

ANÁLISIS BIDIMENSIONAL DE LA INTERACCIÓN FLUIDO-ESTRUCTURA EN VÁLVULAS MECÁNICAS DE CORAZÓN UTILIZANDO TÉCNICAS DE CÉLULAS AUTÓMATAS

O.J. PELLICIONI¹, M.E. CERROLAZA¹, M. HERRERA²

¹ Centro de Bioingeniería (CeBio), Universidad Central de Venezuela, Apartado 50.361 Caracas 1060A – Venezuela.

² Servicio de Hemodinamia, Hospital Vargas de Caracas, Caracas, Venezuela.

Recibido: junio de 2005

Recibido en forma final revisado: marzo de 2006

RESUMEN

El presente trabajo describe un método computacional para la simulación de flujo de sangre a través de una válvula mecánica de corazón en posición aórtica basado en autómatas celulares. El aporte innovador de esta investigación es que permite considerar, bajo un enfoque Lagrangiano, la interacción dinámica de los elementos móviles de la válvula mecánica con el fluido que pasa a través de ella. Se consideraron los cambios en las propiedades del fluido por efecto de la apertura y cierre de la válvula y los cambios en las condiciones de contorno sólido-líquido en función del tiempo. La investigación describe la alteración producida en el flujo sanguíneo cuando una válvula mecánica de corazón aórtica se introduce en la corriente sanguínea. Se estudiaron y discutieron los patrones de velocidad y esfuerzos cortantes envueltos en el flujo de sangre que pasa por la válvula mecánica. Los resultados que se obtuvieron fueron similares al valor pico de la fase de sístole en el ciclo cardíaco, es decir, regiones de poco flujo recirculando en la cavidad y más marcado a lo largo de la línea central de la válvula con baja velocidad. Los patrones de flujo fueron comparados con resultados experimentales publicados por Lim *et al.* (1998), obteniendo resultados similares.

Palabras clave: Autómatas celulares, contornos móviles, GLBE, biofluidos, prótesis de válvulas cardíacas

TWO-DIMENSIONAL FLUID-STRUCTURE INTERACTION ANALYSIS IN MECHANICAL HEART VALVES USING THE CELLULAR AUTOMATA APPROACH

ABSTRACT

This work shows a computational approach to simulate blood flowing through an aortic mechanical heart valve by Cellular Automata theory. A Lagrange Fluid-structure coupling is considered in this approach and changes in the fluid's properties by the opening/closing of the leaflets during heart cycle's time steps. Velocities and shear stresses profiles in blood's flow when it passes through the mechanical device were studied and discussed. Numeric results of systolic cardiac phase were obtained. Qualitative streamline maps are showed, with similar results of *in vitro* tests published by Lim *et al.* (1998).

Keywords: Cellular automata, moving boundaries, GLBE, biofluids, mechanical Heart valves.

INTRODUCCIÓN

El comportamiento dinámico de las válvulas de corazón humanas ha interesado a muchos investigadores, incluyendo a Leonardo da Vinci (O'Malley & Saunders, 1952), quien describió una técnica para fabricar un modelo de válvula aórtica.

Debido a defectos congénitos, envejecimiento, enfermedad o trauma, algunos componentes del sistema cardiovascular pueden comportarse indebidamente. Las anomalías típicas incluyen disfunción de las válvulas cardíacas,

estenosis, dilatación de segmentos arteriales, pérdida de la contractilidad cardíaca normal o trastornos del ritmo cardíaco. Para cada situación deben tomarse acciones correctivas con terapia médica o procedimientos de mecánica percutánea como la angioplastia (dilatación intraoperatoria o percutánea de un vaso sanguíneo) o valvuloplastia (reparación de una válvula cardíaca mediante una intervención quirúrgica o mediante técnicas percutáneas). En todo caso, si es imposible aplicar acciones correctivas, una alternativa es reemplazar las partes dañadas por dispositivos artificiales. Luego que Hufnagel (1953) implantase exitosamente una prótesis de válvula de corazón

en un humano en el año 1952, se han conducido numerosas investigaciones in vitro para esclarecer el comportamiento del flujo sanguíneo a través de estos dispositivos artificiales. El éxito en pruebas experimentales y clínicas con diferentes tipos de prótesis señala que una válvula artificial no necesita imitar a su predecesora biológica. Sin embargo, la presencia de elevados números de Reynolds así como el desarrollo de inestabilidades de flujo propias del régimen pulsátil en prótesis de válvulas ha promovido la presencia de hemólisis con efectos significativamente indeseables. Es por esto que es imprescindible la optimización tanto funcional como geométrica de estos dispositivos artificiales. Adicional al trabajo experimental, en este sentido, también se recurre a la simulación por computadores de modelos altamente refinados para obtener la descripción de toda la dinámica del flujo (Bluestein *et al.*, 2002).

La interacción fluido-estructura es un punto de gran interés en la simulación de flujo sanguíneo. Tang *et al.* (2003) analizaron un modelo tridimensional no lineal de pared delgada con interacción del fluido, con las paredes para simular el flujo de sangre en arterias carótidas. Ellos consideraron una geometría de estenosis asimétrica para cuantificar los efectos de su severidad patológica, excentricidad y condiciones de presión tanto del flujo sanguíneo como la compresión de la arteria. De Hart *et al.* (2003) utilizaron un multiplicador de Lagrange basado en un dominio ficticio para un modelo tridimensional de elementos finitos en una válvula aórtica distendida. Estudios más recientes (Chen *et al.* 2004, Gerbeau *et al.* 2005, Teixeira & Awruch 2005, van Zuijlen & Bijl 2005) aplican una formulación Lagrangiana-Euleriana arbitraria (ALE en inglés), que se caracteriza por requerir una dependencia de compatibilidad con el movimiento de la interfaz fluido-estructura.

Otros trabajos han aplicado los métodos lattice Boltzmann (LBM en inglés) para la simulación de flujo de sangre en la arteria carótida, enfocándose principalmente en las condiciones de contorno (Fang *et al.* 2002, Boyd *et al.* 2004). También se han desarrollado trabajos para la predicción numérica de propiedades macroscópicas de la sangre; por ejemplo, a través de un análisis bidimensional con LBM, Sun *et al.* (2003) simularon el flujo de los glóbulos rojos en una vena para estimar los esfuerzos de corte del fluido a diferentes niveles de hematocrito y diámetros de vena. Estudios recientes en régimen laminar han representado los efectos del flujo transitorio a través de una válvula mecánica de corazón, así como su comportamiento pulsátil (ver Krafczyk *et al.* 1998). Su investigación se enfocó en los cambios del torrente sanguíneo cuando una válvula mecánica de posición aórtica se incorpora al flujo,

utilizando el LBM. Para este caso particular, los autores simplificaron el problema asumiendo que las hojas de la válvula permanecían fijas en el flujo y las evaluaron a distintos ángulos de apertura entre la hoja y el plano xy. Pelliccioni *et al.* (2002) compararon la capacidad del LBM con ensayos experimentales y otro método CFD (método del Elemento Finito) simulando el flujo a través de un modelo de válvula mecánica cardíaca *Björk-Shiley*. El modelo que presentaron parte con un perfil de velocidad parabólico totalmente desarrollado a la entrada, y la salida consideraba una condición de contorno con dependencia temporal sujeta al ciclo cardíaco, de manera que ésta promoviera un bajo número de Reynolds y simulase un flujo newtoniano laminar estacionario.

