Simulación numérica de flujo sanguíneo: una herramienta útil en cirugía vascular

J. Rivera-Amores^a, G. Houzeaux^b

THE NUMERICAL SIMULATION OF BLOOD FLOW: A USEFUL TOOL IN VASCULAR SURGERY

Summary. Aims. The aim of this paper is to survey the method and the tools used in numerical simulation applied to the study of blood flow and to illustrate their usefulness by analysing a simple application in the field of vascular surgery. Development. We describe the steps that lead to the construction of the model to be analysed, and the physical foundations and the magnitudes, which are determined by mathematical calculations. We analyse a shunt that was implanted in a section of artery with 75% stenosis and a graft with the same diameter as the artery; we compare two possible options with different angles between the graft and the artery in the distal anastomosis; and we assess the areas with a retrograde flow and abnormally low shear stresses. A simplified two-dimensional geometrical model is used, and the analysis is performed using the GID and FAUST computer applications. Conclusions. The value of numerical simulation as a tool for use in haemodynamic studies is clearly demonstrated. One of the possibilities it offers is to enable the surgeon to gain an approximate idea of the haemodynamic and mechanical conditions that will occur after the implantation of a shunt. In the example analysed, two regions were detected in which the haemodynamic conditions were favourable for intimal hyperplasia (IH) throughout the better part of the heart cycle, which coincides well with the clinical data reported in the literature. The greater the angle of incidence in the distal anastomosis is, the more favourable these conditions will be for IH. [ANGIOLOGÍA 2003; 55: 55-63]

.

Cataluña). Manresa, Barcelona. ^b CIMNE (Universidad Politécnica de Cataluña). Barcelona, España. Of incidence in the distal anastomosis is, the more favourable these conditions will be for IH. [ANGIOLOGÍA 2003; 55: 55-63] **Key words.** Anastomosis. Atherosclerosis. Intimal hyperplasia. Numerical simulation. Restenosis, Shear stress. Shunt.

.

Correspondencia:

^aEscuela Universitaria Po-

litécnica de Manresa (Uni-

versidad Politécnica de

Dr. Juanjo Rivera. Avda. de les Bases de Manresa, 61. E-08240 Manresa (Barcelona). Fax: +34938777202. E-mail: rivera@eupm.upc.es Agradecimientos. Al CIMNE, por haber facilitado parte del software que se ha utilizado en la realización del presente trabajo (preprocesador y posprocesador GID), y al Prof. Ramón Codina, autor del módulo de cálculo por elementos finitos FAÛST, también utilizado en este trabajo. © 2003, ANGIOLOGÍA

Introducción

La simulación numérica de procesos físicos mediante el ordenador es una herramienta de uso muy extendido actualmente en numerosos campos de la ciencia y de la técnica: meteorología, electrónica, construcción, industria del automóvil, procesos de fabricación, etc. El método consiste en analizar el comportamiento de un sistema de manera virtual, mediante el diseño de un modelo que represente el sistema que se va a estudiar y la resolución de las ecuaciones que lo controlan. Para que una simulación sea fiable, el modelo que representa el sistema ha de reproducir de manera adecuada la realidad (geometría, condiciones de contorno y

.

características de los materiales que constituyen el sistema). Además, el procedimiento de cálculo y las simplificaciones, que necesariamente se han de hacer, se han de ajustar lo máximo posible al comportamiento real del sistema.

En medicina se utiliza la simulación en diversos campos, como la mecánica del movimiento o la implantación de prótesis, entre otros. La simulación de flujo sanguíneo es otro de los campos que está adquiriendo importancia en los últimos tiempos, gracias a la mejora en las técnicas de adquisición de datos fisiológicos-anemometría Doppler, tomografía computarizada(TC), resonancia magnética(RM), etc.-, que permiten reproducir muy fielmente la realidad [1-5], y gracias también al gran avance que está experimentando la velocidad de cálculo de los procesadores. Diversos trabajos demuestran la fiabilidad de la simulación, pues comparan los datos que se obtienen con los que se miden experimentalmente in vitro [6,7], los cuales, a su vez se contrastan con los que se obtienen in vivo.

Una revisión general sobre el flujo sanguíneo centrada en sus posibles implicaciones en cirugía vascular es la de Ku [8].

