción sobre casi todo el aneurisma, relativamente parecidos en

módulo, y un esfuerzo principal compresión, mucho menor que los dos anteriores. Esto permite que el primer esfuerzo principal sea muy parecido al esfuerzo efectivo de Von Mises. Un comportamiento similar se observa para las deformaciones principales, se obtuvieron dos deformaciones principales en tracción, muy similares, y una tercera en compresión. Sin embargo, no se observaron diferencias abismales en sus valores.

- En el contexto de las simulaciones CFD, los resultados fluidodinámicos son relativamente insensibles frente a la variación de la geometría precedente al aneurisma. En efecto, se observaron diferencias re-lativas menores al 10 % para el esfuerzo de corte en la pared y al 1 % para la presión en el aneurisma. Esta estabilidad se produjo gracias a que basta con la consideración de 1 sifón de la vasculatura precedente al aneurisma para obtener el desarrollo de un flujo secundario a la entrada de él. Considerando 2 sifones, no se generan errores por sobre el 4 % para los esfuerzos de corte en la pared. Esta regularidad se debe, además, a que las curvaturas de los tres sifones del caso considerado son relativamente parecidas, sobre todo la de los más cercanos al aneurisma. Por este motivo el desarrollo del flujo secundario es fácil tan solo considerando un sifón. Se debe tener en cuenta este aspecto antes de cortar la geometría en la etapa de reconstrucción; si existiera un sifón mucho más curvo que los demás, aguas abajo del aneurisma, se debiera considerar a la hora de simular, puesto que el desarrollo del flujo secundario depende fuertemente de la curvatura del sifón generador [32].
- La presión en el aneurisma depende exclusivamente de la condición de presión a la salida de la geometría.
- En el contexto de las simulaciones FSI, los resultados indican que las diferencias más grandes que se generan al variar un parámetro se encuentran en el sólido, de hecho los resultados fluidodinámicos, en su gran mayoría, no superan el 10 %.
- El aumento de la presión a la salida de la geometría, desde un pulso de presión normal hacia un pulso hipertenso (aumento del 50 %), genera esfuerzos y deformaciones alrededor del 30 % superiores. Las diferencias en el esfuerzo de corte máximo no superan el 4 %.
- El aumento del módulo de Young desde 7.044 [MPa] (Seshaiyer equivalente) hasta 10.633 [MPa] (Delfino equivalente), genera un aumento en los esfuerzos del orden 17 % y una disminución de la deformación del orden del 27 %. Las diferencias en los esfuerzos de corte en la pared no superan el 7 %. Este comportamiento no puede ser tomado como regla general, puesto que la combinación de esfuerzos y deformaciones dependerá de la cantidad de energía de deformación que sea transmitida desde la sangre, posibilitando obtener menores esfuerzos en el material más rígido, a la vez que las deformaciones son más bajas.
- La variación del espesor arterial genera las más grandes diferencias en los resultados de las simulaciones. En general, el aumento de espesor tiende a bajar los esfuerzos y deformaciones observados,

pero a subir los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma. Los esfuerzos y deformaciones no aumentan no más allá de un 46 % en un modelo con espesor de aneurisma, con respecto a uno de espesor variable. Mientras que para un modelo con espesor de arteria, los esfuerzos y deformaciones disminuyen en alrededor de un 64 %. Los esfuerzos de corte en la pared disminuyen no más allá de un 4 % para el caso de un modelo con espesor de aneurisma, pero aumentan en alrededor de un 17 % para el caso de un modelo con espesor de arteria.

- En general, es preferible utilizar una geometría con espesor de aneurisma a una con espesor de arteria, debido a que en la primera los esfuerzos y deformaciones se van haciendo similares a la simulación con espesor variable a medida que se acerca al fondo del aneurisma. Además, los resultados para el esfuerzo de corte en la pared son mucho más cercanos a los resultados obtenidos con espesor variable, que los obtenidos con espesor de arteria.
- En general, se observó que a mayor rigidez de la pared arterial (menor deformación) los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma aumentan. Para la simulación con pared rígida (CFD), la variación máxima para los esfuerzos de corte, con respecto a los resultados de la simulación con espesor variable, es de un 26 %, el cual es el límite superior de las diferencias obtenibles por la rigidización de la pared. Se observa una correlación casi lineal entre la tercera deformación principal y el esfuerzo de corte en la pared, sin embargo, se evidencia que la correlación es sensible a cambios en las condiciones físicas del problema como el espesor de la pared y la condición de presión a la salida.
- La velocidad máxima presenta una regularidad similar; aumenta mientras aumenta la caída de presión máxima. Sin embargo, no existe una correlación clara entre deformación y velocidad máxima. Esto descartaría, en un contexto general, que la velocidad máxima esté correlacionada con el esfuerzo de corte máximo en el aneurisma, este hecho, unido al evidenciado en el párrafo anterior, sugiere que la distribución de esfuerzos de corte en el aneurisma es un fenómeno fundamentalmente geométrico.
- La comparación entre resultados de simulaciones estructurales puras y simulaciones FSI evidenciaron diferencias del orden de un 76 % en los esfuerzos efectivos máximos, lo cual es un aumento sustancial de las diferencias en la comparación de simulaciones estructurales puras con el mismo tipo de modelación (36 %). Este aumento se explica a que el pulso de presión aplicado al aneurisma es cerca de un 30 % superior para las simulaciones FSI. Para mejorar la modelación de las simulaciones estructurales se recomienda utilizar un pulso de presión calculado en la zona del aneurisma mediante una simulación CFD.
- La metodología de simulación FSI con modelo de pared arterial elástica isotrópica Seshaiyer equivalente, espesor variable y presión a la salida normal, se considera la simulación más realista desarrollada en este trabajo de título. Esta metodología tiende a sobreestimar los esfuerzos y deformaciones

y a subestimar los esfuerzos de corte en la pared. Estas características la convierten en una prueba conservadora a la hora de analizar la posible ruptura de un caso real.

