
TRABAJOS DE ACTUALIZACIÓN

ESTUDIO MORFOLÓGICO-INFORMÁTICO DE LAS ESTENOSIS DE LAS ARTERIAS FEMORALES HUMANAS PARA SU APLICACIÓN COMO COMPLEMENTO DIAGNÓSTICO

Juan C. Miguel¹, Mario Mattara³, Ricardo R Ponso³, Sebastián Idelsohn¹, Alberto E. D'Ottavio^{2,4}

Universidad Nacional de Rosario, ¹Instituto Museo de Morfología Normal, Dpto de Ciencias Morfológicas, Facultad de Ciencias Médicas, ²Cátedra de Histología y Embriología, Dpto. de Ciencias Morfológicas, Facultad de Ciencias Médicas, ³Departamento de Mecánica Aplicada, Facultad de Ingeniería, Ciencias Exactas y Agrimensura, ⁴Carrera del Investigador Científico, Consejo de Investigaciones Santa Fe 3100 2000 Rosario (Santa Fe, Argentina) aedottavio@hotmail.com

RESUMEN

El presente trabajo estudia el comportamiento del flujo sanguíneo a partir de arterias femorales humanas estenóticas con distintos grados de obstrucción, extraídas de autopsias y de amputaciones quirúrgicas y de simulaciones producidas por un programa computacional simulador original basado en el método de los elementos finitos para líquidos newtonianos, homogéneos e incompresibles. Su empleo produjo numerosas curvas de máxima resumidas en un único gráfico de aplicación sencilla para el profesional. Más allá de la evaluación del origen y del impacto de los remolinos analizando las distintas variables intervinientes (esto es: presión, velocidad y tensiones), los resultados aquí reportados pueden constituir un útil complemento diagnóstico junto a los demás métodos usados actualmente, a los que no contraviene ni invalida

Palabras claves: arterias femorales-estenosis-informática-morfología-humanos

ABSTRACT

This paper studies the performance of the blood flow starting from stenotic human

adult femoral arteries with different grades of obstruction, removed from autopsies and surgical amputations, and from simulations produced by an original simulator computerized software based on the method of finite elements for newtonian, homogeneous and incompressible fluids. Its employment generated numerous maximal curves, subsequently joined in a unique graphic of easy application. Exceeding the evaluation of the origin and impact of turbulences by analyzing the different variables involved in such anomalous conditions (i.e: pressure, velocity field and stress tensor), the results here reported may constitute a useful complementary diagnostic method together the others used at present.

Key words: femoral arteries-stenoses-informatics-morphology- humans

INTRODUCCIÓN

Los resultados inmediatos y tardíos evidenciados por las distintas técnicas de revascularización de las arterias femorales humanas, aunque satisfactorios en su mayoría, no son homogéneos y revelan recidivas en el 15% de los casos (1, 3, 5, 8, 10, 11, 14, 15, 18-21)

En las últimas décadas, fueron analizados, en modelos teóricos y

mediante simulaciones por métodos numéricos, los efectos de distintos grados de estenosis sobre el flujo, llegándose a evaluar así las variables físicas intervinientes (velocidades, presión y tensiones). En ese sentido, algunos autores demostraron que la presencia de tales estenosis producían alteraciones del flujo laminar distalmente a las mismas, con pérdida de su perfil parabólico (2, 4, 9, 13, 16, 20).

En el sistema circulatorio, este flujo anómalo favorecería la destrucción y agregación de elementos sanguíneos y facilitaría la ocasional formación de nuevas lesiones endoarteriales, las que a su vez, posibilitarían futuras obstrucciones (6, 12-14, 17).

Por consiguiente, la permanencia de sectores afectados por la acción lesiva de los remolinos, aún después del empleo de técnicas de revascularización, podrían coadyuvar a la aparición de recidivas. El conocimiento de las consecuencias de las estenosis sobre el comportamiento del flujo y la longitud del vaso afectada por los remolinos constituyen, por lo tanto, hechos de interés.