Una de las aplicaciones de la simulación numérica de flujo sanguíneo es el estudio de las zonas afectadas por aterosclerosis y las diversas posibilidades de revascularización mediante la implantación de derivaciones u otros elementos. Aunque existen otros factores, las condiciones hemodinámicas influyen de manera decisiva en el desarrollo postoperatorio de la íntima en determinadas zonas, bien del injerto, bien de la arteria principal; ésta es la causa principal de reestenosis [8-14] a corto o medio plazo. Mediante la simulación se puede determinar qué opción, entre las consideradas *a priori* por el médico, es la que presentará mejores condiciones hemodinámicas después de la intervención. Al mismo tiempo, se puede analizar la importancia de ciertos detalles, como el calibre del injerto en relación con los vasos sanguíneos, el ángulo de incidencia más adecuado entre el injerto y la arteria, la importancia de realizar una anastomosis limpia, etc.

En este trabajo se revisa el método y las herramientas con las que se trabaja en el campo de la simulación numérica de flujo sanguíneo y se analiza su aplicación a una situación concreta.

Material y métodos

La simulación empieza por disponer de un modelo que reproduzca lo más fielmente posible el sistema en estudio, en nuestro caso la geometría de los vasos, la distribución de las estenosis en la zona de estudio y las condiciones de contorno, que pueden hacer referencia al flujo o a las presiones. Estos datos se pueden obtener mediante una TC o una RM para cada paciente en particular. A ellos habrá que añadir las características físicas de la sangre (densidad y viscosidad). Una vez construido el modelo, se resuelven las ecuaciones de movimiento del fluido, ecuaciones de Navier-Stokes:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$
$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u}$$



Figura 1. Tensión de cizallamiento en la pared arterial.

donde ρ es la densidad, **u** el vector velocidad, *t* el tiempo, *p* la presión y μ la viscosidad. La resolución de las ecuaciones se realiza mediante la técnica denominada de elementos finitos [15,16], un método de cálculo con el que se obtienen soluciones aproximadas de las variables que intervienen en las ecuaciones, en este caso de velocidades y presiones, además de otros parámetros relacionados con ellas.

Mediante esta técnica se puede simular la distribución de flujo sanguíneo en una zona de tamaño reducido [17] o bien en una zona extensa con diversos conductos colaterales, como la correspondiente a la aorta abdominal y las arterias de las extremidades inferiores, en la que se pretende implantar una derivación u otro elemento. En este último caso, se necesitan, además de la geometría preoperatoria, medidas del flujo en las diferentes salidas de los colaterales. para determinar así la resistencia que ofrece cada una de ellas. Se toma como hipótesis que estas resistencias serán las mismas después de la operación, puesto que corresponden a zonas donde no se interviene, se realiza la simulación de nuevo con las prótesis implantadas y se determina la redistribución del flujo y las presiones que tendrá lugar [18].

Se pueden analizar asimismo los factores hemodinámicos locales que favorecen el fracaso a corto o medio plazo de las derivaciones. De éstos, los más importantes son la presencia de recirculación y la tensión de cizallamiento del fluido en las proximidades de la pared arterial. Este último es el parámetro mecánico que afecta directamente al endotelio, y al cual son sensibles las células endoteliales.

Tensión de cizallamiento del fluido

El estado tensional en un punto cualquiera del fluido queda determinado por un conjunto de nueve cantidades que, agrupadas en forma de matriz σ , quedan definidas por:

$$\sigma = -pI + 2\mu D$$

donde *I* es la matriz identidad y *D* es el tensor de deformaciones.

En cada punto de la superficie de la arteria se define el vector unitario perpendicular a ella (**n**) (Fig. 1), de manera que el vector tensión en ese punto de la superficie del fluido será $\mathbf{t} = \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n}$. La componente tangencial del vector \mathbf{t} se define entonces de la forma:

$$\mathbf{t}_s = \mathbf{t} - (\mathbf{t} \cdot \mathbf{n}) \cdot \mathbf{n}$$

donde \mathbf{t}_{s} representa la tensión tangencial del fluido en cada punto de la pared interna de la arteria. Al módulo de \mathbf{t}_{s} se le conoce como tensión de cizallamiento en la pared.

El valor promedio normal de la tensión de cizallamiento en las paredes arte-

J. RIVERA-AMORES, ET AL



Figura 2. a) Tramo con estenosis del 75%. b) Derivación corta. c) Derivación larga. Las medidas se expresan en milímetros.

