

**XXV CONGRESO LATINOAMERICANO DE HIDRÁULICA
SAN JOSÉ, COSTA RICA, 9 AL 12 DE SETIEMBRE DE 2012**

**SIMULACIÓN NUMÉRICA DEL FLUJO SANGUÍNEO EN UN
ANEURYSMA CEREBRAL BAJO DISTINTAS ALTERNATIVAS DE
TRATAMIENTO**

Gabriel Usera, Mariana Mendina

*IMFIA Facultad de Ingeniería, Udelar, Uruguay
gusera@fing.edu.uy, mmendina@fing.edu.uy*

RESUMEN:

El método de las condiciones de borde inmersas se aplica en este trabajo a la simulación numérica del flujo sanguíneo en un aneurisma cerebral, cuya geometría corresponde a un paciente real, bajo distintas opciones de tratamiento mediante stents. El modelo numérico de dominio público *caffa3d.MBRi* proporciona una infraestructura numérica basada en el método de volúmenes finitos en mallas estructuradas por bloques, sobre la cual se representa la geometría de las arterias, el aneurisma y los stents de tratamiento a partir de la descripción en formato STL de las mismas, mediante el método de condiciones de borde inmersas. Esta estructura de mallas se construye en forma parametrizada y automática, optimizada para reducir el número de celdas bloqueadas en la malla y para alcanzar aproximadamente un balance de carga en la ejecución paralela del modelo. Esta estrategia proporciona un método de mallado automatizado que preserva la eficiencia de las mallas estructuradas.

ABSTRACT:

Blood flow through a patient specific cerebral aneurysm is simulated using an immersed boundary approach, under different treatment options using stents. Open source flow solver *caffa3d.MBRi* provides the framework in which the aneurysm boundaries and the stents boundaries, described in STL format, are represented using the immersed boundary approach over a block structured Cartesian grid. The grid block structure is automatically built, optimized to reduce the void cell overhead, and to promote a nearly balanced load distribution in parallel computations. This strategy provides a fully automated and hassle free gridding approach, which preserves the efficiency of structured grids

PALABRAS CLAVES: Flujo Sanguíneo, Aneurysma, Simulación Numérica, Condiciones de Borde Inmersas.

INTRODUCCIÓN

Este trabajo considera una aproximación inicial a la simulación numérica del flujo sanguíneo en un aneurisma cerebral mediante el modelo numérico de dominio público *caffa3d.MBRi*, desarrollado en el IMFIA. Un aneurisma cerebral es una enfermedad cerebro-vascular en la cual un debilitamiento de la pared arterial provoca una dilatación de la misma. Esta afección es encontrada con frecuencia en una confluencia de arterias ubicada en la base del cerebro, conocida como 'círculo de Willis'. Los aneurismas cerebrales pueden ser tratados bajo diferentes estrategias, incluyendo la embolización endovascular, la cual no requiere cirugía invasiva, realizándose mediante un cateterismo monitoreado por fluoroscopia bajo rayos X. En este tratamiento, el cirujano coloca espirales desprendibles en la cavidad del aneurisma, utilizando stents para asegurar su posición. En este trabajo nos limitaremos a considerar el flujo sanguíneo, bajo condiciones idealizadas de régimen estacionario, en el aneurisma sin tratar y bajo diferentes alternativas de tratamiento con stents.

GEOMETRÍA DEL ANEURISMA CONSIDERADO Y ALTERNATIVAS DE TRATAMIENTO

Se ha considerado para este trabajo la geometría de un aneurisma en el círculo de Willis de un paciente real, ubicado en la arteria comunicante anterior. Esta geometría ha sido provista por los organizadores del reciente Virtual Intracranial Stenting Challenge (Scito, 2011) y fue obtenida mediante tomografías computadas de alta resolución. La figura 1 presenta la geometría considerada, y su ubicación relativa al esquema de vasos sanguíneos del círculo de Willis.