Diferentes técnicas han sido estudiadas para la evaluación de las fuerzas hidrodinámicas en las simulaciones del LBM, todas basadas en el intercambio de *momentum* y la integración del tensor de esfuerzos, para contornos curvos y en movimiento tanto en dos como en tres dimensiones (Bouzidi *et al.* 2001, Lallemand & Luo 2003, Li *et al.* 2004). Todas estas técnicas proponen una combinación del esquema «*bounce-back*» (choque y rebote) e interpolaciones espaciales de primer o segundo orden.

Para la presente publicación se estudian los cambios del flujo de sangre producidos por la interacción con una prótesis mecánica de válvula aórtica colocada en la arteria. Se calculan y discuten patrones de velocidad y de esfuerzo de corte en la sangre. El objetivo fundamental de este trabajo es combinar la aplicación del modelo de lattice Boltzmann con un método de condicionamiento de contorno sólido en movimiento para analizar el flujo de fluido biológico.

METODOLOGÍA

La figura 1 muestra una representación bidimensional de la válvula mecánica, donde dos hojas sólidas y con libertad de rotación para la apertura y cierre están inmersas en un flujo pulsátil dentro de un canal rígido. La figura 2 muestra el perfil usado para cada modelo de válvula estudiado. El modelo numérico incluye una representación del ventrículo izquierdo (región entre $0 \leq x < 60$), y la aorta (región entre $60 < x < 100$). A su vez, el segmento aórtico incluye el perfil geométrico que corresponde a la cavidad de los senos de Valsalva inmediatamente después del anillo fijo de la válvula mecánica implantada (región entre $60 < x < 80$). Una imagen más representativa de cada uno de los componentes se observa en la figura 2c, donde a través de una imagen en corte se hace visible la válvula mecánica y la estructura del corazón bajo simulación numérica. El flujo de sangre a través del sistema se proyecta en dirección axial desde el

ventrículo izquierdo hacia la aorta.

La sangre puede ser modelada bajo un rango de modelos constitutivos, lo más sencillos siendo newtoniano e isotérmico, los más complejos siendo microscópico describiendo el comportamiento de las células sanguíneas. En arterias largas, como el caso del flujo en la aorta, se puede asumir una distribución de células de sangre

de concentración homogénea (Gijssen 1998). En el presente estudio la sangre se describe como un líquido incompresible newtoniano bajo un medio discreto, donde su comportamiento reológico es dominado por los glóbulos rojos. Se permite esta aproximación si se investigan los fenómenos a nivel macroscópico como se hace en este trabajo.

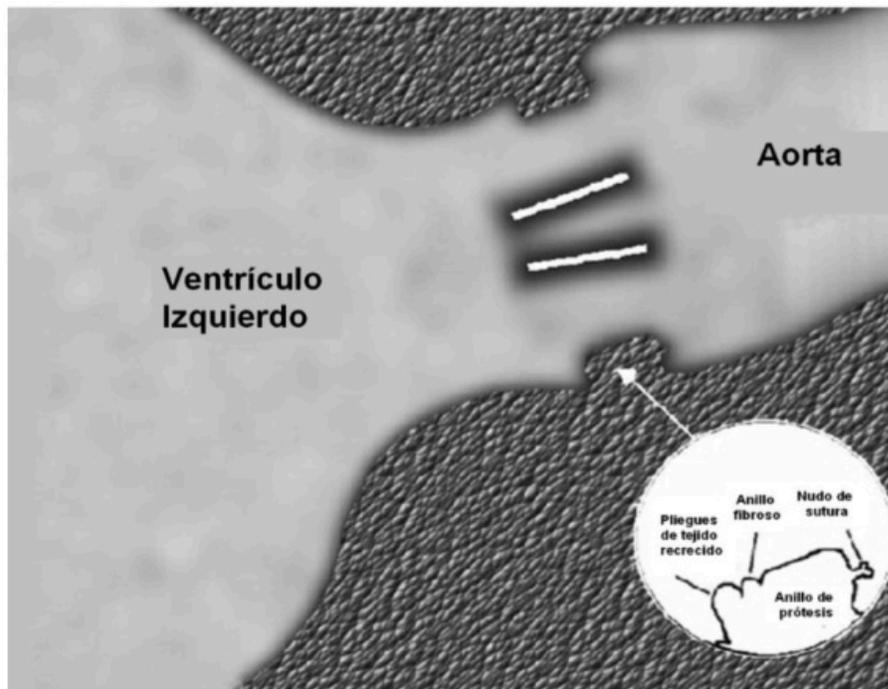


Figura 1. Modelo geométrico del implante de válvula en posición aórtica

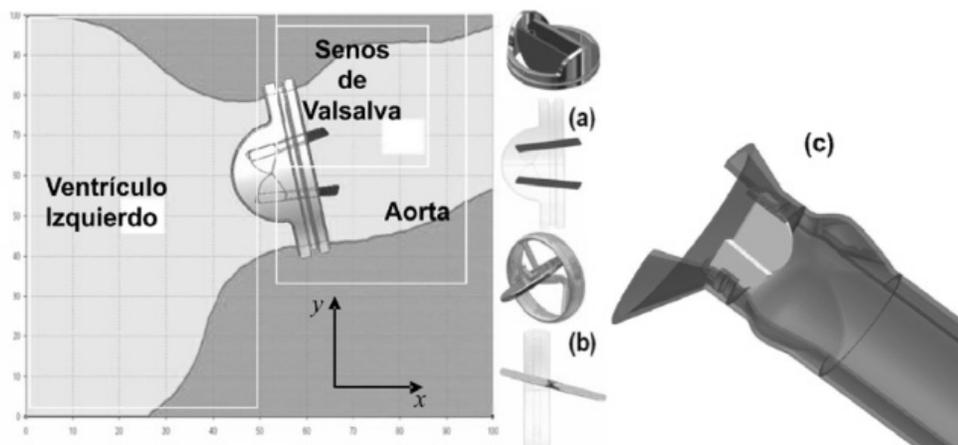


Figura 2. Modelo geométrico incluyendo el dispositivo implantado en posición aórtica.

(a) Modelo SJM, y (b) modelo HK Medtronic Hall.

(c) Representación tridimensional del modelo mostrando cada uno de los componentes

Los fenómenos de flujo son caracterizados con frecuencia por el número de Reynolds (Re), definiendo la relación entre las fuerzas de inercia estacionarias con las fuerzas viscosas, el número de Strouhal (Sr), que define la relación entre las fuerzas de inercia no estacionarias y las estacionarias, o el número de Womersley (\hat{a}), que define la relación de las fuerzas de inercia no estacionarias y las fuerzas viscosas; estos tres parámetros adimensionales son considerados para este modelo.

Los efectos del implante valvular en las prótesis mecánicas se analizaron a través de simulaciones numéricas en el tiempo del flujo de sangre a través de ellas. Para este trabajo se evaluaron los modelos de válvula HK (Hall-Kaster; Medtronic Hall) y St. Jude Medical (SJM), mostradas en las figuras 2a y 2b. Las condiciones fisiológicas del implante se modelaron cuidadosamente (fig. 1) y la geometría de la cavidad aórtica se modificó ajustándola a una aortotomía típica (Bluestein *et al.* 2002). La geometría se obtuvo de la referencia de Edmunds *et al.* (1990).

Las propiedades físicas de la sangre utilizadas para el modelo fueron la densidad del fluido $\tilde{n}=1.050 \text{ g/cm}^3$ y la viscosidad dinámica $\tilde{\nu} = 3.4 \text{ mm}^2/\text{s}$. El diámetro aórtico se consideró $D = 20 \text{ mm}$. A las simulaciones numéricas se les asignó un flujo de salida de 5.5 l/min y un pulso cardíaco de $\dot{u} = 72 \text{ bpm}$ (0.820 s), Womersley $\hat{a}^2 = D^2\dot{u}/\tilde{\nu} = 222$ y Strouhal $Sr = \dot{u}D/\tilde{\nu} = 0.06$. Los valores del perfil de velocidad variable en función del tiempo para las condiciones de entrada fueron tomadas de la curva típica fisiológica presentada en la figura 3 (Bluestein *et al.* 2002). Los valores de las velocidades (U) fueron adimensionalizados utilizando el número de Reynolds ($Re = UD/\tilde{\nu}$), dando como resultado un rango promedio de valores de Re igual a 5000.