Figura 3. Función de onda en la entrada.

riales, al que éstas tienden a adaptarse, es de 1,5 Pa [30]. Una tensión de cizallamiento por encima del valor normal favorece la adhesión de las plaquetas a las paredes arteriales y la posterior trombosis y oclusión en un injerto de diámetro excesivamente pequeño [19]. Por el contrario, una tensión de cizallamiento baja, por ejemplo en injertos de calibre demasiado grande, favorece la hiperplasia intimal (HI) [20-23].

Otro factor que favorece la HI es una tensión de cizallamiento oscilante en signo [20,24,25]; la variación temporal y la espacial de la tensión de cizallamiento son parámetros respecto a los que no hay unanimidad en cuanto a su relación directa con la HI; mientras que en algunos estudios se observa relación [26,27], en otros los resultados indican lo contrario [24]. La tensión de la propia pared arterial también se cita como relacionada con la HI [28].

Ejemplo analizado

Se analiza un tramo arterial con una estenosis asimétrica del 75% del diámetro



Figura 4. Representación de los vectores de velocidad en la derivación corta. a) Vista general en el instante 1 (Fig. 3); el círculo corresponde a la zona donde se presentan recirculaciones. b) Ampliación de la zona de interés en el instante 1. c) En el instante 2. d) En el instante 3. e) En el instante 4.

(Fig. 2a), zona que puede corresponder a una arteria coronaria. Se simula una derivación completa, es decir, todo el tramo comprendido entre las dos anastomosis; se supone un injerto de igual diámetro que el de la arteria. Se analizan las condi-



Figura 5. Puntos de la zona de interés donde la componente horizontal de la velocidad es negativa, es decir, hay un flujo retrógrado, en los instantes 1, 2, 3 y 4. a, b, c y d corresponden a la derivación corta; e, f, g y h, a la derivación larga.

ciones hemodinámicas tras la implantación de una derivación comparando dos opciones posibles: una, que hemos denominado derivación corta (Fig. 2b), con un ángulo de incidencia entre el injerto y la arteria en la anastomosis distal de 52°, y otra, derivación larga (Fig. 2c), que desemboca más lejos de la estenosis y lo hace con un ángulo de 40°, menor que el anterior.

Se toma un modelo bidimensional que, aunque es menos preciso que uno en tres dimensiones, permite obtener resultados aproximados.

Se supone la sangre como un fluido newtoniano, ya que el carácter no newtoniano es poco significativo en este tipo de estudios [25]. Como densidad de la sangre se toma 994 kg/m³ y como viscosidad, 0,0036 Pa · s. Se supone un flujo pulsátil con una frecuencia de 90 pulsaciones/min y paralelo en la entrada de la derivación con un fluio medio de 2.1 cm³/s [10] que. con un diámetro de 3 mm, nos da una velocidad media de 30 cm/s. La dependencia temporal de la velocidad que se toma en la entrada se muestra en la figura 3; aunque no se corresponde exactamente con los datos fisiológicos [10], se utiliza por simplicidad. Para el diseño del modelo y para la visualización de los resultados se ha utilizado el programa GID del CIMNE (Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería), y para los cálculos se ha usado el programa FAUST [15].

Se evalúan las zonas de flujo retrógrado y las que presentan valores anormalmente bajos de la tensión de cizallamiento a lo largo de un ciclo cardíaco, por ser éstos los parámetros más importantes desde el punto de vista hemodinámico en relación con la HI postoperatoria.

Resultados

En la figura 4a se muestra el campo de velocidades que se obtuvo mediante la simulación para la derivación corta completa en el instante 1 del ciclo cardíaco (Fig. 3); en b, c, d y e se muestra una ampliación de la misma derivación correspondiente a la zona donde se suele producir habitualmente la HI–zonas mar-

cadas A y B– en los instantes 1, 2, 3 y 4 (Fig. 3). Se observa que en las zonas A y B existe recirculación y estancamiento en buena parte del ciclo cardíaco.

En la figura 5 se muestran los puntos donde el flujo es exclusivamente retrógrado; en a, b, c y d, para la derivación corta, y en e, f, g, y h, para la derivación larga. Se aprecia claramente que el flujo retrógrado a lo largo del ciclo cardíaco es menor en la derivación larga que en la corta; esto se observa más claramente en la zona A que en la B.