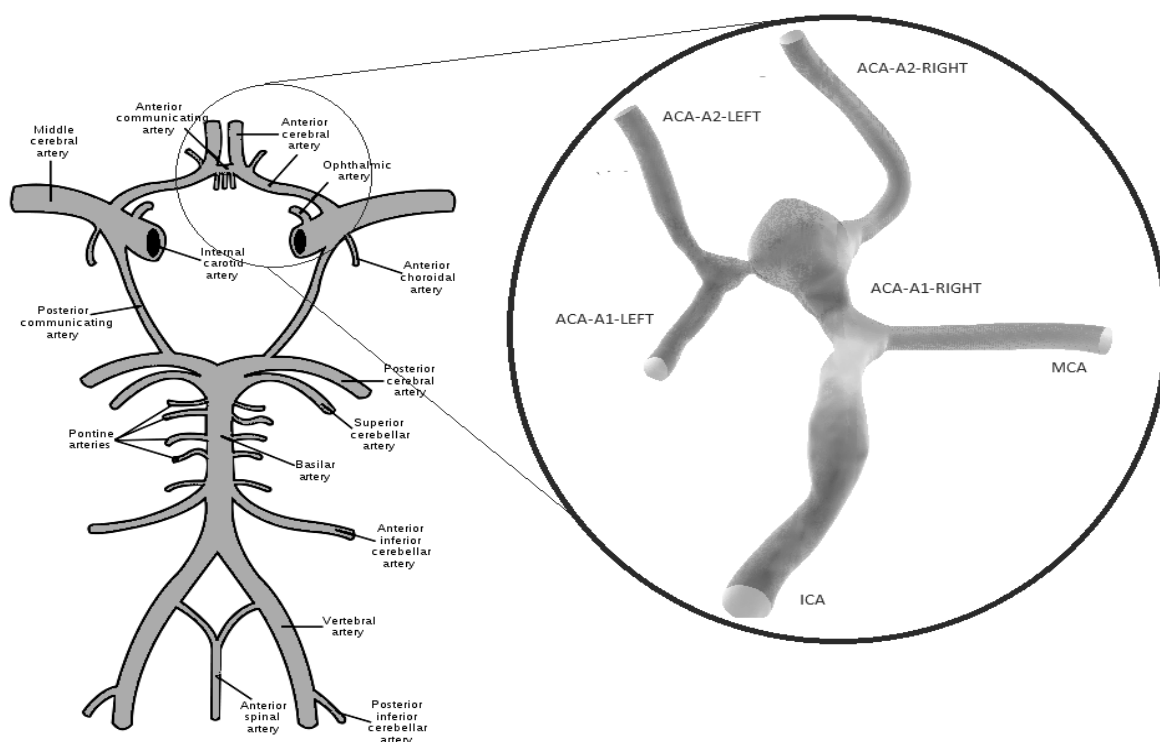


Figura 1.- Esquema del círculo de Willis (izquierda) y representación de la geometría del aneurisma considerado en este trabajo (derecha). Adaptado con permiso de (Scito, 2011).

Las alternativas de tratamiento consideradas han sido cinco correspondientes a distintas combinaciones y ubicaciones de stents, las cuales se ejemplifican en la figura 2. Dos tipos de stents se han considerado, los de malla abierta (open-cell stents, OCS), y los de malla cerrada (closed-cell stents, CCS). En último término la misión de los stents es sostener en su sitio el serpentín que se

coloca para obturar el aneurisma, el cual no fue considerado en el challenges. El tipo y ubicación de los stents en cada alternativa de tratamiento se consigna en la siguiente lista:

- 1) OCS en A2-izquierda y A2-derecha
- 2) CCS en A2- izquierda y A2-derecha
- 3) OCS en A2- izquierda y CCS en A2-derecha
- 4) CCS en A2- izquierda y OCS en A2-derecha
- 5) CCS en ACA-A1

