

Ingeniería y Ciencia

ISSN: 1794-9165

ingciencia@eafit.edu.co

Universidad EAFIT

Colombia

Ayala, D. S.; Madero, D. A.

Análisis del efecto de la porosidad y forma de un stent en un aneurisma sacular intracraneal utilizando
el método Lattice Boltzmann

Ingeniería y Ciencia, vol. 9, núm. 18, julio-diciembre, 2013, pp. 33-59

Universidad EAFIT

Medellín, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=83529050003>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

Análisis del efecto de la porosidad y forma de un stent en un aneurisma sacular intracraneal utilizando el método Lattice Boltzmann

D. S. Ayala¹ y D. A. Madero²

Recepción: 19-11-2012, Aceptación: 02-10-2013

Disponible en línea: 05-11-2013

PACS: 87.15.hj, 47.15.G-, 47.11.-j

Resumen

En este artículo se presenta un análisis de los patrones de flujo sanguíneo en un aneurisma sacular intracraneal y los efectos de la forma y la porosidad de los stents empleados en tratamientos endovasculares. En este estudio se empleará el criterio de reducción del flujo para caracterizar la eficiencia del stent. Se evaluarán las propiedades hemodinámicas de un flujo sanguíneo newtoniano dentro del aneurisma a partir del método de Lattice Boltzmann (LBM). Se proponen algunos valores de porosidad y forma de stent para el análisis. En todos los casos de stent analizados se observa una reducción de velocidades y presiones y un aumento de viscosidad. Se observa además que el stent de contorno rectangular es el caso óptimo y reduce la magnitud de la velocidad del flujo en el interior del aneurisma

¹ Mg. en Física médica, santiago.ayala@oncologosdeloccidente.co, Oncólogos del Occidente, Armenia, Colombia.

² MSc. Física médica, damaderor@unal.edu.co, Clínica de Occidente S.A., Armenia, Colombia.

hasta en un 76 %. Los resultados obtenidos ayudan a entender el papel de la forma y porosidad en el diseño de un stent.

Palabras clave: aneurisma sacular intracraneal; stent; método lattice boltzmann.

Aspectos relevantes

- Se empleó el método Lattice Boltzmann en la solución de un modelo de flujo sanguíneo bidimensional en un aneurisma sacular intracraneal.
- Se realizaron mediciones de presiones y velocidades en un aneurisma con y sin stent para diferentes formas y porosidades de stent.

Analysis of the effect of stent porosity and shape on saccular intracranial aneurysm using the Lattice Boltzmann method

Abstract

This article presents an analysis of blood flow patterns in intracranial saccular aneurysm and the effects of the shape and porosity of the stents used in endovascular treatments. In this study will be used the flow reduction criteria for characterizing the efficiency of the stent. The hemodynamic properties of a newtonian blood flow into the aneurysm will be evaluated using the Lattice Boltzmann method (LBM). Porosity values and stent forms are proposed for analysis. In all stent cases analyzed is observed a reduction of velocity and pressure and an increase in viscosity. It is further noted that the rectangular contour stent is the optimal case and reduces the magnitude of the flow velocity inside the aneurysm much as 76%. The results help to understand the role of porosity in the form and design of a stent.

Key words: saccular intracranial aneurysm; stent; lattice boltzmann method.

1 Introducción

Los aneurismas son enfermedades vasculares que se caracterizan por un debilitamiento y abultamiento de una porción de una arteria. Los aneurismas intracraneales son particularmente peligrosos puesto que su ruptura presenta altas tasas de mortalidad y morbilidad [1]. Para tratar aneurismas, se han empleado técnicas endovasculares. Los estudios de modelos de

aneurismas han mostrado cambios hemodinámicos complejos en el aneurisma luego de la colocación de un stent a lo largo del cuello del mismo [2], [3], [4], [5], [6].

Se cree que la hemodinámica juega un papel importante no sólo en la formación y crecimiento de un aneurisma sino también en la formación de trombos durante el proceso de embolización. Se han propuesto varios factores hemodinámicos para explicar la formación y crecimiento de los aneurismas; entre estos se ha incluído la presión arterial, los esfuerzos cortantes hemodinámicos y la velocidad [7]. Estos factores se han estudiado a partir de modelos *in vitro*, *in vivo* y en simulación computacional [8], [9], [10]. Se ha determinado que altos esfuerzos cortantes y velocidades contribuyen en los daños vasculares.

Se ha propuesto la implantación de un stent poroso en un vaso dañado como un método de prevenir el crecimiento del aneurisma y su posible ruptura. Es de esperarse que la capacidad de un stent para disminuir el flujo en el aneurisma dependa de su diseño. Se han realizado estudios del efecto de la forma del enmallado de un stent [11], [12], [13]. Kim *et al.* han realizado también un estudio comparativo de los efectos del diseño de stent en la hemodinámica de un aneurisma [14]. En este trabajo se realiza un estudio similar al de Kim *et al.*

Se pretende realizar un modelo 2D de un aneurisma sacular utilizando el método Lattice Boltzmann (LBM, por sus siglas en inglés) para flujo sanguíneo, con el fin de evaluar el efecto hemodinámico de la forma y porosidad de los stents. Se realizarán cálculos de presiones y velocidades en el aneurisma con y sin el stent y para diferentes formas y porosidades de stent.

1.1 Aneurisma

Un aneurisma es un abultamiento en forma de balón en una arteria. Se generan a raíz de la fuerza ejercida por la sangre sobre las paredes de las arterias que han sido debilitadas o dañadas por diversos problemas médicos, condiciones genéticas o trauma.

Un aneurisma puede crecer hasta el punto de romperse o generar fisuras en las paredes de la arteria, lo que conlleva a una hemorragia que en la gran

mayoría de los casos resulta fatal.

Entre los diferentes tipos de aneurismas se encuentran los aneurismas aórticos, los intracraneales y los periféricos. Los aneurismas aórticos son los más comunes y se dividen a su vez en aneurismas aórticos abdominales (AAA) y aneurismas aórticos torácicos (TAA), según la región de incidencia. Los aneurismas intracraneales suelen ser saculares, debido a la forma en que se presentan. Los aneurismas que no se presentan en la aorta o en las arterias cerebrales se denominan periféricos y se ubican, comúnmente, en las arterias carótidas, femorales y poplíteas [15].

1.2 Aneurisma intracraneal

Los aneurismas intracraneales se clasifican según la morfología, tamaño, ubicación o etiología. Usualmente, los aneurismas intracraneales se dividen en tres tipos básicos: sacular, fusiforme y disecante, y pueden aparecer solitarios (70-75 %) o en lesiones vasculares múltiples (25-30 %), generalmente en el círculo de Willis ¹. La mayoría de los aneurismas ocurren de manera espontánea, aunque rara vez se generan a causa de un trauma, una infección o un tumor [16].

En la gran mayoría de los casos, la ocurrencia de un aneurisma cerebral está asociada a factores endógenos como la presión sanguínea arterial elevada y condiciones alteradas de flujo y factores exógenos como el cigarrillo, el alto consumo de alcohol y el uso de medicamentos anticoagulantes o anticonceptivos [17], [18]. Las causas más comunes en el desarrollo de un aneurisma son los daños vasculares hemodinámicamente inducidos, la aterosclerosis, la vasculopatía subyacente y estados de flujo elevado. Las etiologías menos comunes son el trauma, la infección, el abuso de drogas y neoplasias [16].

