

Rev. Cienc. Tecnol.
Año 6 / Nº 6 / 2004 / 23-28

MODELIZACIÓN DEL FLUJO DE SANGRE A TRAVÉS DE UNA PRÓTESIS VALVULAR CARDÍACA II: RESULTADOS DE UN MODELO TRIVALVA.

¹Rosenberger, Mario / ¹Esquivel, Carlos / ¹Gueijman, Sergio / ²Amerio, Osvaldo / ¹Schvezov, Carlos.

1- Prog. de Materiales, Modelización y Metrología. FCEQyN, UNaM, Posadas, Misiones.

2- Sanatorio Integral IOT, Posadas. Misiones.

E-mail: rrmario@fceqyn.unam.edu.ar / amerioar@yahoo.com.ar

ABSTRACT

MODELLING OF BLOOD FLOW THROUGH A PROSTHETIC HEART VALVE II: RESULTS OF A TRILEAFLET MODEL

The need of new mechanical prosthetic valves with better hemodinamics performance requires studies on a new design of prosthetic valve. A novel design, which is worth to study, is a trileaflet valve. The associated flow on such design was modeled using Computational Fluid Dynamics (CFD), with Finite Element, on a steady state system. The results were compared with those corresponding to a standard bileaflet prosthetic valve. The trileaflet design showed an 86% of central flow, close to values found in native heart valves. It was also observed the effect of the curvature of the valves and the pivots on the flow, which may help in achieving a better design.

KEY WORDS: Prosthetic heart valve, Mechanical valve, Numerical simulation, Modeling flow, CFD.

RESUMEN

Dada las necesidades de encontrar diseños de prótesis valvulares mecánicas que tengan un buen desempeño hemodinámico, se realizó el diseño de una prótesis trivalva. Se estudió su desempeño mediante simulación por Dinámica de Fluidos Computacional, por elementos finitos considerando un sistema estacionario. Se comparó con el desempeño de una prótesis mecánica bivalva estándar. El diseño trivalva planteado tuvo un 86% de flujo central, acercándose a valores de válvulas nativas. Se observaron cómo afectan al flujo la curvatura de las valvas y los asientos de los ejes de las mismas, lo que permite mejorar el diseño.

PALABRAS CLAVES: Prótesis valvular cardíaca, Válvula mecánica, Simulación numérica, Modelización de flujo, Dinámica de fluidos computacional.

INTRODUCCIÓN

Las prótesis valvulares cardíacas se utilizan desde hace más de 50 años. Las válvulas nativas más reemplazadas son las del lado izquierdo del corazón: la válvula mitral y la válvula aórtica. Las prótesis utilizadas pueden dividirse en dos grupos: las prótesis mecánicas y las prótesis biológicas (bioprótesis), las primeras están hechas de materiales no biológicos y las segundas tienen al menos alguna porción de material biológico [1, 2].

Las válvulas biológicas imitan la geometría de la válvula aórtica nativa. En cambio las válvulas mecánicas se subdividen en tres grupos según su geometría: las válvulas a bolilla, las válvulas monodisco y las válvulas bivalvas.

Los mejores diseños de válvulas biológicas tienen un buen desempeño dados por su geometría pues afectan al flujo de forma semejante a las válvulas nativas, con caídas de presión insignificantes. También poseen buenas características en cuanto a compatibilidad biológica, no necesitan el uso de anticoagulante y tienen baja tromboogenicidad. Tiene por desventaja su corta vida útil,

tanto que no se recomiendan en pacientes jóvenes, pues implicaría una segunda intervención quirúrgica.

Las prótesis mecánicas tienen una larga vida útil, pero poseen los inconvenientes de que es necesario el uso de anticoagulantes y, dado su diseño, afectan al flujo sanguíneo de manera diferente a una válvula nativa.

La posibilidad de desarrollar nuevas prótesis de válvulas cardíacas, con la durabilidad de las prótesis mecánicas y las características hemodinámicas de las válvulas nativas, motivaron el estudio y desarrollo de un modelo de prótesis valvular trivalva, ver la Figura 1.