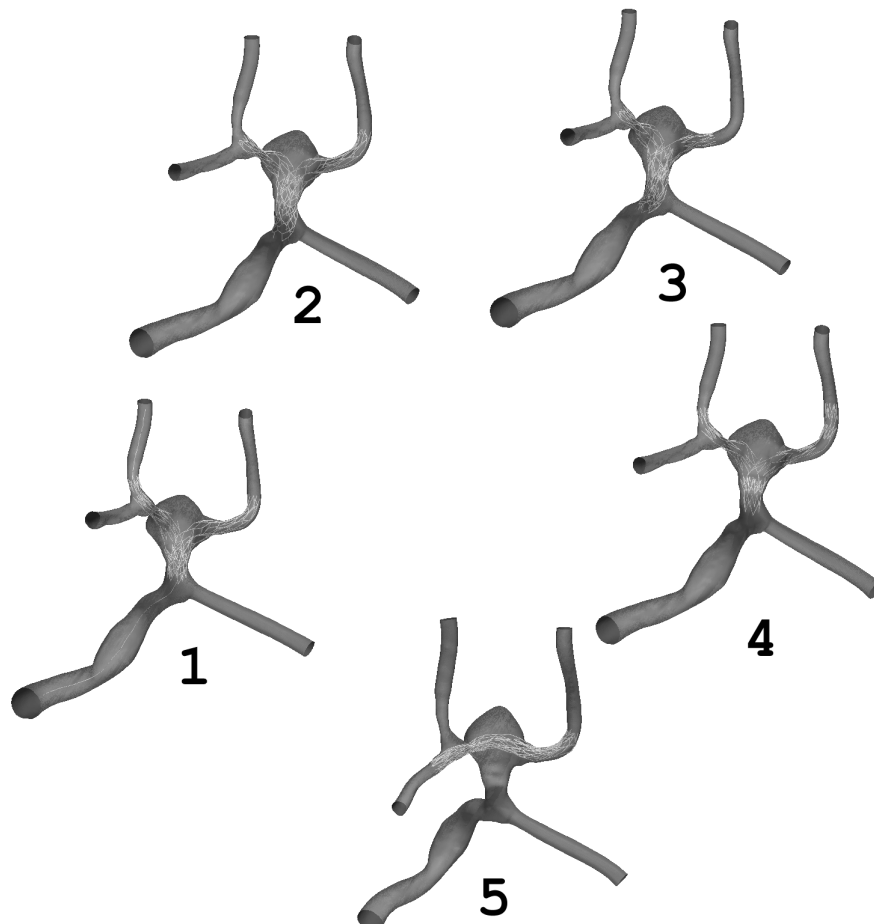


Figura 2.- Esquema de las alternativas de tratamiento consideradas. Adaptado con permiso de (Scito, 2011).

MODELO NUMÉRICO

El modelo numérico *caffa3d.MBRi* implementa el método de los volúmenes finitos en mallas curvilíneas estructuradas por bloques, para flujos incompresibles viscosos o turbulentos, mediante el método SIMPLE de acople velocidad - presión. Ha sido desarrollado en Fortran 90, he incorpora estrategias de paralelización masiva en memoria compartida mediante las librerías MPI. Este modelo ha sido desarrollado recientemente en el IMFIA por los autores, y es una evolución de su antecesor, el modelo *caffa3d.MB* (Usera et al, 2008).

Para este trabajo se ha incorporado al modelo el tratamiento de condiciones de borde inmersas (Fadlun et al, 2000) para la representación de la geometría del aneurisma sobre una malla cartesiana regular compuesta por una serie de bloques de malla cúbicos, según muestra la figura 3.

En las fronteras del aneurisma se impone de esta manera la condición de no deslizamiento. Las otras fronteras del dominio son las de entrada y salida en los respectivos vasos sanguíneos, en las cuales se especifican condiciones de caudal preestablecido y constante. Las propiedades físicas consideradas para el fluido fueron representativas de la sangre: $\rho=1054 \text{ kg/m}^3$, $\mu=6.45 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$.

Los caudales de entrada y salida en los respectivos vasos se indican en la tabla I. Con esto valores el número de Reynolds característico del escurrimiento, considerando el diámetro del vaso principal a la entrada del aneurisma es, aproximadamente, $Re=50$.

