



**UNIVERSIDAD DE CHILE**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**SIMULACIÓN FLUIDODINÁMICA DE TRATAMIENTO ENDOVASCULAR EN  
MODELOS DE ANEURISMAS CEREBRALES REALES**

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

**JAVIER ALEJANDRO PÉREZ RAMÍREZ**

**PROFESOR GUÍA:**

**SR. ÁLVARO VALENCIA MUSALEM**

**MIEMBROS DE LA COMISIÓN:**

**SR. ROGER BUSTAMANTE PLAZA**

**SR. CARLOS GHERARDELLI DEZEREGA**

**SANTIAGO DE CHILE**

**ENERO 2009**

RESUMEN EJECUTIVO.

FECHA: 23 DE ENERO DE 2009

PROF. GUÍA: SR. ÁLVARO VALENCIA M.

## “SIMULACIÓN FLUIDODINÁMICA DE TRATAMIENTO ENDOVASCULAR EN MODELOS DE ANEURISMAS CEREBRALES REALES”

A través de la simulación numérica de la mecánica de aneurismas cerebrales, el profesor Dr. Ing. Álvaro Valencia del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile, en el marco del segundo año de desarrollo del proyecto Fondecyt 'FLOW DYNAMICS AND ARTERIAL WALL INTERACTION IN REALISTIC CEREBRAL ANEURYSM MODELS', está desarrollando una metodología de apoyo a las decisiones médicas, donde las simulaciones computacionales puedan brindar un grado mayor de certidumbre en el diagnóstico y evaluación de este tipo de patologías.

Producto de este trabajo, se cuenta con una metodología consolidada para la reconstrucción de casos de aneurismas cerebrales reales y para la realización de simulaciones de mecánica de fluidos computacional (CFD) y con interacción fluido - estructura (FSI), para el estudio de aneurismas cerebrales sin tratamiento.

Por otro lado, el efecto del tratamiento de un aneurisma, desde el punto de vista mecánico, es un punto aún no abordado. A grandes rasgos existen dos tipos de tratamientos de aneurismas: la cirugía convencional, y el tratamiento endovascular. Éste último busca modificar la circulación de sangre en el aneurisma para evitar su ruptura. En esta memoria de título se modeló y simuló un modelo de tratamiento endovascular tipo stent, que consiste en introducir una malla trenzada de metal flexible dentro de la arteria portadora del aneurisma, y se realizó una comparación de los resultados obtenidos de la simulación con el modelo de stent con los obtenidos previo al tratamiento, en el contexto de las simulaciones CFD.

Se observó que el stent no tiene efectos importantes aguas arriba y aguas abajo del aneurisma, pero sí tiene efectos significativos en la zona del aneurisma. Los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma disminuyen con la inserción del stent, llegando a disminuciones cercanas al 80 % en el fondo del aneurisma. La velocidad de entrada al aneurisma también disminuye, lo cual provoca que el caudal de entrada siga la misma tendencia, obteniéndose reducciones del 38 %. También se redujo la velocidad en el plano transversal paralelo al sentido del flujo en la arteria. Finalmente, debido a la utilización de un modelo de fluido no newtoniano, se notó un aumento de la viscosidad efectiva en el interior del aneurisma, en un plano transversal, paralelo al sentido del flujo sanguíneo en la arteria.

# Índice General

<b>Índice de Figuras</b>	<b>III</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>VIII</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Antecedentes Generales . . . . .	1
1.2. Motivación . . . . .	3
1.3. Objetivos . . . . .	4
1.3.1. Objetivo General . . . . .	4
1.3.2. Objetivos Específicos . . . . .	4
1.4. Alcances . . . . .	4
<b>2. Antecedentes</b>	<b>5</b>
2.1. Antecedentes Biológicos . . . . .	5
2.1.1. Generalidades . . . . .	5
2.1.2. Anatomía . . . . .	7
2.1.3. Incidencia . . . . .	8
2.1.4. Historia Natural . . . . .	9
2.1.5. Consecuencias biológicas de la hemodinámica . . . . .	11
2.2. Antecedentes Stents . . . . .	13
2.2.1. Generalidades . . . . .	13
2.2.2. Materiales . . . . .	13
2.2.3. Clasificación . . . . .	13
2.2.4. Patrones Geométricos . . . . .	14
2.2.5. Simulaciones Numéricas . . . . .	16
2.3. Hemodinámica . . . . .	24
2.3.1. Ecuaciones de Navier-Stokes . . . . .	24
2.3.2. Caracterización de Flujo Laminar . . . . .	25
2.3.3. Hipótesis de Fluido no-Newtoniano . . . . .	25

2.4.	Condiciones de Borde . . . . .	26
2.4.1.	Perfil de Velocidades a la Entrada de la Geometría . . . . .	26
2.4.2.	Condición de Presión a la Salida del Flujo . . . . .	28
<b>3.</b>	<b>Construcción de Geometrías</b>	<b>30</b>
3.1.	Modelo de Aneurisma . . . . .	30
3.2.	Modelo de Stent . . . . .	32
3.2.1.	Obtención de trayectorias . . . . .	33
3.2.2.	Generación del Sólido . . . . .	35
3.3.	Ensamble Aneurisma-Stent . . . . .	37
3.4.	Limitaciones de la Metodología . . . . .	39
<b>4.</b>	<b>Implementación en ADINA</b>	<b>41</b>
4.1.	Mallado y Elementos Finitos . . . . .	41
4.2.	Condiciones de Borde . . . . .	43
4.3.	Metodología de Implementación . . . . .	45
4.4.	Planificación de Simulaciones . . . . .	46
<b>5.</b>	<b>Resultados</b>	<b>49</b>
5.1.	Validación del Método . . . . .	49
5.2.	Consideraciones Preeliminarias . . . . .	53
5.3.	Resultados Simulaciones . . . . .	55
<b>6.</b>	<b>Análisis y Discusión de Resultados</b>	<b>65</b>
6.1.	Validación del Método . . . . .	65
6.2.	Geometría Completa . . . . .	65
6.3.	Zona Aneurisma . . . . .	66
6.4.	Plano de entrada al aneurisma . . . . .	66
6.5.	Plano Transversal . . . . .	69
6.6.	Punto de control . . . . .	70
6.7.	Comentarios . . . . .	70
6.8.	Mejoras Propuestas . . . . .	71
<b>7.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>72</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>74</b>

# Índice de Figuras

1.1. Oclusión endovascular de aneurisma cerebral con espirales desprendibles de platino (coils). . . . .	2
1.2. Esquema tratamiento con mallas trenzadas de metal flexible (stents). . . . .	3
2.1. Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas [7]. . . . .	5
2.2. Tipos de aneurismas [25]. . . . .	6
2.3. Esquema de la vasculatura intracraneal mostrando las conexiones del círculo de Willis [7]. . . . .	7
2.4. Esquema de la vasculatura del círculo de Willis y sus alrededores [7]. . . . .	7
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 [7]. . . . .	8
2.6. Localización y número de casos rotos en el círculo de Willis en el estudio de Wilson G. et al, 1954 [7]. . . . .	9
2.7. Histopatología de aneurismas y estadísticas de zonas de ruptura [8]. . . . .	10
2.8. Esquema del remodelamiento vascular normal (lado izquierdo) y patológico (lado derecho) [10]. . . . .	12
2.9. Ejemplo de diseño de un stent de celda abierta (A) versus uno de celda cerrada (B) [13]. . . . .	14
2.10. Parametrización de patrones geométricos de tres tipos de stents [14]. . . . .	15

2.11. Geometrías de Tristar stent y Wallstent [15]. . . . .	16
2.12. Dimensiones geometría idealizada - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15].	17
2.13. Mallado de modelos idealizados con stent - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15]. . . . .	17
2.14. Esfuerzos de corte en pared distal para distintas curvaturas - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15]. . . . .	18
2.15. Velocidades obtenidas para distintas curvaturas - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15] . . . . .	19
2.16. Tasa de flujo entrante y tiempo de recirculación versus curvatura - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15]. . . . .	19
2.17. Modelo geometría real sin stent - VISC 2007 [16]. . . . .	20
2.18. Pasos despliegue stent [17]. . . . .	21
2.19. Planos de análisis y comparación - VISC 2007 [16]. . . . .	22
2.20. Distribución esfuerzos de corte - VISC 2007 [16]. . . . .	23
2.21. Distribución velocidades, en el plano $P_2$ - VISC 2007 [16]. . . . .	23
2.22. Pulso de velocidad sanguínea en la arteria carótida promedio obtenido por Araya [4].	27
2.23. Pulso de presión sanguínea para el caso normal e hipertenso durante dos ciclos cardíacos. . . . .	29
3.1. Geometría seleccionada para simulación de modelo de stent [5]. . . . .	31
3.2. Vista después del paso 2 y seleccionando la arteria principal. . . . .	33
3.3. Vista después del paso 3 y seleccionando la sección de arteria relevante para la metodología. . . . .	34
3.4. Vista después del paso 6. . . . .	35
3.5. Boceto sección transversal. . . . .	36
3.6. Modelo de stent (caso 8 anillos). . . . .	37

3.7. Modelo aneurisma menos stent en <i>Solid Edge</i> , al paso 4. . . . .	38
3.8. Modelo aneurisma menos stent en <i>Solid Edge</i> , después de realizada la orientación. . . . .	38
3.9. Aproximación del stent comercial Wallstent, realizada en <i>Rhinoceros v4.0</i> . . . . .	39
4.1. Esquema de un elemento tetraedral tridimensional para fluido [23]. . . . .	41
4.2. Refinamiento de malla en la zona del stent . . . . .	42
4.3. Gráfico velocidad media experimental (línea azul) y velocidades aplicadas en los nodos por la subrutina línea roja: centro de la entrada; línea púrpura: a un tercio del radio, desde el centro de la entrada; línea verde: a un tres cuartos del radio, desde el centro de la entrada. . . . .	44
4.4. Condición de borde impuesta a la salida. . . . .	44
4.5. Caso Sin Stent (o caso base). . . . .	47
4.6. Caso Stent 4 Anillos. . . . .	47
4.7. Caso Stent 8 Anillos. . . . .	48
5.1. Error relativo entre las velocidades medias experimental y aplicada, en función del tiempo. . . . .	50
5.2. Errores porcentuales de caudales de salida (casos con stent con respecto al sin stent) en función del tiempo. . . . .	51
5.3. Caudales de entrada y salida en función del tiempo. . . . .	52
5.4. Error porcentual entre el caudal de entrada y el caudal total de salida en función del tiempo. . . . .	52
5.5. Esquema áreas de presentación de resultados. . . . .	54
5.6. Distribución de presión en las geometrías completas para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . . .	55

5.7. Distribución del esfuerzo de corte en las geometrías completas para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha. 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . .	56
5.8. Distribución del esfuerzo de corte en la pared del aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha. 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . .	57
5.9. Distribución de la magnitud de la velocidad en el plano de control 1, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . . .	58
5.10. Distribución de la velocidad normal al plano de control 1, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . . .	59
5.11. Distribución del campo de velocidades en el plano de control 1, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . . .	60
5.12. Distribución de la magnitud de la velocidad en el plano de control 2, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). . . . .	61
5.13. Distribución del campo de velocidades en el plano de control 2, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . . .	62
5.14. Distribución de la viscosidad en el plano de control 2, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos . . . . .	63
5.15. Caudal de entrada al aneurisma en función del tiempo, en el plano de entrada a él (plano 1). . . . .	64

5.16. Esfuerzo de corte (WSS) en función del tiempo en el punto de control D (fondo aneurisma). . . . .	64
6.1. A: Tomografía de un aneurisma sacular en la pared lateral de la arteria basilar, previo al tratamiento. B: Posicionamiento del stent comercial Wallstent en la arteria basilar, cubriendo la base del aneurisma (flechas negras). C: El aneurisma se ha ocluido totalmente, al cabo de 6 meses [26]. . . . .	71

# Índice de Tablas

2.1. Propiedades mecánicas de materiales usados en stents [12]. . . . .	13
2.2. Número de elementos de la malla correspondientes a los modelos sin stent y con stent [16]. . . . .	22
2.3. Parámetros de Carreau para el Flujo Sanguíneo . . . . .	26
3.1. Factores de escala para el Caso 5. . . . .	32
4.1. Tamaño de elemento y Número de elementos de las simulaciones realizadas. . . . .	47
5.1. Variables fluidodinámicas presentadas . . . . .	54
6.1. Máximos de magnitud de la velocidad en los casos estudiados, para la sístole y la diástole. . . . .	67
6.2. Máximos de la componente normal al plano de la velocidad en los casos estudiados, para la sístole y la diástole. . . . .	67
6.3. Mínimos de la componente normal al plano de la velocidad en los casos estudiados, para la sístole y la diástole. . . . .	68

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Antecedentes Generales

Un aneurisma es un defecto de las paredes arteriales que se manifiesta como una dilatación anormal o como un englobamiento de cierta región de la arteria provocada por el debilitamiento de la pared del vaso sanguíneo. Existen regiones del aparato circulatorio donde preferentemente se encuentran aneurismas: el círculo de Willis en el 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.

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

Los aneurismas pueden estallar y sangrar dentro del cerebro, causando complicaciones serias como el accidente cerebrovascular hemorrágico, daño nervioso permanente, o ambos. Estas complicaciones pueden causar parálisis, invalidez, trastornos neurológicos e, incluso, la muerte. Una vez que estalla, el aneurisma puede estallar otra vez y volver a sangrar dentro del cerebro. Comúnmente, la ruptura puede causar una hemorragia subaracnoidea (HSA), es decir, el sangrado en el espacio entre el cráneo y el cerebro. Una complicación retardada, pero seria, de la hemorragia subaracnoidea es la hidrocefalia, donde la acumulación excesiva de líquido cefalorraquídeo en el

cráneo dilata las vías del líquido llamadas ventrículos que pueden hincharse y comprimir el tejido cerebral. Otra complicación retardada, luego de la ruptura, es el vasoespasmio, donde otros vasos sanguíneos cerebrales se contraen y limitan el flujo sanguíneo a áreas vitales del cerebro lo cual puede causar, entre otros problemas, un accidente cerebrovascular.

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

Desde el punto de vista de los tratamientos, el tratamiento específico para el aneurisma cerebral será determinado por su médico basándose en la edad del paciente, su estado general de salud y sus antecedentes médicos, la gravedad del cuadro clínico, sus signos y síntomas, entre otros.

El tratamiento quirúrgico convencional, de práctica habitual desde hace 30 años, consiste en la craneotomía (operación por la que se realiza una abertura en el cráneo) y exclusión del aneurisma mediante clipado microquirúrgico; si bien es de práctica cotidiana y sus beneficios con respecto a la historia natural son contundentes, la morbilidad y mortalidad que acompañan al método han llegado a una meseta con pocas posibilidades de mejorar.

Un tratamiento alternativo es el procedimiento de oclusión endovascular de aneurisma cerebral que tiene como único objetivo el excluir de la circulación a los aneurismas, para evitar su ruptura. Existen varias técnicas de oclusión endovascular de aneurisma cerebral. La más común y que mejores resultados ha mostrado es la oclusión endovascular de aneurisma cerebral con espirales desprendibles de platino, la cual se esquematiza en la figura 1.1.

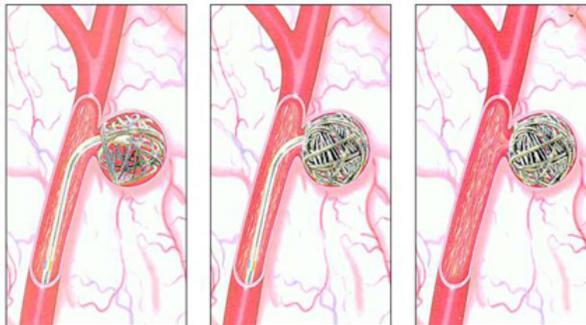


Figura 1.1: Oclusión endovascular de aneurisma cerebral con espirales desprendibles de platino (coils).

Otras técnicas son oclusión con espirales desprendibles de platino soportada por remodelación del cuello con stent, derivación de flujo con colocación exclusiva de stent en la arteria portadora

del aneurisma, entre otros. En la figura 1.2 se muestra un esquema que ejemplifica el tratamiento con stent.

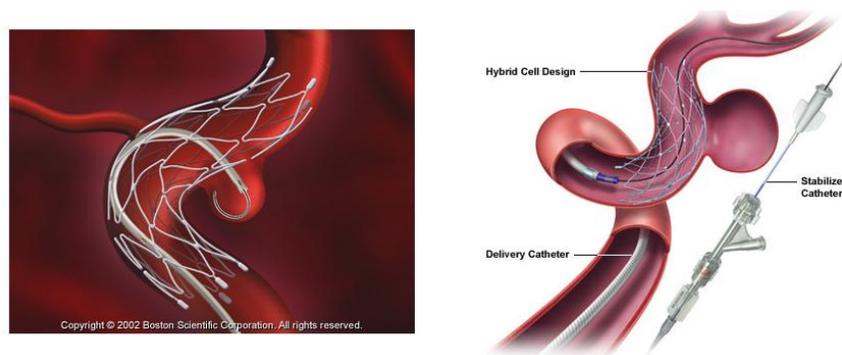


Figura 1.2: Esquema tratamiento con mallas trenzadas de metal flexible (stents).

En el presente trabajo de título, se creará una metodología que incluya la creación de un modelo de stent que se ajuste a la geometría de la arteria portadora del aneurisma, y el ensamble de este modelo con el modelo de aneurisma. Posteriormente, el diseño del aneurisma con stent se simulará en un programa de elementos finitos (ADINA) desde el punto de vista de las simulaciones fluidodinámicas, para estudiar el efecto del modelo de stent sobre variables mecánicas relevantes, como esfuerzo de corte en la pared, velocidades de flujo, entre otros. Finalmente se analizan y comparan los resultados con respecto a la simulación base sin tratamiento.

## 1.2. Motivación

El importante desarrollo que se ha llevado a cabo en el Departamento de Ingeniería Mecánica en el campo de biomecánica, en particular, en el modelamiento de aneurismas cerebrales, da pie como a abordar simulaciones cada vez más realistas.

En este contexto surge la inquietud de estudiar como afectaría un tratamiento endovascular tipo stent en un aneurisma determinado, es decir, realizar un análisis comparativo entre simulaciones de aneurismas sin tratamiento y modelando un tratamiento en ellas. Esta metodología puede servir, en primer término, para cuantificar el efecto de un tratamiento endovascular.

Este trabajo se lleva a cabo en conjunto con Álvaro Romo [1], memorista dedicado al estudio de la mecánica de sólidos de la pared arterial del mismo caso a exponer en este trabajo.

## 1.3. Objetivos

### 1.3.1. Objetivo General

- Realizar un análisis comparativo de los resultados de simulaciones de aneurismas cerebrales, considerando un aneurisma sin tratar para luego simular un tratamiento endovascular tipo stent en el.

### 1.3.2. Objetivos Específicos

- Seleccionar cuidadosamente un aneurisma reconstruido desde la base de datos del laboratorio conjuntamente con el memorista Álvaro Romo [1], para realizar las simulaciones específicas de cada memoria sobre el mismo caso, con el fin de poder comparar los resultados obtenidos bajo la metodología específica de cada trabajo de título.
- Desarrollar una metodología que permita una primera aproximación a la simulación de un tratamiento endovascular tipo stent en el aneurisma seleccionado.
- Simular la hemodinámica del aneurisma seleccionado, aplicando un tratamiento endovascular tipo stent, mediante la metodología general desarrollada por Ledermann [2] y optimizada por Araya [4] y Figueroa [5].
- Obtener datos fluidodinámicos de interés, tanto en el caso inicial (sin tratamiento) como en el caso final (con simulación de tratamiento), de forma de cuantificar el efecto de un tratamiento endovascular en aneurismas sin romper.

## 1.4. Alcances

- Utilización de programas de diseño gráfico como *Rhinoceros* y *Solid Edge*, para la construcción y diseño geométrico de stents (tratamiento endovascular).
- Estudio de la Hemodinámica del caso seleccionado, simulando un tratamiento endovascular, utilizando el software comercial ADINA.
- No se utilizarán modelos complejos para modelar el material de las arterias ni el material de los tratamientos endovasculares.

## 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 [7]. 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.

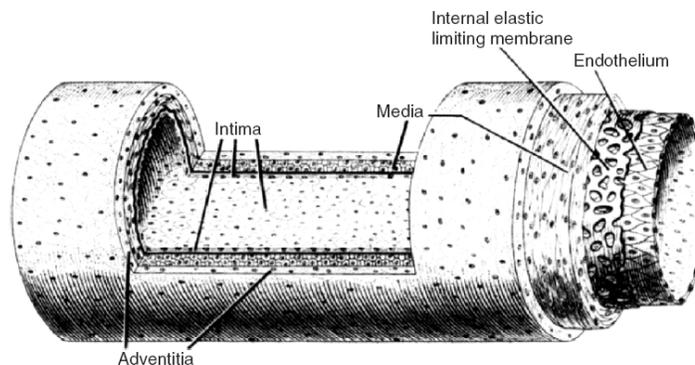


Figura 2.1: Esquema de una arteria muscular mostrando sus capas [7].

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 [7]. Alcanzada esta condición el riesgo de rompimiento es muy alto.

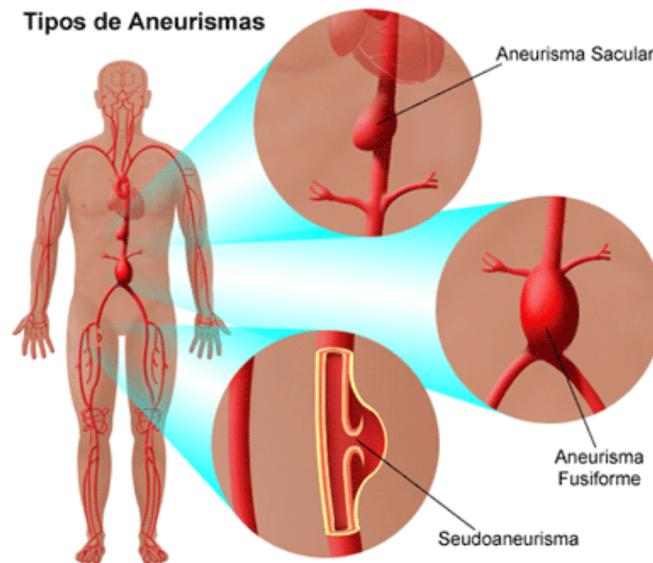


Figura 2.2: Tipos de aneurismas [25].

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 subaracnoidea (HSA), la cual en casi todos los casos es fatal o muy grave. La segunda situación posible es la de un sangrado menor, que es sellado naturalmente a través de un parche de fibrina, el cual, posteriormente, generará un trombo. Luego de ocurrido lo anterior, es muy probable que el aneurisma siga creciendo y finalmente se desencadene una ruptura catastrófica.

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 [8].