De manera adicional, el segmento aórtico trazado en la geometría fue extendido en su longitud hasta cuatro veces su diámetro, con el objeto de eliminar efectos numéricos en el contorno de salida.

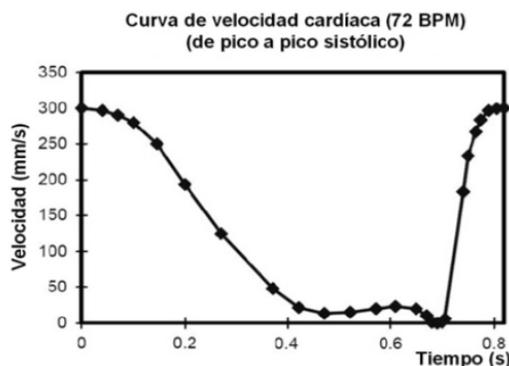


Figura 3. Velocidad entrante en el lado del ventrículo para flujo transitorio (Bluestein *et al.* 2002)

Los movimientos de apertura y cierre de la válvula son gobernados por la dinámica del cuerpo sólido y tienen únicamente libertad de rotación en un eje fijo definido por la propia geometría del dispositivo. Para la válvula mecánica SJM se estudió el movimiento de cada hoja por separado.

La ecuación de Boltzmann (LBE en inglés) es un esquema marchante de diferencias finitas explícito en el tiempo, basado en la ecuación discreta (en espacio y tiempo) de Boltzmann (He & Luo 2002). El método LB trabaja usualmente en una malla tipo rejilla de espacio Cartesiano prefijado, como consecuencia de la simetría del arreglo discreto de velocidades. También se debe al hecho de que el espaciado \tilde{a}_x de la rejilla se relaciona al paso de tiempo \tilde{a}_t por $\tilde{a}_x = c \tilde{a}_t$, donde c es la unidad básica del arreglo discreto de velocidades. Esto hace que el método funcione bajo un esquema bastante sencillo de dos pasos fundamentales: *la colisión y la propagación*. En la colisión se modela de manera simplificada la interacción entre las partículas de fluido y en la propagación las partículas de fluido simplemente se desplazan de un punto de la rejilla al próximo de acuerdo a sus direcciones de velocidad prefijadas por el modelo de célula (arreglo discreto e).

El método utilizado en este estudio parte del fundamento de que el movimiento de un fluido puede ser descrito por la ecuación de Boltzmann (Chapman & Cowling 1970). De hecho, la ecuación de Navier-Stokes es justamente la aproximación de segundo orden de la ecuación de Boltzmann (Grad 1949, Pekeris 1955).

La evolución del estado del fluido en el tiempo (como una población f de partículas) se representa por la ecuación general

$$\left| f(r_j + e_\theta \delta_t, t_n + \delta_t) \right\rangle = \left| f(r_j, t_n) \right\rangle + \Omega \left| f(r_j, t_n) \right\rangle \quad (1)$$

donde la colisión está representada por el operador $\hat{\Omega}$. Para cada punto el estado del sistema se representa por el vector definido en la ecuación (2) en un espacio 9-dimensional F ($\theta \in \{0, \dots, 8\}$):

$$\left| f(r_j, t_n) \right\rangle \equiv (f_0(r_j, t_n), f_1(r_j, t_n), \dots, f_8(r_j, t_n))^T \quad (2)$$

r y t representan la ubicación espacial y temporal del grupo de partículas; el subíndice j indica la dirección cartesiana en la rejilla y el subíndice n la iteración actual en la simulación. Cuando la función de distribución es conocida, la velocidad macroscópica y la presión pueden calcularse automáticamente a partir de estos dos primeros momentos (t_n y $t_n + \tilde{a}_t$). El principal problema que se presenta

en las simulaciones que trabajan con LBE para simular un fluido isotrópico real es cómo eliminar sistemáticamente, tanto como sea posible, los efectos debido a la simetría de la rejilla de células autómatas. Lallemand & Luo (2000) analizan algunas situaciones hidrodinámicas simples (pero no triviales) y presentan un modelo donde determinan los flujos tan independientes como sea posible de la simetría de la rejilla lattice Boltzmann.

como sea posible, los efectos debido a la simetría de la rejilla de células autómatas. Lallemand & Luo (2000) analizan algunas situaciones hidrodinámicas simples (pero no triviales) y presentan un modelo donde determinan los flujos tan independientes como sea posible de la simetría de la rejilla lattice Boltzmann.

Las subrutinas típicas incluidas en el lazo principal de los algoritmos LBM con interacción fluido-estructura se resumen en la tabla 1.

Tabla 1. Lazo principal para un código lattice Boltzmann con contorno en movimiento

1	<i>Subrutina de Propagación</i>
	Se distribuye la población f de una manera macroscópica a su entorno vecino (HE&LUO 1997)
2	<i>Subrutina para la Regeneración de la malla</i>
	Cada célula de la rejilla se redefine como tipo “líquido” o “sólido”, según la nueva ubicación del sólido dentro del fluido (PELLICIONI 2005)
3	<i>Subrutina de Colisión</i>
	Se calcula el operador de colisión de la ecuación de Boltzmann (D’HUMIÈRES <i>et al.</i> 2002)
4	<i>Subrutina para el ajuste de las Condiciones del Contorno</i>
	De acuerdo con el flujo pulsátil, se asignan las condiciones para el contorno fijo, la entrada y salida del flujo de fluido y las interpolaciones del contorno móvil (LALLEMAND&LUO 2003)
5	<i>Subrutina para el cálculo de Dinámica de Sólidos</i>
	Los movimientos de traslación y rotación para estructuras sólidas dentro del fluido son obtenidas por las ecuaciones clásicas de dinámica de sólidos (DOYLE 1991)

Se definió un perfil parabólico de flujo de sangre partiendo del segmento de ventrículo izquierdo de la malla. En las simulaciones el paso de tiempo se definió para un período como $T = 10^5$ iteraciones ($\dot{u} = 2\delta / T$). La distribución de velocidades en el dominio se inicializó en cero para todo el sistema y luego se desarrolló la simulación en $10T$ para definir el tiempo cero ($t = 0$) del cálculo numérico, respetando el criterio de convergencia,

$$\sum_i \frac{\|u(x_i, t + T) - u(x_i, t)\|}{\|u(x_i, t + T)\|} \leq 10^{-7} \quad (3)$$

donde la sumatoria es aplicada a la totalidad del sistema.

La densidad del material de la hoja de la prótesis fue asumida igual a la densidad del fluido, para no considerar fuerzas por flotabilidad. Por otra parte, no se consideró la contribución de la inercia del sólido por ser despreciable su masa con respecto a la masa total del fluido.

Para los métodos lattice Boltzmann la distribución de densidades debe ser conocida para cada una de las células del contorno. En la representación del movimiento de apertura y cierre de la válvula dentro de la malla lattice Boltzmann

se recalcula la nueva posición de la hoja valvular para cada iteración de tiempo y se actualiza la definición de las células que previamente fueron asignadas de tipo «sólido» a «fluido» y viceversa.