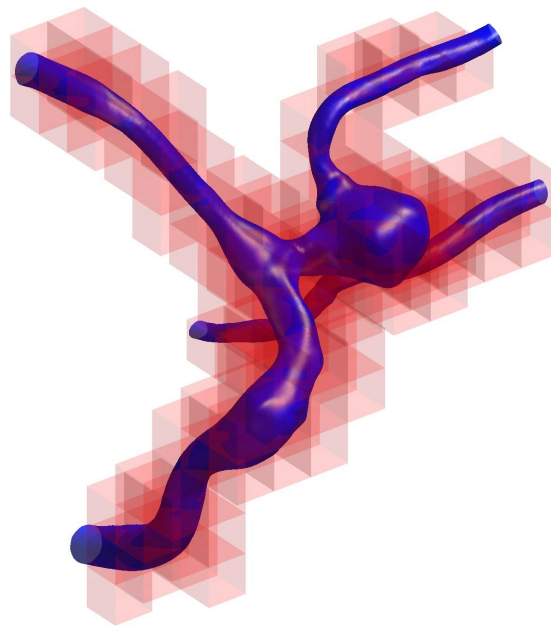


Figura 3.- Discretización del dominio en base a 143 bloques cúbicos de malla, con la frontera del aneurisma superpuesta, la cual se impone mediante condiciones de borde inmersas.

Tabla 1.- Caudales de entrada y salida en las distintas arterias

Q II	Q I2	QO1	QO2	QO3
ICA	ACA-A1 IZQ	ACA-A2 IZQ	ACA-A2 DER	MCA
$\times 10^{-4}$ [Kg/s]	$\times 10^{-4}$ [Kg/s]	$\times 10^{-4}$ [Kg/s]	$\times 10^{-4}$ [Kg/s]	$\times 10^{-4}$ [Kg/s]
14,135	4,001	-5,201	-5,730	-7,201

Se utilizaron dos mallas de distinta resolución para el análisis de independencia de malla. En la malla gruesa la resolución utilizada fue de 0.15mm, mientras que en la malla fina la resolución fue el doble, 0.075mm. Las celdas fueron agrupadas en una serie de 143 bloques cúbicos de malla de 5mm de lado cada uno (32x32x32 celdas en la malla gruesa y 64x64x64 celdas en la malla fina, en cada bloque). En total se utilizaron 4.6 millones de celdas en la malla gruesa y 37.5 millones de celdas en la malla fina. Con esta estrategia se logra un método de mallado totalmente automático, con un costo posterior de cómputo acotado. Utilizando las instalaciones del Cluster-FING cada simulación en la malla fina insumió unas 48 horas utilizando 12 núcleos de procesamiento en paralelo, a un costo total de 11 U\$S.

En los casos de simulación que incorporan la presencia de los stents, la geometría de estos fue representada mediante la misma estrategia, a partir de las mallas de triángulos orientados que describen la superficie de los reticulados. Estas simulaciones se limitaron a la malla fina, dado que la representación de los stents en la malla gruesa no resultó satisfactoria.

RESULTADOS

La figura 4 presenta una vista en perspectiva de la distribución de módulo de velocidad en un plano que secciona la cavidad del aneurisma, para uno de los casos de tratamiento con stents. La característica principal del flujo es un chorro que ingresa a la cavidad desde la arteria principal,

evidenciándose su interacción con la malla del stent, la cual afecta del desarrollo del chorro principal que entra en la cavidad del aneurisma desde ICA.