2 Aneurisma sacular

Los aneurismas saculares son conglomerados de sangre con forma de cereza que se forman en las paredes de las arterias, y constituyen un 66-98 % de los

¹El círculo de Willis (también llamado círculo arterial cerebral, círculo arterial de Willis, y polígono de Willis) es un círculo de arterias que suministran sangre al cerebro.

aneurismas intracraneales [19]. Estos se forman a partir del engrosamiento de la capa interna de la pared arterial. Como la capa interna de la pared es inelástica en estos lugares, se aumenta el estrés en las porciones más elásticas provocando una invaginación. También puede influir la presencia de anormalidades en las proteínas estructurales de la matriz extracelular [20].

Existen diferentes métodos imaginológicos para el estudio de los aneurismas intracraneales, entre los que se encuentra la tomografía computarizada (CT), la resonancia magnética (MR), la angiografía cerebral y el ultrasónico transcraneal. La Figura 1 muestra una angiografía de un aneurisma sacular en la arteria carótida.

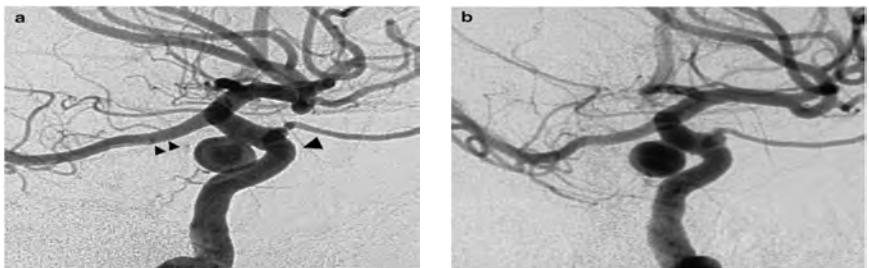


Figura 1: Aneurisma sacular en la arteria hipofisiaria superior. Se muestran dos vistas oblicuas diferentes de una angiografía de la carótida (a y b) para observar en detalle el aneurisma y su cuello. En la Figura (a) se señalan la arteria cerebral posterior (PCA) (doble flecha) y la arteria oftálmica (flecha) (Tomado de [21]).

3 Tratamiento

El objetivo primario de los tratamientos de aneurismas cerebrales es evitar la ruptura.

Existen dos tipos básicos de tratamiento: la cirugía y los tratamientos endovasculares. Durante varias décadas se ha seleccionado la cirugía como la herramienta principal de tratamiento de estas patologías y se ha restringido la terapia endovascular a casos muy específicos en los que la cirugía se dificulta, ya sea por la ubicación anatómica del aneurisma o por condiciones médicas que la contraindiquen. Sin embargo, con la aparición de nuevas tecnologías se ha incrementado el uso de la terapia endovascular, hasta el

punto de convertirse en la principal técnica de tratamiento de aneurismas intracraneales (con más de un 85 % de los casos)[22], [23].

3.1 Tratamiento endovascular

El tratamiento endovascular de aneurismas consiste en la inserción de diversos materiales embólicos a través de la arteria afectada con la intención de obstruir el flujo de sangre al interior del saco del aneurisma por medio de una embolización ² en su interior.

Para la implantación de estos materiales en las arterias es necesario el uso de dispositivos complementarios, entre los que se encuentran los catéteres guía, los cuales tienen una punta suave revestida hidrofílicamente que alcanza grandes distancias en la arteria sin causar ruptura. A través de estos catéteres guía puede introducirse un microcatéter (0.010-0.016in de calibre), a través del cual se llevará el embobinado hasta el aneurisma. En la mayoría de los casos, estos microcatéteres son puestos en el sitio indicado a través de un microalambre (0.010-0.016in de calibre) que se inserta en el catéter guía. El uso de uno de estos dispositivos médicos es una elección subjetiva y puede variar de una institución a otra.

En cuanto a los materiales embólicos empleados, inicialmente se utilizaban balones de látex o silicona que se introducían a través de la arteria, pero estos dispositivos presentaron varios efectos secundarios perjudiciales, restringiéndose su uso a oclusiones cardiovasculares de vasos mayores, como la carótida interna o la arteria vertebral. Posteriormente se comienzan a usar embobinados de alambre, los cuales se constituyen hoy en día como el dispositivo endovascular de mayor uso para tratamientos de aneurismas. Estos alambres pueden ser de acero inoxidable o titanio, sin embargo, para tratamientos endovasculares intracraneales se prefiere el empleo de alambres de titanio porque son menos rígidos. Los alambres utilizados hoy en día tienen un recubrimiento o proveen sustancias bioactivas que facilitan el crecimiento endotelial y sana la entrada del aneurisma. Pueden tener también recubrimientos de materiales de hidrogel expandible a condiciones

²La embolización es un proceso no quirúrgico y poco invasivo en la que se ocluyen vasos sanguíneos específicos, por medio de la coagulación, para evitar o disminuir el flujo de sangre.

de pH específicas como la de la sangre, que permiten aumentar hasta siete veces el volumen del embobinado [16].

En algunas ocasiones, se encuentran aneurismas con cuello amplio en los que la cirugía o la terapia endovascular convencional se dificulta o es imposible de realizar, además de que la oclusión total de la arteria afectada no es una opción viable. En tales casos se requiere el uso de un dispositivo médico denominado stent [24], [25].

3.2 Stents

Los stents son tubos pequeños y flexibles hechos de una malla plástica o de alambre, que se utilizan para tratar una variedad de situaciones médicas, entre las que se encuentra la de mantener abiertos vasos sanguíneos o cualquier otra ruta que se encuentre obstruida.

Se han desarrollado stents con el fin de ayudar en el tratamiento endovascular de aneurismas de cuello amplio que no pueden ser tratados directamente con cirugía o terapias endovasculares convencionales.

Los stents son desplegados en el sitio de interés por la expansión de un balón o la liberación de nitinol auto-expandible o un stent de acero de un stent estabilizador que lo mantiene en posición comprimida hasta que se ubica en el lugar adecuado. Sin embargo, por razones de rigidez, la expansión con el balón es muy restringida para tratamientos intracraneales, por lo que se prefiere utilizar stents auto-expandibles muy elásticos. La Figura 2 muestra un esquema de un stent auto-expandible utilizado en conjunto con un sistema de embobinado para la embolización de un aneurisma sacular de cuello ancho.

Dependiendo del diseño del stent, puede que no sea necesario el uso complementario de un embobinado de alambre, pues un stent de enmallado denso puede promover la trombosis en el aneurisma [16].

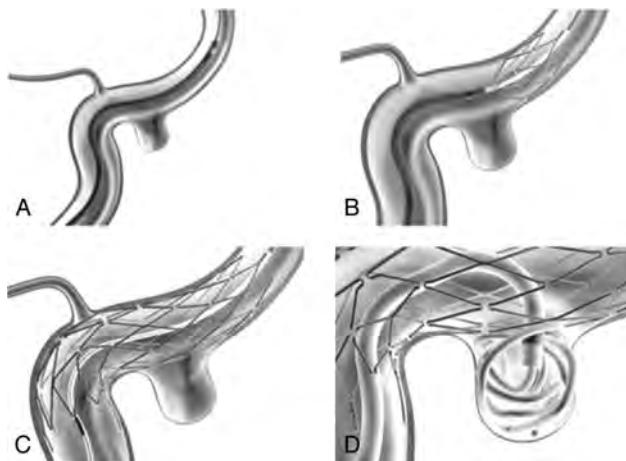


Figura 2: Esquema de la colocación de un stent auto-expandible en conjunto con un embobinado para el tratamiento de un aneurisma sacular de cuello ancho. A. Se coloca el microcatéter con el stent en la ubicación del aneurisma. B. Se expande el stent tirando del catéter estabilizador. C. El stent está extendido y listo para la incisión del embobinado. D. Se coloca el embobinado a través de otro catéter. (Tomado de [26])

4 Métodos Lattice Boltzmann

Los métodos Lattice Boltzmann (LBM) son una clase de simulación de mecánica de fluidos computacional (CFD)³. Estos solucionan la ecuación de Boltzmann discreta⁴, en lugar de las ecuaciones de Navier-Stokes⁵,

³La mecánica de fluidos computacional (CFD) es una de las ramas de la mecánica de fluidos que utiliza métodos numéricos y algoritmos para resolver y analizar problemas sobre el flujo de sustancias.