Para ello, tomando como base experiencias previas en el uso de duplicadores mecánicos de pulsos para el estudio del flujo laminar, incompresible, newtoniano y viscoso y aprovechando el avance de los ordenadores, fue desarrollado un programa computado simulador que utiliza el método de los elementos finitos y se halla adaptado a las características físicas de la sangre (2, 4, 7, 9, 12, 13, 17).

En este marco, el presente trabajo - a la par que resume las bases del programa computado simulador - lo aplica al estudio del flujo sanguíneo en arterias femorales humanas adultas con distintos grados de estenosis, haciendo hincapié en la formación de remolinos y en la longitud post-estenótica necesaria para la recuperación de la normalidad del flujo. De ello deriva, además, una curva apta para ser utilizada como complemento diagnóstico.

MATERIALES Y MÉTODOS

Fueron utilizados, como modelos reales, 14 sectores de arterias femorales con distintos grados de estenosis obtenidos de 6 autopsias y de 8 amputaciones efectuadas en hombres adultos (55 ± 5 años) y fijados con formol, glicerina y alcohol. A fin de mantener congruencia con las normas éticas internacionales se requirió el consentimiento de los familiares y se obtuvo el aval de la Comisión de Bioética de la Facultad de Ciencias Médicas, Universidad Nacional de Rosario.

Cada uno de los sectores fue disecado y dividido según un corte sagital en dos hemi-arterias. En ellas fueron medidos los diámetros del vaso y de su luz cada 3 milímetros, usando un calibre y bajo lupa binocular Zeiss (6 a 40x).

Estos datos fueron incorporados al programa computado simulador que permitió efectuar la modelización correspondiente y la discretización de la geometría arterial lograda. Corresponde señalar que los elementos utilizados para tal discretización son isoparamétricos axisimétricos, ajustan perfectamente la superficie de la geometría, tienen 9 nodos y 22 grados de libertad (17, 20).

Para el análisis de las distintas geometrías fue utilizada una malla de 200 elementos, con 935 nodos, lo que proveyó una buena resolución en todos los casos estudiados (13, 16).

La combinación morfológico-informática posibilitó el estudio simulado en los modelos reales referidos y el hallazgo en el continuo de los campos de presión, de velocidades y de tensiones, los que - utilizados en la obtención de las líneas de corriente - permitieron no sólo visualizar e interpretar las condiciones del flujo problema sino efectuar, además, el consiguiente análisis gráfico capaz de determinar en cualquier punto del flujo los valores de las variables involucradas, muy particularmente la formación y alcance de los remolinos.

RESULTADOS

De la aplicación teórica del programa computado simulador

Las figuras N° 1 y N° 2 muestran la diferencia de presión o pérdida de carga para estenosis de longitud L , igual a 5 y 10 veces, respectivamente, el diámetro del vaso normal (D) y distintas relaciones $d/$

D , en donde d es el diámetro del estrechamiento. En la abscisa, se representa el número de Reynolds (que equivaldría a la velocidad de la sangre) y en la ordenada, la diferencia de presión expresada en milímetros de columna de mercurio (mm Hg). Así, para un valor de Re igual a 270 y una relación d/D igual a 0,5, la caída de presión en milímetros de columna de Hg es de 20,07 mm Hg.

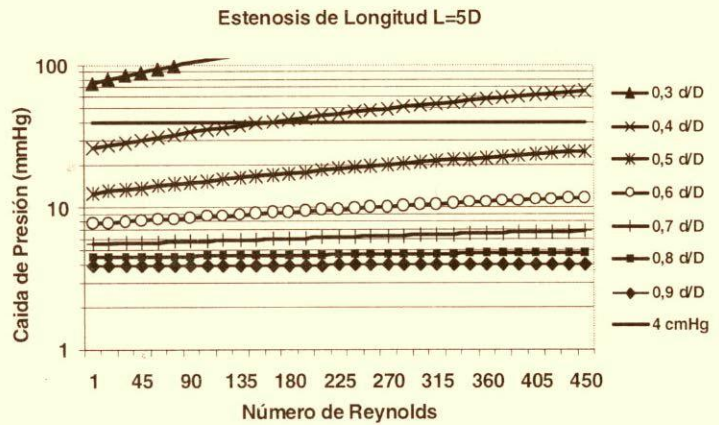


Fig. 1 Relación entre la caída de presión y el número de Reynolds para una estenosis de longitud equivalente a cinco diámetros