En la figura 6 se muestran los valores de las tensiones de cizallamiento en la zona de interés correspondientes a la derivación corta y en los instantes 1, 2, 3 y 4 (Fig. 3). En la figura 7 se indican las zonas donde la tensión de cizallamiento está por debajo, en valor absoluto, del valor normal (1,5 Pa).

Como se observa, en la pared arterial de las zonas A y B las tensiones de cizallamiento toman valores anormalmente bajos durante buena parte del ciclo. Nuevamente, la derivación larga presenta mejores condiciones que la corta en cuanto a tensión de cizallamiento, ya que los valores de ésta en la pared son superiores en la zona A. Además, la región con valores bajos de tensión de cizallamiento es menos extensa en la derivación larga que en la corta. Obsérvese, además, el carácter oscilante de la tensión de cizallamiento en la derivación corta.

Discusión

60

La simulación numérica de flujo sanguíneo es una herramienta útil en estudios



Figura 6. Valores de la tensión de cizallamiento en la zona de interés en los instantes 1, 2, 3 y 4 para la derivación corta.



Figura 7. Puntos de la zona de interés con valores de la tensión de cizallamiento comprendidos entre –1,5 Pa y 1,5 Pa. Las figuras a, b, c y d corresponden a la derivación corta; e, f, g y h, a la derivación larga.

hemodinámicos en general y, particularmente, en aplicaciones relacionadas con problemas circulatorios, como la aterosclerosis, debido a que permite al cirujano tener un conocimiento previo de las condiciones (tanto hemodinámicas como mecánicas) que se presentarán tras una intervención consistente en la instalación de una derivación o bien en algún otro procedimiento de revascularización.

Se ha realizado, a modo de ejemplo, una simulación aproximada de la instalación de una derivación, y se han detectado las zonas donde se produce estancamiento y recirculación tras su implantación. En esas mismas zonas se han detectado también valores anormalmente bajos de la tensión de cizallamiento. Estos factores favorecen la acumulación de materiales en la pared arterial y el consiguiente desarrollo postoperatorio de la íntima. Asimismo, se puede comprobar que la localización de estas zonas coincide con los datos clínicos aportados en la literatura [14].

Se ha comprobado también que el ángulo entre el injerto y la arteria en la anastomosis distal es un factor que altera apreciablemente las condiciones hemodinámicas de la zona; es preferible un ángulo pequeño a uno grande, ya que éste produce un mayor flujo retrógrado y unos valores inferiores de la tensión de cizallamiento en la pared arterial.

Bibliografía

- Cebral JR, Löhner R, Yim PJ. Accurate reconstruction of vessels from MR images. International Journal of Bioelectromagnetism 2001; 3: 2.
- Cebral JR. Blood flow simulations in realistic models reconstructed from medical images. Laboratory for Computational Fluid Dynamics. School of Computational Sciences, George Mason University. http://www.scs.gmu.edu/ ~jcebral/research_indx.html. Fecha última consulta: 20.12.2002.
- The cardiovascular biomechanics research Laboratory. Stanford University. http://www. stanford.edu/group/vsrl/index.html. Fecha última consulta: 15.12.2002.
- 4. The group of Quarteroni, A. Simulation of blood flow in human vascular districts. École Polytechnique Fédérale de Lausanne. http:// dmawww.epfl.ch/Quarteroni-Chaire/NewResearch/vascular.php3. Fecha última consulta: 22.12.2002.
- Laboratoire de Biorhéologie et d'Hydrodynamique Physico-chimique. University Paris 7 -Denis Diderot. http://www.lbhp.jussieu.fr/ WORK/recherch.html. Fecha última consulta: 07.01.2003.
- 6. Lei M, Giddens DP, Jones SA, Loth F, Bassiouny H. Pulsatile flow in a end-to-side vas-

.

cular graft model: comparison of computations with experimental data. J Biomech Eng 2001; 123: 80-7.