## 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.

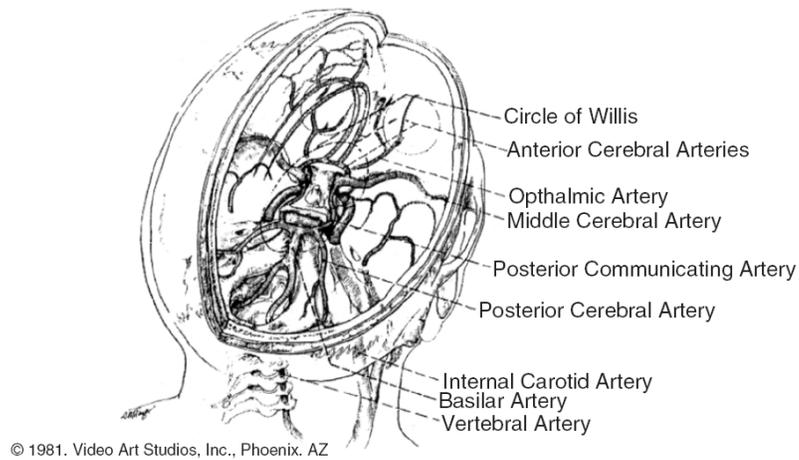


Figura 2.3: Esquema de la vasculatura intracraneal mostrando las conexiones del círculo de Willis [7].

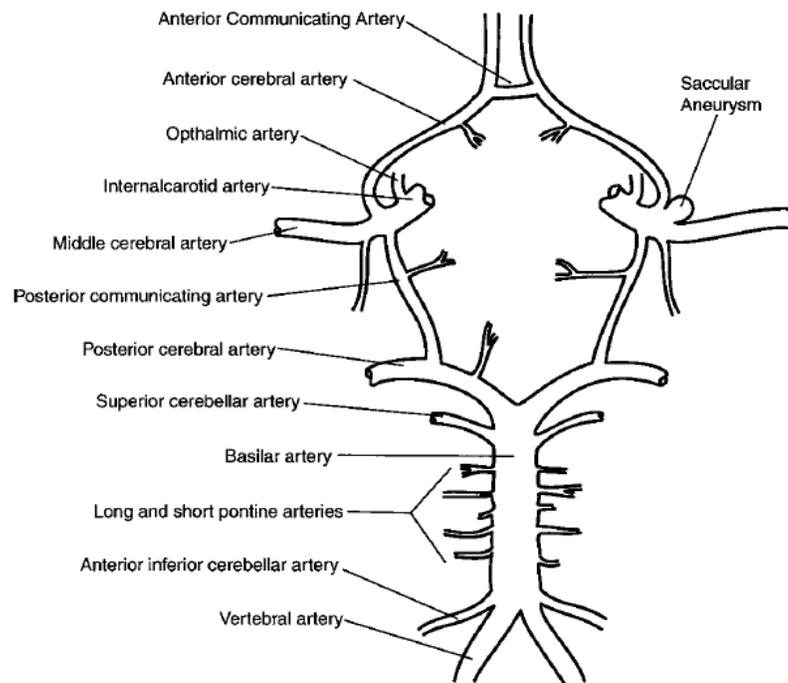


Figura 2.4: Esquema de la vasculatura del círculo de Willis y sus alrededores [7].

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

Desde un punto de vista ingenieril es importante contar con una estimación de las dimensiones del círculo de Willis, con esto se podría tener una estimación del orden de magnitud de las demás magnitudes físicas involucradas en el problema. La figura 2.5 muestra las dimensiones promedio de la vasculatura del círculo de Willis.

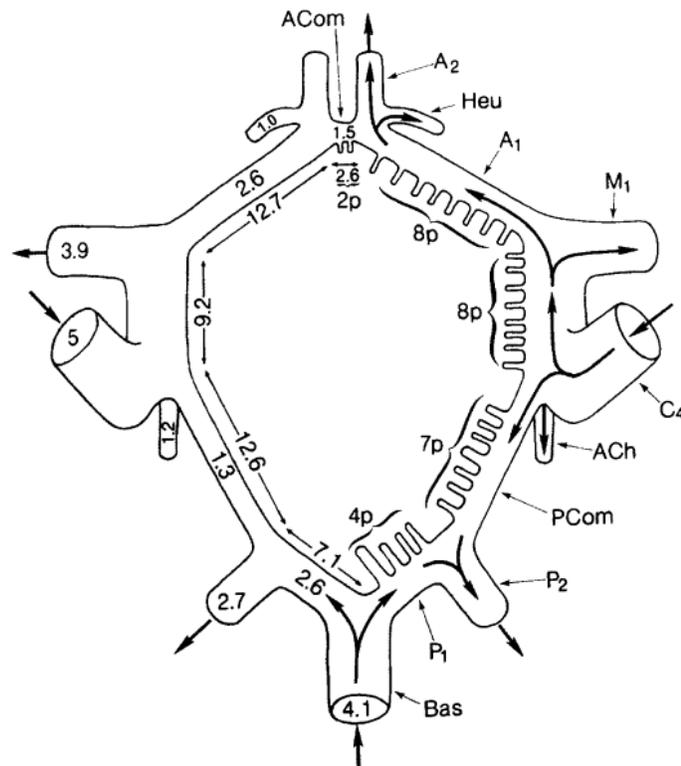


Figura 2.5: Esquema de la vasculatura del círculo de Willis con dimensiones promedio. Los valores están expresados en milímetros. Los números al interior de las arterias representan estimaciones de sus diámetros [7].

### 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 [7] reportan que la mayoría de casos de aneurismas se presentan en la zona anterior del círculo de Willis (arteria comunicante anterior, arteria cerebral anterior, arteria

media cerebral, y arteria carótida interna, ver figura 2.4) 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 [7].

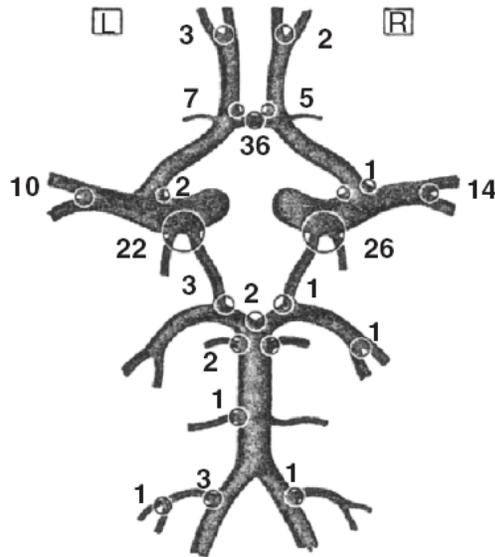


Figura 2.6: Localización y número de casos rotos en el círculo de Willis en el estudio de Wilson G. et al, 1954 [7].

#### 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 que grado intervienen en el fenómeno [7], [8], [9].

Se sabe que los aneurismas cerebrales son más comunes que los aneurismas en otras arterias musculares; se postula que esta mayor prevalencia tiene relación con que en general las paredes arteriales son más delgadas, contienen mucho menos elastina y no poseen una capa externa elástica que las soporte [7]. Por otro lado, las arterias cerebrales son muy propensas a generar ciertos tipos de defectos: los 'cojines íntimos' (intimal pads) y los defectos mediales (medial defects). Un cojín íntimo corresponde a un engrosamiento localizado de la capa íntima, mientras que un defecto medial corresponde a la pérdida localizada de la capa elástica intermedia que une las capas íntima y media. Estos defectos, por lo general, se presentan en la cúspide (apex) de las bifurcaciones arte-

riales. 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.

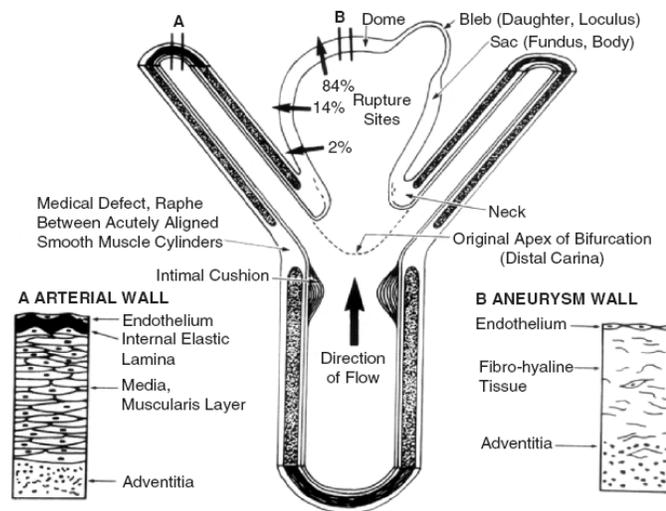


Figura 2.7: Histopatología de aneurismas y estadísticas de zonas de ruptura [8].

Se sabe poco en cuanto al proceso de crecimiento de aneurismas, se postula que ciertas inestabilidades en el sólido pueden facilitar el crecimiento acelerado de la malformación, como también la presencia de resonancias hemodinámicas, provocadas por la vorticidad al interior de los sacos [7], [8]. 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 [7]. En estas circunstancias, los pacientes están bajo la influencia de drogas que bajan su presión hasta 50 mmHg, inclusive

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

### **2.1.5. Consecuencias biológicas de la hemodinámica**

Estudios recientes postulan que los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma, inducidos por el flujo sanguíneo en éste, tienen efectos directos en la patogénesis, crecimiento y ruptura de los aneurismas [10], [11]. Los esfuerzos de corte en la pared pueden ser entendidas como la fricción inducida por el flujo, debido a la viscosidad de la sangre.

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

Cuando los esfuerzos de corte en la pared arterial son muy altos, se genera un proceso de adaptación de la arteria llamado "remodelamiento vascular". Los altos esfuerzos de corte activan las células del endotelio, lo que provoca el reclutamiento y activación de células inflamatorias. En el caso de un remodelamiento normal, las células inflamatorias se posicionan de forma simétrica con respecto al eje de la arteria, provocando un aumento en el diámetro interno de ella. Con esto, el esfuerzo de corte disminuye, restableciendo el equilibrio (figura 2.8, esquema lado izquierdo). Durante la formación de un aneurisma, el remodelamiento ocurre de forma asimétrica, producto de alguna concentración de esfuerzos, que provocan el agrupamiento de células inflamatorias en una zona determinada. El remodelamiento vascular ocurre hasta que el aneurisma llega a un punto de equilibrio, o bien, se inflama hasta que se desencadena su ruptura (figura 2.8, esquema lado derecho)

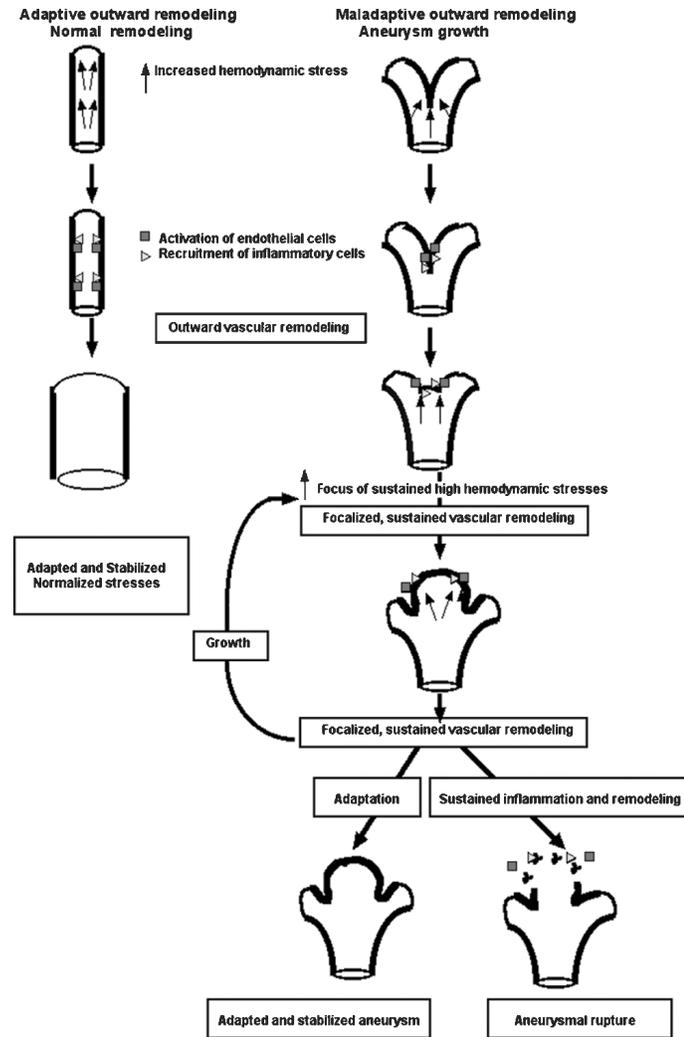


Figura 2.8: Esquema del remodelamiento vascular normal (lado izquierdo) y patológico (lado derecho) [10].

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

## 2.2. Antecedentes Stents

### 2.2.1. Generalidades

A grandes rasgos, existen dos tipos de tratamientos de aneurismas. El primero es la cirugía convencional, la cual consiste en la exclusión del aneurisma mediante clipado microquirúrgico a cráneo abierto, mientras que el segundo es el tratamiento endovascular, que tiene por objetivo el ocluir y excluir de la circulación a los aneurismas, para evitar su ruptura. Esta última opción se lleva a cabo utilizando catéteres para introducir espirales de platino (coil) dentro del aneurisma y/o introduciendo una malla trenzada de metal flexible (stent) dentro de la arteria portadora del aneurisma.

### 2.2.2. Materiales

Existe una amplia gama de materiales para stents, que va desde acero inoxidable hasta aleaciones con memoria de forma. En el cuadro 2.1 se muestran algunos de ellos con sus respectivas propiedades mecánicas.

Tabla 2.1: Propiedades mecánicas de materiales usados en stents [12].

Material	Esfuerzo máximo de tracción (UTS)	Esfuerzo de Fluencia	Elongación (%)	Módulo de Young
Ti	240 - 331 MPa	170 - 241 MPa	30	102,7 GPa
Ti-6Al-4V	900 - 933 MPa	830 - 924 MPa	14	113,8 GPa
Ti-3Al-2,5V	620 - 689 MPa	520 - 586 MPa	20	106,9 GPa
Nb	195 MPa	105 MPa	25	103 GPa
Nb-1Zr	241 MPa	138 MPa	20	68,9 GPa
C103	405 MPa	310 MPa	26	87 GPa
Ta	207 MPa	138 MPa	25	185 GPa
Acero Inox. 316L	595 MPa	275 MPa	60	193 GPa

### 2.2.3. Clasificación

Los stents pueden ser clasificados como de celda abierta o cerrada, dependiendo del patrón geométrico que siguen estas celdas. Cada stent se compone de varios anillos sucesivos, unidos por eslabones entre sí. Cuando estos eslabones están presentes en todas las posibles conexiones entre anillos, el stent se denomina de celda cerrada. Si se eliminan algunos de esos eslabones, el stent se clasifica como de celda abierta. La figura 2.9 muestra gráficamente la diferencia entre una y otra.

El hecho de que los stents de celda abierta tengan menos eslabones entre anillos, tiene como consecuencia que estos tipos de stents sean más flexibles que los de celda cerrada, pero resistan menos esfuerzos radiales. Por el contrario, los de celda cerrada pueden soportar mejor la pared arterial, pero son menos adaptables a geometrías complicadas, por lo que en arterias con radios de curvatura muy pequeños pueden ser poco aplicables. Sin embargo, las propiedades de flexibilidad, resistencia y adaptabilidad pueden ser modificadas variando el tamaño de celda en uno u otro tipo de stent [13].

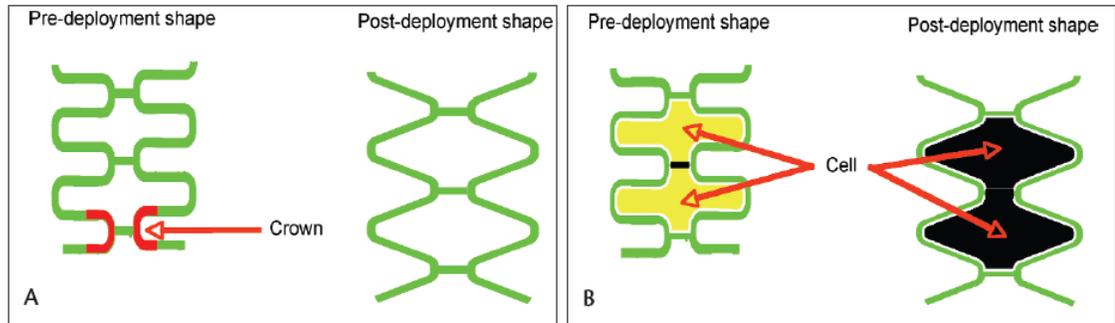


Figura 2.9: Ejemplo de diseño de un stent de celda abierta (A) versus uno de celda cerrada (B) [13].

#### 2.2.4. Patrones Geométricos

Los patrones geométricos de los stents son variados, y ellos influyen directamente en cómo modifica el flujo el stent dentro del aneurisma. En la figura 2.10, se muestran patrones geométricos de tres tipos de stents [14] y las respectivas compañías fabricantes de éstos: Multi-Link Tetra stent (Guidant), NIROYAL - Elite stent (Boston Scientific), e InFlow-Gold-Flex stent (InFlow Dynamics).

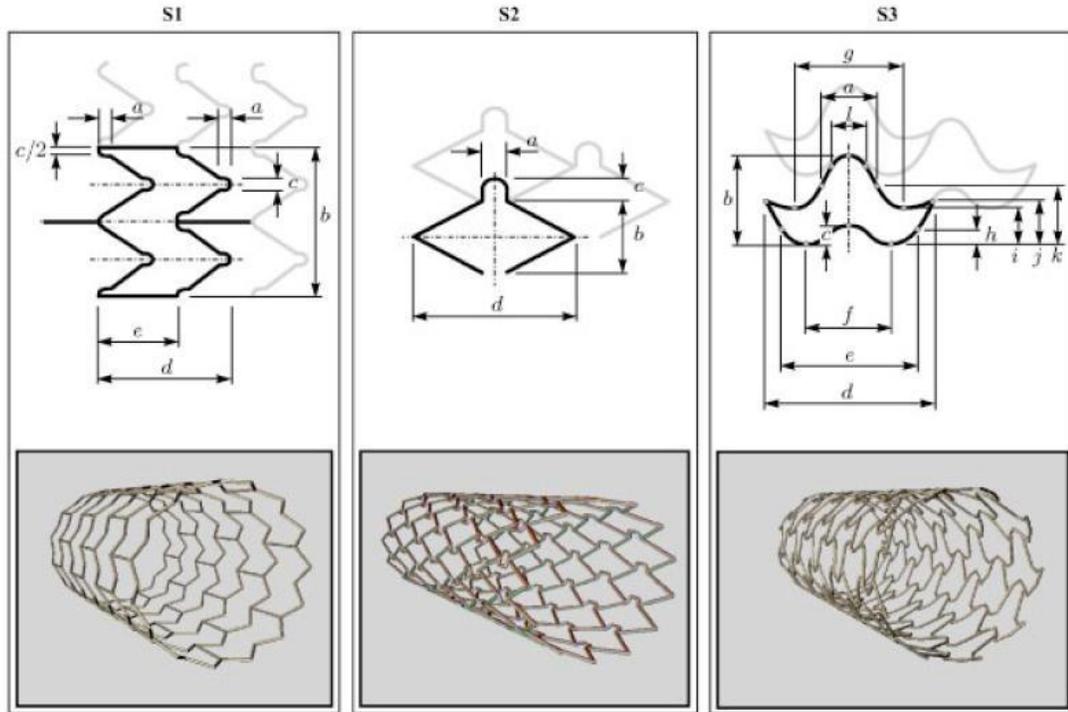


Figura 2.10: Parametrización de patrones geométricos de tres tipos de stents [14].

Además, en la figura 2.11 se muestran dos tipos más de stents: Tristar stent (Guidant) y Wallstent stent (Boston Scientific). Tristar stent es producido a partir de tubos de espesor pequeño (del orden de 0,1 mm) cortados con láser, por lo que se obtienen anillos de sección transversal rectangular. Wallstent es fabricado a partir de un arreglo de doble hélices de sección circular.

Dependiendo de la geometría del stent, se define la porosidad como la razón entre la superficie libre dejada por el stent y la superficie total del manto del cilindro del stent. La porosidad es un factor relevante en cómo el stent modifica el campo de velocidades en el interior del aneurisma.

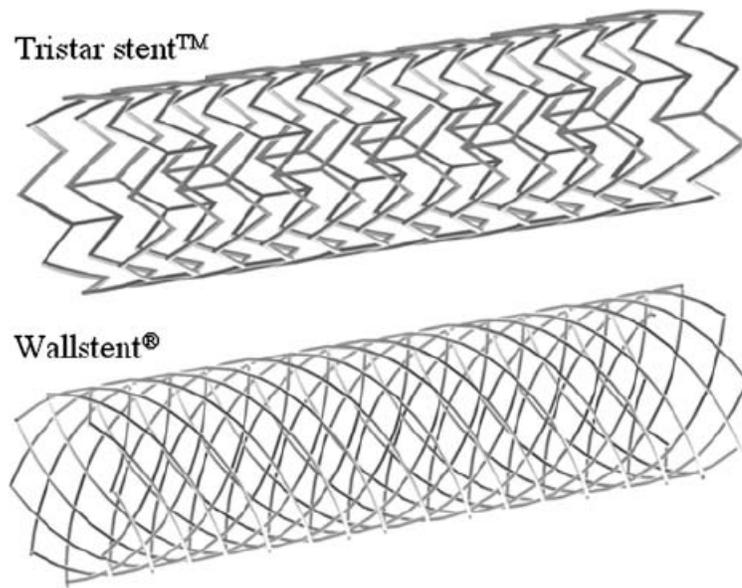


Figura 2.11: Geometrías de Tristar stent y Wallstent [15].

### 2.2.5. Simulaciones Numéricas

Se han realizado múltiples estudios respecto a las simulaciones fluidodinámicas en modelos de aneurismas, pero la literatura exhibe mayor abundancia de estudios en modelos idealizados de aneurismas, donde las geometrías son mucho más simples que en modelos reales.

Aún así, se han obtenido resultados interesantes: Minsuok et al [15] llevaron a cabo un estudio comparativo entre dos tipos de stents (Tristar y Wallstent) variando el radio de curvatura de la geometría idealizada, como se muestra en la figura 2.12. Se consideró la pared arterial como pared rígida, y un perfil de velocidad constante a la entrada de la arteria (estado estacionario en el peak del pulso de velocidad), para reducir el costo computacional de la solución.

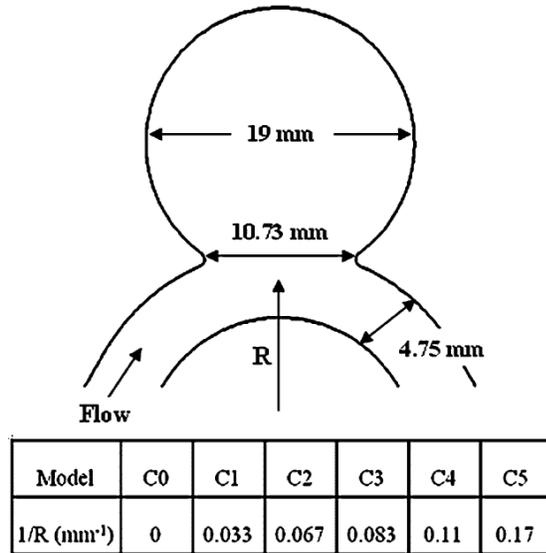


Figura 2.12: Dimensiones geometría idealizada - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15].