En este trabajo se aplica un modelo numérico, previamente desarrollado, el cual es adecuado para el estudio y desarrollo de nuevos modelos de prótesis valvulares, basado en modelización por elementos finitos del flujo de sangre a través de la válvula [3].

MATERIALES Y MÉTODOS

Se diseñaron un modelo trivalva y un modelo bivalva típico, de valvas planas de 85° de apertura máxima, en 3D. En ambos casos se redujo el dominio de modelado por

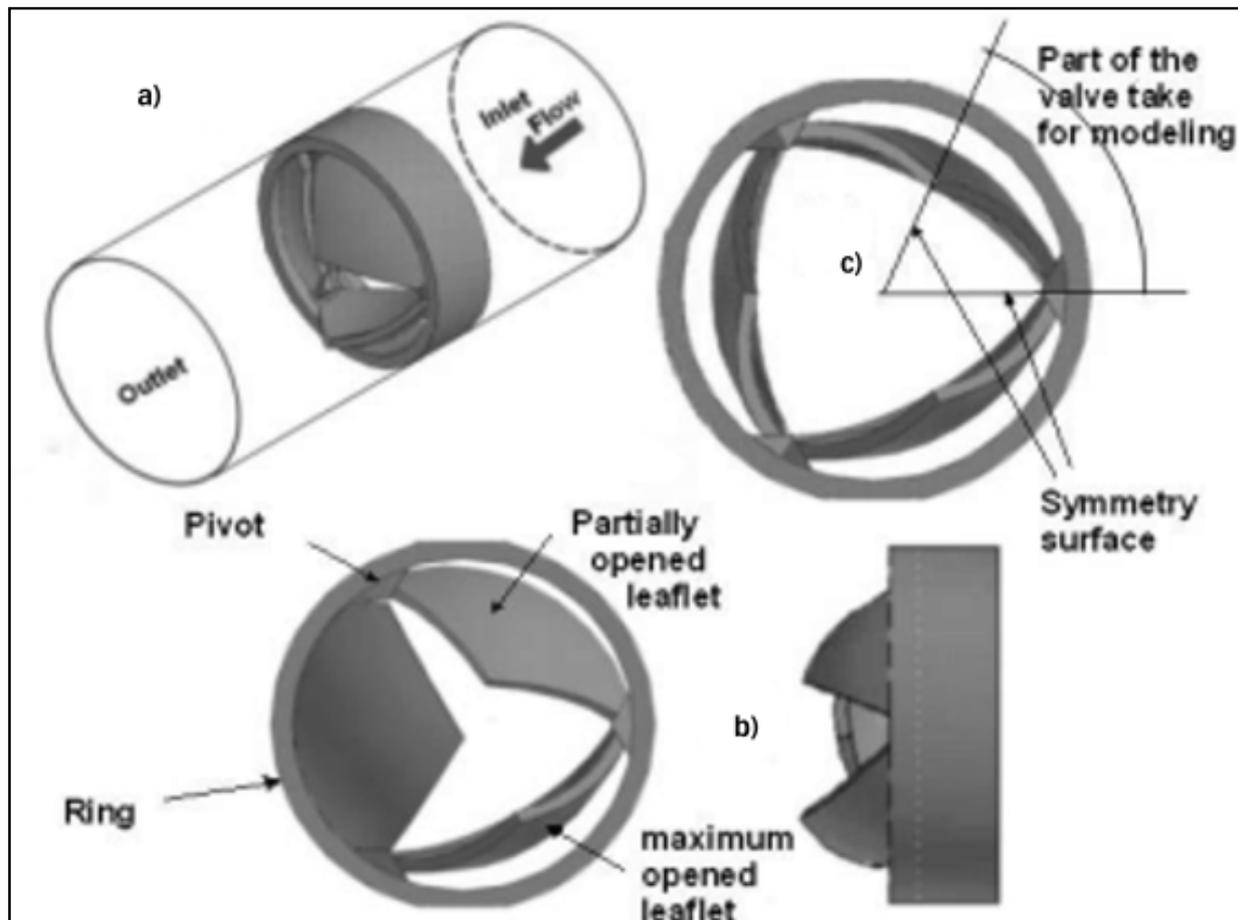


FIGURA 1: Esquema del diseño trivalva, a) disposición de la válvula en el tubo cilíndrico, b) detalle de las partes de la válvula, c) planos de simetría utilizados para reducir el modelo.