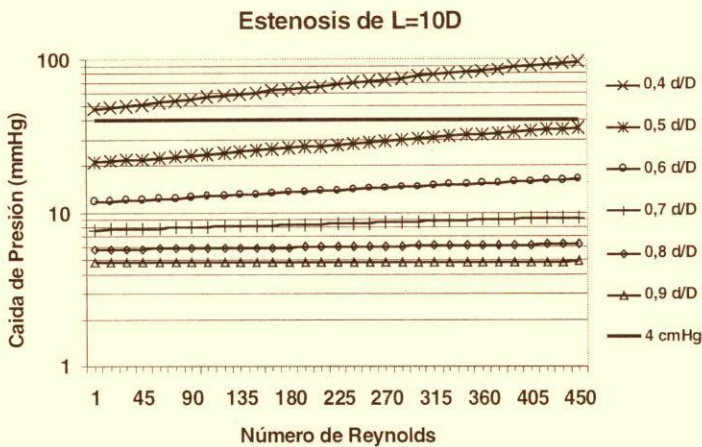


Fig. 2 Relación entre la caída de presión y el número de Reynolds para una estenosis de longitud equivalente a diez diámetros

Tomando en cuenta los valores mencionados de número de Reynolds, relación d/D y caída de presión, la figura N° 3 y su ampliación, la figura N° 4, muestran el trazado de las líneas de corriente aguas abajo del estrechamiento. En ambas, son observables las grandes zonas de flujo "muerto" en las zonas de remolinos y que la distancia donde el

fluido comienza a normalizarse (esto es, donde no se detecta ningún valor de velocidad opuesta al flujo principal) equivale a 10.6 veces el diámetro del vaso normal. En la zona central, puede verse que el flujo adopta un perfil parabólico, invirtiéndose el sentido de circulación a medida que aumenta la distancia con respecto al eje de simetría del vaso por la presencia del remolino.

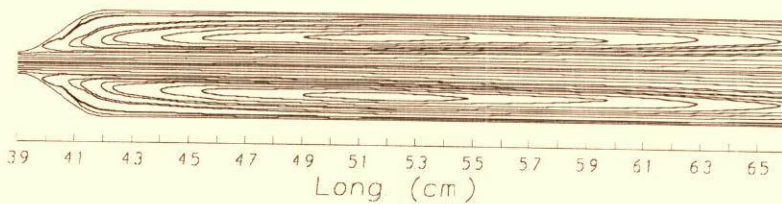


Fig. 3 Líneas de corriente reveladas distalmente a una estenosis dada

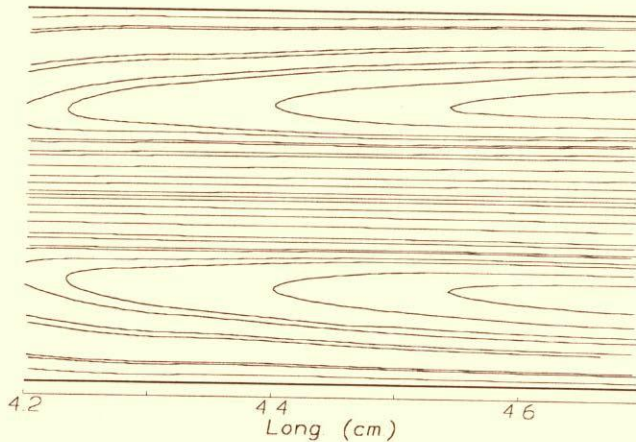


Fig. 4 Ampliación de la figura N° 3 entre los puntos 4.2 y 4.7 de longitud (en cm)

De la aplicación práctica del programa computado simulador

Los resultados fueron expresados como curvas de máxima que interpretan la mayoría de los regímenes posibles y vertidos en gráficos cuyas abscisas correspondieron a la longitud post-estenótica de alcance del remolino, medida en mm, y cuyas ordenadas registraron la relación: diámetro de la estenosis /

diámetro del vaso, calculada cada medio milímetro.