La metodología de diseño y despliegue del stent usado en ambos casos fue la siguiente: en primer lugar, fueron dibujados los dos modelos de stents a evaluar, usando programas de diseño. Posteriormente, los diseños de stents fueron deformados virtualmente, de forma de ajustarse a la geometría de la arteria portadora del aneurisma, a través del cuello de éste. Finalmente, se fusionaron ambos modelos, y se realizó el mallado, utilizando elementos tetraédricos. La publicación señala que se obtuvieron del orden de 470.000 elementos en los casos sin stent, y 2,4 millones de elementos en los casos con stent. Los elementos más pequeños obtenidos en los casos con stent fueron del orden de 0,05 veces el diámetro de la arteria. En la figura 2.13 se muestran las mallas obtenidas en los modelos idealizados. Cabe señalar que en ningún momento fueron consideradas las propiedades mecánicas del stent.

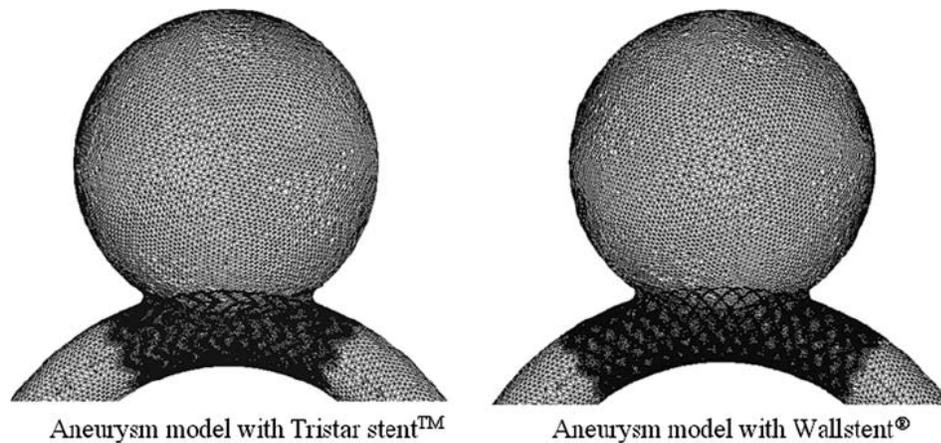


Figura 2.13: Mallado de modelos idealizados con stent - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15].

Se observó que si el radio de curvatura de la zona de la arteria donde está el aneurisma es pequeño, la inercia del flujo sanguíneo es demasiado alta como para que el stent produzca efectos notorios. Por otro lado, el comportamiento biomecánico de la pared arterial cuando es sometida a esfuerzos de distintas magnitudes también es relevante. Se postula que no es deseable que la pared arterial esté sometida a esfuerzos de corte muy altos, puesto que ellos pueden provocar la ruptura del aneurisma. Sin embargo, tampoco es deseable que los esfuerzos de corte sean demasiado bajos puesto que ellos pueden provocar infiltraciones arterioscleróticas inflamatorias, lo que deteriora la pared del aneurisma también promueve la ruptura de éste. En cuanto a los esfuerzos de corte, ambos diseños reducen la zona de impacto, salvo en el caso con menor radio de curvatura, siendo Wallstent más efectivo que Tristar, como se muestra en la figura 2.14.

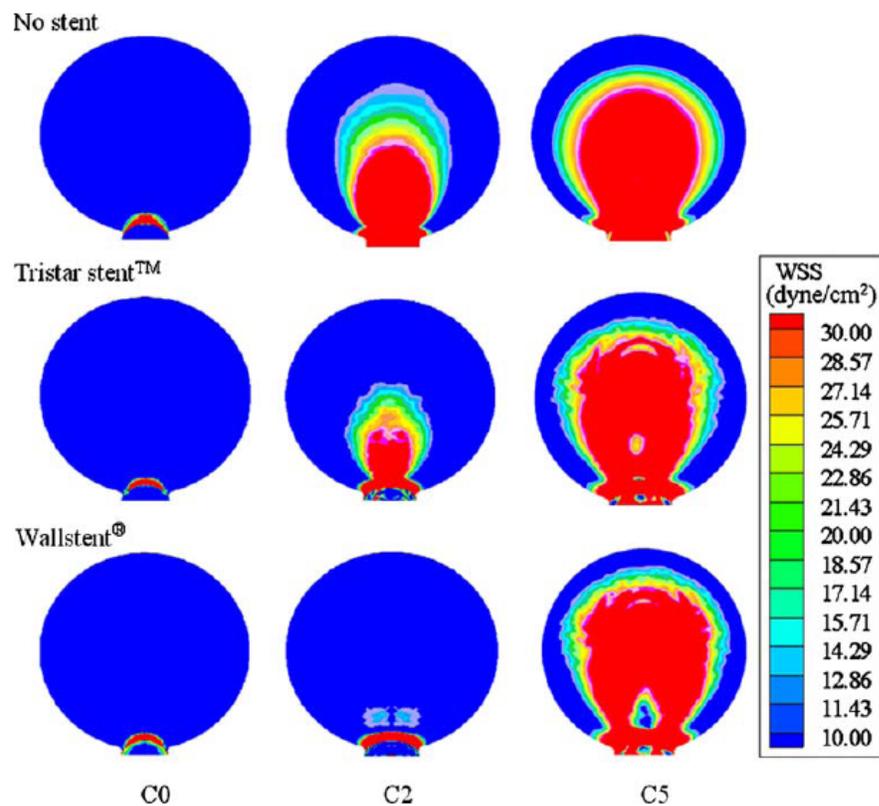


Figura 2.14: Esfuerzos de corte en pared distal para distintas curvaturas - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15].

Además, como se muestra en la figura 2.15, se obtuvo tanto para el caso de Tristar como de Wallstent que ambos disminuyen las velocidades del fluido dentro del aneurisma, pero para curvaturas mayores (radio de curvatura menor) Tristar reduce de mayor forma el flujo de entrada y ofrece mayor resistencia hidráulica que Wallstent.

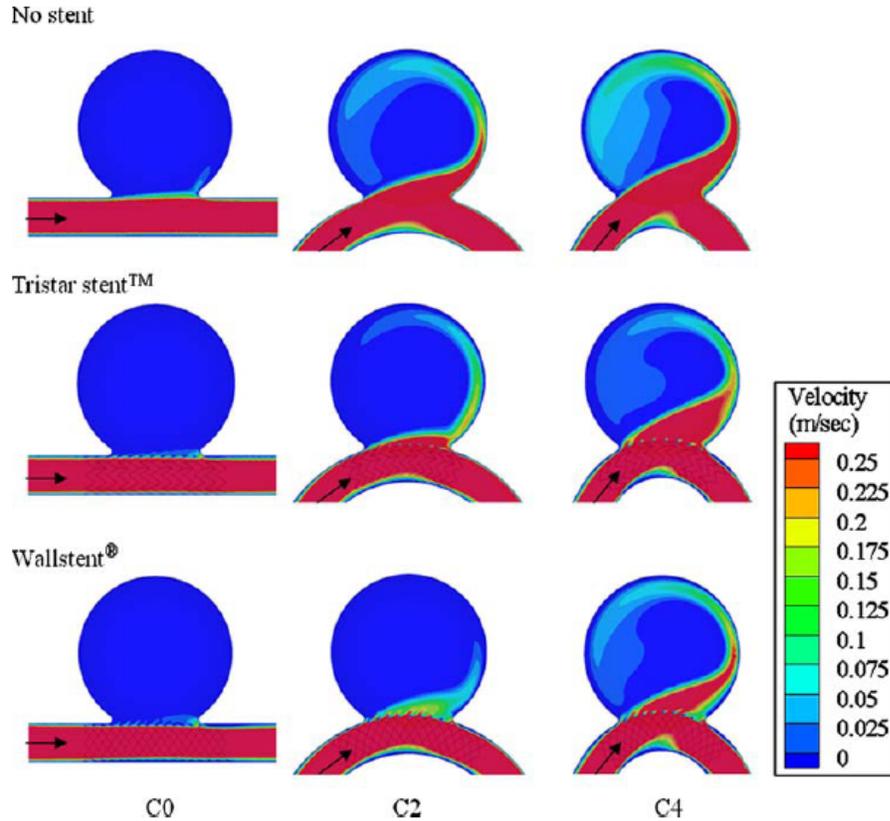


Figura 2.15: Velocidades obtenidas para distintas curvaturas - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15]

Sobre la recirculación de sangre en el aneurisma, se señala que incrementar el tiempo de recirculación puede inducir trombosis dentro del aneurisma, promoviendo así una exclusión progresiva del aneurisma, es decir, que el aneurisma se cierre progresivamente. Como se observa en la figura 2.16, ambos modelos de stent favorecen el aumento del tiempo de recirculación, donde Wallstent es dos veces más efectivo que Tristar, para curvaturas pequeñas.

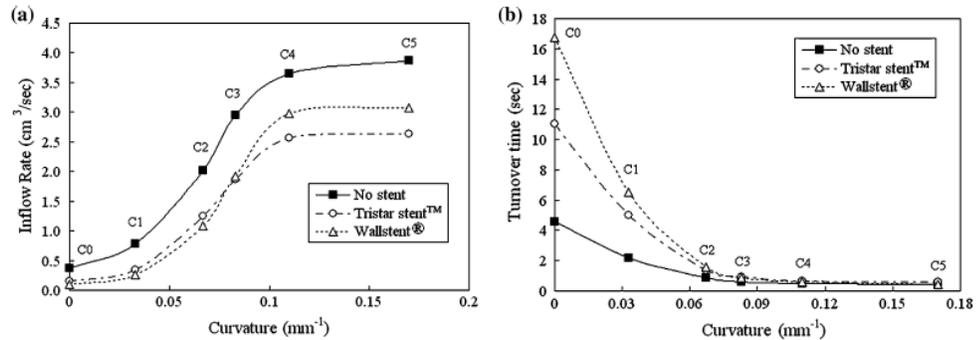


Figura 2.16: Tasa de flujo entrante y tiempo de recirculación versus curvatura - Estudio comparativo Tristar v/s Wallstent [15].

Dentro de los estudios realizados en modelos de aneurismas reales, se encuentra un reporte del "Virtual Intracranial Stenting Challenge 2007" (VISC 2007) [16], iniciativa internacional cuyo objetivo es establecer la reproducibilidad del estado de la técnica de simulación hemodinámica de stents en modelos de aneurismas cerebrales. Seis equipos lograron llevar a cabo el proyecto, consistente en simular al menos dos de tres tipos de stents en un modelo de aneurisma real específico, mostrado en la figura 2.17. Además, para todos los equipos se fijaron como condiciones de borde pared rígida sin deslizamiento para la pared arterial, sangre como fluido newtoniano incompresible (densidad y viscosidad constantes), perfil de velocidad constante a la entrada de la arteria y presión uniforme igual a cero a la salida. La resolución de la malla fue fijada en 0,15 mm.

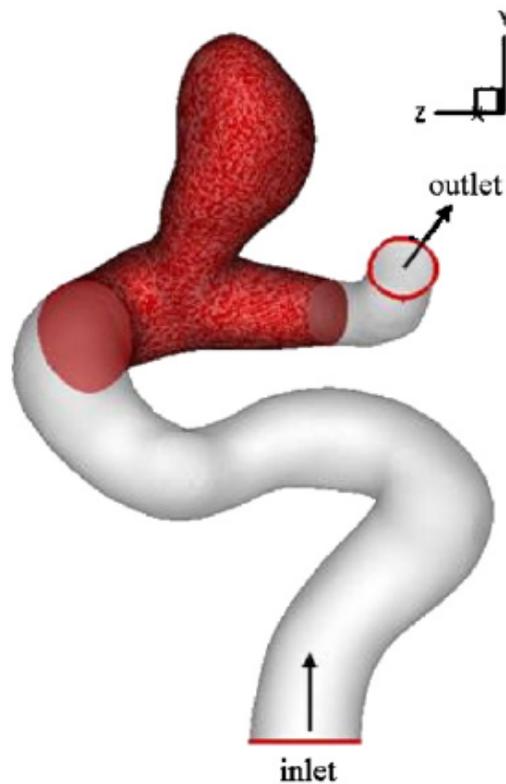


Figura 2.17: Modelo geometría real sin stent - VISC 2007 [16].

Sobre el despliegue geométrico del stent, se señala que fue utilizada la técnica de despliegue virtual de Appanaboyina et al [17]. En líneas generales, consiste en generar una superficie cilíndrica dentro del modelo arterial, el cual es expandido hasta que la mayoría de los puntos tocan la pared arterial. Se asume que la pared arterial no es deformada por el stent. Posteriormente, se dibuja en un plano, el diseño del stent, y se proyecta sobre la superficie cilíndrica deformada. Esta metodología se explica gráficamente en la figura 2.18. Al igual que en el caso de geometrías simplificadas, no se consideran las propiedades mecánicas del stent.

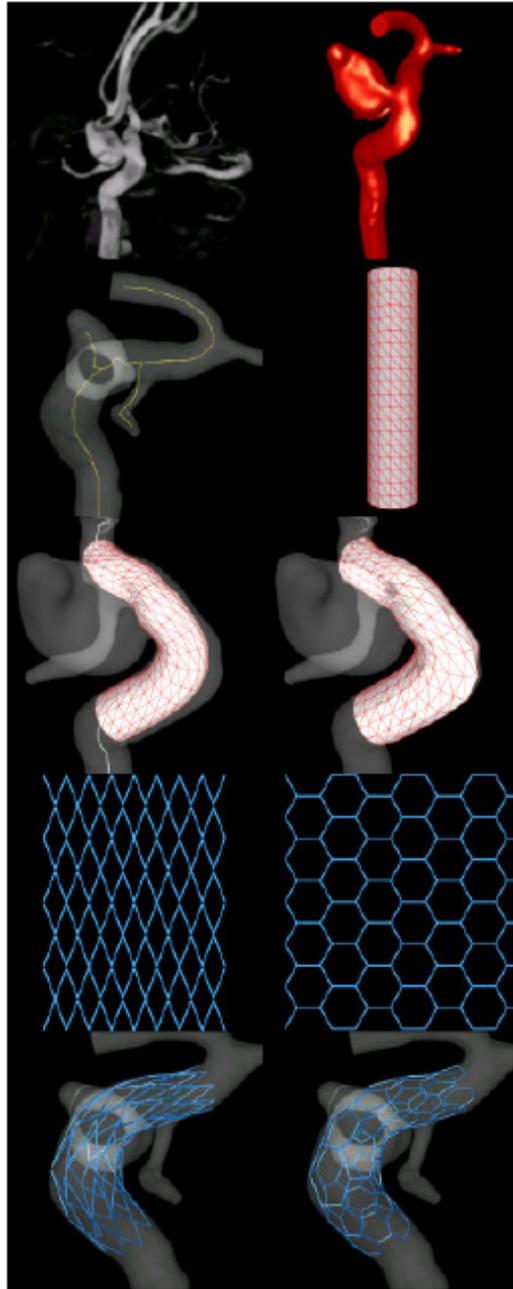


Figura 2.18: Pasos despliegue stent [17].

Sobre el número de elementos obtenidos por cada equipo, en cada simulación de stent, todos los equipos señalan usar elementos tetraédricos, y el número de elementos de la malla fluctúa entre aproximadamente entre los 500.000 y 9.400.000 de elementos, según el equipo. La tabla 2.2 muestra el detalle de los elementos obtenidos. El número de elementos influye directamente en los recursos computacionales requeridos para resolver el problema y visualizar la solución de éste.

Tabla 2.2: Número de elementos de la malla correspondientes a los modelos sin stent y con stent [16].

Equipo	Sin Stent	Stent 1	Stent 2	Stent 3
DR-TMH	569.407	n/a	706.250	699.643
GMU-UPF	1.000.000	9.300.000	7,000,000	9.400.000
IBITECH	1.753.586	2.273.216	1,358,554	n/a
LABS-PM	880.368	1.156.257	1,033,756	n/a
USFD	1.000.000	7.300.000	2,234,566	3.112.255
EPFL-HUG	543.932	6.070.178	4.792.759	6.911.658

Los resultados entre los seis equipos fueron comparados en términos de velocidad, presión y esfuerzos de corte obtenidos en tres planos fijos, mostrados en la figura 2.19  $P_1$  en el centro del aneurisma,  $P_2$  en el cuello del aneurisma y  $P_3$  en el centro del aneurisma, pero perpendicular al  $P_1$ .

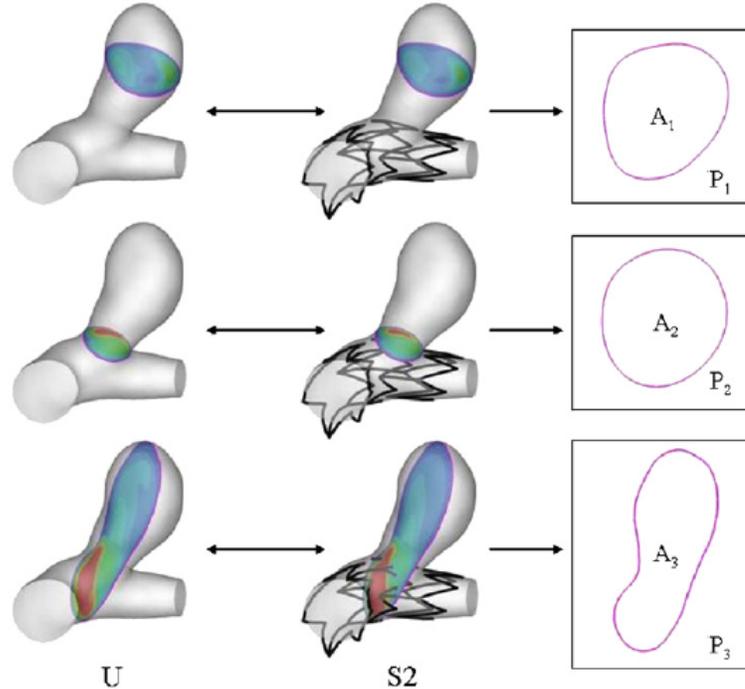


Figura 2.19: Planos de análisis y comparación - VISC 2007 [16].

En líneas generales, el reporte concluye que, si bien se observan diferencias en las magnitudes de los esfuerzos de corte (figura 2.20) y en las velocidades (figura 2.21), la distribución de ellos y el flujo en el aneurisma fueron reproducibles por todos los equipos, tanto en el caso sin stent como en el con stent

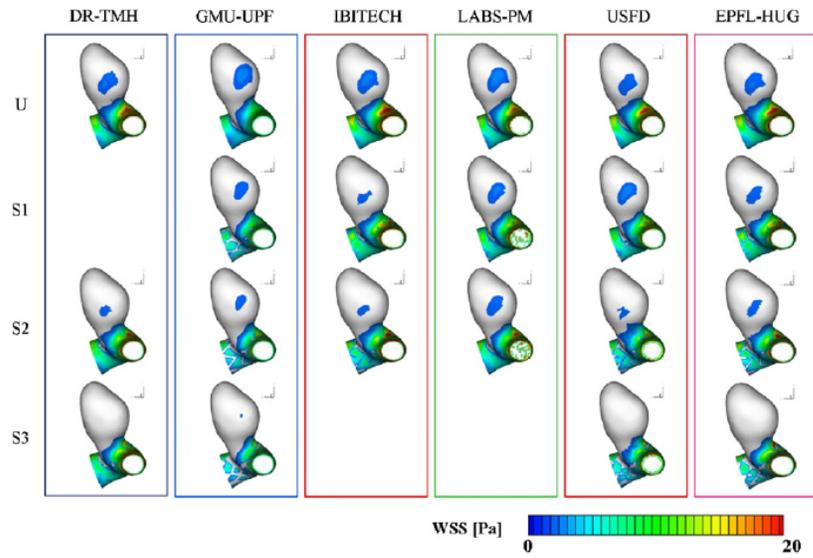


Figura 2.20: Distribución esfuerzos de corte - VISC 2007 [16].

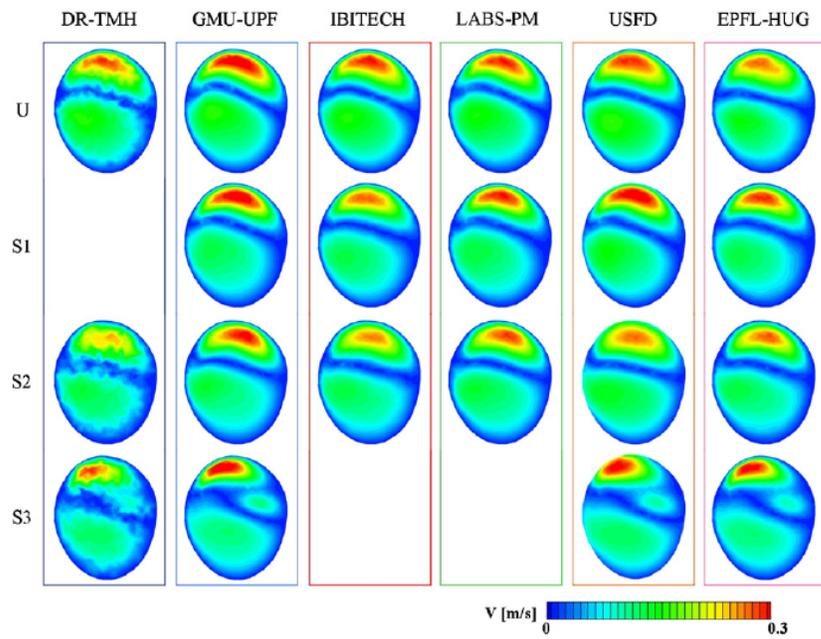


Figura 2.21: Distribución velocidades, en el plano  $P_2$  - VISC 2007 [16].

## 2.3. Hemodinámica

### 2.3.1. Ecuaciones de Navier-Stokes

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

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

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

En las ecuaciones (2.1) y (2.2),  $\rho$  es la densidad del fluido,  $t$  el tiempo,  $\vec{v}$  el vector velocidad,  $\tau$  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:

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

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 las velocidades 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:

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

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

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

### 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).

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

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  $\nu$  la viscosidad cinemática del fluido. Una cota inferior para el comienzo del régimen turbulento en cañerías es  $Re = 2000$  [18], 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 [19]:  $\rho = 1050$  [kg/m<sup>3</sup>],  $D = 3$  [mm],  $\bar{v} = 0,5$  [m/s] y  $\nu = 0,003$  [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 [18], 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 esta 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 definida por la ecuación 2.11.

$$\dot{\gamma} = \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \quad (2.11)$$

Donde  $v_i$  es la velocidad en la  $i$ -ésima dirección, y  $x_j$  es la  $j$ -ésima coordenada espacial. 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 [20] obtuvo las constantes del modelo de Carreau, estos valores serán utilizados en las simulaciones CFD aquí consideradas y se muestran en la tabla 2.3.

Tabla 2.3: Parámetros de Carreau para el Flujo Sanguíneo

Parámetro	Valor	Unidades
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. Condiciones de Borde

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

Ledermann [2] 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 [21] 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 [4], 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. En la figura 2.22 se muestra dicho pulso.

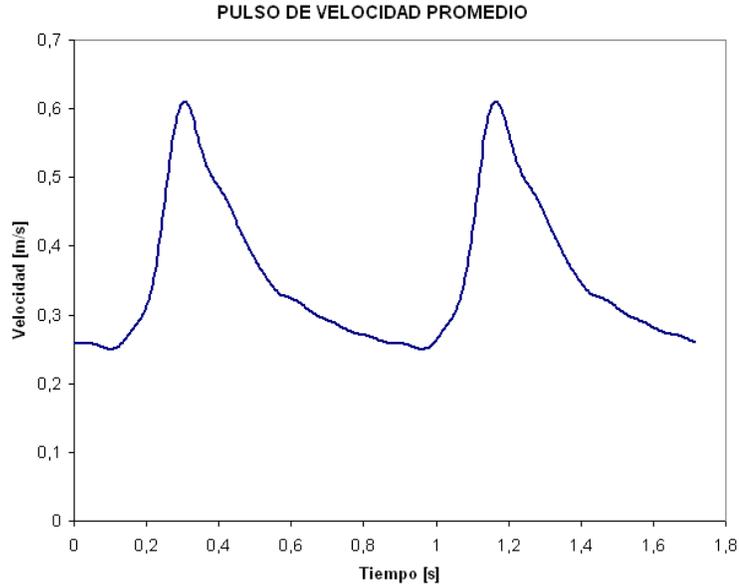


Figura 2.22: Pulso de velocidad sanguínea en la arteria carótida promedio obtenido por Araya [4].