razones de simetría; así, en el modelo trivalva se tomó 1/6 de la sección transversal cilíndrica, ver la Figura 1.c, y en el modelo bivalva se tomó 1/4 de la sección cilíndrica [3]. Esto permitió reducir el número de elementos y también el esfuerzo de cálculo.

En la figura 1.a se muestra el modelo de la válvula trivalva, indicando los sentidos de circulación del flujo sanguíneo y en la Figura 1.c se indica la porción utilizada para la modelización.

Para discretizar el continuo se empleó una malla no estructurada de elementos hexaédricos lineales e isoparamétricos, de 8 nodos. Se consideraron funciones de interpolación trilineales para las velocidades, cuyos valores se especifican en cada nodo, y para la presión se consideró una aproximación discontinua de valor constante en el centroide del elemento [4]. Se emplearon aproximadamente 50.000 elementos en ambos diseños, refinando la malla en las inmediaciones de la válvula como se observa en la Figura 2. Se utilizó el programa GAMBIT 1.2 para el desarrollo del diseño y para generar la malla.

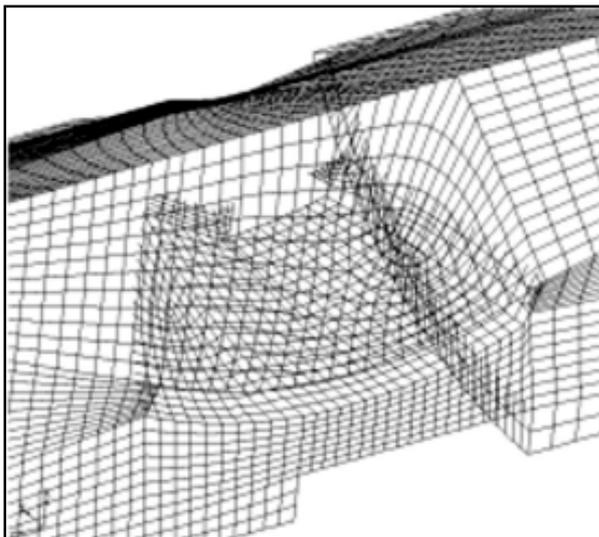


FIGURA 2: Detalle de la malla en las inmediaciones de la válvula. La malla continúa dos veces hacia la derecha (entrada), y 5 veces hacia la izquierda (salida).

Los modelos se dispusieron colocando a la válvula en el centro de un tubo cilíndrico recto de paredes rígidas, lo cual permite estudiar la interferencia de la válvula en el flujo de sangre, analizando el perfil de velocidades en secciones transversales antes y después de la válvula. Este tipo de simplificaciones ya fue utilizado por otros autores [5, 6].

Se realizaron simplificaciones respecto a las propiedades de la sangre, considerándola incompresible, Newtoniana y en flujo estacionario e isotérmico.

Las condiciones de velocidad del flujo de sangre se parametrizaron mediante el número de Reynolds (Re), calculado como:

$$Re = \frac{D \cdot v \cdot \delta}{\mu} \quad (1)$$

Donde μ es la viscosidad dinámica, v es la velocidad media, δ es la densidad del fluido y D es el diámetro de la conducción. Las características de la sangre utilizadas en el modelo y condiciones de caudal medio de sangre, en un adulto en condiciones normales, fueron las siguientes: Caudal promedio: 5000 cm³/min, viscosidad: 0,004 Pa.s, densidad de la sangre: 1050 kg/m³, diámetro interno la conducción: 0,027 m [7, 8]. Con estos valores resulta un valor de $Re=1031$, por lo tanto se analizó el desempeño de la válvula considerando valores de Reynolds en un rango desde 100 a 2000.