⁴La ecuación de Boltzmann, también conocida como ecuación de transporte de Boltzmann, describe la distribución estadística de una partícula en un fluido. Es una de las ecuaciones más importantes de la mecánica estadística de no equilibrio, específicamente en el tratamiento de sistemas lejos del equilibrio termodinámico. La ecuación de Boltzmann se utiliza en el estudio de la manera como un gas o un fluido transporta cantidades físicas como calor y moméntum, y por tanto, permite obtener propiedades de transporte como viscosidad y conductividad térmica.

⁵Las ecuaciones de Navier-Stokes son un conjunto de ecuaciones en derivadas parciales no lineales que describen el movimiento de un fluido newtoniano. Estas ecuaciones

para simular el flujo de un fluido newtoniano ⁶ con modelos de colisión como el Bhatnagar-Gross-Krook (BGK), como se describirá más adelante en este artículo. Estos métodos se basan en el hecho de que las interacciones de partículas intrínsecas en procesos de flujo y colisiones en un número limitado de partículas muestran un comportamiento de fluido viscoso que se extrae a la masa total de interés [27].

4.1 Algoritmo

LBM es una técnica de simulación de sistemas de fluidos complejos relativamente nueva. A diferencia de los modelos convencionales de simulación de fluidos, los cuales resuelven numéricamente las ecuaciones de conservación de las propiedades macroscópicas (masa, moméntum y energía), LBM modela el fluido como un conjunto de partículas ficticias que experimentan procesos consecutivos de propagación y colisión sobre una malla reticular o lattice. La naturaleza particular y la dinámica local de LBM ofrece ciertas ventajas sobre los CFD convencionales, especialmente al tratar fronteras complejas, interacciones microscópicas y parallelización del algoritmo. Los métodos numéricos para la solución de ecuaciones diferenciales parciales dan lugar a un mapa discretizado, el cual puede interpretarse como la propagación y colisión de partículas ficticias.

En el algoritmo computacional, los pasos de colisión y flujo se definen así:

Paso de colisión:

$$f_i^t(\mathbf{x}, t + \Delta t) = f_i(\mathbf{x}, t) + \frac{1}{\tau} (f_i^{eq} - f_i) \quad (1)$$

se obtienen aplicando los principios de conservación de la mecánica y la termodinámica a un volumen fluido. Haciendo esto se obtiene la llamada formulación integral de las ecuaciones. Para llegar a su formulación diferencial se manipulan aplicando ciertas consideraciones, principalmente aquella en la que los esfuerzos tangenciales guardan una relación lineal con el gradiente de velocidad (ley de viscosidad de Newton), obteniendo de esta manera la formulación diferencial que generalmente es más útil para la resolución de los problemas que se plantean en la mecánica de fluidos.

⁶Un fluido newtoniano es un fluido cuya viscosidad puede considerarse constante en el tiempo. La curva que muestra la relación entre el esfuerzo o cizalla contra su tasa de deformación es lineal y pasa por el origen, es decir, el punto [0,0]. El mejor ejemplo de este tipo de fluidos es el agua en contraposición al pegamento, la miel o los geles que son ejemplos de fluido no newtoniano.

Paso de flujo:

$$f_i(\mathbf{x} + e_i \Delta t, t + \Delta t) = f_i^t(\mathbf{x}, t + \Delta t) \quad (2)$$

4.2 Desarrollo desde el método LGA

El método LBM se originó a partir del método del lattice de autómatas de gas (LGA), el cual puede ser considerado un modelo de dinámica molecular ficticio simplificado en el cual el espacio, el tiempo y las velocidades de la partícula son discretos. En este modelo puede haber 0 o 1 partícula en un nodo del lattice moviéndose con una velocidad determinada del lattice. Luego de un intervalo de tiempo, cada partícula se moverá a un nodo vecino en la dirección de su velocidad; este proceso es llamado paso de propagación o de flujo. Cuando más de una partícula llegan al mismo nodo al mismo tiempo desde diferentes direcciones, estas colisionan y cambian sus direcciones de acuerdo a un conjunto de normas de colisión. Los procesos de colisión y flujo se alternan. En las normas de colisión se encuentra la conservación del número de partículas (masa), moméntum y energía antes y después de la colisión. El modelo LGA presenta ciertos defectos para la simulación de hidrodinámica, tales como la falta de invarianza Galileana⁷ para fluidos rápidos, el ruido estadístico y dificultades para escalar el número de Reynolds⁸ con el tamaño del lattice.

El paso de flujo, en el cual las funciones de distribución se trasladan a las celdas vecinas de acuerdo a la dirección discretizada de la velocidad,

⁷La invarianza Galileana o relatividad Galileana es un principio de relatividad el cual establece que las leyes fundamentales de física son las mismas en todos los marcos inerciales.

⁸En mecánica de fluidos, el número de Reynolds Re es un número adimensional que da una medida de la razón entre las fuerzas inerciales y las fuerzas viscosas y, por tanto, cuantifica la importancia relativa de estos dos tipos de fuerzas para determinadas condiciones de flujo.

El número de Reynolds se utiliza para caracterizar diferentes regímenes de flujo, tales como flujo laminar o turbulento: el flujo laminar ocurre para valores bajos del número de Reynolds, donde las fuerzas viscosas son dominantes, y se caracteriza por un movimiento suave y constante del fluido; el flujo turbulento ocurre para valores altos del número de Reynolds y es dominado por las fuerzas inerciales, las cuales tienden a generar remolinos caóticos, vórtices, entre otras inestabilidades del flujo.

se muestra en la Figura 3, en el modelo D2Q9 por simplicidad. El paso de colisión (que se ilustra en la Figura 4) consiste en una redistribución de las funciones de distribución a partir de las funciones de distribución de equilibrio discretizadas locales, pero de tal manera que se mantengan invariantes la masa y el moméntum locales.

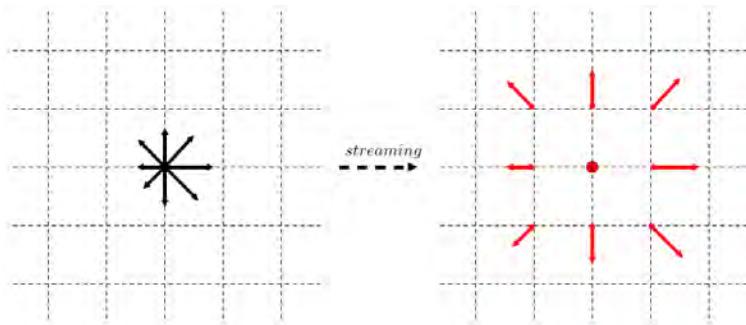


Figura 3: Esquema del proceso de flujo (streaming) en un lattice D2Q9. Nótese que la magnitud de las funciones de distribución permanecen constantes, pero se mueven hacia un nodo vecino de acuerdo a su dirección (Tomado de [28])