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 2.12.

$$u_s(r) = \frac{k_s}{4\mu}(r^2 - a^2) \quad (2.12)$$

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 2.13.

$$u_t(r,t) = u_s(r) + u_\Phi(r,t) \quad (2.13)$$

La ecuación (2.14) muestra el perfil de velocidades oscilatorias de la solución de Womersley sugerida por Zamir [18], 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:

$$u_{\Phi}(r,t) = \frac{ik_s a^2}{\mu \Omega^2} \left( 1 - \frac{J_0(\zeta)}{J_0(\Lambda)} \right) e^{i\omega t} \quad (2.14)$$

Donde las variables adicionales incluidas quedan definidas por:

$$\Omega = \sqrt{\frac{\rho_w}{\mu}} a \quad (2.15)$$

$$\Lambda = \left( \frac{i-1}{\sqrt{2}} \right) \Omega \quad (2.16)$$

$$\zeta = \Lambda \frac{r}{a} \quad (2.17)$$

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 [22] 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.

#### 2.4.2. 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 se considera un corte a la salida de la arteria sobre esa superficie libre actúa una resistencia al flujo provocada por la sección del fluido que no se estaría 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 cardíacos, tal como lo han hecho anteriormente Ledermann [2] y Araya [4]. 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 2.23 se ilustran los pulsos de presión para dos ciclos cardíacos.

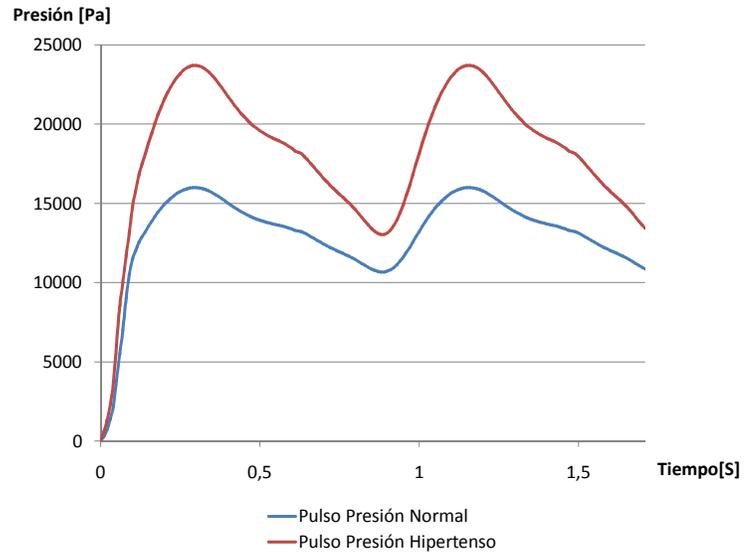


Figura 2.23: Pulso de presión sanguínea para el caso normal e hipertenso durante dos ciclos cardíacos.

## Capítulo 3

# Construcción de Geometrías

En este capítulo se detalla la metodología específica empleada en el desarrollo del presente trabajo de título. Principalmente, se abordan los aspectos metodológicos de generación del modelo de stent a usar e inserción de éste en el modelo de aneurisma considerado. Se hace 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. En líneas generales, a partir de un modelo de aneurisma disponible en la base de datos, se diseña un modelo de stent que se adapte a la geometría de la arteria en la zona del aneurisma, para luego unir las dos estructuras (vasculatura y stent) en un solo modelo, que posteriormente será simulado en un programa de elementos finitos (ADINA).

### 3.1. Modelo de Aneurisma

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 presentan una rugosidad que para efectos de la comprensión del fenómeno, no debieran afectar mayormente los resultados, pero crearían problemas de capacidad computacional y tiempos de cálculo excesivos. Es por ello, 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.

La metodología de reconstrucción de geometrías aproximadas de casos reales descrita por Muñoz [3] y Araya [4], se divide en las siguientes etapas:

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

Para los efectos de esta memoria, se partió de una geometría ya reconstruida, puesto que la innovación de este trabajo respecto de los anteriores es el posicionamiento de un modelo de stent que se ajuste a la geometría de la arteria en la zona del aneurisma. El modelo de aneurisma escogido para este trabajo coincide con el simulado en los trabajos de Rojo [6] y Figueroa [5], el cual está ilustrado en la figura 3.1.



Figura 3.1: Geometría seleccionada para simulación de modelo de stent [5].

La elección del caso de estudio se basó fundamentalmente en que es una geometría que ya ha sido estudiada por otros memoristas, por lo cual la fiabilidad de los resultados del caso base está asegurada. Por esta misma razón, cualquier problema o limitación en las simulaciones fluidodinámicas del sistema fluido-stent se deberá al la inserción del tratamiento endovascular, lo cual desde el punto de vista del mejoramiento continuo de este tipo de simulaciones, sólo habrá que enfocarse en mejorar el modelo de stent (diseño, programas utilizados, entre otros).

Las características físicas principales del caso aparecen listadas a continuación:

- Tipo: Aneurisma Sacular de la Arteria Carótida Oftálmica Izquierda.
- Diámetro de entrada: 4.78 [mm]
- Volumen total: 1004.75 [mm<sup>3</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>]

El factor de escala utilizado en la etapa de Escalamiento y Orientación de Geometrías utilizado por Figueroa [5] en este caso es de 0,162. En la tabla 3.1 se muestra una breve explicación de la obtención de este número.

Tabla 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
<b>Promedio</b>			<b>0.162</b>

### 3.2. Modelo de Stent

El modelo de stent utilizado para realizar las simulaciones y la posterior comparación, corresponde a una serie de anillos de perfil cuadrado, de forma que éstos se ajusten a la geometría de la arteria, y de modo tal que la mitad de cada anillo está inserto en la pared arterial, y la otra mitad, dentro del fluido. Se escogió este modelo de stent, debido a que en geometrías complejas, es el que tiene menores problemas geométricos, tanto en la parte de diseño como en la de simulación. A continuación, se detalla una metodología de construcción de un modelo de stent. Esta técnica se divide en 2 etapas:

1. Obtención de trayectorias
2. Generación del Sólido

En la etapa de Obtención de trayectorias, se elaboran las curvas que van a servir de ejes, o guías que definirán los anillos. En la etapa de Generación del Sólido, se dibujan las secciones transversales y se crean los anillos a partir de las curvas obtenidas en la primera etapa y las secciones transversales creadas.

### 3.2.1. Obtención de trayectorias

Esta primera etapa se realiza en *Rhinoceros*, y se lleva a cabo después de la Generación de Superficies de la Metodología de Reconstrucción de Geometrías de aneurismas cerebrales descrito en los trabajos de Muñoz [3] y Araya [4], es decir, se realiza a partir de una reconstrucción previamente realizada. Para obtener las trayectorias, se sugiere seguir los pasos que se detallan a continuación. Cabe señalar que los comandos que se indicarán, se ejecutan escribiéndolos en la línea de comando del programa.

1. Se abre el archivo de la reconstrucción en *Rhinoceros*, y se asigna una capa al modelo de aneurisma con el comando *CambiarCapa* (*\_ChangeLayer*) (por ejemplo, aplicar la capa *Layer 1*). El cambio de capa tiene como fin, facilitar la visualización posterior de las secciones relevantes y las curvas a proyectar. Para más información sobre las capas, consultar la ayuda del programa.
2. Para separar la superficie del aneurisma de la de la arteria, se utiliza el comando *Descomponer* (*\_Explode*), se selecciona la superficie reconstruida, y se presiona "Enter".

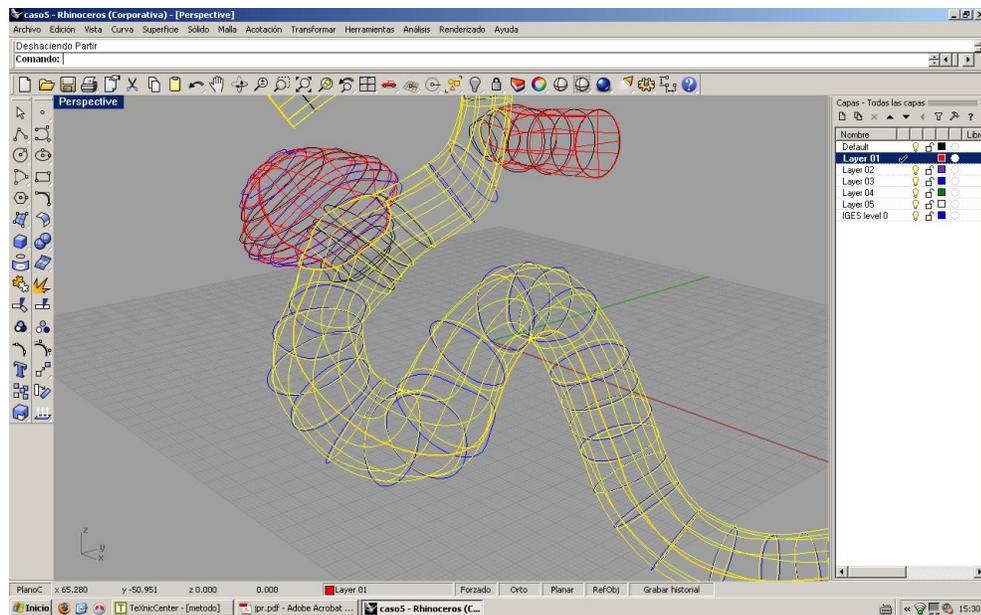


Figura 3.2: Vista después del paso 2 y seleccionando la arteria principal.

- Se recorta la zona de la arteria donde está el aneurisma. Para ello, se utiliza el comando *Partir* (*\_Split*), se selecciona la arteria, se aprieta "Enter", y luego se seleccionan los contornos de la arteria mas cercanos al aneurisma. Estos contornos corresponden a donde se va a cortar la superficie, para obtener una sección de arteria para proyectar las curvas necesarias para la etapa siguiente. Para poder distinguir mejor las curvas de corte, es recomendable mostrar el modelo en *Vista en modo alámbrico* (*Wireframe*).

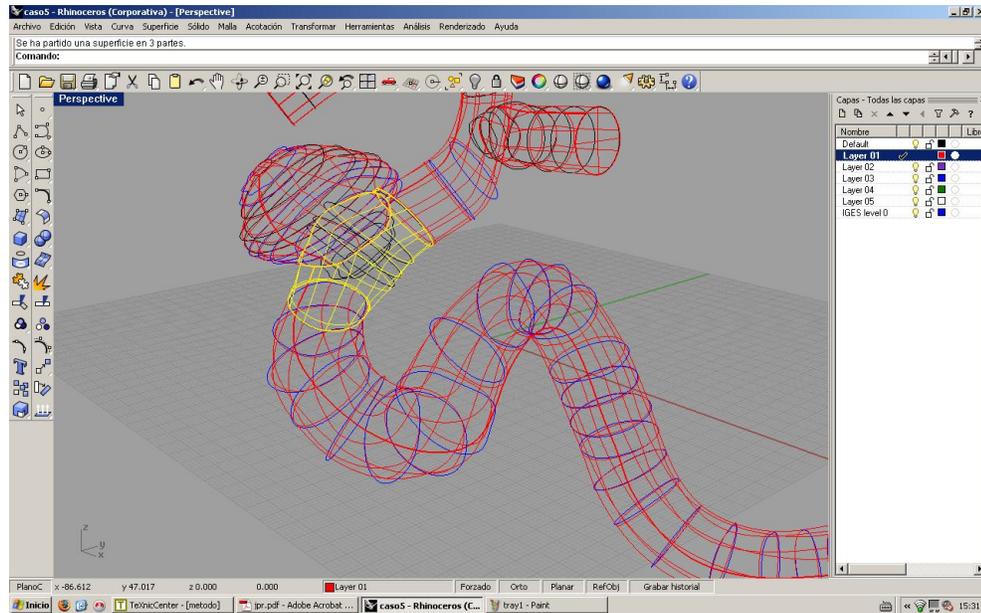


Figura 3.3: Vista después del paso 3 y seleccionando la sección de arteria relevante para la metodología.

- Se utiliza el comando *ReducirSupRecortada* (*\_ShrinkTrimmedSrf*) en la sección de arteria donde está el aneurisma, seleccionando la superficie correspondiente a la sección de arteria donde se proyectaran las curvas y apretando "Enter". Es recomendable cambiar la capa de la sección de arteria relevante (por ejemplo, a *Layer 2*).
- Se selecciona el modo *4 vistas* en el menú *Vistas* → *Disposición de las Vistas* → *4 Vistas*, y dibuja en la vista Superior líneas verticales (en primera aproximación, equiespaciadas), idealmente con un color de capa distinto al del modelo completo y de la sección de arteria (por ejemplo, *Layer 3*).
- Se proyectan las líneas dibujadas en el punto anterior sobre la sección de arteria, utilizando el comando *AplicarCrv* (*\_ApplyCrv*). Se seleccionan las curvas dibujadas en la vista Superior, se aprieta "Enter" y después se selecciona la superficie recortada correspondiente a la sección de arteria. Es recomendable ocultar todas las otras capas, y dejar visible solo la correspondiente a las curvas (en este caso, *Layer 3*).

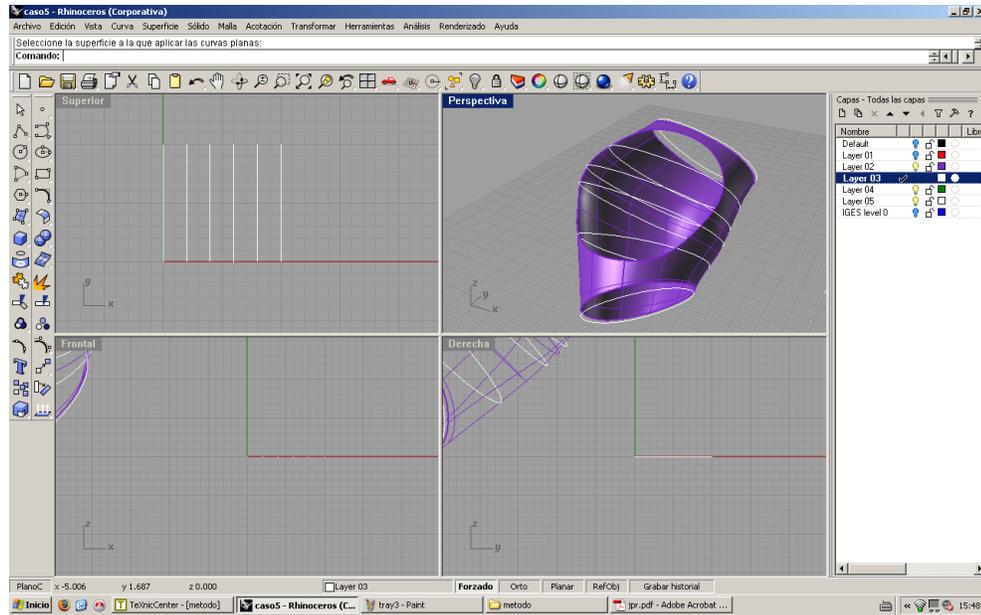


Figura 3.4: Vista después del paso 6.

7. Finalmente, se exportan las trayectorias creadas en el menú *Archivo* → *Exportar selección...* y seleccionando las trayectorias. Se guarda el archivo como Parasolid (por ejemplo *curvas.x\_t*). El programa pide un tipo de exportación, donde se debe seleccionar "Predeterminado".

### 3.2.2. Generación del Sólido

Esta etapa se realiza en *Solid Edge*, y consiste básicamente en dibujar los anillos, a partir de las curvas obtenidas en la parte anterior, dada una sección transversal. Para este caso, se usó un perfil cuadrado. Las dimensiones de este cuadrado son tales que, en la siguiente etapa, dado que es necesario escalar el modelo de aneurisma, y por ende, el de stent, el lado final del cuadrado sea de 0,1 [mm], que es una dimensión estándar en perfiles de stents reales. Para obtener las trayectorias, se sugiere seguir los pasos que se detallan a continuación.

1. Se abre el Parasolid creado en la etapa anterior en el diálogo *Abrir (Open)*. Se selecciona el archivo creado anteriormente (*curvas.x\_t*). Cuando aparezca el cuadro *Nuevo (New)*, seleccionar la terminación *.par*.
2. Se selecciona *Boceto (Sketch)*, y se escoge como opción *Plano perpendicular a curva (Plane normal to curve)*. Se selecciona una curva, y luego se selecciona un extremo de esa curva.

3. Una vez en el boceto, se debe dibujar la sección transversal, en este caso, cuadrada. Dado que el factor de escalamiento para el caso 5 es de 0,162, y como el lado real de la sección transversal es 0,1 [mm], entonces, el lado del cuadrado a utilizar es de 0,63 [mm]. En la sección de Ensamble, se utilizará este factor, obteniéndose la dimensión real deseada. La sección transversal se dibujó de forma que el centro del cuadrado esté situado justo sobre la curva, y tal que su base sea perpendicular a la curva, como se muestra en la figura 3.5.

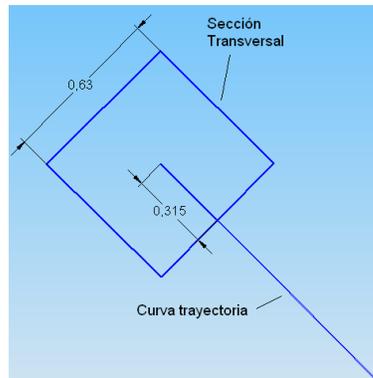


Figura 3.5: Boceto sección transversal.

4. Se dibuja el anillo utilizando *Protusión por barrido (Sweep Protusion)*. En el cuadro de Opciones, se debe elegir que la protusión sea realizada con sección transversal y curva simples, alineación perpendicular (normal), y continuidad tangencial. Luego, se selecciona la curva, y después la sección transversal.
- En caso de que esta operación no resulte directamente, probablemente sea por un problema de la trayectoria. Para solucionar este problema, es necesario crear una nueva curva a partir de la trayectoria defectuosa. Para ello, es necesario crear un *Boceto* seleccionando la opción *Plano por 3 puntos (Plane by 3 Points)* y eligiendo 3 puntos sobre la curva defectuosa.
  - Una vez dentro del boceto, utilizando la opción *Incluir (Include)*, se dibuja la curva sobre el boceto automáticamente. Generalmente, es recomendable girar la vista para reconocer con mayor facilidad la curva que se va a proyectar. Una vez realizado esto, se realiza la operación de *Protusión por barrido*.
5. Finalmente, se deben repetir todos los pasos anteriores, para dibujar la totalidad de las curvas, y guardar el archivo tanto en formato *Solid Edge (anillos.par)* como *Parasolid (anillos.x.t)*, para mayor seguridad. El resultado final debería ser similar al que se muestra en la figura 3.6

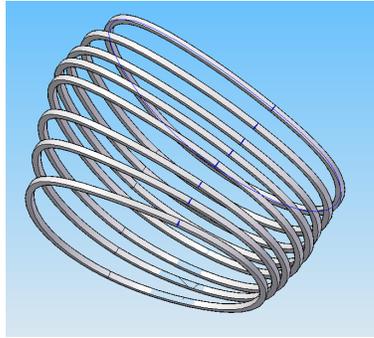


Figura 3.6: Modelo de stent (caso 8 anillos).

### 3.3. Ensamble Aneurisma-Stent

En esta sección se describe cómo se ensambla el modelo de stent con el de aneurisma, se escala el conjunto y se orienta de modo tal que la entrada del flujo sanguíneo se centre en el plano XY. Todo ello se realiza en el programa *Solid Edge*. Para ello, se recomienda seguir los siguientes pasos.

1. Se abre el archivo en formato Parasolid del modelo de aneurisma, correspondiente en este caso al caso 5 de Figueroa [5] en el diálogo *Abrir (Open)*. Cuando aparezca el cuadro *Nuevo (New)*, seleccionar la terminación *.par*.
2. Se utiliza la opción *Insertar → copiar pieza (Insert → Part Copy)*, y se selecciona el archivo del stent. Da lo mismo si se utiliza el archivo de *Solid Edge (anillos.par)* o el Parasolid (*anillos.x.t*). Con ello, se obtiene el aneurisma y el stent en un mismo archivo.
3. Se resta el stent respecto del aneurisma. Esto es debido a que conceptualmente, el stent no es parte del fluido, por lo que debe ser restado de éste para el posterior análisis en ADINA. La resta aneurisma menos stent se realiza seleccionando *Superficies → Operación booleana (Surfaces → Boolean)*. Se selecciona el cuerpo del stent insertado, y se hace click en aceptar.
4. Se dibujan los ejes coordenados para la orientación. Para ello, se crea un *Boceto (Sketch)* sobre la cara de entrada del flujo, y se dibujan dos líneas perpendiculares tal que se crucen en el centro de la cara. Luego, se definen los ejes coordenados a partir de estas líneas usando la opción *Sistema de Coordenadas (Coordinate System)*. Con esto, se ha restado el stent del fluido, obteniéndose un objeto como el de la figura 3.7. Se debe guardar en archivo en formato *Solid Edge (booleano.par)* y cerrar el ambiente *Pieza (Solid Part)*.

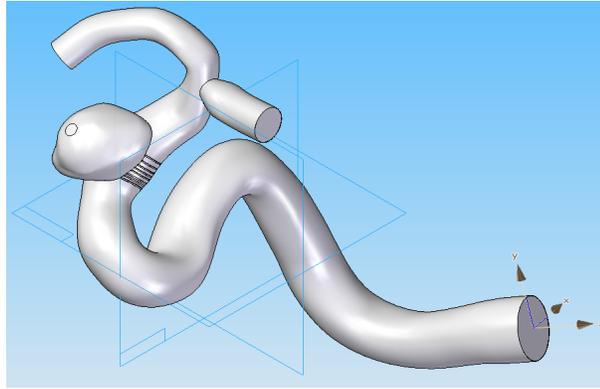


Figura 3.7: Modelo aneurisma menos stent en *Solid Edge*, al paso 4.

5. Para llevar a cabo la orientación del modelo, se abre un nuevo archivo en el módulo *Conjunto* (*Assembly*). Se agrega a la zona de trabajo la pieza a orientar (*booleano.par*) arrastrando el archivo manteniendo apretada la tecla *Shift*. Luego, se debe activar el sistema de coordenadas del cuerpo haciendo click derecho sobre él y seleccionando la opción *Mostrar sistemas de coordenadas* (*Show/Hide component* → *Coordinate Systems*).
6. Se hace coincidir cada plano de referencia dado por el sistema de coordenadas de la pieza con los planos de referencia del entorno *Conjunto*, obteniéndose un modelo similar al mostrado en la figura 3.8. Se debe guardar este archivo tanto en formato *Solid Edge* (*asm.asm*) como en formato Parasolid (*asm.x.t*) y cerrar el ambiente *Conjunto* (*Assembly*).