Condiciones de Contorno

Se impusieron las siguientes condiciones de contorno:

- En la sección de entrada se planteó un perfil de velocidades parabólico.

$$u_z = u_{\max} - \frac{u_{\max}}{R^2} x^2 - \frac{u_{\max}}{R^2} y^2 \quad (2)$$

- Sobre los planos de simetría se planteó que las componentes normales de la velocidad fuesen cero.
- Sobre todas las superficies sólidas se consideró la condición de no-deslizamiento.

A los nodos ubicados sobre el plano de salida no se le impusieron condiciones de contorno.

Método numérico

Los cuatro grados de libertad considerados, esto es, la presión y las tres componentes cartesianas de la velocidad, fueron resueltos en todo el dominio mediante un método de cálculo desacoplado (segregado) de tipo iterativo, el cual permite realizar un ahorro de memoria y tiempo de cálculo. Este algoritmo viene incorporado en el programa empleado para resolver el problema, FIDAP 8.5^(R). Este programa utiliza el método de Galerkin de residuos ponderados para resolver el problema mediante elementos finitos. La tolerancia utilizada como límite de cálculo para las iteraciones fue del 0,1 %. Se consideró una difusión numérica (upwinding) siguiendo la dirección del flujo para mejorar la convergencia [9].

El desempeño de los diseños: bivalva y trivalva se realizó estudiando la influencia en el flujo de sangre a través de la válvula, y se compararon los resultados entre ambos diseños.

RESULTADOS

En la Figura 1 se representa el modelo trivalva, destacándose sus características geométricas: tres valvas curvas con los ejes de rotación colocados en una posición baja y periférica para evitar la inmovilización de las valvas por crecimiento de tejido aledaño. Se ilustra también el aspecto de la válvula completamente abierta que brinda una gran apertura central, semejante al presentado por una válvula nativa.

En la figura 3 se muestran los flujos en planos equivalentes entre ambos modelo: bivalva figura 3.a y trivalva figura 3.b. En el modelo bivalva el flujo se divide en dos canales laterales y en el centro se tiene una área de paso muy estrecha, ver la Figura 3.a. En los canales laterales circula el 79,3% del flujo total y el restante 20,7% circula a través de la abertura central, ver la Figura 4. En el modelo trivalva el flujo se mantiene principalmente en un canal central, encauzando un 86% del flujo total cuando $Re = 1000$ (ver la Figura 4), mientras que el 14% restante fluye por el espacio dejado entre las valvas y el anillo de sujeción (ver la Figura 3.b). El flujo en el modelo trivalva se asemeja más al flujo de una válvula nativa donde todo el flujo es centralizado, que el modelo bivalva.

En la Figura 3.b se observa que el perfil parabólico de la entrada se modifica por la válvula en un canal central que encauza gran parte del flujo y aguas abajo se observa una recirculación cercana a las paredes de la conduc-

ción. Este flujo posee un movimiento de vórtice, ver la Figura 5.a, generado por el borde lateral de la valva, cercano al punto de pivoteo. Este movimiento en vórtice, si bien no se anula completamente, reduce su magnitud a una distancia de 5 diámetros del borde de entrada de la válvula, como se observa en la Figura 5.c.

De un análisis de áreas proyectadas se puede cuantificar el área efectiva disponible para el flujo en la posición de máxima apertura, siendo en el diseño bivalva el área libre para el flujo del 78,6%, en cambio para el diseño trivalva el área libre para flujo es del 67,4% de la conducción, el 32,6% es la obstaculización creada por el asiento del eje (11%) y la valva (21,6%).