Este modelo requirió tres condiciones de contorno: una en la columna de celdas de la izquierda donde el flujo entrante del ventrículo izquierdo representó el flujo de sangre pulsátil, otra condición para las paredes fijas del contorno (conformadas por el ventrículo, la aorta y el anillo rígido de la válvula mecánica) y finalmente otra condición en el contorno móvil de la válvula.

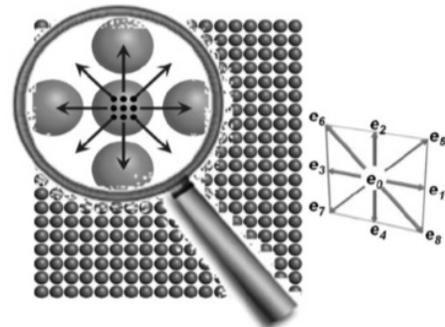


Figura 4. Velocidades discretas para el modelo D2Q9 en una rejilla cuadrada bidimensional

En la figura 4 cada círculo gris representa un nodo de la rejilla cuadrada; la imagen ampliada muestra la distribución de 9 grupos de partículas (marcadas como puntos negros) y su correspondiente vector de velocidad de partículas (distribución de flechas) (Junk 2001).

Para los resultados mostrados en esta publicación se utilizó una malla de 30.000 células tipo fluido y aproximadamente 100 células de contorno móvil. La figura 5 muestra la configuración de la malla global y algunos detalles de la válvula. Como puede observarse en la imagen, la geometría de la válvula se adaptó a la rejilla lattice Boltzmann. El acople fluido-estructura es directo (el contorno de los nodos y elementos coincide a lo largo de la interfaz).

RESULTADOS

La figura 6a muestra los patrones de flujo obtenidos por el cálculo de la ecuación de lattice Boltzmann a través de una

válvula mecánica de corazón de una hoja para un tiempo de $t = 0.93T$. Esta simulación reproduce los trabajos experimentales de Lim *et al.* (1998), quienes desarrollaron un sistema de pruebas *in vitro* para la válvula mecánica utilizando imágenes de velocimetría de partículas (PIV en inglés). Ellos utilizaron también técnicas de visualización de flujo que permitían reproducir diversos patrones y registrar imágenes cualitativas con estancamiento, recirculación, turbulencia, etc. (Black *et al.* 1991). Los resultados que obtuvieron fueron similares al valor pico de la fase de sístole en el ciclo cardíaco, es decir, regiones de poco flujo recirculando en la cavidad y más marcado a lo largo de la línea central de la válvula con baja velocidad. La figura 6b muestra la visualización por PIV del flujo correspondiente al tiempo $t = 0.93T$. Los resultados numéricos muestran similitudes en los patrones que permiten reconocer regiones de flujo recirculante (zona C), turbulencia (zonas A y B) y de alta velocidad de salida (zonas B y D) en la misma trayectoria que obtuvieron los trabajos de Lim *et al.*

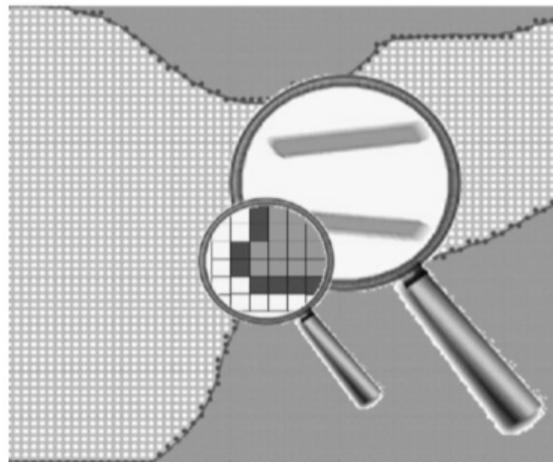


Figura 5. Malla definitiva en lattice Boltzmann para la válvula HK Medtronic Hall. Imagen ampliada de la sección con la válvula implantada

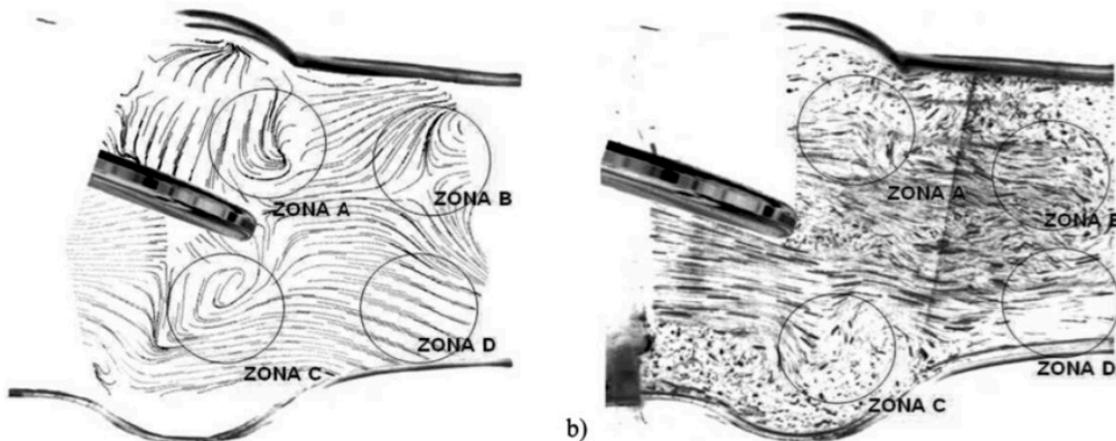


Figura 6. (a) Distribución numérica por lattice Boltzmann de velocidades para $0.93T$ ($t = 0.744$ s) a través de una válvula de disco. (b) Comparación con velocidades por PIV tomadas en una representación de la raíz aórtica (Lim *et al.* 1998)

La figura 7 muestra una distribución de la matriz de velocidades obtenidas por el cálculo de lattice Boltzmann a diferentes tiempos del ciclo cardíaco. Para que la imagen sea más clara y representativa, se muestran únicamente los valores de magnitud de la componente axial de la velocidad (u_x) mapeados en el plano xy. De esta manera se conoce la trayectoria de las partículas de fluido para la misma

válvula en los instantes de tiempo presentados. El modelo geométrico fue orientado en el espacio cartesiano de forma tal que la dirección del flujo fuese dominante en el eje axial. El signo negativo en la escala de valores indica una dirección opuesta a la convención de signos definida en la figura 2.