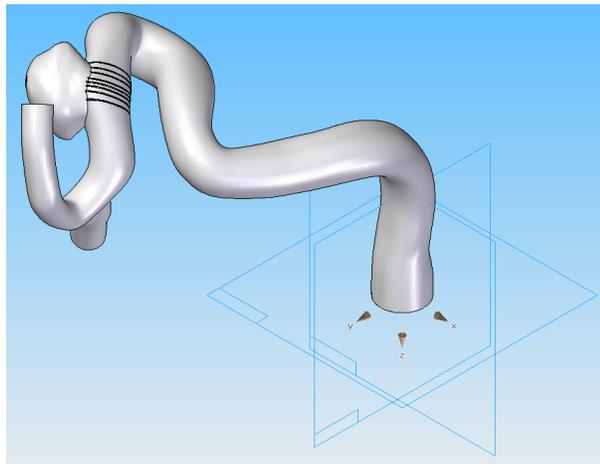


Figura 3.8: Modelo aneurisma menos stent en *Solid Edge*, después de realizada la orientación.

7. Para obtener el sólido con las dimensiones reales, se debe escalar el conjunto previamente centrado. Para ello, en el entorno *Pieza* (*Solid Part*) se crea un nuevo archivo, y en él se utiliza la opción *Insertar* → *copiar pieza* (*Insert* → *Part Copy*), y se selecciona el archivo

Parasolid del conjunto orientado (*asm.x.t*). Cuando el programa pida indicar la escala del inserto se debe ingresar el factor de escala (promedio) indicado en la tabla .

- Finalmente, se guarda el archivo como Documento Parasolid, *caso5\_anillos.x.t*. Para utilizar este archivo en ADINA en ambiente Linux, se debe importar en un archivo *.idb* el archivo creado y guardar el *.idb* que lo contiene. Con esto ADINA generará un nuevo archivo Parasolid que podrá ser utilizado en el ambiente Linux.

Para facilitar la convergencia del posterior análisis CFD, es altamente recomendable crear una "boquilla de entrada" a la entrada del modelo. Para ello, se crea un *Boceto (Sketch)* y luego se selecciona la opción *Plano paralelo (Parallel Plane)*, se selecciona una distancia entre 1 y 2 [mm], y se dibuja un círculo concéntrico al de la entrada, pero levemente más pequeño.

Luego se realiza una *Protusión por proyección (Lofted Protusion)* considerando como secciones transversales la cara de entrada del modelo y el círculo dibujado anteriormente. Después se crea un cilindro a partir del círculo dibujado, hacia el lado contrario al modelo, usando la herramienta *Protusión (Protusion)*. Finalmente, para reorientar el nuevo sistema, se repite del paso 4 en adelante.

### 3.4. Limitaciones de la Metodología

Como se dijo anteriormente, el modelo de stent utilizado es una serie de anillos de sección cuadrada. Este modelo de stent puede parecer demasiado simple considerando las geometrías de los stents reales, lo cual sería una consideración justa. Sin embargo, el programa de diseño *Rhinoceros v4.0* es lo suficientemente potente como para poder diseñar modelos más complejos de stent. En la figura 3.9 se observa a construcción de una aproximación al modelo comercial Wallstent.

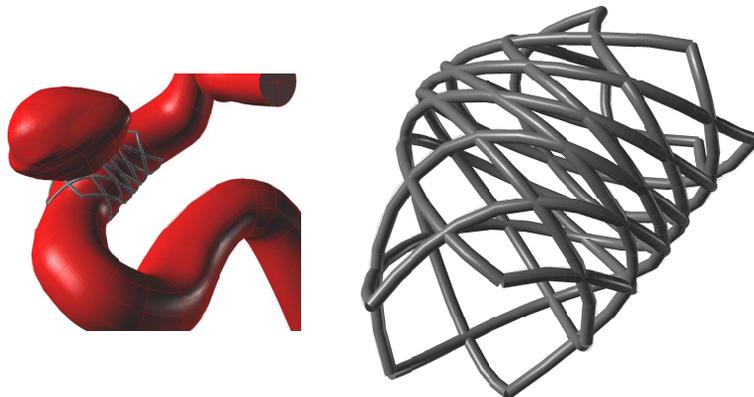


Figura 3.9: Aproximación del stent comercial Wallstent, realizada en *Rhinoceros v4.0*

Sin embargo, no fue posible utilizar modelos más complejos de stents, debido a que al importarlos en el programa de elementos finitos, hay incompatibilidades geométricas que impiden la simulación fluidodinámica, el mallado, o simplemente, no se puede importar satisfactoriamente el archivo. Esto sugiere la posibilidad de tratar de cambiar el software de elementos finitos (por ejemplo, ANSYS CFX), en orden de poder simular stents más reales, y obtener resultados ajustados a la realidad.

Otro punto conflictivo, es el Ensamble Aneurisma-Stent, puesto que se realiza en *Solid Edge*, por lo que se debe importar el archivo en este programa, desde *Rhinoceros v4.0*. Esto en ciertas ocasiones también genera problemas geométricos. Por ello, lo ideal sería tratar de saltarse el paso por *Solid Edge*, traspasando el modelo directamente al programa de elementos finitos ya ensamblado previamente, o realizar la operación booleana en él.

## Capítulo 4

# Implementación en ADINA

La simulación numérica es el corazón de este trabajo de título. En las siguientes secciones se detallarán aspectos importantes para la simulación numérica, tales como el mallado del modelo, las condiciones de borde impuestas a la entrada, salida y paredes del modelo de aneurisma, y los casos simulados para la posterior comparación de resultados. Además, se incluyen los pasos necesarios para llevar a cabo una simulación del tipo CFD en ADINA, basándose en la metodología para simulaciones FSI (interacción fluido - estructura) aplicada por Figueroa [5]. Por último, cabe destacar que la metodología expuesta en este trabajo está basada en el software ADINA 8.5.2.

### 4.1. Mallado y Elementos Finitos

Para todas las mallas de fluido se utilizarán elementos tetraédricos de 4 nodos. En la figura 4.1 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.

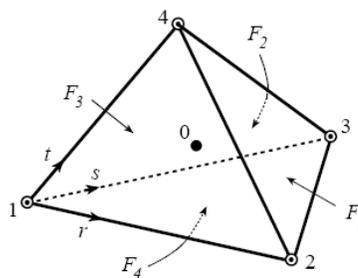


Figura 4.1: Esquema de un elemento tetraédrico tridimensional para fluido [23].

La utilización de elementos tetraédricos de 4 nodos se justifica por varias razones. Una de ellas es porque en trabajos anteriores ya se han utilizado este tipo de elementos, obteniendo resultados consistentes, sin sacrificar demasiado los recursos computacionales. Por otro lado, en la mayoría de los estudios realizados en simulaciones de stents ([15], [16], [17]) también usan este tipo de elementos.

Con respecto a la densidad de malla, Ledermann [2] sugiere una densidad de malla no menor a  $500[\text{el}/\text{mm}^3]$ , valor obtenido en simulaciones de casos sin tratamiento endovascular. Considerando esto, para los casos con stent se obtiene un número demasiado grande de elementos, que sobrepasa los recursos computacionales. Por ello, para la creación de las mallas de todos los casos se fijó el tamaño de elemento en  $0,19 [\text{mm}]$ , de forma de obtener un número de elementos no superior a 600.000 elementos. En la sección de Planificación de Simulaciones (sección 4.4) se muestra un detalle del número de elementos obtenido en cada caso.

El tamaño de elemento definido se mantuvo invariante en todos los casos para que los resultados obtenidos sólo dependan de la geometría de los casos, y no del tamaño de elementos ni de la densidad de malla, de forma de poder establecer una comparación consistente entre todos los casos.

Cabe señalar que el tamaño de la sección transversal del modelo de stent utilizado es igual a  $0,1 [\text{mm}]$ , que es menor que el tamaño de elemento definido. Esto no es problema, puesto que el software automáticamente refina la malla en la zona del stent, considerando el tamaño de elemento en esa zona igual al valor del lado de la sección transversal (en este caso,  $0,1 [\text{mm}]$ ). En la figura 4.2 se observa un detalle de la refinación de malla realizada por el programa en zona del stent.

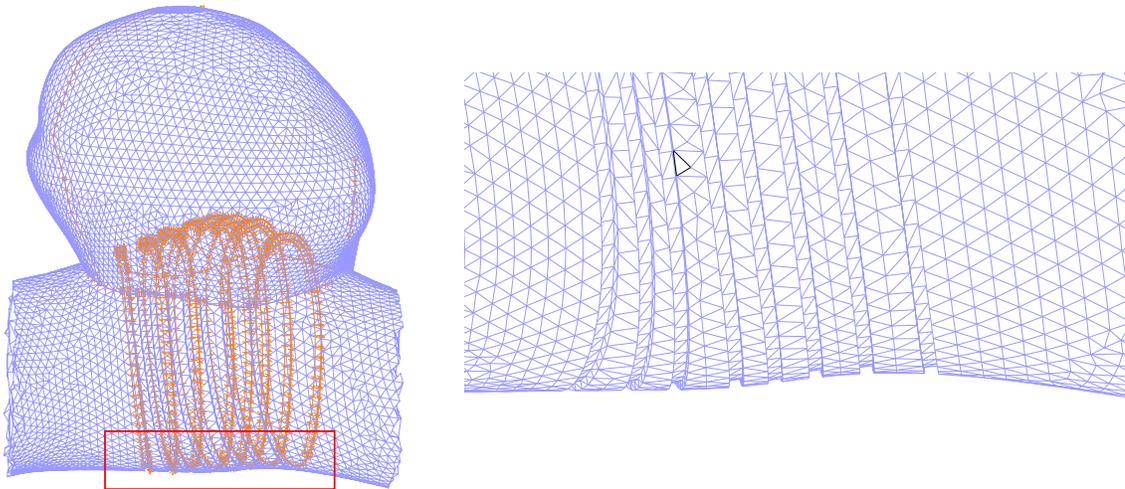


Figura 4.2: Refinamiento de malla en la zona del stent

## 4.2. Condiciones de Borde

Puesto que el objetivo de este estudio es hacer análisis de mecánica de fluidos computacional, sin interacción fluido estructura (CFD), se consideran todas las caras como paredes rígidas sin deslizamiento, exceptuando las caras de entrada y salida de fluido (tapas del cilindro).

Como condición de entrada, se establece un perfil de velocidad de Womersley. Este está caracterizado por el número de Womersley, que en este caso es  $\Omega = 2,17$ . El número de Womersley representa la relación entre las fuerzas de inercia que surgen de la aceleración local (variación temporal) y las viscosas.

El flujo a la entrada de la arteria es un flujo laminar: está caracterizado por el número de Reynolds, que en este caso fluctúa entre 760 (sístole) y 310 (diástole) aproximadamente.

El procedimiento para aplicar esta condición de borde, en líneas generales, se detalla a continuación.

1. Una vez creada la malla, se obtienen del programa (ADINA) las coordenadas nodales de todos los nodos del modelo a simular, y se guardan en un archivo de texto.
2. Se crea un set de nodos, correspondiente a los nodos de la cara de entrada a la arteria.
3. Se guarda el modelo mallado, después de la creación del set de nodos, en un archivo que sea reconocible por un procesador de textos básico (terminación *.in*).
4. Se agregan las coordenadas nodales desde el archivo creado en el paso 1 al archivo creado en el paso 3, con una serie de consideraciones descritas por Ledermann [2] en su trabajo de título.
5. Con el archivo modificado, se corre una subrutina en Matlab, desarrollada por Ledermann [2] y perfeccionada por Araya [4] y Figueroa [5]. Esta subrutina pide como datos el radio de entrada de la cara de entrada del flujo, y el nombre del archivo modificado en el paso 4. Luego, básicamente, el programa aplica una función temporal velocidad en cada nodo de la cara de entrada, a partir de una velocidad media en función del tiempo, obtenida de un universo de pacientes. El programa obtiene una distribución no uniforme de velocidad (aproximadamente, parabólica) a partir de la velocidad media experimental. En la figura 4.3 se muestra un gráfico de la velocidad media medida, y la velocidad aplicada en tres nodos, ubicados uno al centro de la cara de entrada, otro a una distancia radial de 0,69 [mm] desde el centro (un tercio del radio) y el último a una distancia radial de 1,55 [mm] (tres cuartos del radio). La subrutina, entrega un archivo con estos datos, compatible con ADINA.

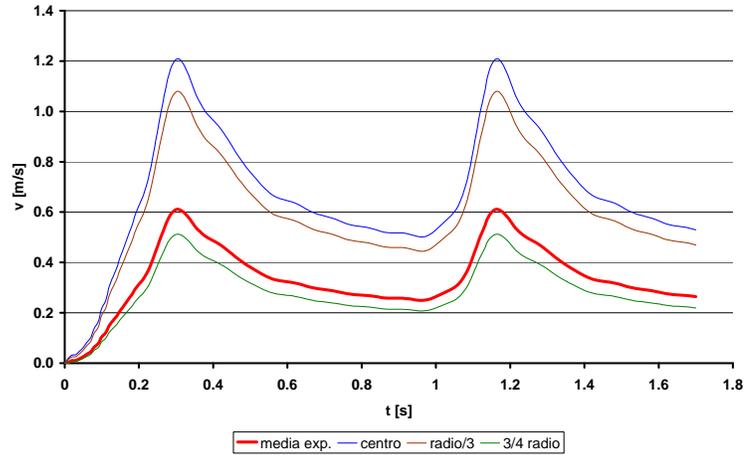


Figura 4.3: Gráfico velocidad media experimental (línea azul) y velocidades aplicadas en los nodos por la subrutina línea roja: centro de la entrada; línea púrpura: a un tercio del radio, desde el centro de la entrada; línea verde: a un tres cuartos del radio, desde el centro de la entrada.

6. Antes de abrir el archivo entregado por Matlab, se deben retirar las coordenadas nodales del archivo, es decir, deshacer las modificaciones explicadas en el paso 4. Finalmente, se abre el archivo en ADINA.

Como condición de salida se establece un perfil de presión oscilante entre 80 y 120 [mmHg] y en fase con los pulsos cardíacos, tal como lo han hecho anteriormente Ledermann [2], Araya [4] y Figueroa [5]. Con esto, se consigue replicar el circuito cerrado que sigue el flujo sanguíneo.

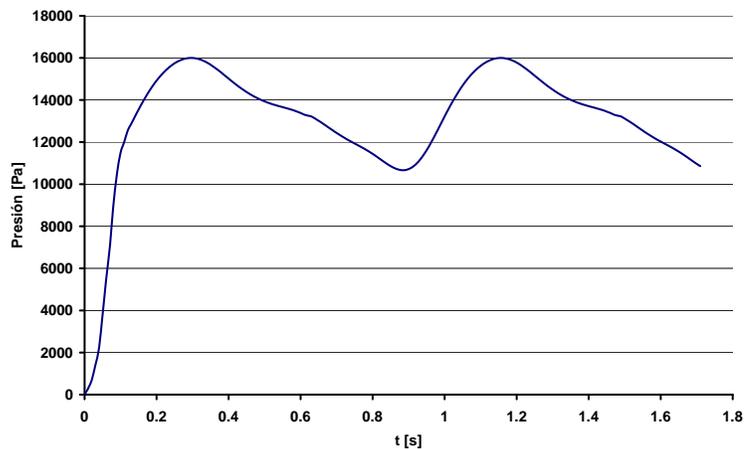


Figura 4.4: Condición de borde impuesta a la salida.

### 4.3. Metodología de Implementación

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

1. Crear el archivo *.idb* del fluido. Considerando: *Adina CFD, Transient, Incompressible, no FSI*.
2. Importar el archivo Parasolid correspondiente al caso a simular *ADINA-M→Import Parasolid Model...*
3. Crear el Material Carreau: *Model→Material→Manage Material→Carreau*.  
Parámetros:
  - $\mu_0 = 0,056 [Pa \cdot s]$
  - $\mu_\infty = 0,00345 [Pa \cdot s]$
  - $A = 10,976$
  - $n = -0,3216$
  - $\rho = 1050 [Kg/m^3]$
4. Identificar *Edges* y *Faces*.
5. Crear el *Element group*: *Meshing→Element group*.
  - a) Type: *3D-fluid*
  - b) Advance: *Finite Element,3x3,3*
6. Asignar densidad de malla: *Meshing→Mesh Density*.
  - a) *Edges*
  - b) *Use Length*
  - c) Definir el largo y los bordes seleccionados
7. 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*
8. Aplicar la metodología de implementación de Womersley [2].
  9. Definir el paso de tiempo en el fluido: *Control*→*Time Step*, 170 pasos de 0.01 [s].
  10. Definir la función de tiempo de la presión a la salida: *Control*→*Time Function*→*Add*→*Import* (Archivo de presión a la salida).
  11. Definir el proceso de solución: *Control*→*Solution process*
    - a) *FCBI*<sup>1</sup>-*Yes*
    - b) *Equilibrium Iteration*→*Iteration Method*→*Newton*→*Max Number of Iteration*→*100*
    - c) *Tolerance*→*0.001*
  12. Definir condiciones del problema fluido: *Model*→*Flow assumptions*→*3D, Incompressible, Laminar*, cuidando de borrar *Includes Heat Transfer*.
  13. Aplicar tracción normal sobre la cara de salida del fluido: *Model*→*Usual Boundary Conditions/loads* →*Apply*→*Normal Traction*→*Faces*.
  14. Aplicar condición Pared rígida: *Model*→*Special Boundary Conditions*→*Wall*→*Faces, Slip Condition*→*No*.
  15. Definir análisis transiente: *Transient Analysis*→*Euler*→*1*.
  16. Crear los archivos *.dat* de la simulación.
  17. Lanzar ADINA-CFD y correr la simulación. Cuidar la asignación de memoria (7.000 MB) y procesadores (4).

#### 4.4. Planificación de Simulaciones

Se realizaron tres simulaciones consideradas sobre el mismo caso. La primera es el caso base, es decir, se repitió el caso corrido por Figueroa [5], especificado en la sección 3.1 (figura 4.5). El segundo caso corresponde al caso base más un primero modelo de stent, consistente en 4 anillos de perfil cuadrado de 0,1 [mm] de lado, en la zona del aneurisma (figura 4.6). El tercer caso es similar al segundo, salvo por el modelo de stent, donde se aumenta el número de anillos de 4 a 8 (figura 4.7).

<sup>1</sup>FCBI: Interpolación basada en las condiciones del flujo

En el cuadro 4.1 se señalan algunos datos sobre la malla de cada uno de los modelos simulados. El tamaño de elementos en el último caso es levemente mayor para evitar problemas de convergencia y capacidad computacional.

Tabla 4.1: Tamaño de elemento y Número de elementos de las simulaciones realizadas.

Simulación	Tamaño elemento	Nº elementos
Sin Stent (caso base)	0.000190	458988
Stent 4 Anillos	0.000190	574507
Stent 8 Anillos	0.000192	562539

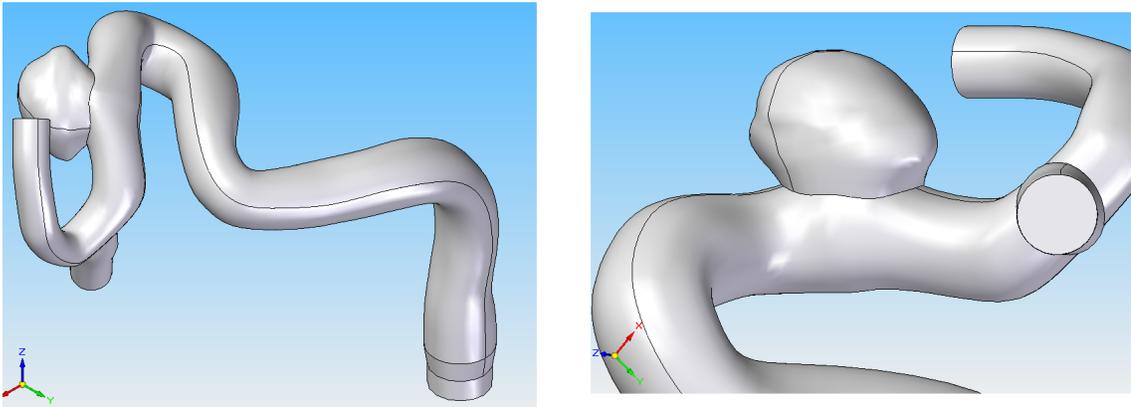


Figura 4.5: Caso Sin Stent (o caso base).

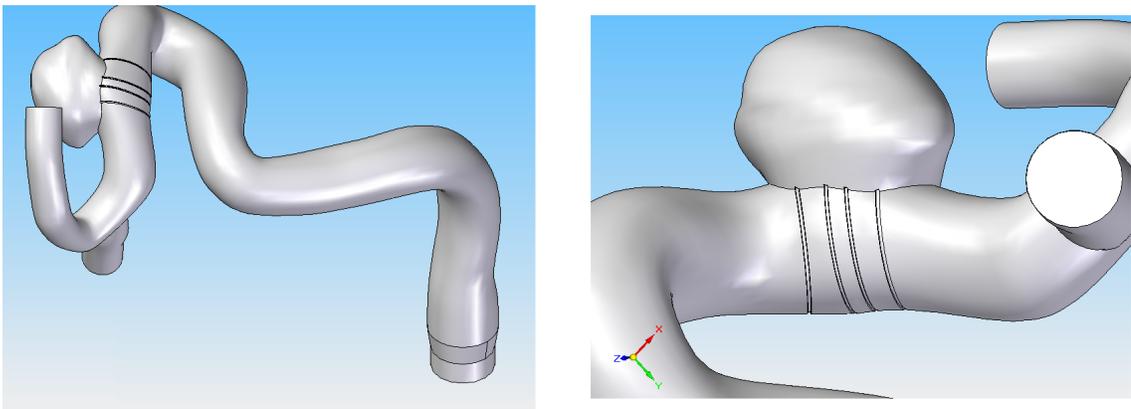


Figura 4.6: Caso Stent 4 Anillos.

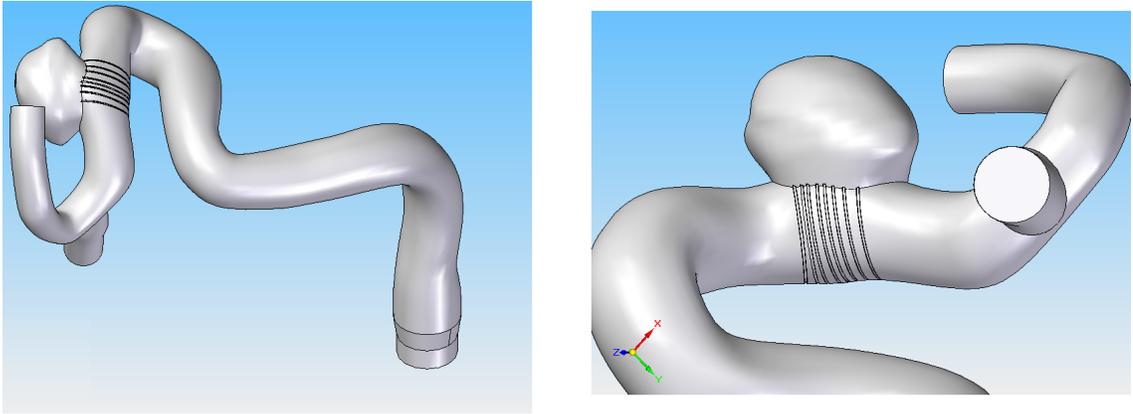


Figura 4.7: Caso Stent 8 Anillos.