- Bertolotti C, Deplano V, Fuseri J, Dupouy P. Numerical and experimental models of postoperative realistic flows in stenosed coronary bypasses. J Biomech 2001; 34: 1049-64.
- Ku DN. Blood flow in arteries. Ann Rev Fluid Mech 1997; 29: 399-434.
- Leuprecht A, Perktold K, Prosi M, Berk T, Trubel W, Schima H. Numerical study of hemodynamics and wall mechanics in distal endto-side anastomoses of bypass grafts. J Biomech 2002; 35: 225-36.
- Friedman MH, Bargeron CB, Deters OJ, Hutchins GM, Mark FF. Correlation between wall shear and intimal thickness at a coronary artery branch. Atherosclerosis 1987; 68: 27-33.
- Giddens DP, Zarins CK, Glagov S. The role of fluid mechanics in the localization and detection of atherosclerosis. J Biomech Eng 1993; 115: 588-94.
- Friedman MH, Hutchins GM, Bargeron GM, Deters OJ, Mark FF. Correlation between intimal thickness and fluid shear in human arteries. Atherosclerosis 1981; 39: 425-36.
- Moore JE Jr, Xu CH, Glagov S, Zarins CK, Ku DN. Fluid wall shear stress measurements

in a model of the human abdominal aorta: oscillatory behavior and relationship to atherosclerosis. Atherosclerosis 1994; 110: 225-40.

- Vijayan V, Smith FCT, Angelini GD, Bulbulia RA, Jeremy JY. External supports and the prevention of neointima formation in vein grafts. Eur J Vasc Endovasc Surg 2002; 24: 13-22.
- Codina RA. Nodal-based implementation of a stabilized finite element method for incompressible flow problems. Int J Num Meth Fluids 2000; 33: 737-66.
- Taylor CA, Hughes TJR, Zarins CK. Finite element modeling of blood flow in arteries. Comput Methods Appl Mech Eng 1998; 158: 155-96.
- 17. González H, Codina R. Simulación del flujo coronario en 3 dimensiones. In Saiz FJ, Guijarro ED, eds. XV Congreso Anual de la Asociación Española de Ingeniería Biomédica. Valencia: Servicio de Publicaciones de la Universidad Politécnica de Valencia SPUPV; 1998. p. 57-60.
- Taylor CA, Draney MT, Ku JP, Parker D, Steele BN, Wang K, et al. Predictive medicine: computational techniques in therapeutic decision-making. computer Aided Surgery 1999; 4: 231-47.
- Badimon L, Badimon JJ, Gálvez A, Chesebro JH, Fuster V. Influence of arterial damage and wall shear rate on platelet deposition. Ex vivo study in a swine model. Arteriosclerosis 1986; 6: 312.
- 20. Li XM, Rittgers S. Hemodynamic factors at the distal end-to-side anastomosis of a bypass graft different POS:DOS flow ratios. J Biomech Eng 2001; 123: 370-76.
- Loth F, Jones SA, Zarins CK, Giddens DP, Nassar RF, Glagov S, et al. Relative contribution of wall stress and injury in experimental intimal thickening at PFTE end-to-side arterial anastomosis. J Biomech Eng 2002; 124: 44-51.
- 22. White SS, Zarins CK, Giddens DP, Bassiouny H, Loth F, Jones SA, et al. Hemodynamic pat-

SIMULACIÓN NUMÉRICA DE FLUJO SANGUÍNEO: UNA HERRAMIENTA ÚTIL EN CIRUGÍA VASCULAR

Resumen. Objetivos. Revisar el método y las herramientas con las que se trabaja en la simulación numérica aplicada al estudio del flujo sanguíneo y mostrar su utilidad mediante el análisis de una aplicación sencilla en el campo de la cirugía vascular. Desarrollo. Se exponen los pasos que conducen a la terns in two models of end-to-side vascular grafts anastomoses: effects of pulsatily, flow division, Reynolds number, and hood length. ASME J Biomech Eng 1993; 115: 104-11.