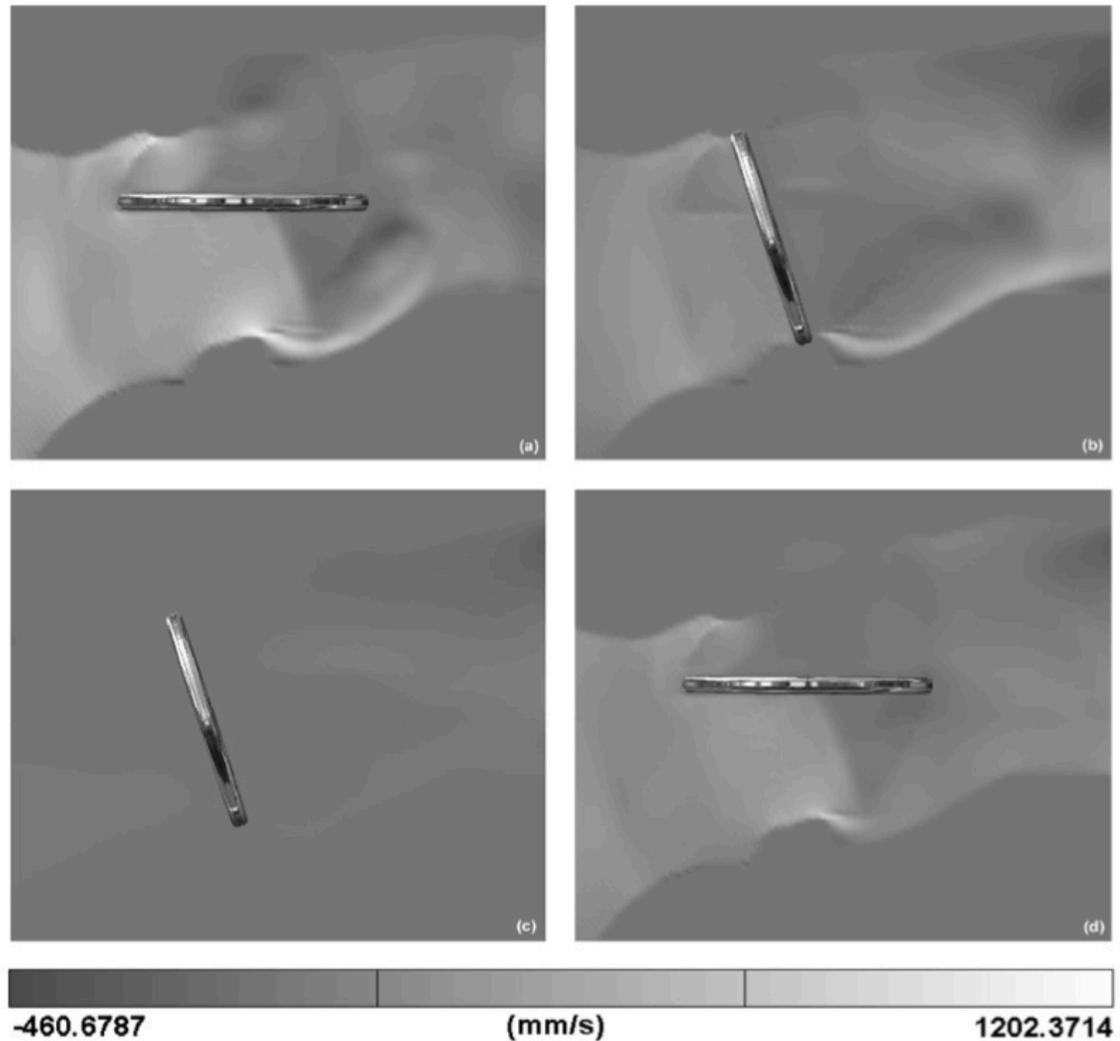


Figura 7. Dinámica transitoria de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo:

$0T$ ($t_a = 0.0$ s),
 $0.3T$ ($t_b = 0.24$ s),
 $0.87T$ ($t_c = 0.696$ s)
 y $0.93T$ ($t_d = 0.744$ s);
 magnitud de la velocidad axial $|u_x|$

En la figura 8 se ilustra el mapa de gradiente de presiones para $0.93T$ adimensionalizado por p_{ref} que representa la presión media de la aorta. Lo escarpado de los gradientes que se observan alrededor de la válvula demuestra lo acelerado

de la dinámica del flujo en esta región. Se observa que para el instante de tiempo mostrado la válvula se encuentra totalmente cerrada por la diferencia de presiones positiva en el ventrículo y negativa en el segmento aórtico.

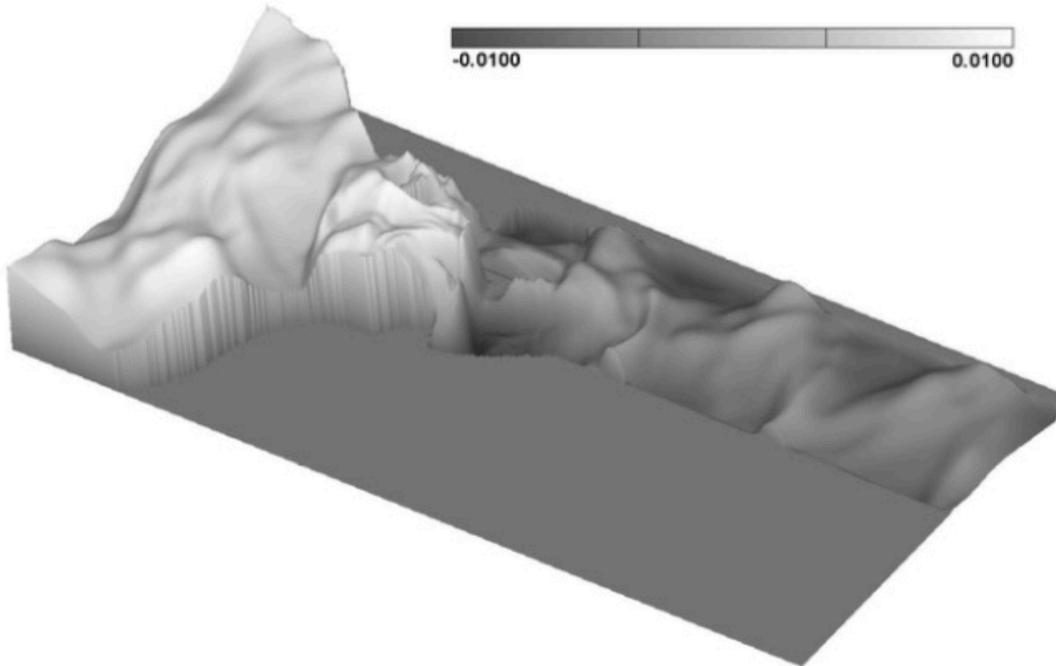


Figura 8. Mapa del diferencial de presiones para el modelo presentado en la figura 2, en el plano xy : $0.93T$ ($t = 0.744$ s) $\Delta p/p_{ref}$

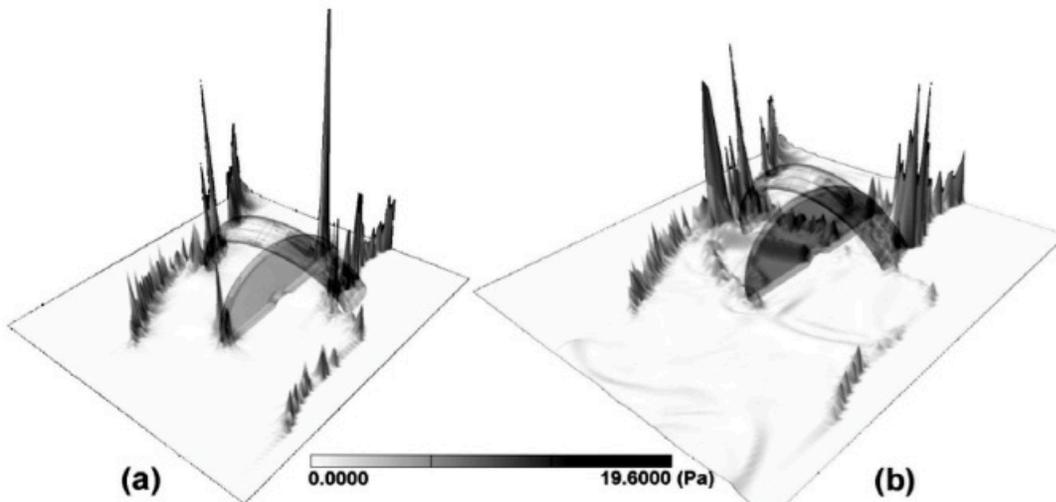


Figura 9. Esfuerzos de corte en el plano xy : $0.93T$ ($t = 0.744$ s) $|\delta_{xy}|$ para un modelo HK de Medtronic Hall.
 (a) Hoja fija a su máxima apertura,
 y (b) Hoja en movimiento. Imágenes parciales del modelo presentado en la figura 2

Otro parámetro de interés hemodinámico importante en las válvulas cardíacas son los niveles de esfuerzo de corte del fluido, y las figuras 9 y 10 muestran resultados numéricos para los modelos evaluados. Los esfuerzos que se producen durante el jet de flujo y el reflujos en las zonas de interfaz líquido-estructura con valores elevados contribuyen a la formación de placa (situación desfavorable para la salud del paciente). Actualmente la relación entre los esfuerzos de

corte y los gradientes de velocidad media es bien conocida (Hize, 1987); de hecho, en la ecuación de balanceo de energía el término de producción energética es proporcional al gradiente de velocidad. Por lo tanto, las regiones con variaciones importantes de velocidad -como el contorno de las hojas-, están envueltas en la generación de turbulencia (Grigioni *et al.* 2001).