## Capítulo 5

# Resultados

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos de las simulaciones señaladas en el capítulo anterior. En primer lugar, se realiza una breve validación del método numérico, para comprobar que las simulaciones cumplen con un nivel aceptable de error el principio de conservación de masa, en orden de poder esperar datos consistentes. A continuación se detallan algunas consideraciones sobre los resultados a presentar, tales como planos de corte utilizados, variables a representar, entre otros. Finalmente, se muestran figuras y gráficos de los resultados de las simulaciones.

### 5.1. Validación del Método

Antes de mostrar los resultados de las simulaciones propiamente tal, es necesario comprobar que el método numérico representa con una buena aproximación la mecánica de fluidos básica del problema, es decir, que el caudal de entrada es igual al caudal de salida.

Primero que todo, se debe verificar si la velocidad media de la discretización del perfil de velocidad aplicado en la cara de entrada, se ajusta de buena manera a la velocidad media (experimental) a partir de la cual se define el pulso de velocidad entrante. Para ello se calculó la velocidad media en función del tiempo a partir del caudal de entrada, y se calculó el error con respecto a la velocidad media experimental, resultando un error promedio relativamente constante del 0,4 %. En la figura 5.1 se muestra un gráfico del error relativo entre la velocidad media medida experimentalmente y la velocidad media aplicada en la cara de entrada, calculada a partir del perfil de velocidades medio.

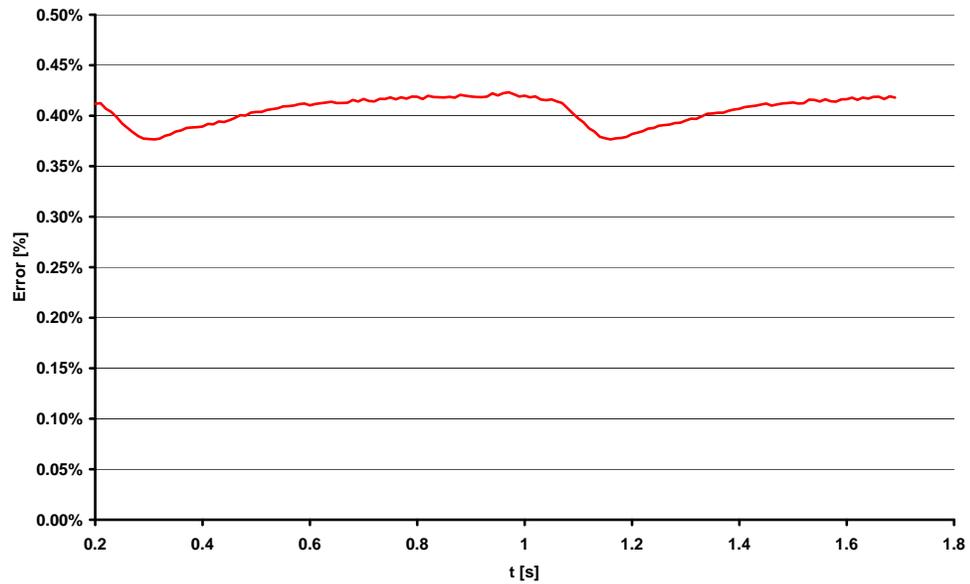


Figura 5.1: Error relativo entre las velocidades medias experimental y aplicada, en función del tiempo.

Una vez confirmado que el perfil de velocidad ingresado representa fielmente la realidad, se calculan los caudales de entrada y de salida. Como a la salida de la arteria hay una bifurcación, se debe cumplir que la suma de los caudales de salida sea igual al caudal de entrada. Estos caudales se calculan a partir de las velocidades medias en cada cara, las cuales se calcularon a partir de los resultados de la simulación. Como el stent es una alteración local del flujo y la geometría de la arteria aguas arriba y aguas abajo del aneurisma es la misma en todos los casos, es lógico pensar que los caudales a la salida sean prácticamente los mismos en todas las simulaciones. De hecho, el error porcentual en cada salida de los casos con stent respecto de los sin stent es menor al 3 % en todos los casos. En la figura 5.2 se presenta el gráfico de los errores porcentuales de los caudales de salida de la simulación de stent de 4 anillos y de la de 8 anillos.

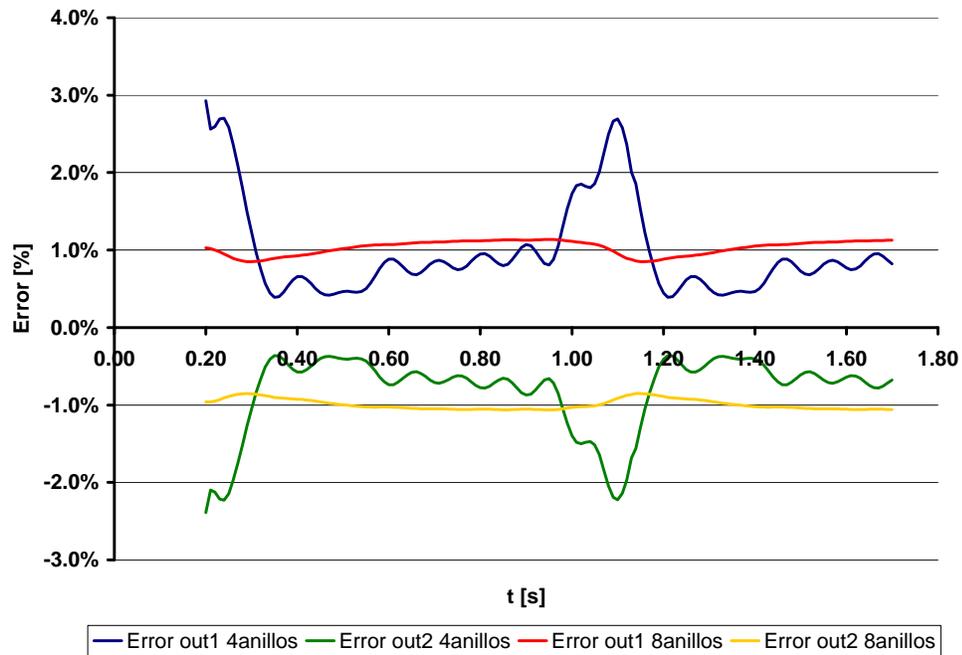


Figura 5.2: Errores porcentuales de caudales de salida (casos con stent con respecto al sin stent) en función del tiempo.

Es interesante notar que, en ambos casos, la diferencia de porcentual entre cada salida de un mismo caso, es igual en magnitud, pero de signo contrario. Esto significa que, por una salida, está saliendo más fluido que por la otra, pero en la misma proporción, cumpliendo la conservación del caudal.

Como el error en las salidas es mínimo, y el caudal de entrada es el mismo en los tres casos, se presenta sólo el balance de caudales de la simulación sin stent. En la figura 5.3 se presenta el gráfico de los caudales de entrada y los dos de salida en función del tiempo.

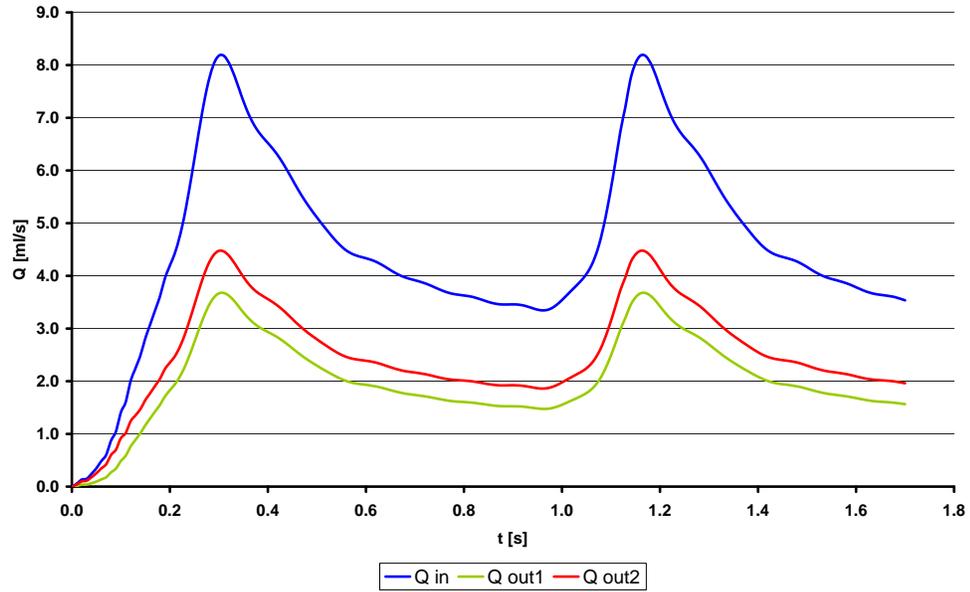


Figura 5.3: Caudales de entrada y salida en función del tiempo.

A partir de la figura 5.3 se puede notar que la conservación del caudal se cumple de buena manera, puesto que el caudal de entrada es muy similar al caudal total de salida. En la figura 5.4 se puede notar que el error entre el caudal de entrada y el caudal total de salida está en torno al 0,35 %, para el intervalo de tiempo relevante, que es a partir de los 0,1[s].

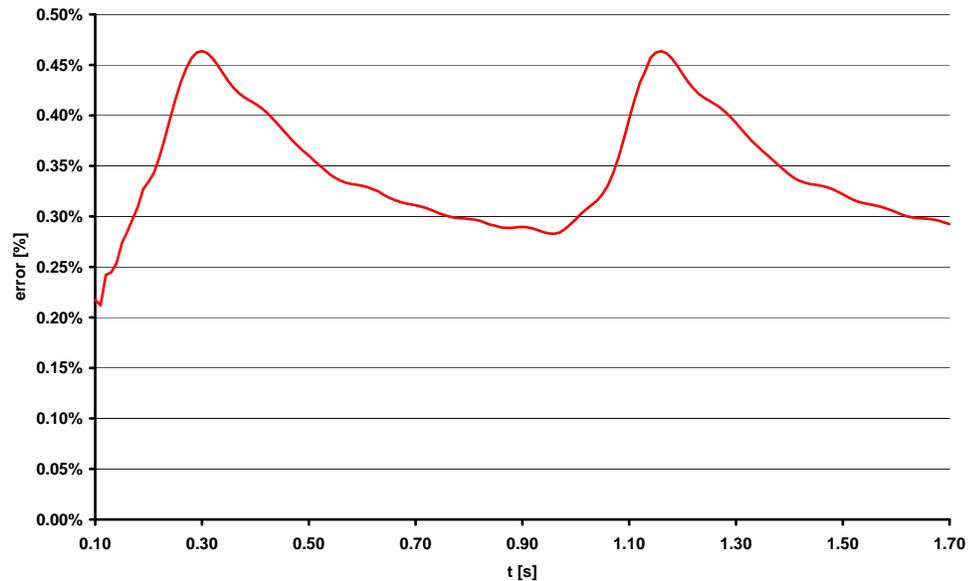


Figura 5.4: Error porcentual entre el caudal de entrada y el caudal total de salida en función del tiempo.

## 5.2. Consideraciones Preliminares

En las siguientes secciones se mostrarán los resultados de las simulaciones fluidodinámicas del caso seleccionado, realizando las variaciones propuestas en la sección 4.4. Se ha mantenido la nomenclatura de la tabla 4.1 en la denominación de las simulaciones.

En cuanto a los resultados, se ha optado por mostrar un set de figuras que muestran gráficas de bandas de variables fluidodinámicas relevantes sobre la geometría considerada y que son relevantes para el análisis del problema; así como gráficos de las variables en el punto de control seleccionado para cada de simulación.

Con respecto a las unidades de medición, siempre que no se indique lo contrario, todos los resultados están expresados en unidades del Sistema Internacional de Unidades (SI).

Las gráficas de bandas 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. Los colores de la escala en los gráficos de bandas presentados se mantuvieron constantes, dada una variable y un tiempo determinado (diástole o sístole), de forma de facilitar la comparación entre los tres casos.

Los resultados se presentan de la siguiente forma: primero, se muestran gráficas de bandas tridimensionales de la geometría completa. Luego, se define una zona, de forma de mostrar los siguientes resultados sólo en una vecindad del aneurisma, de forma de mostrar los efectos del stent de forma más acabada. A partir de esa zona, se definen dos planos de corte, correspondientes al plano de entrada al aneurisma (plano 1), y un plano transversal (plano 2). También se define un punto de control (punto D) en el fondo del aneurisma. Además, partir del plano 1 se obtienen gráficos tridimensionales específicamente del domo del aneurisma. La figura 5.5 esquematiza los planos y zonas señalados.

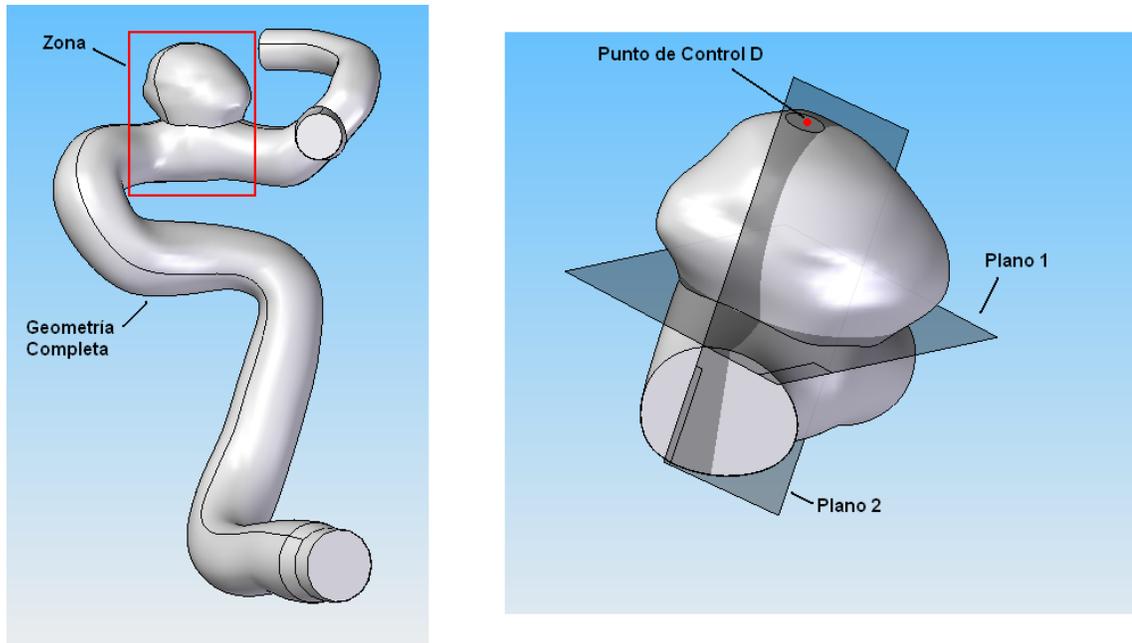


Figura 5.5: Esquema áreas de presentación de resultados.

Además, en el cuadro 5.1 se detallan las variables fluidodinámicas se mostraran en cada zona, plano o punto de control.

Tabla 5.1: Variables fluidodinámicas presentadas

Zonas	Variable fluidodinámica
Geometría completa	Presión y Esfuerzo de corte en la pared
Aneurisma	Esfuerzo de corte en la pared
Plano 1	Campo de velocidades, Magnitud de la velocidad, Velocidad normal al plano Caudal de entrada
Plano 2	Campo de velocidades, Magnitud de la velocidad, Viscosidad
Punto de control D	Esfuerzo de corte en la pared

Por razones de espacio, se presentan primero todas las gráficas de bandas (tridimensionales y en los planos de estudio), y después se presentan los gráficos de caudal de entrada de fluido en el plano de entrada del aneurisma en función del tiempo, y esfuerzo de corte en la pared del punto de control en función del tiempo.

### 5.3. Resultados Simulaciones



Figura 5.6: Distribución de presión en las geometrías completas para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figura derecha. 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos



Figura 5.7: Distribución del esfuerzo de corte en las geometrías completas para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha. 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

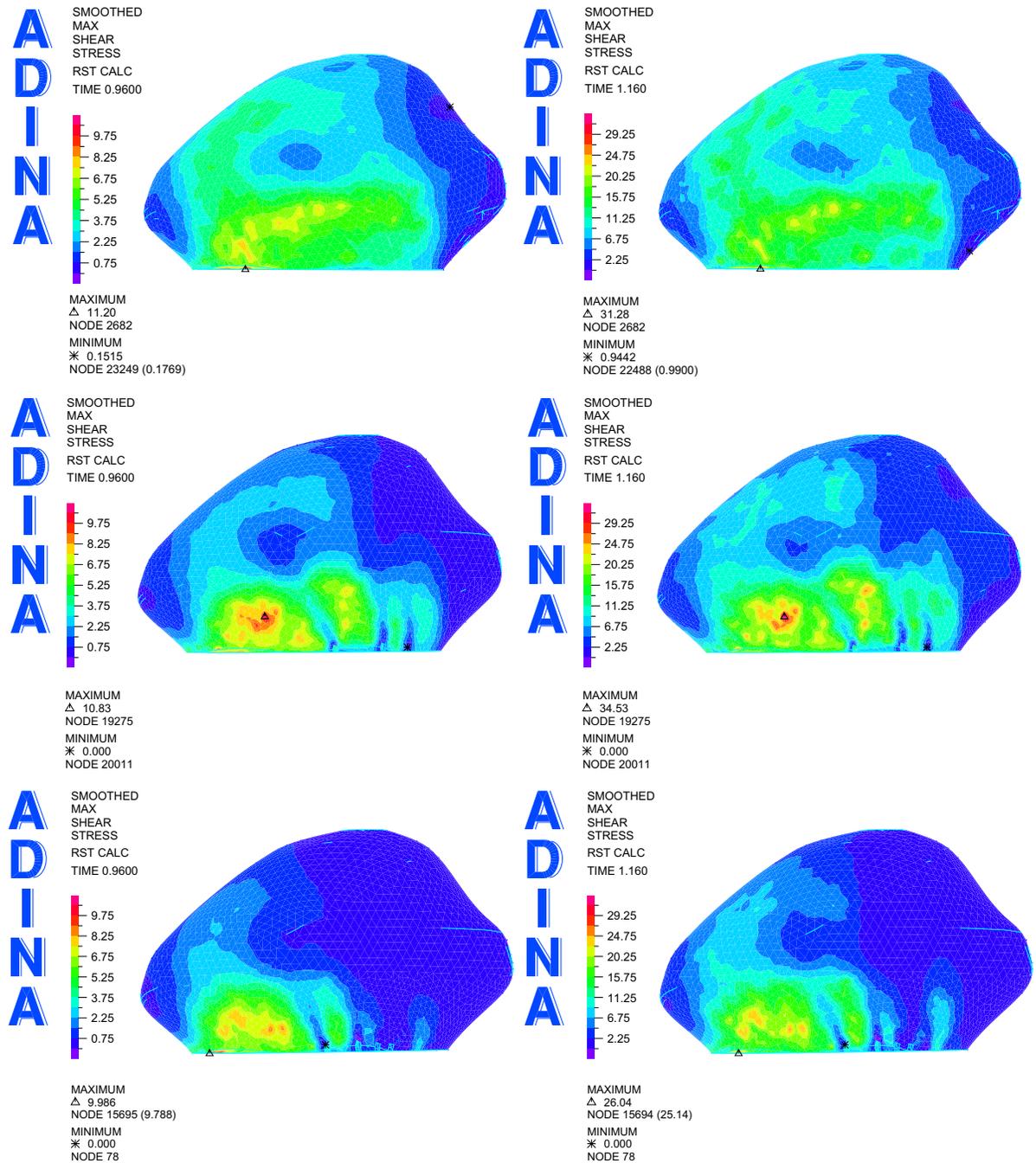


Figura 5.8: Distribución del esfuerzo de corte en la pared del aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha. 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

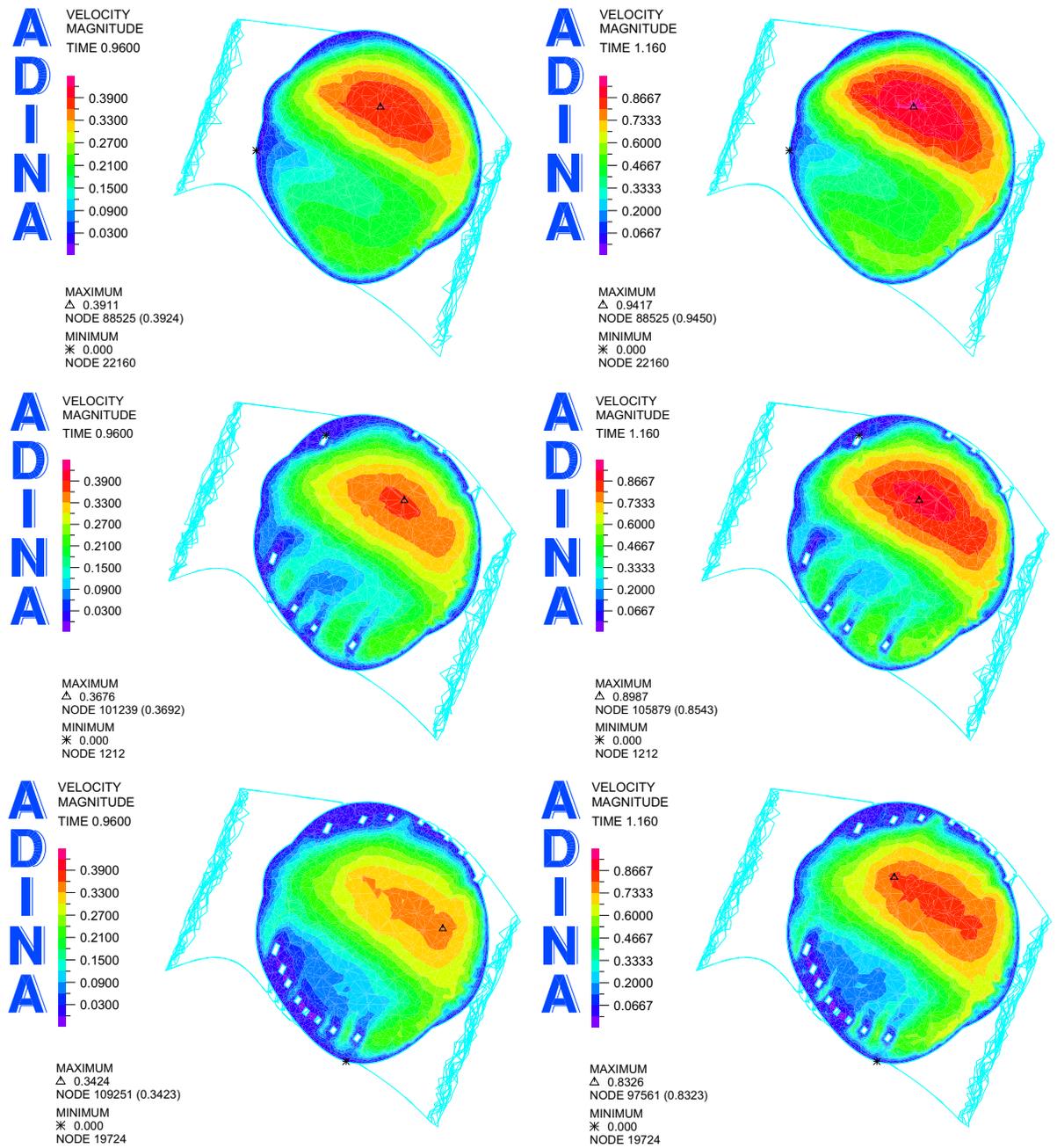


Figura 5.9: Distribución de la magnitud de la velocidad en el plano de control 1, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