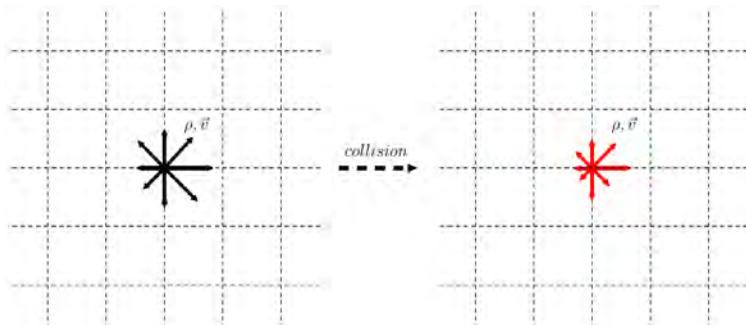


Figura 4: Esquema del proceso de colisión (collision) en un lattice D2Q9. Nótese que la densidad ρ y la velocidad \vec{v} locales se conservan, pero las funciones de distribución cambian de acuerdo la regla de relajación local (Tomado de [28])

La principal razón para la transición de LGA a LBM fue el intento de evitar el ruido estadístico reemplazando el número booleano de la partícula en una dirección del lattice con su promedio de grupo o función de

distribución de densidad. Junto con este cambio, la regla de colisión discreta se reemplaza por su función continua llamada operador colisión. En el desarrollo del LBM, se tiene una simplificación importante que consiste en la aproximación del operador colisión con el término de relajación de Bhatnagar–Gross–Krook (BGK). Este modelo de lattice (LBGK) hace que las simulaciones sean más eficientes y permite cierta flexibilidad en los coeficientes de transporte. Por otro lado, se ha mostrado que el esquema LBM puede considerarse como una forma discretizada de la ecuación continua de Boltzmann. Es posible obtener las ecuaciones de continuidad y de Navier–Stokes a partir del algoritmo LBM utilizando la teoría de Chapman–Enskog [29]. Es posible también obtener los perfiles de presión de manera directa desde las distribuciones de densidad.

4.3 Lattices y clasificación DnQm

Los modelos de Lattice Boltzmann se pueden trabajar en distintos tipos de lattices, tanto cúbicos como triangulares, y con o sin partículas en reposo en la función de distribución discreta.

Una manera típica de clasificación de los diferentes métodos de lattices es el esquema DnQm. En este esquema “Dn” quiere decir “n dimensiones” y “Qm” representa “m velocidades”. Por ejemplo, D3Q15 es un modelo de Lattice Boltzmann tridimensional en una red cúbica con partículas en reposo presentes. Cada nodo tiene una forma cristalina, y puede entregar partículas a cada uno de los seis nodos vecinos que comparten una cara, los ocho nodos vecinos que comparten una esquina, y así mismo. Si se incluyera además la posibilidad de entregar partículas a los doce vecinos que comparten un borde, se tendría el modelo D3Q27.

Las cantidades reales como espacio y tiempo deben convertirse a unidades del lattice antes de la simulación. Las cantidades no dimensionales como el número de Reynolds no varían.

4.4 Conversión a unidades del lattice

En la simulación con Lattice Boltzmann se asignan cantidades Δx y Δt , siendo Δx la unidad espacial básica del lattice y Δt el intervalo de tiempo.

Por tanto, si se tiene un lattice de dominio espacial L con N unidades de lattice a lo largo de la longitud total, la unidad espacial se definirá como $\Delta x = L/N$. Las velocidades en las simulaciones de Lattice Boltzmann se suelen expresar en términos de la velocidad del sonido, por tanto, la unidad temporal se define como $\Delta t = \Delta x/c_s$, donde c_s es la velocidad del sonido.

5 Implementación del método

5.1 Descripción del modelo

Se utiliza una estructura de vórtices para analizar los patrones de flujo en un aneurisma y un vaso sanguíneo. LBM resuelve el movimiento del fluido basado en la dinámica microscópica de pseudo-partículas de fluido que evoluciona en un lattice. El LBM empleado en este estudio es el lattice incompresible de nueve velocidades de Bhatnagar–Gross– Krook (BGK) para dos dimensiones (D2Q9), como se observa en la Figura 5.

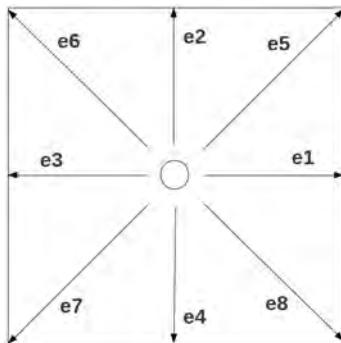


Figura 5: Modelo D2Q9. El nodo es el círculo en el centro y se tienen ocho direcciones para las velocidades (e_i) de las pseudo-partículas.

En el modelo LBM, la función de distribución, $f_i(x, t)$, en el punto x y tiempo t , interactúa con el lattice respetando la conservación de masa, moméntum, isotropía e invarianza Galileana. La evolución de la función de distribución en un lattice está dada por

$$\frac{\delta f}{\delta t} + \mathbf{e} \cdot \nabla f = \boldsymbol{\Omega}(f) \quad (3)$$

donde \mathbf{e} es la velocidad local de la partícula y $\boldsymbol{\Omega}$ es el operador de colisión.

La densidad del fluido, ρ , y su velocidad, \mathbf{u} , se evalúan a partir de la función de evolución por

$$\rho = \int f(\mathbf{x}, \mathbf{e}, t) dV, \quad \rho \mathbf{u} = \int \mathbf{e} f(\mathbf{x}, \mathbf{e}, t) dV \quad (4)$$

La evolución de la función de distribución en el lattice (eq. 3 se discretiza de la siguiente manera:

$$\frac{\delta f_i}{\delta t} + \mathbf{e}_i \cdot \nabla f_i = \boldsymbol{\Omega}_i(f) \quad (5)$$

siendo $i = 0, 1, 2, \dots, 8$ para el modelo D2Q9 empleado.

Para la densidad y velocidad del fluido (eq. 4 se obtiene entonces

$$\rho = \sum_{i=0}^k f_i(\mathbf{x}, \mathbf{e}, t) dV, \quad \rho \mathbf{u} = \sum_{i=0}^k \mathbf{e}_i f_i(\mathbf{x}, \mathbf{e}, t) dV \quad (6)$$

donde k es 8 para el modelo D2Q9 empleado.

La evolución de la función de distribución de la partícula que resulta de los procesos de colisión y el movimiento de la partícula está determinado por el LBM empleando el modelo BGK, a partir de las ecuaciones (1 y (2:

$$\begin{aligned} f_i(\mathbf{x} + e_i \Delta t, t + \Delta t) - f_i(\mathbf{x}, t) \\ = -\frac{1}{\tau} (f_i(\mathbf{x}, t) - f_i^{eq}(\mathbf{x}, t)) \end{aligned} \quad (7)$$

donde $f_i(\mathbf{x} + e_i \Delta t, t + \Delta t) - f_i(\mathbf{x}, t)$ es también llamado el operador colisión ($\boldsymbol{\Omega}_i$); τ es el tiempo de relajación adimensional.

La función de equilibrio está dada por

$$f_i^{eq} = \rho \omega_i \left[1 + \frac{1}{c_s^2} \mathbf{e}_i \cdot \mathbf{u} + \frac{1}{2c_s^4} (\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{u})^2 - \frac{1}{2c_s^2} \mathbf{u} \cdot \mathbf{u} \right] \quad (8)$$

donde $c_s = c/\sqrt{3}$ es la velocidad del sonido, $c = \Delta x/\Delta t$ es la velocidad de la partícula, Δx y Δt son el espaciamiento del lattice y el intervalo de tiempo, respectivamente, y ω_i es el factor de peso.