La figura 11 muestra valores absolutos de esfuerzo cortante para la válvula SJM, considerando el modelo comercial fijo en su máxima apertura; éstos son comparados por la misma simulación numéricamente representada por Bluestein *et*

al.(2002) por el método del elemento finito. La simulación por lattice Boltzmann ofrece resultados similares para el mismo periodo de tiempo (200 ms después del pico sistólico).

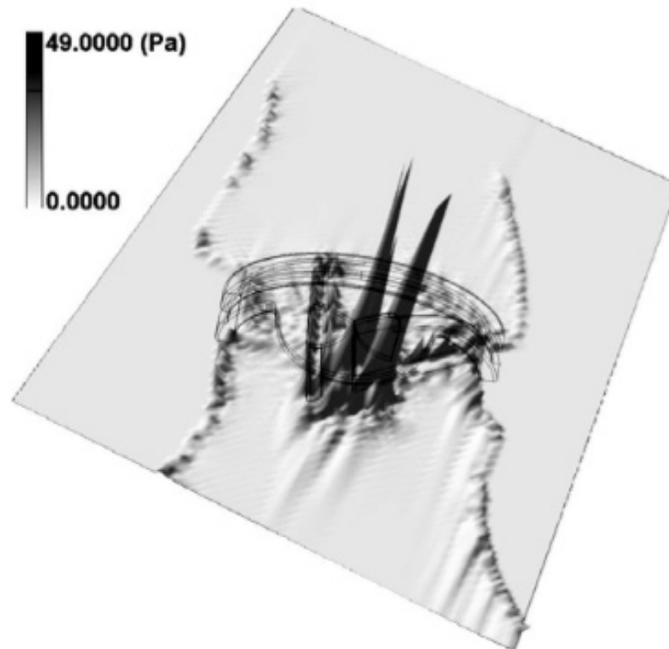


Figura 10. Esfuerzos de corte en el plano xy : $0.20T$ ($t = 0.16$ s) $|\delta_{xy}|$ para las hojas en movimiento (modelo SJM). Imagen parcial del modelo presentado en la figura 2

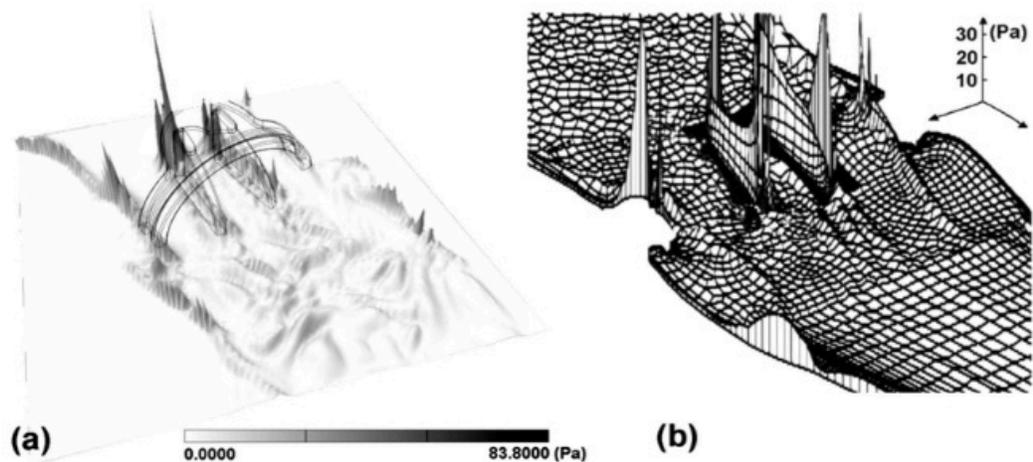


Figura 11. Mapa de esfuerzos de corte en el plano xy : $0.25T$ ($t = 0.20$ s) $|\delta_{xy}|$. Resultados con las hojas fijas a su máxima apertura. (a) simulación LBE, y (b) FEM simulación utilizando el software FIDAP CFD (Lim *et al.* 1998). Imagen parcial del modelo presentado en la figura 2

Para el caso de la válvula mecánica de dos hojas SJM, la simulación de la dinámica del contorno sólido se tornó mucho más complicada porque el método fue altamente sensible a las fluctuaciones inducidas por el fluido en el acople con las hojas de la válvula. El patrón de flujo de estos dispositivos mecánicos incluye zonas de muy elevado esfuerzo de corte durante la triple distribución de flujo típica a través de los espacios libres entre el anillo y las hojas y la formación de reflujos y vórtices (Bluestein *et al.* 2002). Fluctuaciones significativas en la función de distribución de partículas alrededor de la estructura móvil alteran los

resultados y tienen una fuerte influencia en el cierre brusco de las hojas de la válvula. Algunos resultados con la válvula SJM se muestran en la figura 12. En el perfil próximo a la válvula la influencia de la distribución de velocidades es evidente, con dos estelas profundas y tres jets de flujo, uno central y dos laterales. Este es un comportamiento característico de las válvulas de dos hojas, y como lo reportan Barbaro *et al.* (1997), produce una alteración del flujo central que puede incluso destruir el patrón natural, dejando una región central de velocidades relativamente bajas (Grigioni *et al.* 2001).