A fin de establecer prácticamente la relación entre el grado de estenosis y la longitud necesaria para la normalización del flujo fue necesario tabular los resultados obtenidos desde 1 a 10 milímetros de diámetro vascular, con todos los grados de estenosis posibles para cada sección, para diferentes longitudes y

para distintos N° de Reynolds. Este arduo trabajo permitió no sólo que el programa computado completara, con simulaciones, los datos reales recogidos a partir de las arterias estudiadas sino que determinara la totalidad de la escala en favor de posibilitar su aplicación diagnóstica.

Los gráficos de centenares de estenosis fueron aunados en una curva de máxima (Figura N° 5). En la abscisa de este gráfico se hallan representados los valores de la

relación d/D mientras que en la ordenada se encuentran registradas las distancias referidas al diámetro D ; vale decir, la relación L/D post-estenosis, donde comienza a normalizarse el flujo.

Como aporte preliminar, estudios anatomopatológicos en ejecución en cada una de las 14 arterias estudiadas permiten adelantar datos compatibles con los resultados informáticos obtenidos en cada una de ellas.

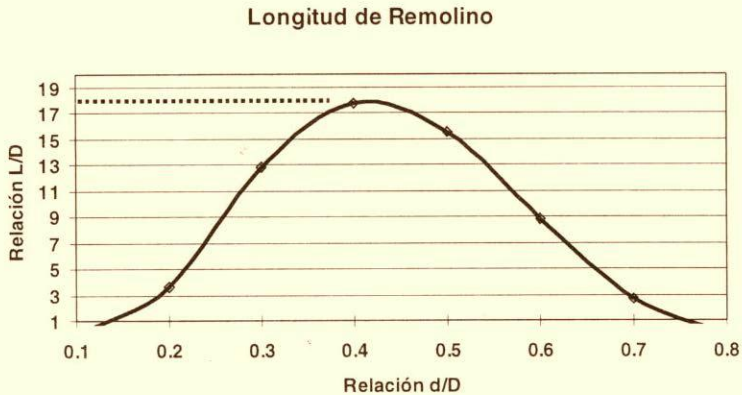


Fig. 5 Curva de máxima para el cálculo rápido del alcance de la alteración post-estenótica del flujo sanguíneo

ORDENADA: Relaciona la longitud máxima con probabilidad de alteración del flujo (formación de remolinos) con el diámetro del vaso a estudiar. Los cm. de longitud los da en relación al diámetro normal del vaso y en la medida que se desee (cm, mm, etc.)

ABSCISA: Recoge la relación entre el diámetro de la estenosis (d) y el diámetro de la luz del vaso (D).

DISCUSIÓN

De la aplicación teórica del programa computado simulador

La originalidad del programa computado simulador desarrollado reside en que, avanzando sobre experiencias previas y utilizando la integración del campo de velocidades en forma numérica, pone de relieve el trazado de líneas de corriente pre-existentes en distintos campos (entre ellos, el flujo arterial aquí analizado), aguas abajo del estrechamiento propiamente dicho. Además, permite su aplicación a modelos reales, gráfica la caída de presión en correlación al N° de Reynolds y la relación entre los diámetros de la estenosis y la del vaso normal y

establece fundamentalmente la formación de remolinos y su alcance lesivo post-estenótico.