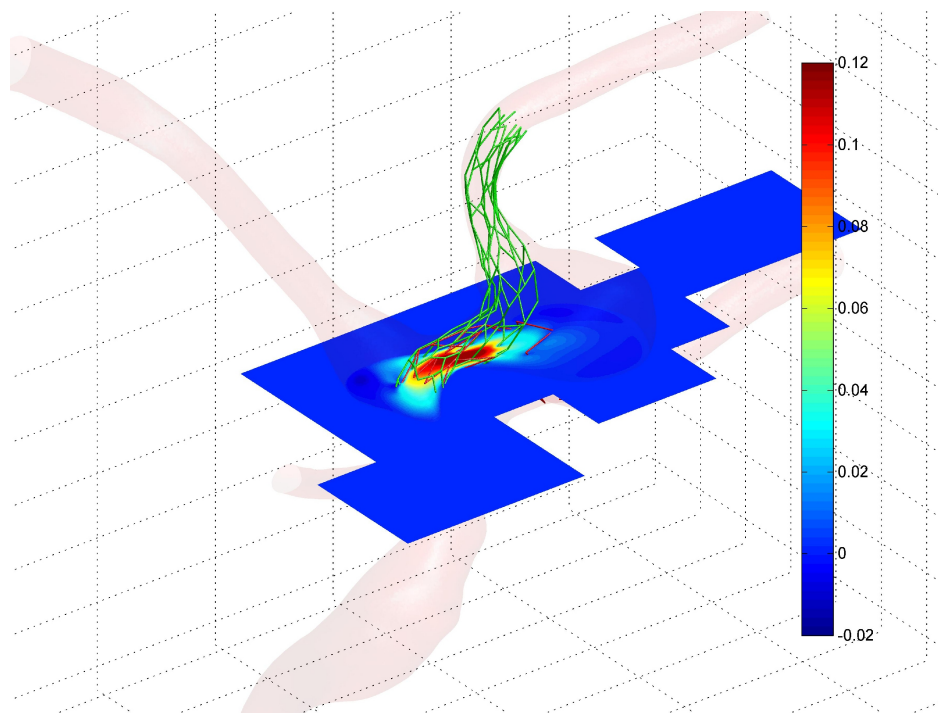


Figura 4.- Distribución de velocidad X [m/s] en el plano ($z=0m$) mostrando la interacción del jet entrante a la cavidad del aneurisma con la malla del stent, correspondiente a la alternativa de tratamiento numero 3.

En la figura 5 se presentan la distribución de componente X de la velocidad en el mismo plano de la figura 4, para el caso sin tratamiento y los cinco casos con tratamiento. Se observa que la penetración del chorro en la cavidad se ve reducida por la presencia de los stents, especialmente en los casos 1 y 3.

La figura 6 presenta los perfiles de velocidad X en la sección ($z=0$, $x=0.01$) para todos los casos considerados, sin tratamiento y con diversas alternativas de tratamiento. Se observa que los casos con stents de maya abierta (OCS) en A2 izquierda (casos 1 y 3) inducen un debilitamiento del chorro de entrada produciendo un rompimiento del mismo. Si bien para todas las opciones de tratamiento se observan velocidades menores en la sección considerada respecto de la velocidad en esta sección en el caso sin tratamiento (ver figura 6), se observa que los tratamientos con malla cerrada en A2 izquierda producen una reducción relativamente menor de esta velocidad.

Finalmente, la figura 7 presenta una vista tridimensional de las líneas de flujo del movimiento, evidenciando los patrones de recirculación dentro de la cavidad del aneurisma.

Debe tenerse en cuenta de todas formas que estos resultados se han obtenido en condiciones idealizadas de flujo estacionario y paredes rígidas, por lo que los mismos no deben ser interpretados en extremo como concluyentes respecto de alternativas de tratamiento. Sí constituyen en cambio una indicación de la capacidad apropiada de los métodos computacionales modernos para la simulación de estos flujos.