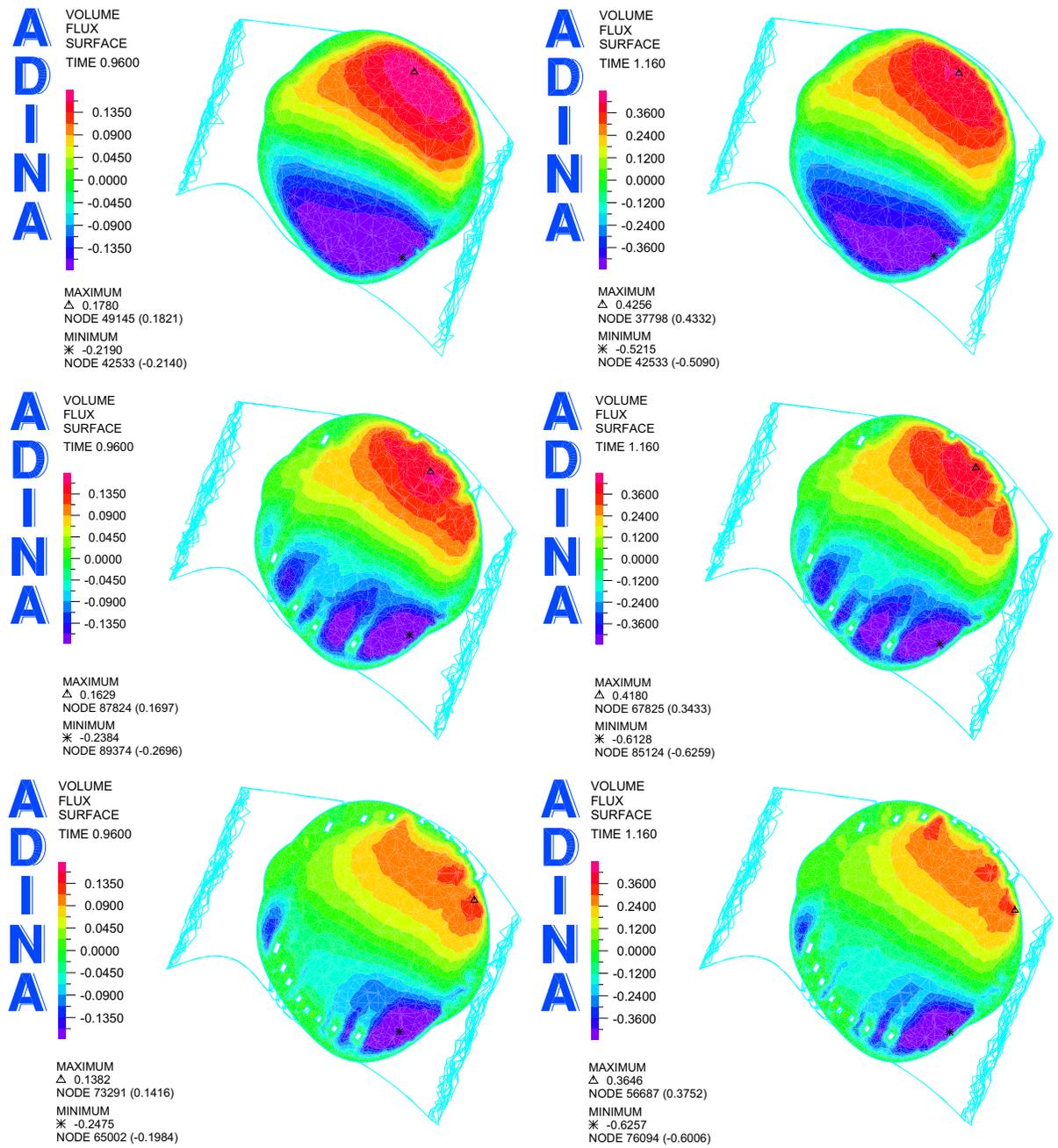


Figura 5.10: Distribución de la velocidad normal al plano de control 1, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

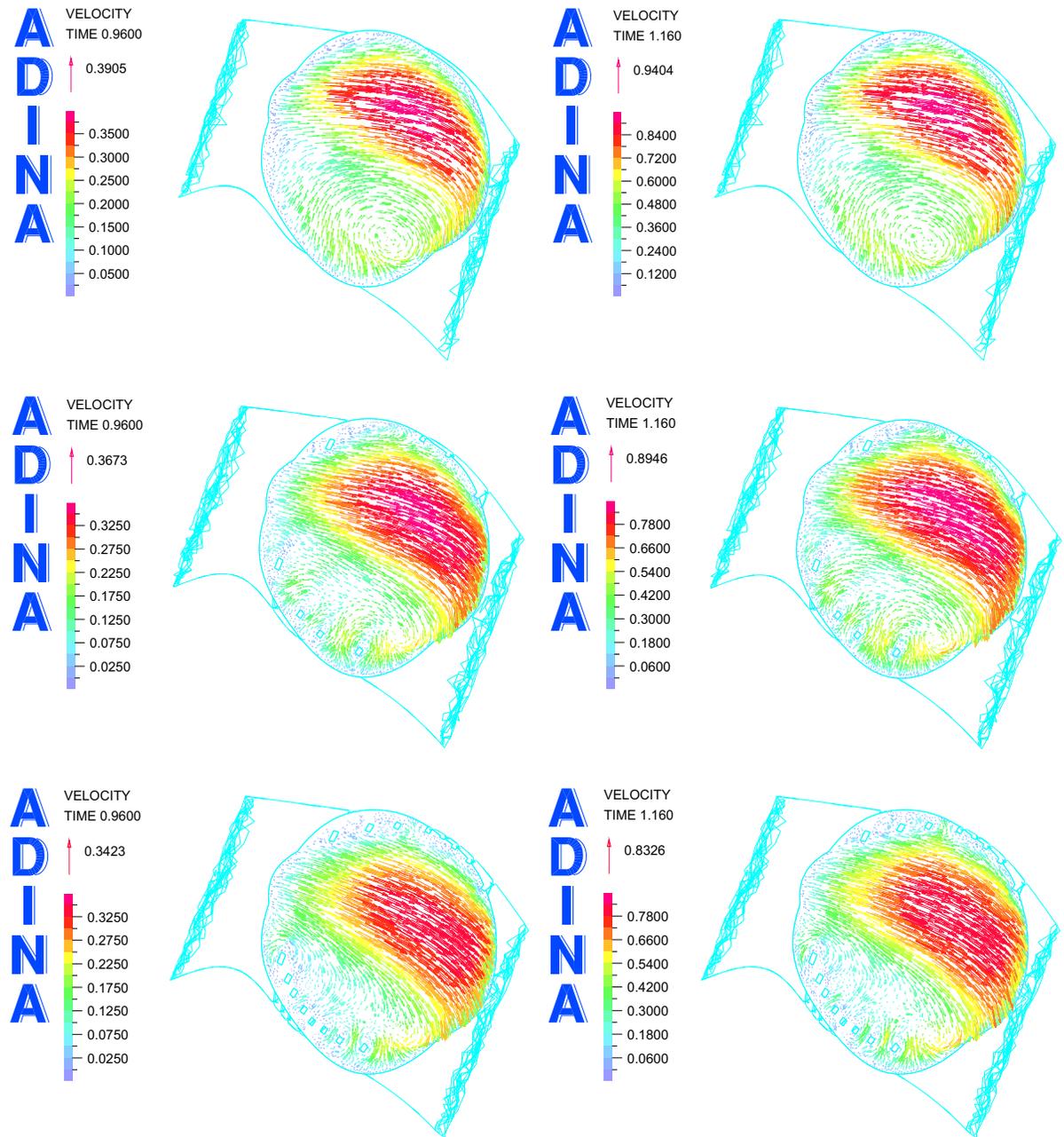


Figura 5.11: Distribución del campo de velocidades en el plano de control 1, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

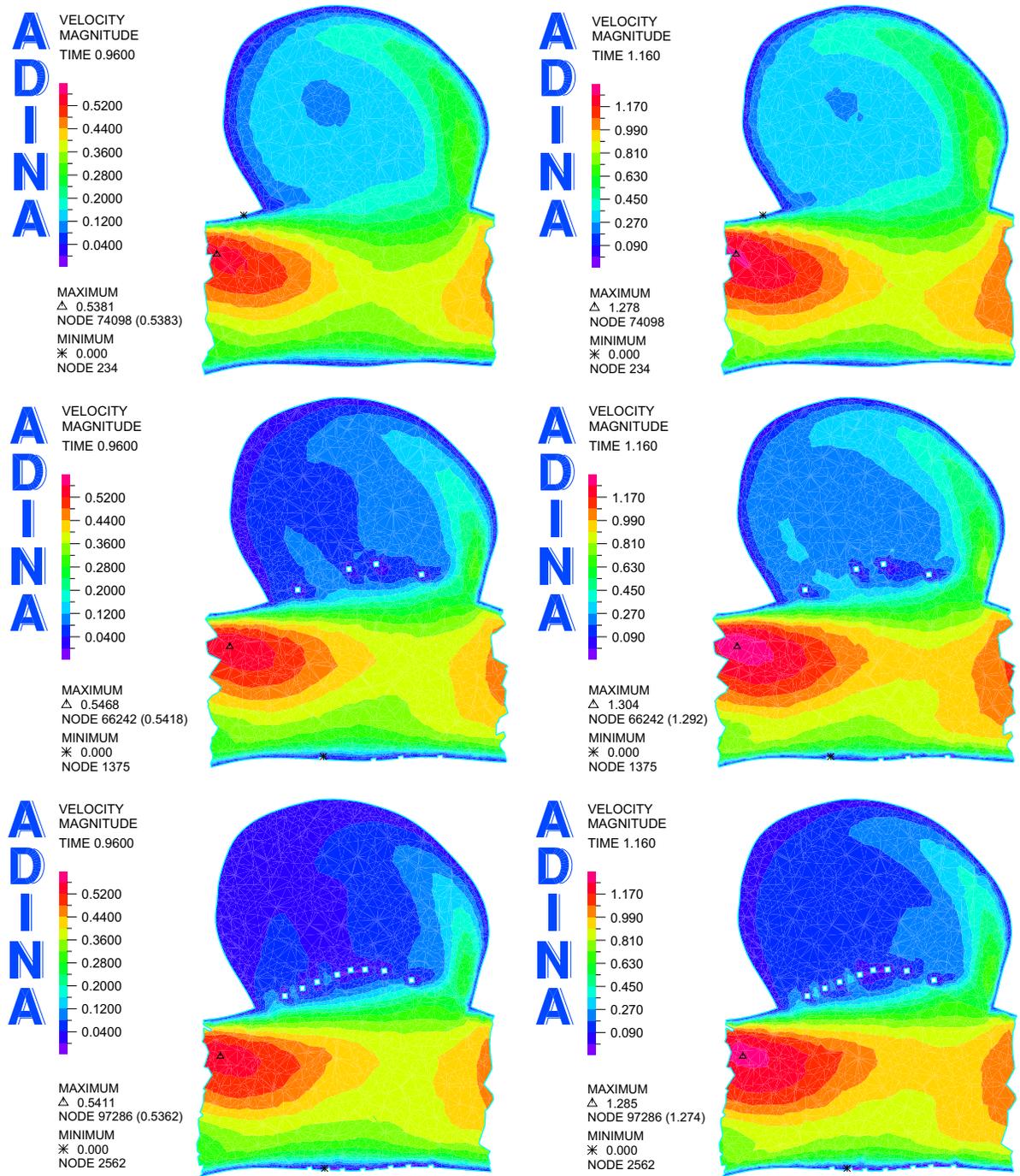


Figura 5.12: Distribución de la magnitud de la velocidad en el plano de control 2, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]).

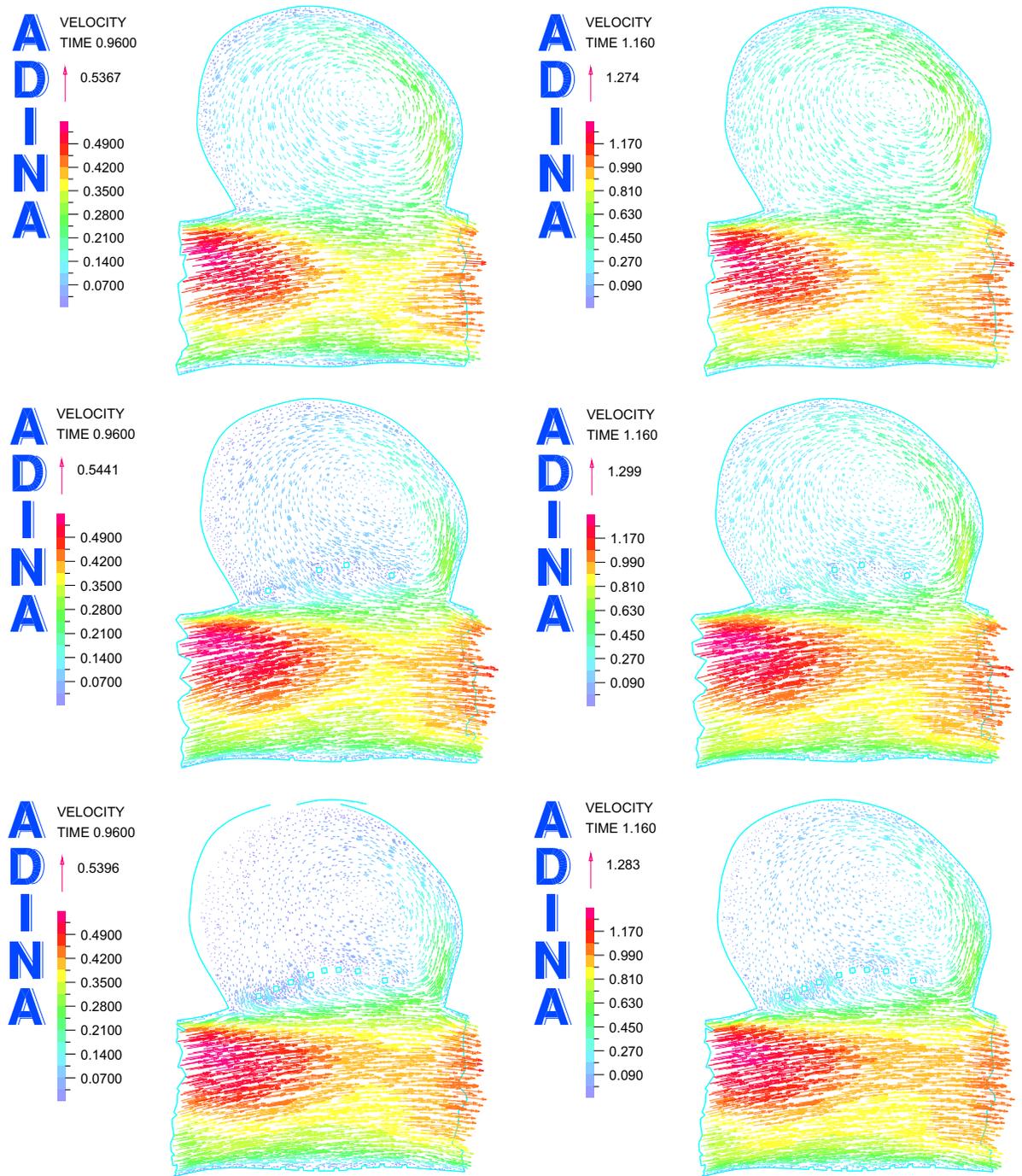


Figura 5.13: Distribución del campo de velocidades en el plano de control 2, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

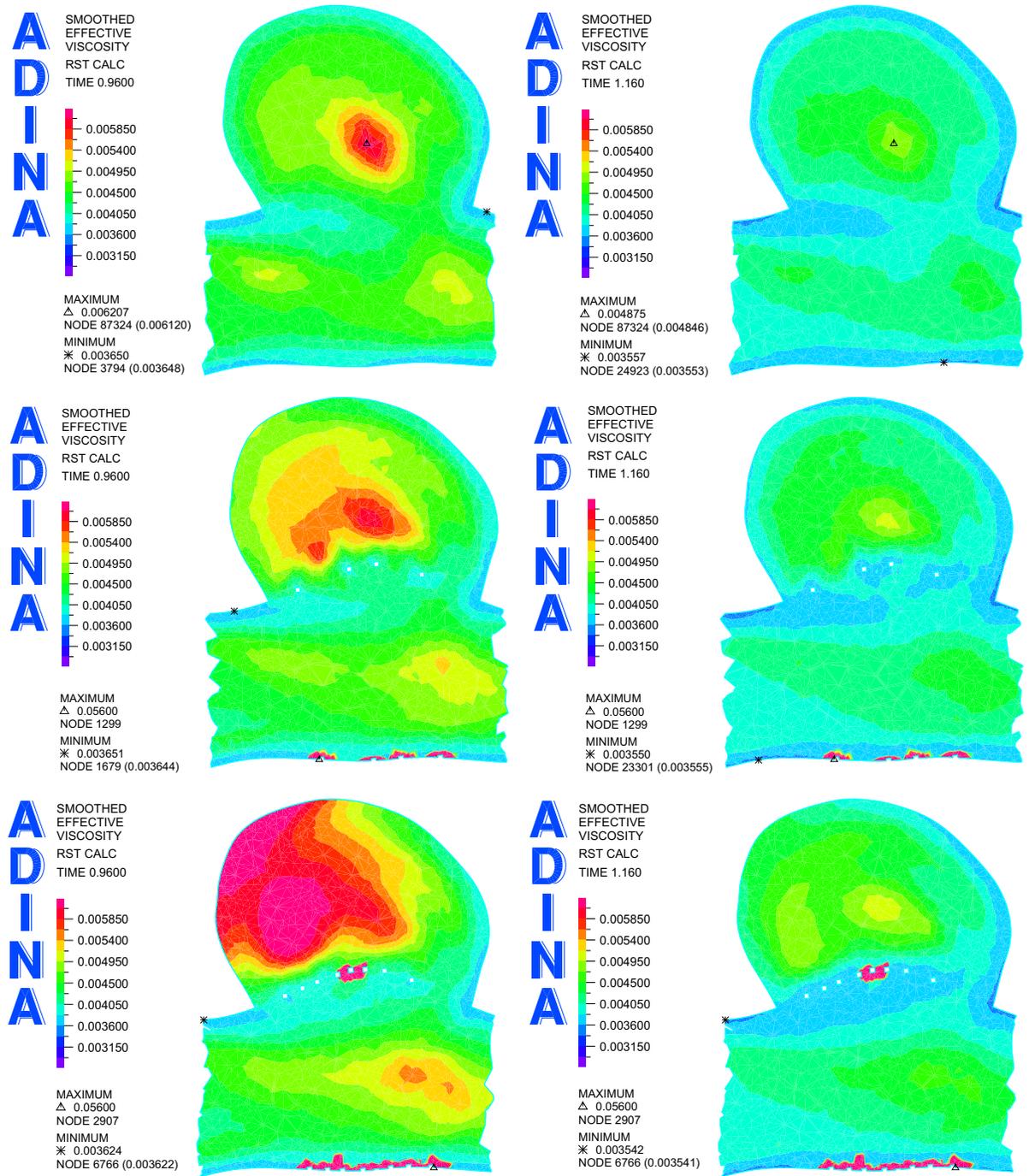


Figura 5.14: Distribución de la viscosidad en el plano de control 2, definido en el aneurisma para la diástole (figuras izquierda. 0.96 [s]) y la sístole (figuras derecha 1.16 [s]). Arriba: Simulación Sin Stent, Medio: Simulación Stent 4 Anillos, Abajo: Simulación Stent 8 anillos

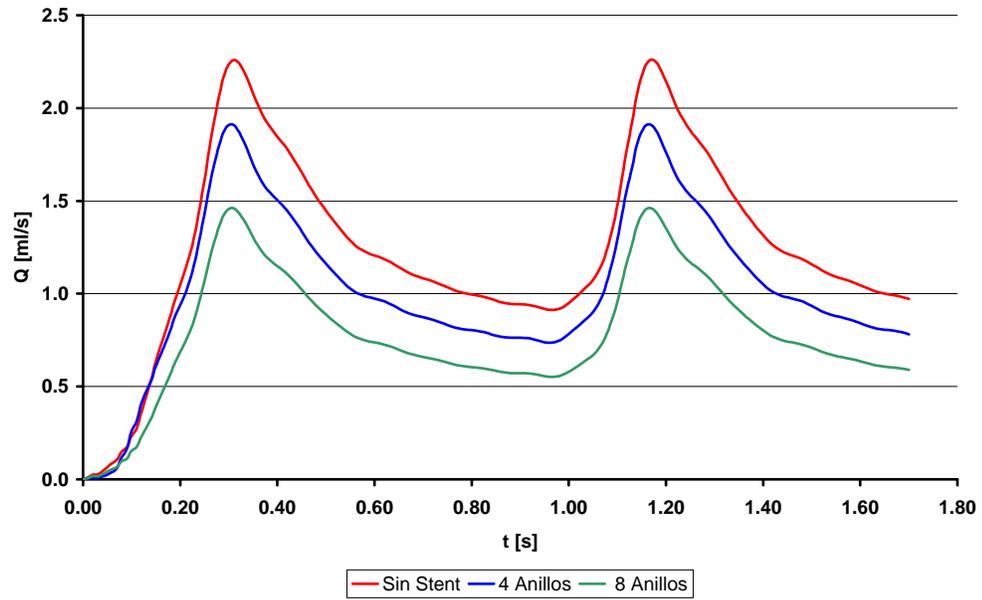


Figura 5.15: Caudal de entrada al aneurisma en función del tiempo, en el plano de entrada a él (plano 1).

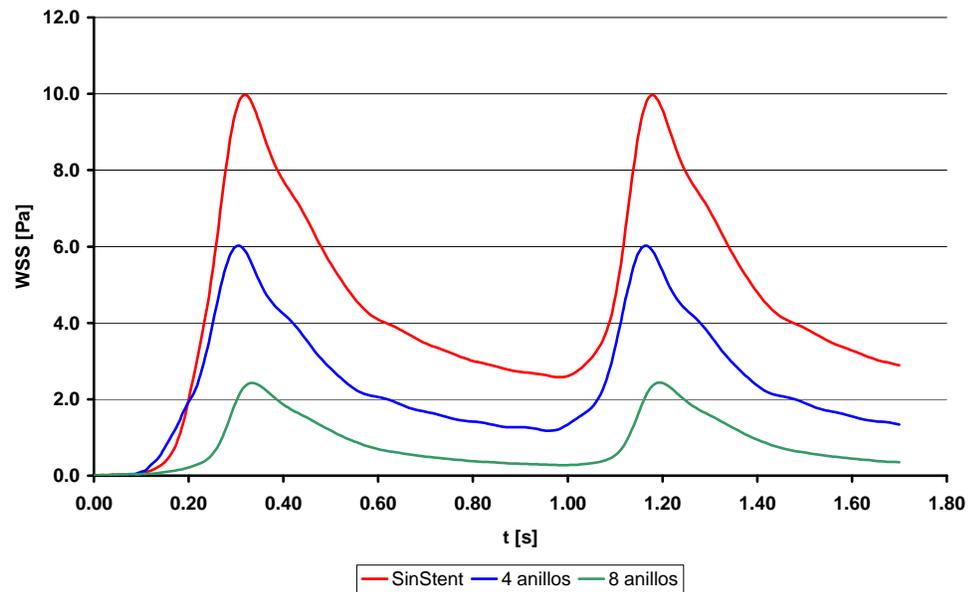


Figura 5.16: Esfuerzo de corte (WSS) en función del tiempo en el punto de control D (fondo aneurisma).