De la aplicación práctica del programa computado simulador

Más allá de confirmar su validez y confiabilidad para modelos reales, el programa computado simulador puso de relieve la anormalidad del flujo post-estenótico y el alcance creciente de su inestabilidad a medida que disminuía la sección de la obstrucción; esto es, a menor sección más lejos se manifestaban las velocidades negativas de la estenosis que implican presencia de remolinos. En cifras, cuando el diámetro de la estenosis alcanzó valores de obstrucción cercanos al 40-45 % del diámetro del vaso normal,

los remolinos distales a ésta llegaron a afectar al vaso en una extensión de 18 veces el diámetro original; lo que supera con exceso lo previsto. Superado dicho límite, el caudal disminuyó en forma notable y tendió, excediendo una normalización del perfil más prematura a expensas de la velocidad media del flujo, a convertirse en hidrodinámicamente inefectivo por falta de presión (13, 16, 17).

Cabe señalar que si bien el trabajo fue realizado en hombres adultos sus resultados son extrapolables no sólo a mujeres sino a distintas edades, a distintas viscosidades y densidades sanguíneas y otras variables como elasticidad, contractilidad, variaciones de tensión, etc. ya que el programa emplea la ley de semejanza con el N° de Reynolds para las variables intervinientes.

Como colofón, el empleo de un único gráfico que incorpora datos obtenidos por otros métodos diagnósticos permite conocer de manera precisa la longitud alcanzada en cada caso por el flujo anómalo y aporta información complementaria útil para la elección de conductas terapéuticas que ofrezcan mejores pronósticos.

En suma, el profesional:

- * obtiene, mediante otros métodos diagnósticos, los diámetros del vaso y de la estenosis en un/a paciente

- * ingresa al gráfico N° 5 a través de la relación d/D

- * lo proyecta al valor de la ordenada que corresponda y lo multiplica por el diámetro del vaso

- * logra la longitud problema y, simultáneamente, la orientación precisa para una cirugía más eficaz, con menor riesgo de recidiva

A modo de ejemplo, para una relación de estenosis $d/D = 0,4$; la relación de distancia L/D de comienzo de normalizado correspondiente es de aproximadamente 18. Esto es, para una $d/D = 0,4$ y si el vaso tiene un diámetro $D = 10$ mm (diámetro medio de la arteria femoral adulta), la distancia de inicio de normalización del flujo sería de aproximadamente $18 \times D$ (en este caso, igual a 10 mm) y el resultado se expresaría en mm. En resumen, la sección de la

arteria debería hacerse a 180 mm del final de la estenosis.

Si las estenosis fueran múltiples y cercanas en el mismo vaso el estudio debería hacerse para cada una de ellas y considerar para los cálculos la más distal.

Más aún, si la relación d/D se halla entre 0,4 y 0,15 la sección deberá considerarse siempre como si el valor fuera 0,4 pues, excediendo la caída de la curva, existen ya posibles lesiones endoarteriales que requieren de tal actitud.

Finalmente, señalamos la compatibilidad de los resultados informáticos con los de estudios preliminares anatomopatológicos en cada una de las 14 arterias estudiadas y, en particular, las medidas $d/D < 0,4$ en los vasos obtenidos de las 8 amputaciones. Esto lleva a conjeturar la eventual persistencia de sectores arteriales ya afectados, potenciales generadores de recidivas obstructivas, en los pacientes intervenidos.

En consecuencia, y excediendo los objetivos del presente trabajo, los datos aportados justifican, en gran medida, la realización de estudios comparativos ulteriores orientados a determinar si la aplicación conjunta de los métodos diagnósticos corrientemente en uso (ecodoppler, arteriografía, etc.) junto con este programa que los complementa, sin contraponérseles ni invalidarlos, pueden conducir a una instancia diagnóstica y preventiva más completa.