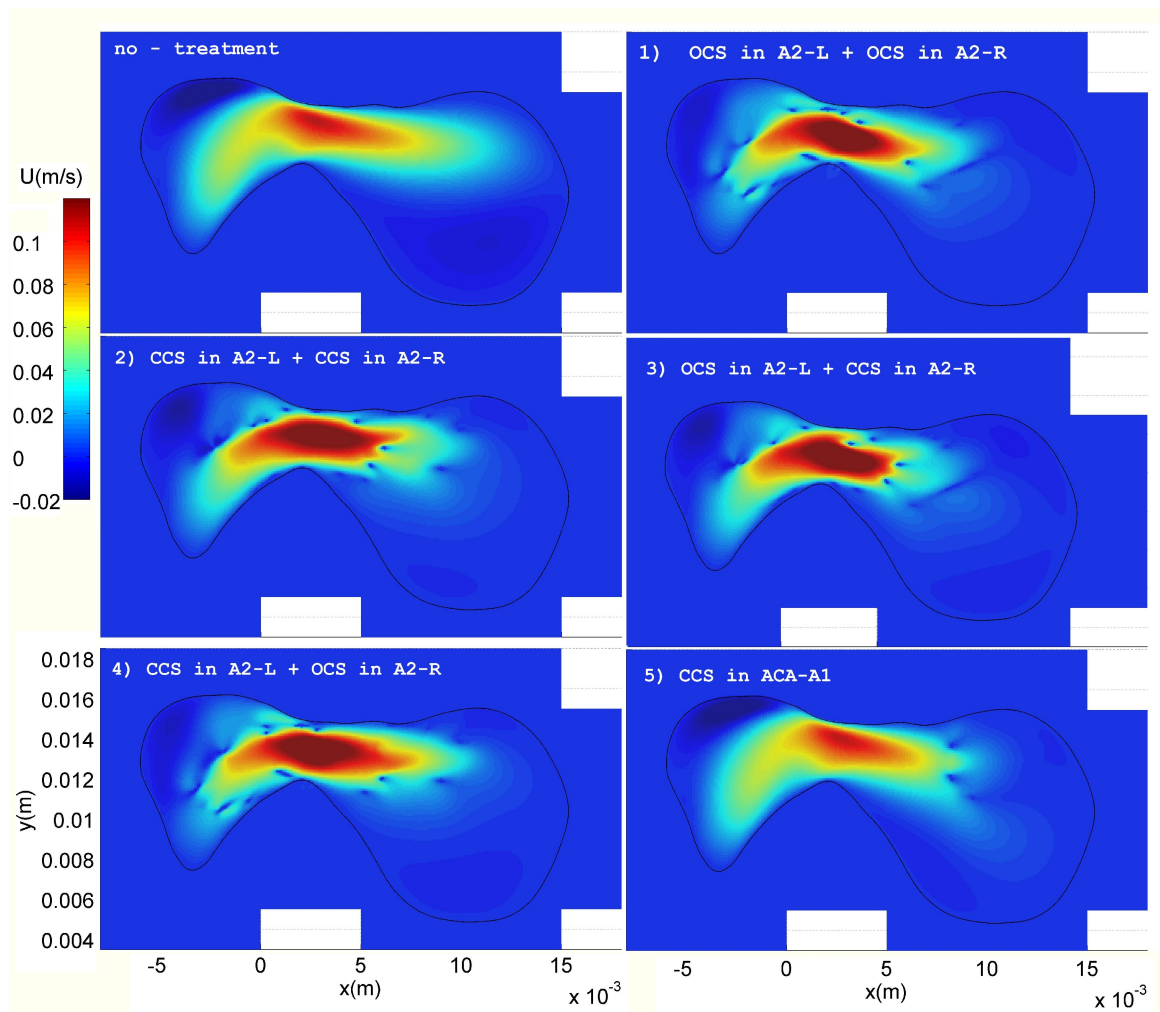


Figura 5.- Contornos de velocidad X [m/s] en el plano ($z=0m$) correspondientes al caso sin tratamiento y a los cinco casos con tratamiento.

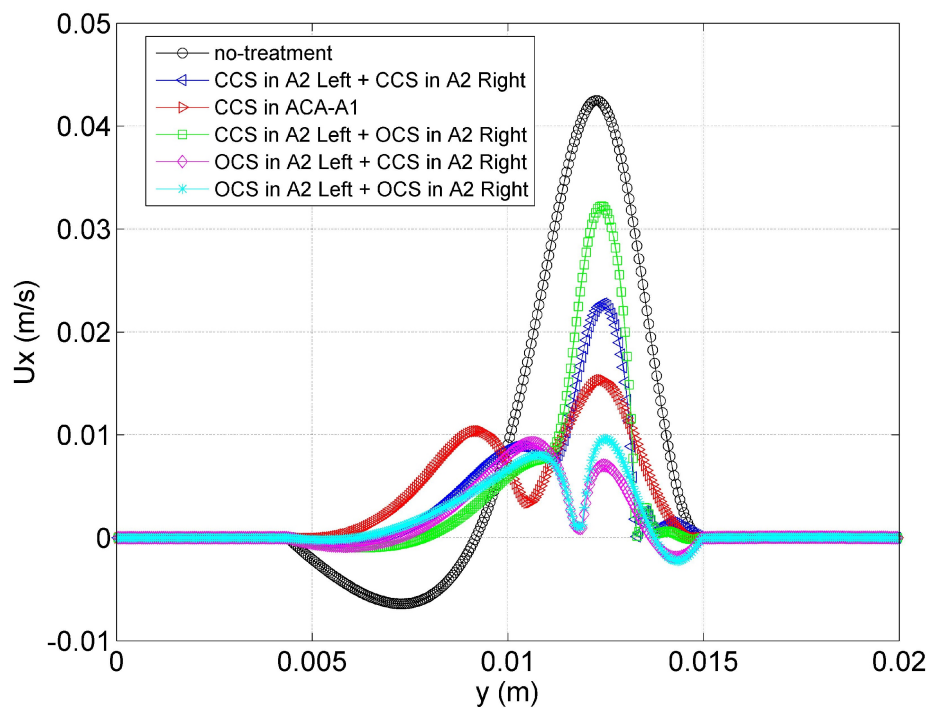


Figura 6.- Distribución de velocidad X [m/s] en la sección ($z=0$, $x=0.01$) correspondientes al caso sin tratamiento y a los cinco casos con tratamiento.