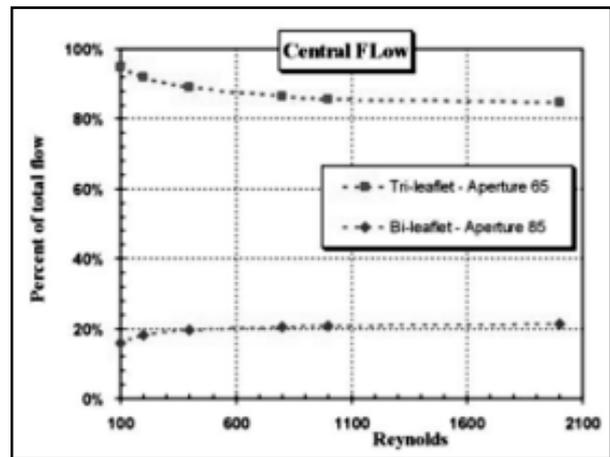


FIGURA 4: Porcentaje de flujo central con respecto al flujo total como una función del número de Reynolds para los diseños bivalva y trivalva.

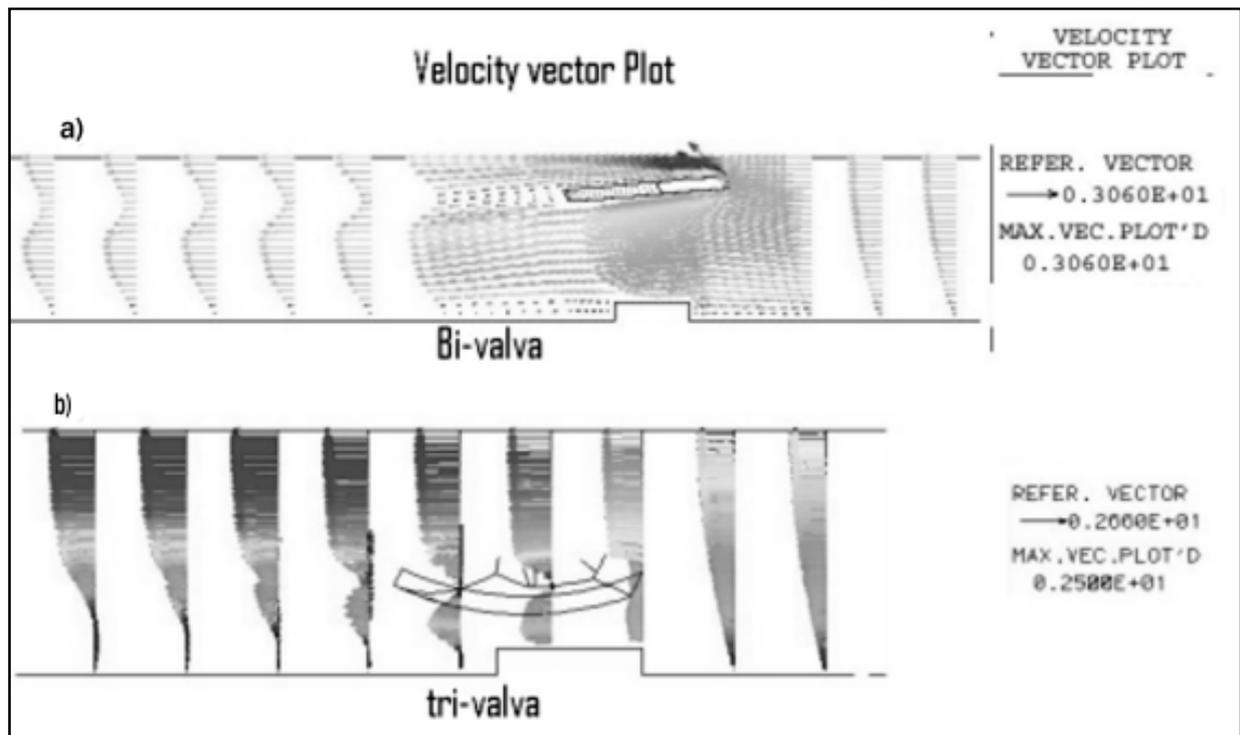


FIGURA 3: Flujos en los planos de simetría equivalentes en los diseños bivalva y trivalva, a) Bivalva, b) Trivalva. Se consideró $Re = 1000$. Las escalas de velocidades difieren en cada diseño, y están señaladas a la derecha de los mismos.