La viscosidad cinemática, ν , está dada por

$$\nu = \left(\tau - \frac{1}{2} \right) c_s^2 \Delta t \quad (9)$$

La ecuación 9 permite ajustar la viscosidad del modelo de manera directa. Se observa que se requiere que $\tau \geq 0,5$ para garantizar una viscosidad positiva. El límite $\tau \rightarrow 0,5$ corresponde a un fluido no viscoso, mientras que el límite $\tau \rightarrow \infty$ representa al flujo de Stokes (de arrastre). Mientras que el último caso no genera ninguna dificultad para el modelo, el primero es problemático debido a temas de inestabilidad si se selecciona una resolución inadecuada del lattice. Esto se debe a que los gradientes de velocidad pueden hacerse muy grandes (especialmente en geometrías complejas, con altas variaciones topográficas) y el modelo no puede disipar la energía debido a la viscosidad tan baja [28].

La velocidad local de la partícula empleada en el modelo está dada por

$$e_i = \begin{cases} (0, 0) & i = 0 \\ (\pm 1, 0) (0, \pm 1) & i = 1, 2, 3, 4 \\ (\pm 1, \pm 1) & i = 5, 6, 7, 8 \end{cases} \quad (10)$$

Los factores de peso para la función de equilibrio están dados por

$$\omega_i = \begin{cases} \frac{4}{9}, & i = 0 \\ \frac{1}{9}, & i = 1, 2, 3, 4 \\ \frac{1}{36}, & i = 5, 6, 7, 8 \end{cases} \quad (11)$$

Bajo la condición de bajas velocidades y al hacer $\Delta x, \Delta t \rightarrow 0$, este modelo retorna a las ecuaciones de Navier-Stokes [28]:

$$\nabla \cdot U = 0, \quad (12)$$

$$\rho \Delta t \mathbf{U} + \rho \mathbf{U} \nabla \cdot U = -\nabla P + \rho \nu \nabla^2 U \quad (13)$$

con una ecuación isotérmica de estado:

$$P = c_s^2 \rho, \quad (14)$$

donde P es la presión.

La prueba de este resultado sigue el análisis de Chapman-Enskog [29].

5.2 Parámetros numéricos

La simulación del comportamiento hemodinámico en el aneurisma se llevó a cabo en c++ bajo la programación orientada a objetos (POO), el cual ofrece un código claro y fácil de manipular. El lattice se dividió en los objetos fluido, stent, fuente y vacío.

Se ha considerado un flujo sanguíneo newtoniano. Se han tomado diferentes valores para el número de Reynolds ($Re = UL/\nu$, siendo U la velocidad en el centro del canal y L el ancho del canal) entre 1 y 1000, basado en estudios previos [11]. El máximo número de Reynolds es $Re_{\text{máx}} = 331$, el cual es característico de la circulación en condiciones de reposo de la arteria cerebral [30]. Se ha seleccionado el número Reynolds de 200 como el valor que mejor aproximación ofrece para el flujo estudiado, con una densidad $\rho = 1,0 \text{ g/cm}^3$. Se ha empleado un lattice con 800x200 celdas con un ancho del canal (arteria) de 80 celdas.

La geometría empleada es la descrita por [14] para el modelo 2D y se muestra en la Figura 6a. La arteria principal es de 4mm de diámetro y el diámetro del saco aneurismal es de 5mm. Se considera que la pared arterial es rígida. En este estudio se han considerado tres tipos diferentes de contornos del stent, como se muestra en la Figura 6b. Se tiene que $H/L = 1$, donde H y L son el alto y ancho del contorno, respectivamente.

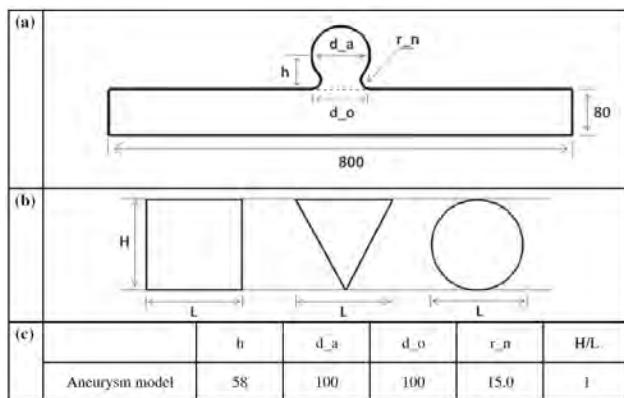


Figura 6: Geometría del aneurisma y tres tipos diferentes de contornos de stent (Tomado de [14])

Se analizan los efectos en el flujo dentro del aneurisma a partir de tres valores diferentes de porosidad para cada uno de los tres tipos de contorno. Los valores de porosidad empleados se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1: Porosidades empleadas en los stents de contorno cuadrado, triangular y circular

Tipo de porosidad	Porosidad (%)
Porosidad alta	84.0
Porosidad media	64.0
Porosidad baja	44.0

La simulación se hace correr durante 10^3 pasos de tiempo.

6 Resultados y discusión

Se realizaron diferentes mediciones del módulo de la velocidad y presión del flujo sanguíneo en el saco del aneurisma con stent y se realizaron comparaciones con el modelo sin stent. Se emplearon diferentes valores de porosidad y distintos contornos de stent para realizar comparaciones. Finalmente se discute sobre la eficacia de un stent como tratamiento endovascular de aneu-

rismas saculares y se realizan consideraciones acerca del diseño apropiado para un stent.

6.1 Efecto de la porosidad del stent

Se emplearon tres diferentes porosidades para observar los cambios en los patrones de flujo dentro del aneurisma con respecto al flujo que se presenta en el aneurisma sin stent.

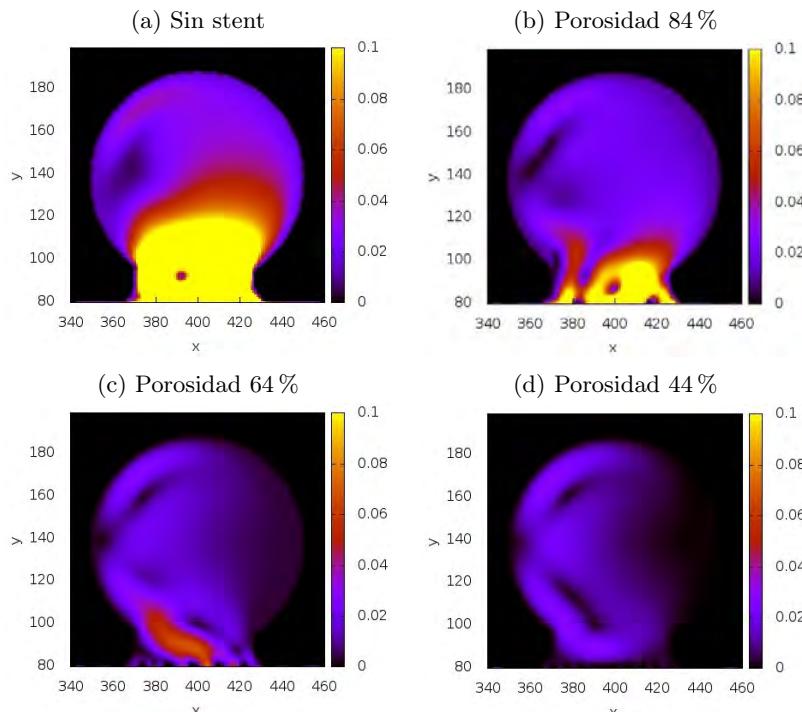


Figura 7: Distribución del módulo de la velocidad en el saco del aneurisma con diferentes valores de porosidad y un stent circular. El modelo de aneurisma sin stent se muestra en (a). La porosidad disminuye desde (b) hasta (d). El amarillo indica zonas de alto módulo de la velocidad y el negro zonas de bajo módulo de la velocidad.