## Bibliografía

- [1] Morales, H. *Simulación de la hemodinámica de geometrías 3D aproximadas de aneurismas y análisis estadístico de los casos*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2006
- [2] Rojo, M. *Sensibilidad de soluciones de simulaciones de aneurismas cerebrales según parámetros mecánicos y geométricos*. Memoria en curso de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [3] Torrens, P. *Análisis del comportamiento mecánico y caracterización geométrica de aneurismas cerebrales reales aislados*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2007.
- [4] Ledermann, D. *Modelación de Aneurismas Cerebrales: Simulación Fluidodinámica y Estructural*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2006
- [5] Araya, S. *Simulación de la hemodinámica en modelos de aneurismas cerebrales incluyendo la interacción fluido-estructura*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [6] Muñoz, F. *Análisis de los esfuerzos y deformaciones en los modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [7] D.R. Cox & D. Oakes *Analysis of Survival Data* Chapman and Hall, London, 1984.
- [8] Muñoz, F. *Implementación de Perfiles de Velocidad Oscilatorios en ADINA*. Informe Final Curso ME717. Universidad de Chile. 2007
- [9] Thubrikar, Mano J. *Vascular Mechanics and Pathology*. Springer, New York. 2007.
- [10] Holzapfel G.A., Ogden R.W. *Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems*. Springer, New York. 2003.
- [11] Valencia A. et al *Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery*, Computers and Structures, vol. 84, pp. 1326-1337. 2006.
- [12] Sitio Web del Instituto de Neurocirugía Dr. Asenjo, [www.neurorradiologia.cl](http://www.neurorradiologia.cl). 2006

- [13] ADINA R&D Inc. *ADINA Theory and Modeling Guide:ARD 05-9*, Versión 8.3.1, Online Manuals, Cap 9.
- [14] Valencia A. et al *Unsteady flow and mass transfer in models of stenotic arteries considering fluid-structure interaction*, International Communication in heat and mass transfer, vol. 33, pp. 302-310, 2006.
- [15] Zamir, M. *The Physics of Pulsatile Flow*. Springer, New York. 2000.
- [16] O'Callaghan, S. et al. *Numerical modelling of Newtonian and non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis*. Journal of Medical Engineering and Physics.
- [17] Da Silva, V. *Mechanics and Strength of Materials*. Springer, Berlin. 2006.
- [18] Fung, Y. C. *Foundations of Solid Mechanics*. Prentice-Hall, London. 1965.
- [19] Ventsel, E., Krauthammer, T. *Thin Plates and Shells. Theory, Analysis and Applications* Marcel Dekker, New York. 2001.
- [20] Monson, K.L. et al. *Significance of source and size in the mechanical response of human cerebral blood vessels*. Journal of Biomechanics, vol. 38, pp. 737-744. 2005.
- [21] Kozaburo Hayashi, Nikos Stergiopoulos, Jean-Jacques Meister, Stephen E. Greenwald, Alexander Rachev, *Techniques in the Determination of the Mechanical Properties and Constitutive Laws of Arterial Walls*, Bulgarian Academy of Science, 2001
- [22] A. Delfino, N. Stergiopoulos, *Residual Strain Effects in the Stress Field in a Thick Wall Finite Element Model of the Human Carotid Bifurcation*, Journal of Biomechanics, Vol. 30, No 8, pp. 777-786, 1997.
- [23] Donia J. MacDonald, Helen M. Finlay, and Peter B. Canhan, *Directional Wall Strength in Saccular Brain Aneurysms from Polarized Light Microscopy*, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 28, pp. 533-542, 2000.
- [24] Kozaburo Hayashi, *Mechanical Properties of Soft Tissues and Arterial Walls*, Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems, Pgs. 15-64, 2003.
- [25] Baoshun Ma, Madhavan L. Raghavan, *Nonlinear Anisotropic Stress Analysis of Anatomically Realistic Cerebral Aneurysms*, Journal of Biomechanical Engineering, 2007.
- [26] P. Seshaiyer, F. P. K. Hsu, *Multiaxial Mechanical Behavior of Human Saccular Aneurysms*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 4, pp. 281-289, 2001.
- [27] Botto, S. *Simulación de la Hemodinámica en una Geometría Aproximada de Aneurisma con un Modelo de Tratamiento Endovascular*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2005

- [28] Olufsen, M.S. *Structured tree outflow condition for blood flow in larger systemic arteries*, American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology, vol. 45, n° 1, pp. H257-H268, 1999.
- [29] Humphrey, J.D. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. Springer, New York. 2002.
- [30] Madhavan L. Raghavan, Baoshun Ma, *Quantified Aneurysm Shape and Rupture Risk*, J. Neurosurg., Vol. 102, pp. 355-362, 2005.
- [31] Figueroa, H., Rojo, M. *Análisis de sensibilidad en los resultados de simulaciones de un aneurisma sacular variando parámetros geométricos y mecánicos*. Informe Final Curso ME67A. Universidad de Chile. 2007
- [32] M. Oshima, H. Sakai, R. Torii, *Modelling of Inflow Boundary Conditions for Image-Based Simulation of Cerebrovascular Flow*, International Journal for Numerics Methods in Fluids, 47:603-617, 2005.
- [33] R. Torii, M. Oshima, T. Kobayashi, K. takagi, T.E. Tezduyar, *Influence of Wall Elasticity in Patient-Specific Hemodynamic Simulations*, Computers & Fluids, 36:160-168, 2007.