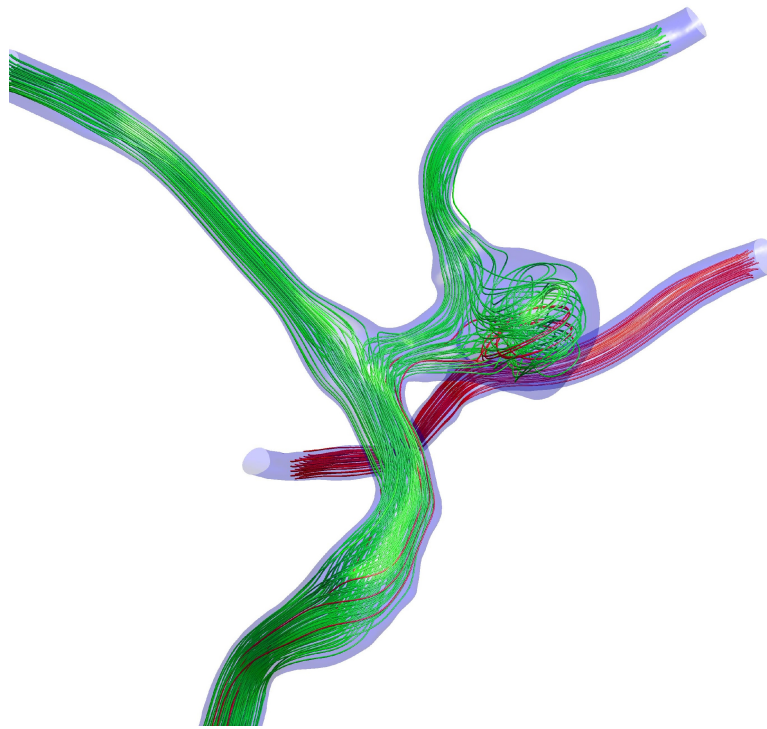


Figura 7.- Líneas de flujo evidenciando los patrones de recirculación dentro de la cavidad del aneurisma.

CONCLUSIONES

El flujo sanguíneo en un aneurisma de geometría compleja ha sido modelado numéricamente, bajo condiciones idealizadas de régimen estacionario, mediante el modelo numérico de dominio público *caffa3d.MBRi*. Se ha verificado la independencia de la solución respecto de la malla lo que, junto a la probada consistencia y estabilidad del método numérico y los números de Reynolds relativamente bajos, permite cierto grado de confianza respecto de los resultados obtenidos. Una contrastación con datos experimentales obtenidos mediante la técnica de PIV se realizará en los próximos meses en base a las campañas experimentales desarrolladas por los organizadores del VISC11, lo que permitirá avalar más apropiadamente la precisión de los resultados presentados.

Un análisis preliminar indica que la estructura principal de flujo en la cavidad del aneurisma la constituye un chorro de flujo entrante desde la arteria principal y que el mismo interacción fuertemente con las mallas de los stents utilizados en el tratamiento. Un análisis más detallado, incorporando simulaciones en régimen no estacionario y condiciones de borde dinámicas está en curso actualmente.

REFERENCIAS

Scito, S. (2011) <http://www.cistib.upf.edu/visc11/>

Usera G., A. Vernet, J.A. Ferré (2008): "A Parallel Block-Structured Finite Volume Method for Flows in Complex Geometry with Sliding Interfaces". *Flow Turbulence and Combustion Journal*, Vol. 8, pp. 471-495.

Fadlun, E.A., Verzicco, R., Orlandi, P. y Mohd-Yusofz, J., Combined Immersed-Boundary Finite-Difference Methods for Three-Dimensional Complex Flow Simulations, *Journal of Computational Physics* 161, 35–60 (2000)