En las Figuras 7 y 8 se muestra el efecto del stent de contorno circular

en la rapidez y presión del flujo en el saco del aneurisma para los tres diferentes valores de porosidad. Se hace evidente la disminución del flujo en el saco aneurismal cuando se utiliza el stent. Se observa además que la disminución en la porosidad del stent disminuye el flujo obtenido, lo que disminuye también la tasa de esfuerzos cortantes en las paredes del vaso y aumenta entonces la tendencia a formar trombos y lograr la embolización requerida [31].

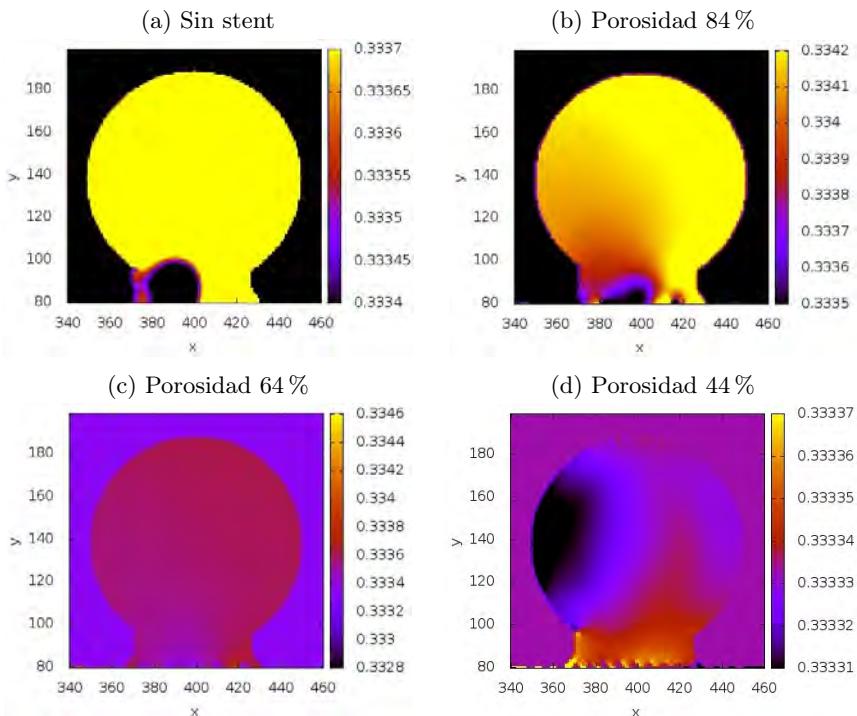


Figura 8: Distribución de presiones en el saco del aneurisma con diferentes valores de porosidad y un stent circular. El modelo de aneurisma sin stent se muestra en (a). La porosidad disminuye desde (b) hasta (d). El amarillo indica zonas de presiones altas y el negro zonas de presiones bajas.

6.2 Efecto de la forma del stent

Se analizaron los perfiles de distribución de presiones y módulo de la velocidad del flujo sanguíneo en el aneurisma al variar el tipo de stent. Se emplearon tres tipos diferentes de stent.

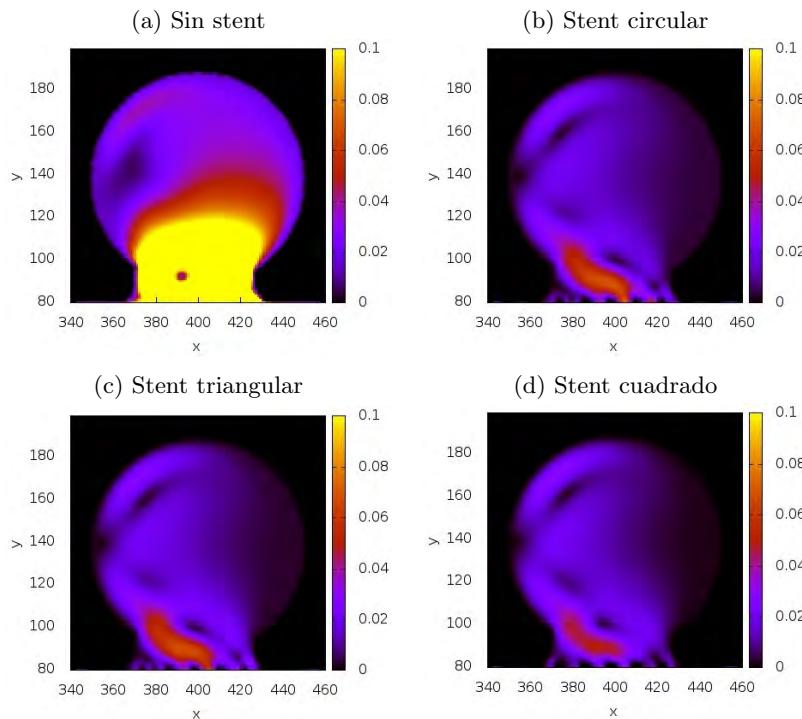


Figura 9: Distribución del módulo de la velocidad en el saco del aneurisma con diferentes contornos de stent y una porosidad del 64 %. El modelo de aneurisma sin stent se muestra en (a). Los perfiles del módulo de la velocidad varían dependiendo del tipo de stent. El amarillo indica zonas de alto módulo de la velocidad y el negro zonas de bajo módulo de la velocidad.

En las Figuras 9 y 10 se muestran las distribuciones del módulo de la velocidad y presión, respectivamente, que se obtienen con los diferentes tipos de stent y se comparan con la distribución obtenida en el aneurisma sin stent. Los perfiles del módulo de la velocidad y presión sobre una lí-

nea media en el saco del aneurisma se muestran en la Figura 9, en donde se realizan comparaciones para los distintos contornos de stent, cuadrado, circular y triangular, y el modelo sin stent para los diferentes valores de porosidad estudiados. Puede notarse que el stent de contorno cuadrado logra una mayor disminución del flujo en el aneurisma, comparado con los stents de contorno triangular y circular. Esto puede deberse a que el contorno cuadrado es de mayor área en la sección transversal que los contornos circular y triangular.

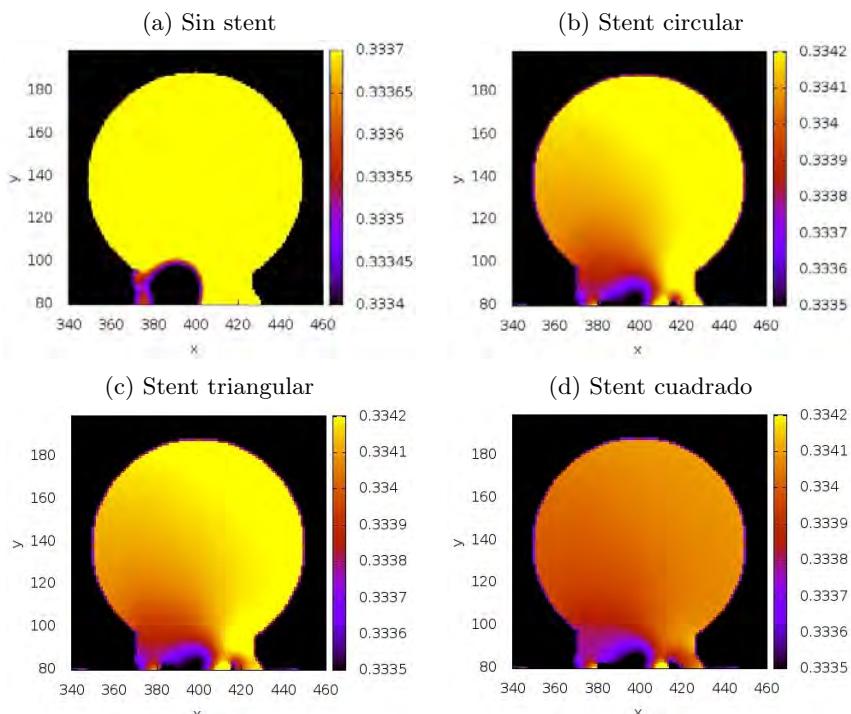


Figura 10: Distribución de presiones en el saco del aneurisma con diferentes contornos de stent y una porosidad del 84 %. El modelo de aneurisma sin stent se muestra en (a). Las presiones tienen diferentes distribuciones dependiendo del tipo de stent. El amarillo indica zonas de presiones altas y el negro zonas de presiones bajas.