## Capítulo 6

# Análisis y Discusión de Resultados

En este capítulo se analizan y discuten los resultados mostrados en el capítulo anterior, con el fin de establecer como afecta fluidodinámicamente, la inclusión de un stent en el modelo de aneurisma, y cómo influye la densidad del stent con respecto a las velocidades de flujo y esfuerzos de corte en la zona del aneurisma.

### 6.1. Validación del Método

Primero que todo, se realizó una validación del método numérico, en el sentido de verificar si éste cumple con el principio de conservación de masa. Como era de esperar, el método numérico pasó esta prueba, pudiendo observar errores numéricos menores al 1 % del caudal de entrada respecto del caudal total de salida.

Por otro lado, se comprobó que el stent no modifica de forma importante la fluidodinámica aguas abajo del stent. De hecho, la diferencia en los caudales de salida, obtenidos en los modelos con stent, difieren en menos del 3 % con respecto a los caudales de salida obtenidos en el modelo sin stent. Sin embargo, dicho efecto no es nulo, y se manifiesta provocado un pequeño desbalance en los caudales de salida de los modelos con stent. En otras palabras, en los modelos con stent, una salida le "quita" sangre a la otra, respecto del caso base.

### 6.2. Geometría Completa

La distribución de presión en las geometrías completas (figura 5.6) en todos los casos cae en el sentido del flujo, como es esperable. Para la sístole la caída de presión es de alrededor de 5 [kPa], mientras que en la diástole, la caída de presión es del orden de 1 [kPa].

La distribución de esfuerzos de corte en la pared en la geometría completa (figura 5.7) es similar en todos los casos, no observándose grandes fluctuaciones, desde una perspectiva global. Se observa que el aneurisma está sometido a bajos esfuerzos de corte sobre su pared comparado con el resto de la geometría.

El hecho de que tanto los esfuerzos de corte en la pared como la presión en la geometría completa no varíen mucho entre los tres casos, confirma que el stent es una alteración local del fluido. Esto puede ser importante puesto que, si la colocación de un stent modificara de forma importante los parámetros fluidodinámicos aguas arriba o aguas abajo del aneurisma, esta alteración podría provocar problemas en otra zona de la arteria, o en otra arteria.

### **6.3. Zona Aneurisma**

Por el contrario, al acercarse a la zona del aneurisma, se puede observar que el stent sí tiene un efecto, en particular en los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma (figura 5.8). Al observar globalmente el aneurisma, es notorio que la distribución de los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma se reducen con respecto al caso base al colocar un stent. Además, se aprecia que al aumentar la densidad del stent (aumenta el número de anillos, de 4 a 8), la distribución de los esfuerzos de corte disminuye.

Sin embargo, es posible notar que, en los casos con stent, hay una zona en la pared del aneurisma en la que el esfuerzo de corte es mayor que en el caso base. Esta zona es aquella en la que el fluido golpea a la pared, cuando ingresa al aneurisma.

### **6.4. Plano de entrada al aneurisma**

Con respecto al plano de entrada al aneurisma (plano 1), en las figuras 5.9 y 5.10 se notan claramente los surcos dejados por el stent, y es llamativo que el posicionamiento de éstos no es simétrico. En la parte superior del plano, hay una zona en que el stent sigue "pegado" a la pared arterial, mientras que en la parte inferior, el stent ya se ha despegado de la pared arterial, y aparece completamente sumergido en el fluido. Esto influirá directamente en los resultados obtenidos en este plano de corte.

Al analizar los resultados obtenidos en el plano 1, se aprecia que la distribución de la magnitud de la velocidad en ese plano, disminuye en los casos con stent respecto del caso base sin stent, y además, se ve que esta disminución es creciente al aumentar el número de anillos. Esta tendencia es esperable y coincide con lo descrito en la literatura [16], [15], de hecho, es una de las razones

por las que podría ser deseable colocar un stent en arterias con aneurismas.

En la tabla 6.1 se detalla la diferencia porcentual de los valores máximos de la magnitud de la velocidad, para la sístole y la diástole. Se puede ver que los valores máximos de la magnitud de la velocidad disminuyen con la colocación de un stent, y esta disminución aumenta al elevarse la "densidad" del stent.

Tabla 6.1: Máximos de magnitud de la velocidad en los casos estudiados, para la sístole y la diástole.

Simulación	Sístole [m/s]	Dif. porcentual [%]	Diástole [m/s]	Dif. porcentual [%]
Sin Stent	0.94	0.0 %	0.39	0.0 %
Stent 4 Anillos	0.90	4.3 %	0.36	7.7 %
Stent 8 Anillos	0.83	11.7 %	0.34	12.8 %

Otro resultado interesante es el de la componente de la velocidad normal al plano. La escala de colores muestra valores positivos y negativos, donde el signo negativo significa que la componente normal de la velocidad apunta en sentido contrario a la normal del plano (en este caso, la normal del plano apunta hacia afuera de la hoja).

Se observa que en todos los casos hay zonas positivas y zonas negativas, lo cual tiene sentido, puesto que, como el sistema completo cumple con la conservación de masa, entonces el caudal medio en este plano debe ser nulo, o muy pequeño.

Con respecto a las velocidades críticas (máximas y mínimas), en principio, se confirma lo expuesto en los resultados de la magnitud de la velocidad, las velocidades máximas disminuyen al colocar un stent, y mientras más denso es éste, mayor es la disminución. Sin embargo, en las velocidades mínimas pasa lo contrario: al colocar un stent, la velocidad de salida crece en magnitud (se hace más negativa), y al aumentar el número de anillos, la velocidad de salida crece aún más. Las tablas 6.2 y 6.3 detallan los valores críticos.

Tabla 6.2: Máximos de la componente normal al plano de la velocidad en los casos estudiados, para la sístole y la diástole.

Simulación	Sístole [m/s]	Dif. porcentual [%]	Diástole [m/s]	Dif. porcentual [%]
Sin Stent	0.43	0.0 %	0.18	0.0 %
Stent 4 Anillos	0.42	2.3 %	0.16	11.1 %
Stent 8 Anillos	0.36	16.3 %	0.14	22.2 %

Tabla 6.3: Mínimos de la componente normal al plano de la velocidad en los casos estudiados, para la sístole y la diástole.

Simulación	Sístole [m/s]	Dif. porcentual [%]	Diástole [m/s]	Dif. porcentual [%]
Sin Stent	-0.52	0.0 %	-0.22	0.0 %
Stent 4 Anillos	-0.62	-19.2 %	-0.24	-9.1 %
Stent 8 Anillos	-0.63	-21.2 %	-0.25	-13.6 %

Al analizar la distribución de las velocidades, es notorio que en el caso base, hay una especie de simetría del flujo de entrada respecto del de salida, es decir, hay dos zonas de magnitudes y tamaños relativamente similares, pero de signo contrario. Sin embargo, la inserción de un stent rompe esa simetría, observándose que la zona de entrada es de mayor tamaño respecto de la de salida de fluido. Esto explica el hecho de que los valores máximos disminuyan, y los valores mínimos aumenten en magnitud, puesto que el área de salida de fluido se ve más reducida que el área de entrada, entonces al hacer el balance, el caudal medio está en torno a cero.

Estas diferencias en las velocidades y áreas de entrada se deben a razones geométricas explicadas anteriormente. En la zona de salida, el stent está completamente inmerso en el fluido, ejerciendo una mayor resistencia, mientras que en la zona de entrada, el stent aún no se despegó de la pared arterial, lo que implica que sólo la mitad de éste está en el fluido, ejerciendo menos resistencia.

El gráfico de caudal de entrada en función del tiempo (figura 5.15) sigue la misma tendencia que las velocidades. El caudal disminuye al colocar un stent, y al aumentar el número de anillos del modelo de stent, el caudal disminuye aun más: en promedio, 18 % de disminución en el caso de Stent 4 Anillos, y 38 % de disminución en el caso de Stent 8 Anillos. Esto tiene mucho sentido, puesto que como el caudal de entrada se define como la integral de las velocidades de entrada (velocidades normales al plano 1 de signo positivo) por elemento de área, al disminuir la velocidad de entrada, es lógico que el caudal siga la misma tendencia.

Cabe señalar que el cálculo del caudal de entrada, fue contrastado con el de caudal de salida del aneurisma. Como se dijo anteriormente, el caudal de entrada y el de salida deben ser iguales, puesto que la geometría completa cumple con el principio de conservación de masa. El resultado de esta comprobación arrojó diferencias menores al 2 % en todos los casos simulados, entre los caudales de entrada y salida.

## 6.5. Plano Transversal

Con respecto al plano transversal (plano 2), en las figuras 5.12 y 5.14 se observan los surcos dejados por el stent. Hay dos tipos de surcos, al igual que lo observado en el plano 1: hay una serie de ellos que se ubican en la parte baja de cada modelo, que es donde el stent está interactuando con la pared arterial, y otra parte de ellos está en torno al cuello del aneurisma, completamente inmersos en el fluido.

De los resultados obtenidos, en particular, de la magnitud de la velocidad en el plano 2, se observa en todos los caso la recirculación de la sangre, donde el fluido entra por la zona posterior del aneurisma con respecto al flujo sanguíneo, recircula en el saco, y pierde velocidad progresivamente.

También se puede decir que, al igual que lo observado en el plano de entrada del aneurisma, la magnitud de la velocidad en la zona del aneurisma disminuye al colocar un stent, y mientras más denso es el stent, mayor es la disminución de la velocidad. Esta disminución en las velocidades dentro del aneurisma confirma la disminución de los esfuerzos de corte en la pared del saco.

Otro resultado interesante es lo obtenido al graficar la viscosidad efectiva. Es necesario recordar que, para la simulación numérica, se considera a la sangre como un fluido no newtoniano, es decir, su viscosidad no es constante puesto que ella es función de la tasa de deformación del fluido, la cual está relacionada con la tensión cortante que se le aplica. En particular, se utilizó el modelo de Carreau (detallado en el capítulo de Antecedentes), en el cual la viscosidad es decreciente con respecto a la tasa de deformación.

La distribución de viscosidad muestra que en la parte inferior de la arteria, donde está el stent, la viscosidad es muy alta con respecto a la observada a sus alrededores. Esto se debe en gran parte al diseño utilizado de stent, en particular, a su sección transversal. Al tener utilizarse un perfil cuadrado, esto provoca que en la vecindad del stent (especialmente en la parte anterior y posterior de éste con respecto al sentido del flujo) hayan zonas de estancamiento de fluido. En estas zonas de estancamiento, la tasa de deformación es casi nula, por lo tanto la viscosidad debe ser muy alta.

Otro dato interesante es la influencia del stent en la viscosidad dentro del aneurisma. Se observa que al colocar un stent, la viscosidad del fluido dentro del aneurisma aumenta, y además, al aumentar la densidad del stent, la viscosidad aumenta aún más, en especial en la zona posterior del saco. Esto tiene sentido, puesto que como la viscosidad está relacionada con la tasa de deformación, y ésta es directamente proporcional al esfuerzo de corte, ello implica que las zonas de bajos esfuerzos de corte, son también zonas de alta viscosidad.

## 6.6. Punto de control

Finalmente, el último resultado expuesto tiene relación con el esfuerzo de corte en la pared del fondo del aneurisma (figura 5.16). Esta zona es relevante puesto que es el punto donde la mayoría de los aneurismas se rompen.

El primer efecto notorio es que, al igual que lo reportado en anteriores trabajos de título ([4], [5]), el esfuerzo de corte tiene un perfil muy similar al perfil de velocidad media de entrada. Esto se observa en todos los casos, con y sin stent.

El resultado más importante obtenido en este caso, confirma lo señalado con respecto a los esfuerzos de corte en el aneurisma, que es que la colocación de un stent, disminuye los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma, y que esta disminución es mayor al aumentar el número de anillos del modelo de stent. La disminución en los valores máximos es del orden del 40 % en el caso del Stent 4 Anillos y de cerca del 80 % en el caso del Stent 8 Anillos, con respecto al caso base.

## 6.7. Comentarios

El objetivo del stent como tratamiento endovascular es alterar la hemodinámica dentro del aneurisma lo suficiente para crear condiciones trombogénicas, tales como la reducción del flujo y estancamiento prolongado, provocando la oclusión natural del aneurisma [15]. Desde este punto de vista, y en base a los resultados obtenidos, puede ser deseable el uso de stents en el tratamiento de aneurismas cerebrales.

Por otro lado, un factor hemodinámico importante que influye en la génesis, crecimiento y ruptura de un aneurisma, es el esfuerzo de corte en la pared. Esfuerzos de corte demasiado altos pueden provocar la iniciación y crecimiento de un aneurisma, debido a una adaptación vascular destructiva. Sin embargo, esfuerzos de corte demasiado bajos (menores a  $1[Pa]$ ) en el saco del aneurisma pueden causar infiltración aterosclerótica [15], o degenerar las células del endotelio vía apoptosis celular [11], provocando la ruptura del aneurisma. Desde este punto de vista, no todos los efectos en la pared del aneurisma de poner un stent pueden ser deseables. Si bien los esfuerzos de corte y la zona de impacto de la sangre en la pared disminuyen, esto viene acompañado de un aumento de zonas con esfuerzos de corte extremadamente bajos.

Sin embargo, existe evidencia médica de que la inserción de un stent por sí solo puede provocar en el mediano plazo la trombosis espontánea del aneurisma, provocando la oclusión y posterior cierre de éste, sin necesidad de un tratamiento adicional con coils [26]. La figura 6.1 muestra el

aneurisma previo al tratamiento con stent, y los resultados obtenidos a 6 meses del tratamiento. Aún es necesario investigar más sobre los mecanismos de deterioramiento y rotura de la pared de los aneurismas, en orden de clarificar la utilidad del stent como tratamiento endovascular.

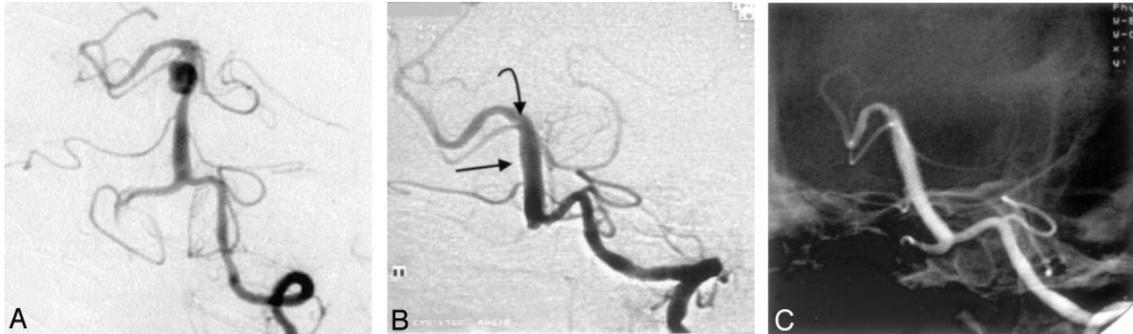


Figura 6.1: A: Tomografía de un aneurisma sacular en la pared lateral de la arteria basilar, previo al tratamiento. B: Posicionamiento del stent comercial Wallstent en la arteria basilar, cubriendo la base del aneurisma (flechas negras). C: El aneurisma se ha ocluido totalmente, al cabo de 6 meses [26].

## 6.8. Mejoras Propuestas

Para mejorar la simulación de tratamientos endovasculares tipo stent y representar de mejor forma lo que ocurre en la realidad, se proponen algunas mejoras:

- Modelo de stent: Considerando que la representación del stent propuesto en este trabajo de título consiste en una primera aproximación a la simulación de este tipo de tratamientos endovasculares, la mejora del modelo sería interesante, en orden de obtener resultados más realistas.
- Interacción con la pared arterial: El objetivo de este trabajo de título no contempla la interacción del fluido con la estructura que lo rodea, puesto que se utilizaron condiciones de borde de pared rígida sin deslizamiento, lo cual se aleja bastante de la realidad. El estudio de la influencia de los resultados fluidodinámicos en la pared arterial puede llevar a resultados más cercanos a la realidad.
- Cambio de software de elementos finitos: Este punto es una de las limitaciones para simulaciones más realistas, como se explicó en la sección 3.4. Por otro lado, la mayoría de los estudios sobre simulaciones de stents y modelos de aneurismas cerebrales utilizan ANSYS o Fluent como programa de elementos finitos. Siguiendo esta tendencia, puede ser recomendable usar uno de esos softwares.

## Capítulo 7

### Conclusiones

En base a todo lo expuesto en este trabajo de título, fue posible llegar a las siguientes conclusiones:

- Se seleccionó un modelo de aneurisma dentro de la base de datos, con el cual fue posible realizar con éxito todas las simulaciones propuestas en este trabajo de título.
- Se desarrolló junto a Romo[1] una metodología que permite ajustar un modelo de stent que se adapte a la geometría de la arteria.
- Se realizaron con éxito 3 simulaciones fluidodinámicas con modelo de pared rígida sin deslizamiento (CFD): una correspondiente al caso base (Sin Stent), otra con un modelo de stent consistente en 4 Anillos de perfil cuadrado y finalmente una con un modelo de stent aumentando el número de anillos de 4 a 8. Con estas simulaciones fue posible obtener los resultados necesarios para estudiar la influencia de un modelo de stent sobre variables fluidodinámicas relevantes en el aneurisma, y cómo varían estas al aumentar la cantidad de anillos en el modelo de stent (aumento de densidad).
- Se confirmó que el método numérico reproduce de buena manera en todas las simulaciones algunos principios básicos de mecánica de fluidos, como el principio de conservación de masa.
- Se observó que el modelo de stent no modifica de forma importante la distribución de presión y esfuerzos de corte en la pared de la arteria aguas arriba y aguas abajo del aneurisma. Sin embargo, en la zona del aneurisma el stent sí modifica la fluidodinámica de forma no despreciable.

- Al analizar la influencia del stent sobre los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma, se obtuvo que la colocación de éste disminuye la distribución del esfuerzo de corte sobre la pared, y que al aumentar la densidad del stent, la disminución mencionada anteriormente es más notoria.
- Los resultados de la magnitud de la velocidad sobre el plano de entrada al aneurisma muestra que ella disminuye al estar presente un stent, y esta disminución es mayor al aumentar la cantidad de anillos del modelo de stent. Esta disminución está dentro del rango reportado en la literatura.
- Al estudiar la velocidad normal al plano de entrada, se observó que existen dos zonas bien definidas: una de ellas corresponde a la zona de entrada de fluido y la otra a la salida de este, de forma tal que el caudal medio es cercano a cero. Además, con respecto a la influencia del stent, se notaron efectos similares a los de la magnitud de la velocidad.
- La implantación del modelo de stent provocó además una disminución de las zonas de entrada y salida de fluido en el plano de análisis correspondiente al plano de entrada al aneurisma.
- Producto de la reducción de las velocidades de entrada, el caudal de entrada al aneurisma disminuye al colocar un stent en la zona del aneurisma, obteniéndose reducciones promedio con respecto al caso base de 18 % en el caso de Stent 4 Anillos y de 38 % en el de Stent 8 Anillos.
- La magnitud de la velocidad en el plano transversal definido para el análisis, muestra una disminución al situarse un modelo de stent. Al igual que lo observado en el plano de entrada, la disminución de la magnitud de la velocidad se acentúa al aumentar la densidad del stent.
- La viscosidad observada en el plano transversal muestra una zona de alta viscosidad en la zona del stent que interactúa con la pared arterial. Además, se observa que la colocación de un stent provoca un aumento de la viscosidad en el interior del aneurisma, lo cual se debe a que al disminuir la cantidad de sangre que entra, disminuye la recirculación, lo que a su vez disminuye la tasa de deformación y con ello aumenta la viscosidad. Este resultado concuerda con lo observado en los esfuerzos de corte en la pared del aneurisma.
- Los esfuerzos de corte en el fondo del aneurisma siguen el pulso de velocidad, tal como lo observado por Araya[4]. Ellos disminuyen al colocarse un stent, y el aumento de la cantidad de anillos en el modelo incide en una mayor disminución en los esfuerzos de corte en la pared del fondo del aneurisma.

## Bibliografía

- [1] Romo, A. *Simulación Estructural de Tratamiento Endovascular en Modelos de Aneurismas Cerebrales Reales*. Memoria en curso de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [2] Ledermann, D. *Modelación de Aneurismas Cerebrales: Simulación Fluidodinámica y Estructural*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2006
- [3] Muñoz, F. *Análisis de los esfuerzos y deformaciones en los modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [4] 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
- [5] Figueroa, H. *Análisis de sensibilidad en simulaciones de aneurismas cerebrales considerando interacción fluido estructura*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [6] Rojo, M. *Sensibilidad de resultados de simulaciones no FSI de modelos de aneurismas cerebrales*. Memoria de Ingeniero Civil Mecánico. Universidad de Chile. 2008
- [7] Thubrikar, Mano J. *Vascular Mechanics and Pathology*. Editorial Springer, University of Virginia Health Sciences Center, Charlottesville, USA, 2007
- [8] Holzapfel G.A., Ogden R.W. *Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems*. Springer, New York. 2003.
- [9] 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.
- [10] Hashimoto, T et al *Intracranial aneurysms: links among inflammation, hemodynamics and vascular remodeling* Neurological Research, vol. 28, pp. 372-3780, Junio 2006.

- [11] Shojima, M. et al. *Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm* Journal of the American Heart Association, vol. 35, pp. 2500-2505, 2004.
- [12] O'Brien, B. et al. *Development of a new niobium-based alloy for vascular stent applications*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2007.
- [13] *Designing the Ideal Stent*. Endovascular Today, pp. 25-34, Marzo 2007.
- [14] Holzapfel G.A. et al *Changes in the Mechanical Environment of Stenotic Arteries During Interaction With Stents: Computational Assessment of Parametric Stent Designs*, Journal of Biomechanical Engineering, vol. 127, pp. 166-180, 2005.
- [15] Minsuok K. et al *Comparison of Two Stents in Modifying Cerebral Aneurysm Hemodynamics*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 36, pp. 726-741, 2008.
- [16] Radaelli A.G. et al *Reproducibility of haemodynamical simulations in a subject-specific stented aneurysm model - A report on the Virtual Intracranial Stenting Challenge 2007*, Journal of Biomechanics vol. 41, pp. 2069-2081, 2008.
- [17] Appanaboyina S. et al *Computational fluid dynamics of stented intracranial aneurysms using adaptive embedded unstructured grids*, International Journal For Numerical Methods in Fluids, 2007.
- [18] Zamir, M. *The Physics of Pulsatile Flow*. Springer, New York. 2000.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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
- [22] Muñoz, F. *Implementación de Perfiles de Velocidad Oscilatorios en ADINA*. Informe Final Curso ME717. Universidad de Chile. 2007
- [23] ADINA R&D Inc. *ADINA Theory and Modeling Guide:ARD 08-9*, Versión 8.5.2, Online Manuals, Cap 3, 10, 13.

- [24] 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, vol. 47, pp.603-617, 2005.
- [25] Sitio web University of Texas Medical Branch  
<http://www.utmbhealthcare.org/Health/Content.asp?PageID=P08773>.
- [26] Vanninen, R. et al. *Broad-Based Intracranial Aneurysms: Thrombosis Induced by Stent Placement* American Journal of Neuroradiology, vol. 24, pp. 263-266, Febrero 2003.