- 23. Ku DN, Zarins CK, Giddens DP, Glagov S. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: positive correlation between plaque localization and low and oscillating shear stress. Arteriosclerosis 1985; 5: 292-302.
- 24. Keynton RS, Evancho MM, Sims RL, Rodway NV, Gobin A, Rittgers SE. Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomosis: an in vivo model study. J Biomech Eng 2001; 123: 464-73.
- Bassiouny H, White S, Glagov S, Choi E, Giddens DP, Zarins ZK. Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced. J.Vasc Surg 1992; 15: 708-17.
- 26. Perktold K, Hofer M, Rappitsch G, Loew M, Kuban BD, Friedman MH. Validated computation of physiological flow in a realistic coronary artery branch. J Biomech 1998; 31: 217-28.
- 27. Kleinstreuer C, Lei M, Archie JP. Flow input waveform effects on the temporal and spatial wall shear stress gradients in a new femoral graft-artery connector. ASME. J Biomech Eng 1996; 118: 506-10.
- 28. Hofer M, Rappitsch G, Perktold K, Trubel W, Schima H. Numerical study of wall mechanics and fluid dynamics in end-to-side anastomosis and correlation to intimal hyperplasia. J Biomech 1996; 29: 1297-308.
- 29. Bertolotti C, Deplano V. Three-dimensional numerical simulations of flow through a stenosed coronary bypass. J Biomech 2000; 33: 1011-22.
- 30. Glagov S, Zarins CK, Giddens DP, Ku DN. Hemodynamics and atherosclerosis; insights and perspectives gained from studies of human arteries. Arch Pathol Lab Med 1988; 112: 1018-31.

SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO FLUXO SANGUÍNEO: UMA FERRAMENTA ÚTIL EM CIRURGIA VASCULAR

Resumo. Objectivos. Rever o método e as ferramentas com que se trabalham na simulação numérica aplicada ao estudo do fluxo sanguíneo, e mostrar a sua utilidade analisando uma aplicação simples no campo da cirurgia vascular. Desenvolvimento. Expõem-se os passos que conduzem à constru-

construcción del modelo que se va a analizar, los fundamentos físicos y las magnitudes, que se determinan mediante los métodos matemáticos de cálculo. Se analiza una derivación implantada en un tramo arterial con una estenosis del 75% y un injerto de igual diámetro que el de la arteria, se comparan dos opciones posibles con ángulos distintos entre el injerto y la arteria en la anastomosis distal y se evalúan las zonas con flujo retrógrado y tensiones de cizallamiento anormalmente bajas. Se utiliza un modelo geométrico simplificado en dos dimensiones, y el análisis se realiza con los programas informáticos GID y FAUST. Conclusiones. Se pone de manifiesto la utilidad de la simulación numérica en los estudios hemodinámicos. Una de sus posibilidades es la de permitir al cirujano tener un conocimiento aproximado de las condiciones hemodinámicas y mecánicas que se darán tras la implantación de una derivación. En el ejemplo analizado se han detectado dos zonas donde se dan condiciones hemodinámicas favorables a la hiperplasia intimal (HI) durante buena parte del ciclo cardíaco, en buena correspondencia con los datos clínicos que aporta la literatura. Estas condiciones son más favorables a la HI cuanto mayor es el ángulo de incidencia en la anastomosis distal. [ANGIOLOGÍA 2003; 55: 55-63]

Palabras clave. Anastomosis. Aterosclerosis. Derivación. Hiperplasia intimal. Reestenosis. Simulación numérica. Tensión de cizallamiento.

.

ção do modelo a analisar, os fundamentos físicos e as magnitudes, que se determinam mediante os métodos matemáticos de cálculo. Analisa-se uma derivação implantada num canal arterial com uma estenose de 75% e um enxerto com igual diâmetro à artéria, comparam-se duas opções possíveis com ângulos distintos entre o enxerto e a artéria com a anastomose distal, e avaliam-se as zonas com fluxo retrógrado e tensões de cisalhamento anormalmente baixas. Utilizase um modelo geométrico simplificado bidimensional, e a análise é realizada com os programas informáticos GID e FAUST. Conclusões. Evidencia-se a utilidade da simulação numérica como ferramenta a utilizar nos estudos hemodinâmicos. Uma das suas possibilidades é a de permitir ao cirurgião ter um conhecimento aproximado das condições hemodinâmicas e mecânicas que ocorrerão após o implante de uma derivação. No exemplo analisado detectaram-se duas zonas onde se verificam condições hemodinâmicas favoráveis à hiperplasia intimal (HI) durante boa parte do ciclo cardíaco, em boa correspondência com os dados clínicos apresentados na literatura. Estas condições são mais favoráveis à HI, quanto maior for o ângulo de incidência da anastomose distal. [ANGIOLOGÍA 2003; 55: 55-63]

Palavras chave. Anastomose. Aterosclerose. Derivação. Hiperplasia intimal. Re-estenose. Simulação numérica. Tensão de cisalhamento.