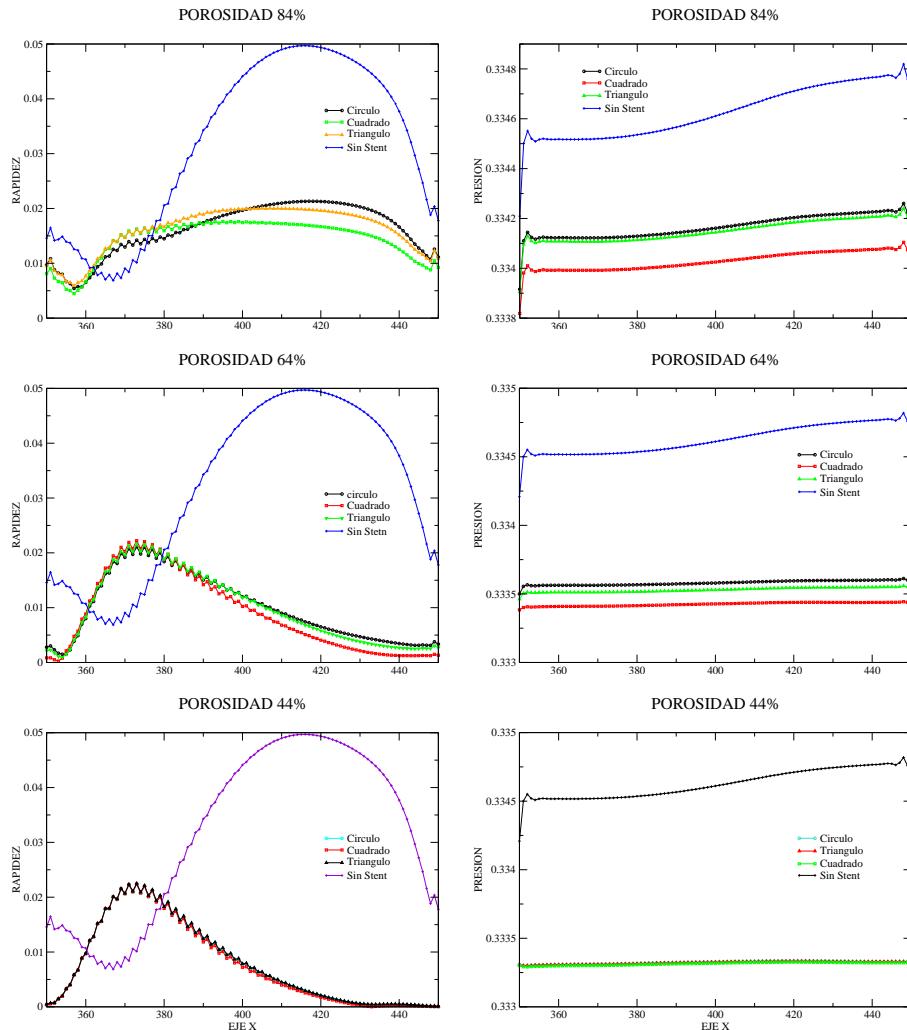


Figura 11: Perfiles del módulo de la velocidad (izquierda) y presión (derecha) la línea media del saco aneurismal para los distintos contornos de stent. En cada curva gráfica se dibuja el comportamiento sin stent. Se muestra el comportamiento para los casos de porosidad alta (a), media (b) y baja (c). Los valores del módulo de la velocidad y presión decrecen a medida que decrece la porosidad. El modelo de stent de contorno rectangular presenta siempre la mayor disminución de flujo.

La Figura 12 muestra que la reducción en la velocidad media y la re-

ducción en la presión media en el stent de contorno cuadrado son mayores que en los otros contornos. Se observa que para una porosidad de 44 % se logra obtener una reducción en el módulo de la velocidad de al menos 76 % y una reducción en las presiones de al menos 0.38 % en todos los modelos de stent respecto al modelo sin stent.

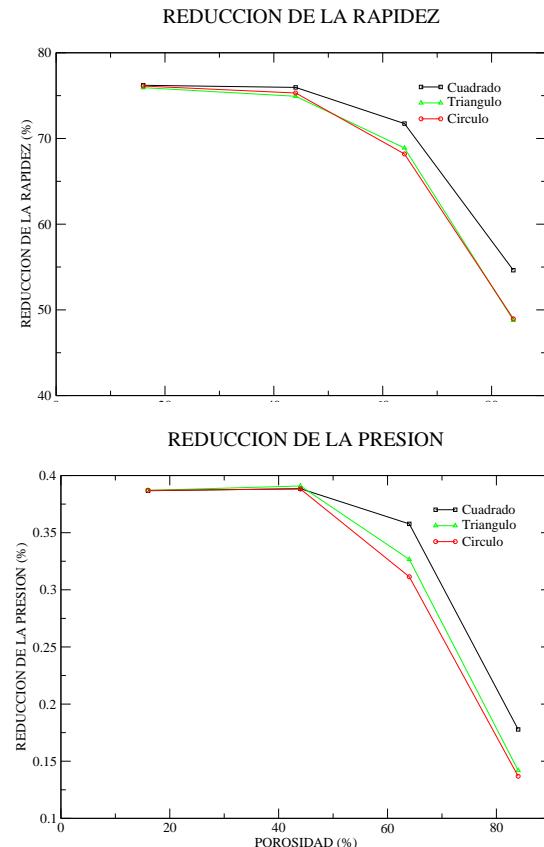


Figura 12: La reducción de velocidad media (a) y la reducción de presión media (b) muestran que el stent de contorno cuadrado presenta mejores resultados que los contornos triangular y circular.

7 Conclusiones

Se ha empleado el método Lattice Boltzmann en la solución de un modelo de flujo sanguíneo bidimensional en un aneurisma sacular intracraneal. Los resultados de la simulación permiten analizar los efectos hemodinámicos en el aneurisma al colocar un stent de diferentes formas y porosidades.

Los resultados muestran que la colocación del stent causa una disminución de los valores del módulo de la velocidad media y presión media en el interior del saco del aneurisma. Se han estudiado tres modelos de stent (cuadrado, circular y triangular) y tres valores de porosidad (44 %, 64 % y 84 %).

Para valores determinados de porosidad y con el empleo del contorno de stent adecuado se logró una mayor disminución del flujo en el aneurisma. Se observó que el flujo disminuye a medida que se reduce el valor de la porosidad de stent. También se obtuvo que al colocar el stent de contorno cuadrado se obtienen los mejores resultados en la disminución del flujo, alcanzando una reducción de hasta 76 % en la velocidad media de flujo en el saco del aneurisma, para una porosidad de 44 %, con respecto al modelo sin stent.

La reducción en las velocidades y presiones medias de flujo dentro del aneurisma aumentan la generación de trombos y disminuyen las tasas de esfuerzos cortantes en las paredes del vaso, lo cual es la principal razón de ruptura de aneurismas.