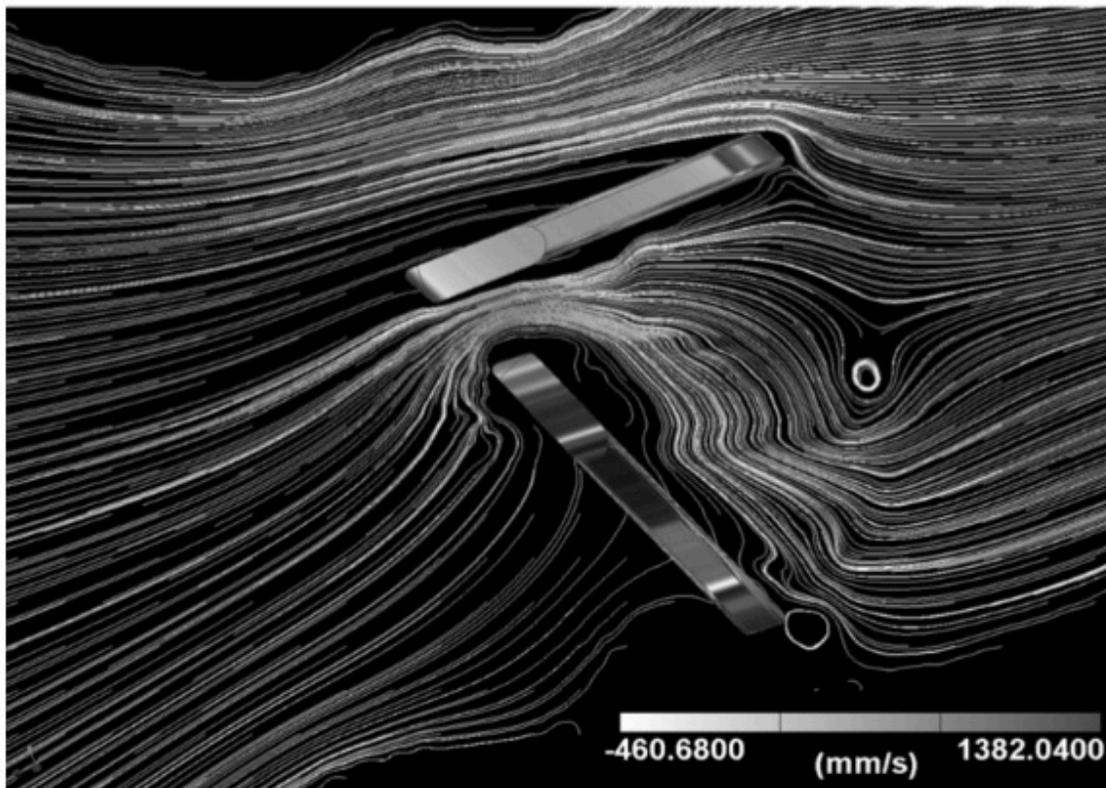


Figura 12. Distribución de líneas de corriente a través de una válvula SJM: $0.20T$ ($t = 0.16$ s) considerando contorno móvil (hojas en movimiento)

En el seno de Valsalva (región inmediata de la aorta a la salida de la válvula), hay una recirculación del fluido intensa, generada por la interacción entre el jet, la estructura de la válvula y la geometría de la aorta. También en el lado opuesto hay zonas negativas de la velocidad cerca de la pared. En las simulaciones numéricas por el método lattice Boltzmann, las condiciones del contorno impuestas para estimar el movimiento de la válvula así como su interacción con el flujo de la sangre se deben controlar de una manera muy cuidadosa, porque son altamente sensibles a las fluctuaciones en las zonas descritas previamente. En la figura 12 se observan claramente las zonas de flujo en retorno en el seno de Valsalva, así como zonas de velocidades negativas al lado de la pared (la convención de signos fue definida

en la figura 2). También pueden detallarse los efectos en el posicionamiento de las hojas como resultado de las altas fluctuaciones numéricas en el plano que atraviesa la válvula mecánica del corazón SJM. Actualmente se están evaluando nuevas técnicas de interpolación y control de las fluctuaciones para reducir el error de estimación de las condiciones de contorno en la superficie móvil.

La definición de las condiciones de contorno en la interfaz fluido-estructura móvil para el método LB presenta dos aspectos de interés a la hora de implementar modelos numéricos de interpolación: el primero es el grado de refinamiento de la malla. Debido a que la geometría del sólido debe ajustarse a la rejilla de células predefinida al

inicio de la simulación, se requiere una cantidad mínima de células para representar sin deformaciones significativas la rotación de la hoja durante su apertura y cierre. El segundo aspecto es la redefinición de las células lattice Boltzmann de su estado sólido a su estado líquido de una iteración a la siguiente. El método requiere el conocimiento de la última distribución de las partículas de fluido dentro de la célula para el cálculo de la distribución en la nueva iteración. La aproximación de estos valores desconocidos arrastra consigo un grado de error numérico que se introduce en la solución en la interfaz con el fluido y se propaga luego a las células vecinas. Es imprescindible que el método de interpolación utilizado introduzca la menor cantidad de fluctuación posible.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Para este trabajo se implementó la ecuación general de lattice Boltzmann bajo un código computacional que modela la interacción fluido-estructura en válvulas mecánicas de corazón con flujo pulsátil y contorno móvil. El método describe el comportamiento microscópico de partículas en movimiento a través de reglas sencillas de comportamiento, y a un nivel macroscópico ofrece una descripción media del fluido de manera correcta. La velocidad media de partículas representa en tiempo y espacio el comportamiento del fenómeno físico que modela, mostrando una relación directa entre el fenómeno discreto microscópico y el continuo macroscópico. El método se caracteriza por cálculos simples, procesamiento paralelo e implementación sencilla de las condiciones de contorno. El sistema se ejecutó en una estación de trabajo Intel Pentium® IV 1.8 GHz. La malla se ajustó a 96.786 células en total, y produjo un costo computacional en tiempo de 2 horas por cada ciclo cardíaco (100.000 iteraciones por ciclo). Para el postproceso de los resultados se utilizó el programa comercial AVS de la Advanced Visual Systems (<http://www.avs.com>).

Se aplicó el método lattice Boltzmann para simular la respuesta de una válvula mecánica de corazón sometida externamente a presión ventricular y aórtica. Los cálculos muestran que la dinámica de apertura y cierre de la válvula con la sangre se deben esencialmente a un proceso cinemático gobernado por el flujo del fluido. El número de Reynolds máximo obtenido en la válvula fue aproximadamente de 7000 bajo un $St=0.06$ y $d^2=222$, los cuales definirían las inestabilidades numéricas comúnmente presentes para un nivel de refinamiento de malla como el utilizado en este modelo. Por otra parte, este trabajo se centró en el uso del método numérico para investigar la importancia de la interacción fluido-estructura más que en la aproximación del fenómeno fisiológico en detalle.

El método lattice Boltzmann es una herramienta versátil y poderosa para la simulación bidimensional de flujo pulsátil en problemas de bioingeniería. Trabajos previos utilizando la ecuación de lattice Boltzmann en superficies en movimiento han demostrado su capacidad para reproducir el comportamiento de este tipo de modelos en estudio. Sin embargo, limitar su uso a mallas geométricas uniformes reduce la capacidad del algoritmo para modelar en detalle la influencia del movimiento de las hojas de la válvula cardíaca.

Desde el punto de vista del ingeniero, los métodos lattice Boltzmann pueden representar y modelar fácilmente condiciones de contorno y superficies en movimiento dentro del flujo. La estabilidad de los métodos LB es otra característica de gran atractivo a la hora de trabajar con simulaciones numéricas. Tal como lo han expresado otros autores anteriormente (Lallemand & Luo, 2003) la mayor dificultad que presenta la simulación de estructuras en movimiento utilizando métodos LB es la reconstrucción de los valores de presión en las células tipo sólido que cambian a fluido para la siguiente iteración. La interpolación de estos nuevos valores introduce fluctuaciones numéricas de las cantidades físicas.

Desde el punto de vista médico, la herramienta presentada y discutida en este trabajo tiene un impacto considerable. Los médicos pueden evaluar los efectos del flujo de la sangre a través de dispositivos artificiales y visualizar fácilmente en el computador lo que está pasando.

Los métodos aplicados son descritos para el caso bidimensional. Tanto la válvula mecánica de corazón como las cavidades del seno aórtico tienen una geometría mucho más compleja (Thubrikar, 1990), y las nuevas investigaciones que se están desarrollando están enfocadas en la adaptación del método lattice Boltzmann a mallas no uniformes bajo un análisis tridimensional.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su gratitud al Dr. Manfred Krafczyk por sus recomendaciones en los primeros trabajos de flujo biológico usando los métodos lattice Boltzmann. Estos resultados han ayudado considerablemente en el desarrollo de versiones más recientes utilizadas para este trabajo. También se agradece la colaboración del Fondo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (FONACIT) del Ministerio de Ciencia y Tecnología, así como también al Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico de la Universidad Central de Venezuela (CDCH-UCV) por el soporte financiero ofrecido, número 09.10.4413.2003.