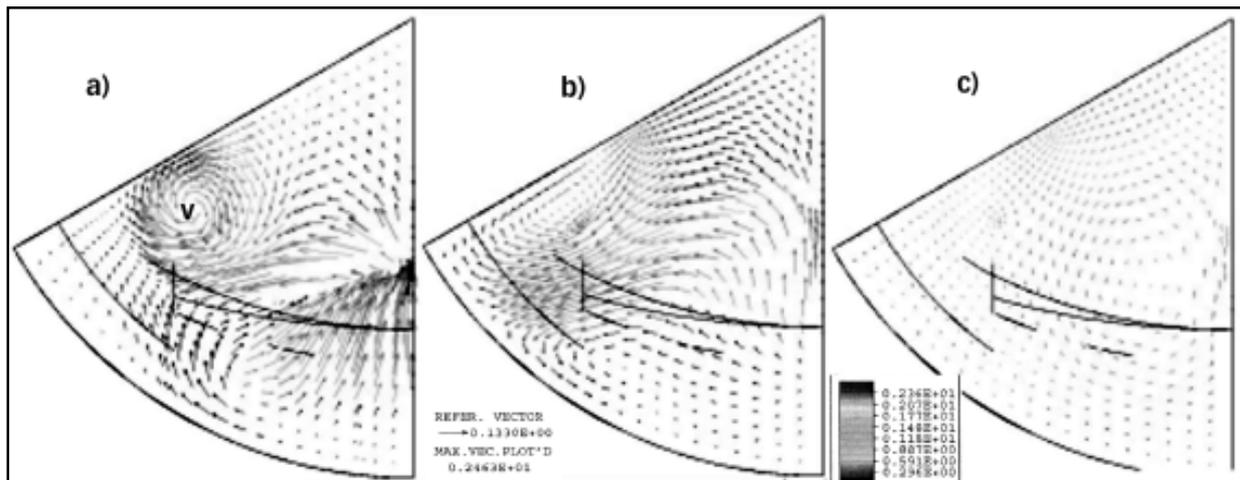


FIGURA 5: Campo de velocidades sobre sucesivos planos transversales aguas abajo de la válvula, se observa la evolución del vórtice generado en el borde lateral de la valva, marcado con V, los planos distan a) 0.56, b) 1.12 y c) 5 diámetros desde el borde de entrada de la válvula, Flujo para $Re = 1000$.

A pesar de la gran cantidad de área ocupada por los asientos de los ejes (del 11%), estos no constituyen un gran obstáculo al flujo, ya que como se observa en la Figura 1 se encuentran en la misma línea que los extremos de las valvas, los cuales contribuyen en mayor medida configurar el flujo a través de la válvula, ver la Figura 5, confiriendo el movimiento rotatorio al flujo mencionado anteriormente.

La geometría de las valvas, que representan un 21,6% del área de la sección circular, puede modificarse variando la curvatura de las mismas, reduciendo así el área ocupada hasta un valor límite del 12% considerando valvas planas, logrando con ello una mejora en la configuración del flujo de sangre.

Existe, además, margen para llevar los ejes de rotación de las válvulas a una posición más alejada de centro, con lo que se lograría un aumento del área de paso central, y una disminución del área de paso lateral, con lo cual se mejoraría la conformación del flujo de sangre, reduciendo el valor de 14% el flujo total que atraviesa el canal lateral, entre la valva y el anillo de sujeción.