Agradecimientos

Agradecemos a la Universidad Nacional de Colombia por su aporte significativo a este trabajo; específicamente al profesor Jose Daniel Muñoz Castaño quien nos enseñó el método Lattice Boltzmann en el curso de Métodos de Simulación de Sistemas Físicos. Agradecemos también la contribución de la Universidad Eafit en revisiones, redacción y edición del artículo.

Referencias

- [1] J. B. Bederson, E. S. Connolly, H. H. Batjer, R. G. Dacey, J. E. Dion, M. N. Diringer, J. E. Duldner, R. E. Harbaugh, A. B. Patel, and R. H. Rosenwasser, “Guidelines for the management of aneurysmal subarachnoid hemorrhage: A statement for healthcare professionals from a special writing group of the stroke council, american heart association,” *Stroke*, vol. 40, no. 3, pp. 994–1025, 2009. [Online]. Available: <http://stroke.ahajournals.org/content/40/3/994.short> 34
- [2] G. Geremia, M. Haklin, and L. Brennecke, “Embolization of experimentally created aneurysms with intravascular stent devices,” *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 15, no. 7, pp. 1223–1231, 1994. 35
- [3] B. Lieber, A. Stancampiano, and A. Wakhloo, “Alteration of hemodynamics in aneurysm models by stenting: Influence of stent porosity,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 25, pp. 460–469, 1997, 10.1007/BF02684187. 35
- [4] F. Turjman, T. Massoud, C. Ji, G. Guglielmi, F. Vinuela, and J. Robert, “Combined stent implantation and endosaccular coil placement for treatment of experimental wide-necked aneurysms: a feasibility study in swine,” *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 15, no. 6, pp. 1087–1090, 1994. 35
- [5] A. Wakhloo, F. Schellhammer, J. de Vries, J. Haberstroh, and M. Schumacher, “Self-expanding and balloon-expandable stents in the treatment of carotid aneurysms: an experimental study in a canine model,” *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 15, no. 3, pp. 493–502, 1994. 35
- [6] A. Wakhloo, F. Tio, B. Lieber, F. Schellhammer, M. Graf, and L. Hopkins, “Self-expanding nitinol stents in canine vertebral arteries: hemodynamics and tissue response,” *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 16, no. 5, pp. 1043–1051, 1995. 35
- [7] H. Steiger, *Pathophysiology of development and rupture of cerebral aneurysms*, ser. Acta neurochirurgica: Supplementum. Springer-Verlag, 1990. 35
- [8] A. C. Burleson, C. M. Strother, and V. T. Turitto, “Computer modeling of intracranial saccular and lateral aneurysms for the study of their hemodynamics,” *Neurosurgery*, vol. 37, no. 4, pp.–, 1995. 35
- [9] G. N. Fournakis, H. Yonas, and R. J. Sclabassi, “Saccular aneurysm formation in curved and bifurcating arteries,” *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 20, no. 7, pp. 1309–1317, 1999. 35

- [10] C. Gonzalez, Y. Cho, H. Ortega, and J. Moret, "Intracranial aneurysms: flow analysis of their origin and progression," *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 13, no. 1, pp. 181–188, 1992. 35
- [11] M. Aenis, A. P. Stancampiano, A. K. Wakhloo, and B. B. Lieber, "Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 119, no. 2, pp. 206–212, 1997. 35, 48
- [12] J. Cebral and R. Lohner, "Efficient simulation of blood flow past complex endovascular devices using an adaptive embedding technique," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 24, no. 4, pp. 468 –476, april 2005. 35
- [13] G. R. Stuhne and D. A. Steinman, "Finite-element modeling of the hemodynamics of stented aneurysms," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, no. 3, pp. 382–387, 2004. 35
- [14] Y. Kim, X. Xu, and J. Lee, "The effect of stent porosity and strut shape on saccular aneurysm and its numerical analysis with lattice boltzmann method," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 7, pp. 2274–2292, 2010. 35, 48, 49
- [15] A. Sutton, *Cardiovascular Disorders Sourcebook*, ser. Health Reference Series. Omnigraphics Inc, 2010. 36
- [16] M. e. a. Forsting, *Intracranial Vascular Malformations and Aneurysms: From Diagnostic Work-up to Endovascular Therapy*, ser. Medical Radiology. Springer, 2010. 36, 39
- [17] S. Juvela, K. Poussa, and M. Porras, "Factors affecting formation and growth of intracranial aneurysms : A long-term follow-up study," *Stroke*, vol. 32, no. 2, pp. 485–491, 2001. 36
- [18] W. E. Stehbens, "Etiology of intracranial berry aneurysms," *Journal of Neurosurgery*, vol. 70, no. 6, pp. 823–831, Jun. 1989. 36
- [19] V. A. H. Yong-Zhong G, "Pathogenesis and histo-pathology of saccular aneurysms: review of the literature," *Neurol Res*, vol. 12, pp. 249–255, 1990. 37
- [20] T. M. Chiyatte D, Reilly J, "Morphometric analysis of reticular and elastin fibers in the cerebral arteries of patients with intracranial aneurysms," *Neurosurgery*, vol. 26, pp. 939–943, 1990. 37
- [21] G. Bradac, *Cerebral Angiography: Normal Anatomy and Vascular Pathology*. Springer, 2011. 37

- [22] A. I. Qureshi, V. Janardhan, R. A. Hanel, and G. Lanzino, “Comparison of endovascular and surgical treatments for intracranial aneurysms: an evidence-based review,” *Lancet Neurol.*, vol. 6, no. 9, pp. 816–825, Sep. 2007. 38
- [23] A. J. Molyneux, R. S. Kerr, L.-M. Yu, M. Clarke, M. Sneade, J. A. Yarnold, and P. Sandercock, “International subarachnoid aneurysm trial (isat) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised comparison of effects on survival, dependency, seizures, rebleeding, subgroups, and aneurysm occlusion,” *Lancet*, vol. 366, no. 9488, pp. 809–817, Sep. 2005. 38
- [24] J. V. Byrne, M. Bashiri, A. Pasco, and J. H. Morris, “A novel flexible endovascular stent for use in small and tortuous vessels,” *Neuroradiology*, vol. 42, pp. 56–61, 2000, 10.1007/s002340050015. 39
- [25] G. Lanzino, A. K. Wakhloo, R. D. Fessler, M. L. Hartney, L. R. Guterman, and L. N. Hopkins, “Efficacy and current limitations of intravascular stents for intracranial internal carotid, vertebral, and basilar artery aneurysms,” *Journal of Neurosurgery*, vol. 91, no. 4, pp. 538–546, Oct. 1999. 39
- [26] S. Akpek, A. Arat, H. Morsi, R. P. Klucznick, C. M. Strother, and M. E. Mawad, “Self expandable stent assisted coiling of wide necked intracranial aneurysms: A single center experience,” *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 26, no. 5, pp. 1223–1231, 2005. 40
- [27] S. Succi, *The lattice Boltzmann equation for fluid dynamics and beyond*, ser. Numerical mathematics and scientific computation. Clarendon Press, 2001. 41
- [28] D. B. Chirila, *introduction to lattice boltzmann method*, 2010. 43, 47
- [29] S. Chapman and T. Cowling, *The mathematical theory of non-uniform gases: an account of the kinetic theory of viscosity, thermal conduction, and diffusion in gases*, ser. Cambridge Mathematical Library. Cambridge University Press, 1991. 44, 48
- [30] W. Milnor, *Hemodynamics*. Williams & Wilkins, 1982. 48
- [31] T. Liou and S. Liou, “Pulsatile flows in a lateral aneurysm anchored on a stented and curved parent vessel,” *Experimental Mechanics*, vol. 44, no. 3, pp. 253–260, 2004-06-01. 51