REFERENCIAS

- BARBARO V., GRIGIONI M., DANIELE C., D'AVENIO G. & BOCCANERA G. (1997). 19mm sized bileaflet valve prostheses' flow field investigated by bidimensional laser doppler anemometry (Part I: velocity profiles), *International Journal of Artificial Organs* 20; 622–628.
- BLACK M.M., COCHRANE T., LAWFOR D.P.V., REUL H. & YOGANATHAN A. (1991). Design and flow characteristics, in: *Replacement Cardiac Valves* (E. Bodnar and R. Frater eds., Pergamon Press, USA; 1991).
- BLUESTEIN D., LI Y.M. & KRUKENKAMP I.B. (2002). Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques, *J. of Biomech.* 35; 1533–1540.
- BOUZIDI M., FIRDAOUSS M. & LALLEMAND P. (2001). Momentum transfer of a lattice-boltzmann fluid with boundaries, *Physics of Fluids* 13 (11); 3452–3459.
- BOYD J., BUICK J.M., COSGROVE J.A. & STANSELL P. (2004). Application of the lattice boltzmann method to arterial flow simulation: investigation of boundary conditions for complex arterial geometries, *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* 27 (4); 207–212.
- CHAPMAN S. & COWLING G. (1970). *The Mathematical Theory of Non Uniform Gases*. Cambridge Univ. Press, Cambridge.
- CHENG R., LAI Y.G. & CHANDRAN K.B. (2004). Three-dimensional fluid-structure interaction simulation of bileaflet mechanical heart valve flow dynamics, *Ann. Biomed. Eng.* 32 (11); 1471–1483.
- DE HART J., PETERS G., SCHREURS P & BAAIJENS F. (2003). A three-dimensional computational analysis of fluid- structure interaction in the aortic valve, *J. of Biomechanics* 36 (1); 103–112.
- D'HUNIERES D., GINZBURG I., KRAFCZYK M. & SORIANO S. (2002). Multiple-relaxation-time lattice boltzmann models in three dimensions, *The Royal Society, Phil. Trans. R. Soc. Lond. A* 360; 437–451.
- DOYLE F. (1991). Static and dynamic analysis of structures, in: *Solid Mechanics and Its Applications*, Kluwer Academic Publishers, ISBN: 0792312082.
- EDMUNDS L.H., NORWOOD W.I. & LOW D.W. (1990). Atlas of cardiothoracic surgery. Lea & Febiger, Philadelphia-London.
- FANG H., WANG Z., LIN Z. & LIU M. (2002). Lattice boltzmann method for simulating the viscous flow in large distensible blood vessels, *Phys. Rev. E Stat. Nonlin. Soft. Matter. Phys.* 65 (5); 051925.
- GERBEAU J.F., VIDRASCUB M. & FREYC P. (2005). Fluid-structure interaction in blood flows on geometries based on medical imaging, *Computers & Structures* 83 (2-3); 155–165.
- GRAD H. (1949). On the kinetic theory of rarefied gases, *Commun. Pure Appl. Math.* 2; 331.
- GRIGIONI M., DANIELE C., D'AVENIO G. & BARBARO V. (2001). The influence of the leaflets' curvature on the flow field in two bileaflet prosthetic heart valves, *Journal of Biomechanics* 34; 613 – 621.
- HE X. & LUO L. –S. (1997). Theory of the lattice boltzmann method: from the boltzmann equation to the lattice boltzmann equation, *Physical Review E* 56 (6); 6811–6817.
- HE X. & LUO L. –S. (1997). *Lattice boltzmann model for the incompressible navier-stokes equation*, Plenum Publishing Corporation; 927–945.
- HIZE J.O. (1987). *Turbulence*. McGraw-Hill, New York.
- HUFNAGEL C.A. & HARVEY W.P. (1953). Surgical correction of aortic insufficiency: Preliminary report. *Bull. Georgetown Univ. Med. Ctr.* 6.
- JUNK M. (2001). LBM discrete dynamics and finite difference method, in: *Proceedings of the GAMM Workshop «Discrete Modelling and Discrete Algorithms in Continuum Mechanics»*. T. Sonar and I. Thomas eds., Logos, Berlin.
- KNOCH M., REUL H., KROGER R. & RAU G. (1988). Model studies at mechanical aortic heart valve prostheses»Part 1: steady-state flow fields and pressure loss coefficients, *Journal of Biomechanical Engineering* 110 (4); 334–343.
- KRAFCZYK M., CERROLAZA M., SCHULZ M. & RANKE E. (1998). Analysis of 3D transient blood flow passing through an artificial aortic valve by lattice-boltzmann methods, *J. of Biomechanics* 31 (5); 453-462.

- LALLEMAND P. & LUO L. -S. (2000). Theory of the lattice boltzmann method: dispersion, dissipation, isotropy, galilean invariance, and stability, *Physical Review E* 61 (6); 6546–6562.
- LALLEMAND P. & LUO L. -S. (2003). Lattice boltzmann method for moving boundaries, *J. of Comp. Phys.* 184; 406–421.
- LI H., LU X., FANG H. & QIAN Y. (2004). Force evaluations in lattice boltzmann simulations with moving boundaries in two dimensions, *Phys. Rev. E Stat. Nonlin. Soft. Matter. Phys.* 70 (2 Pt 2); 026701.
- LIM W.L., CHEW Y.T., CHEW T.C. & LOW H.T. (1998). Steady flow dynamics of prosthetic aortic heart valves: a comparative evaluation with PIV techniques, *J. of Biomech.* 31; 411–421.
- O'MALLEY C.D. & SAUNDERS C.M. (1952). *Leonardo da Vinci on the Human Body*. Henry Schuman, New York.
- PEKERIS C.L. (1955). Solution of the boltzmann-hilbert integral equation, *Proc. Nat. Acad. Soc.* 41; 661.
- PELLICCIONI O., CERROLAZA M. & HERRERA M. (2002). Three-dimensional flow through the björk-shiley artificial valve in aortic position: computational analysis between the FEM and lattice methods (in Spanish), in: *Proc. II International Numeric Methods in Engineering and Applied Sciences Congress*. CIMNE, Guanajuato – Mexico; 977-986.
- PELLICCIONI O. (2005). Analysis of transient blood flow passing through mechanical heart valves by lattice Boltzmann methods, Ph.D. Thesis, Universidad Central de Venezuela, Caracas–Venezuela.
- SUN C., MIGLIORINI C. & MUNN LL. (2003). Red blood cells initiate leukocyte rolling in postcapillary expansions: a lattice boltzmann analysis, *Biophys. J.* 85 (1); 208–22.
- TANG D., YANG C., KOBAYASHI S., ZHENG J. & VITO RP. (2003). Effect of stenosis asymmetry on blood flow and artery compression: a three-dimensional fluid-structure interaction model, *Ann Biomed Eng.* 31 (10); 1182–93.
- TEIXEIRA P. & AWRUCH A. (2005). Numerical simulation of fluid–structure interaction using the finite element method, *Computers & Fluids* 34 (2); 249–273.
- THUBRIKAR M. (1990). *The Aortic Valve*, CRC Press, Boca Raton, Florida.
- VAN STEENHOVEN A. & VAN DONGEN M. (1979). Model studies of the closing behaviour of the aortic valve, *Journal of Fluid Mechanics* 90 (1); 21–32.
- VAN STEENHOVEN A., VERLAAN C., VEENSTRA P. & RENEMAN R. (1981). An in-vivo cinematographic analysis of the behaviour of the aortic valve, *American Journal of Physiology* 240 (2); H286–H292.
- VAN ZUIJLEN A. & BIJL H. (2005). Implicit and explicit higher order time integration schemes for structural dynamics and fluid-structure interaction computations, *Computers & Structures* 83 (2-3); 93-105.
- YOGANATHAN A.P., CORCORAN W.H., HARRISON E.C. & CARL J.R. (1978). The björk-shiley aortic prosthesis: flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth, *Circulation* 58; 70-76.