Debe aclararse que, debido a las simplificaciones realizadas, los modelos no representan el fenómeno real de una válvula cardíaca en posición aórtico o mitral. Pero es una primera etapa en el proceso de diseño de la válvula, el paso siguiente es considerar un flujo pulsante, acorde al caso real y considerar la interacción entre la válvula y el fluido. Esto requiere el desarrollo de un modelo matemático adecuado y un equipo de cálculo poderoso, debido a la gran cantidad de cálculos a realizar.

CONCLUSIONES

Como resultado de las comparaciones entre los modelos bivalvas y trivalva. Se pueden extraer como conclusiones que:

- La modelización del modelo trivalva indica un alto porcentaje de flujo central, acercándose al encontrado en válvulas cardíacas nativas.
- Se pueden obtener mejoras en el flujo modificando los asientos del eje y la curvatura de las valvas.
- Aun con las simplificaciones del modelo se pueden extraer observaciones importantes para mejorar el diseño de la prótesis trivalva.

Teniendo en cuenta que la situación real implica un flujo pulsátil y una interacción entre el fluido y la válvula, el siguiente paso en el modelo es introducir la interacción fluido-estructura y modelar un pulso, para analizar el comportamiento dinámico de la válvula. La única limitación que restringe extender la complejidad del modelo es la capacidad de cálculo.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se realizó en el marco del convenio entre la FCEQyN de la UNaM y el Sanatorio Boratti SRL, para el proyecto de investigación y desarrollo "Prótesis Valvular Cardíaca de Cuarta Generación (Trivalva)". Los autores agradecen a los organizadores del 3er. Congreso Internacional de Cardiología por Internet, 01-09 al 30-11 de 2003, por la distinción al Mejor Trabajo de Investigación Científica realizado por Instituciones Latinoamericanas, donde fue presentado parte de este trabajo. ●

REFERENCIAS

- 1. Butany, J.; Ahluwalia, M. S.; Munroe, C.; Fayet, C.; Ahn, C.; Blit, P.; Kepron, C.; Cusimano, R. J.; Leask, R. L.**
Mechanical heart valve prostheses Identification and evaluation. Cardiovascular Pathology 12, p. 1-22. 2003.
- 2. Butany, J.; Ahluwalia, M. S.; Munroe, C.; Fayet, C.; Ahn, C.; Blit, P.; Kepron, C.; Cusimano, R. J.; Leask, R. L.**
Biological replacement heart valves Identification and evaluation. Cardiovascular Pathology 12, p. 119-139. 2003.
- 3. Rosenberger, M; Esquivel, C; Gueijman, S; Amerio, O; Schvezov, C.**
Modelización del flujo de sangre a través de una Prótesis Valvular Cardíaca I: Modelo Matemático.
Presentado en este mismo número.
- 4. Baker, A. J.; Pepper, D. W.**
Finite elements 1-2-3. McGraw-Hill, Inc. New York 1991.
- 5. Dubini, G.; Pietrabissa, R.; Fumero, R.**
Computational fluid dynamics of artificial heart valves. Int. J. Artif. Org., Vol. 14, N° 6, p. 338-342. 1991.
- 6. Kelly, S. G. D.; Verdonck, P. R.; Vierendeels, J. A. M.; Riemslag, K.; Dick, E.; Van Nooten, G. G.**
A three-dimensional analysis of flow in the pivot regions of an ATS bileaflet valve. Int. J. Artif. Org., Vol. 22, N° 11 p. 754-763. 1999.
- 7. Selkurt, E.**
Fisiología. Editorial El Ateneo. Buenos Aires. 1975.
- 8. King, M. J.; David, T.; Fisher, J.**
An initial parametric study on fluid flow through bileaflet mechanical heart valves using computational fluid dynamics. J. Eng. Med., Vol. 208, p. 63-72. 1994.
- 9. Fidap 8.**
Fidap User's Manual. Fluent Inc. Lebanon New Hampshire. 1998.

Recibido: 24 de febrero de 2004.

Aprobado: 08 de Noviembre de 2004.