REFERENCIAS

1. Ahn SS, Reger VA, Kaiura TT. Endovascular femoropopliteal bypass in human cadaver and animal studies. *Ann Vascular Surg.* 1995, 9: 28-36
2. Beckers P, Idelsohn SR. A conforming finite element for the analysis of viscous incompressible fluid flow. *Proceedings of the 2^o International Conference on Finite Elements.* 1980, 2:437-481
3. Casselman F, Van Elst F, Spoelstra H. Femoropopliteal bypass. *Acta Chir Belg.* 1997, 1: 23-26

4. Cooney DO. Biomedical Engineering Principles Marcel Decker, eds. New York, USA, 1976

5. Disselthoh B, Buth J, Jabinovicz J. Early detection of stenosis of femorodistal grafts. *Eur J Vasc Surg* 1989, 3: 43-48

6. Figliola RS, Mueller TJ. On the hemolytic thrombogenic potential of occluder prosthetic valves from in vitro measurements *J Biomech Engin* 1981, 103: 83-90

7. Gresho PM, Lee RL, Sani RL. On the time-dependent solution of the incompressible Navier-Stokes equation in two and three dimensions *Recent Advances in Numerical Methods in Fluids*, Fineridge Press, UK, 1980

8. Haimovich H. Patterns of arteriosclerotic lesions of the lower extremity. *Arch Surg* 1967, 10: 895-918

9. Idelsohn SR, Costa LE, Ponso RR. A comparative computational study of blood flow through prosthetic heart valves using the finite element method *J Biomech* 1985, 18: 97-115

10. Jackson MR, Belott TP, Dickason T y col. The consequences of a failed femoropopliteal bypass grafting: comparison of saphenous vein and PTFE grafts *J Vasc Surg* 2000, 32: 498-504

11. Katsamouris AN, Giannoukas AD, Alamanos E y col. Experience with new techniques for extra-anatomic arterial reconstruction of the lower limb. *Ann Vasc Surg* 2000, 14: 444-449

12. Leone JM, Gresho PM. Finite element simulations of steady, two-dimensional, viscous, incompressible flow over a step. *J Comp Phys*. 1981, 41: 167-191

13. Mattara M, Ponso RR. Determinación de la variación del flujo en estenosis arteriales utilizando métodos

numéricos. *Sociedad Argentina de Bioingeniería (SABI) 1990*, 25-29

14. Melliere D, Cron J, Allaire E y col. Indications and benefits of simultaneous balloon angioplasty and open surgery during elective lower limb revascularization *Cardiovasc Surg*. 1999,7:242-246

15. Miguel JC, Sosa S. Circulación suplementaria de los miembros inferiores: correlación anátomo-patológica XXXIII Congreso de la Asociación Rioplatense de Anatomía, 1996, 25 (Abstract)

16. Miguel JC, D'Ottavio AE, Mattara M, Ponso RR: Estudio computado del flujo ante distintos grados de obstrucciones de arterias femorales XXXIV Congreso de la Asociación Rioplatense de Anatomía, 1998, 27 (Abstract)

17. Miguel JC, Mattara M, Ponso RR, D'Ottavio AE. Simulated computational analysis for poststenotic blood flow applied to real models *Biocell* 2000, 24: 67 (Abstract)

18. Patel KR, Rabinowitz D, Hastings B, Dardik H. Femorocaval bypass with femoral crossover bypass for iliofemoral and caval occlusion *J Vasc Surg*. 1997, 26: 989-993

19. Sani RL, Gresho PM, Lee RL y col. The cause and cure of the spurious pressures generated by certain FEM. *Int J Num Meth Fluids* 1981, 1: 171-204

20. Taylor PR, Wolf HJ. Graft stenosis *J Surg* 1990, 77: 1125-1128

21. Testini M, Todisco C, Greco L y col. Femoro-femoral graft alter unilateral obstruction of aortho-bifemoral bypass *Minerva Cardioangiol*. 1998, 46: 15-19

22. Walls DB, Powell RJ, Stujel TA y col. Superficial femoral arteriostenoses: characteristics of progressing lesions *J Vasc Surg* 1997, 25: 512-513