

脉动流在分叉管中通栓效果的晶格玻尔兹曼方法研究

陈佳民 蒋燕华 施娟 周锦阳 李华兵

Pulsation effect on thrombus in a bifurcation pipe studied by the lattice Boltzmann method

Chen Jia-Min Jiang Yan-Hua Shi Juan Zhou Jin-Yang Li Hua-Bing

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 64, 144701 (2015) DOI: 10.7498/aps.64.144701

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.144701>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2015/V64/I14>

---

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

液滴在梯度微结构表面上的铺展动力学分析

Spreading dynamics of liquid droplet on gradient micro-structured surfaces

物理学报.2015, 64(15): 154705 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.154705>

低速湍流模拟的预处理技术研究

Study of precondition for simulating low-speed turbulence

物理学报.2015, 64(13): 134701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.134701>

微液滴振荡过程的光滑粒子动力学方法数值模拟

Numerical simulation on oscillation of micro-drops by means of smoothed particle hydrodynamics

物理学报.2015, 64(13): 134702 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.134702>

基于范德瓦尔斯表面张力模式液滴撞击疏水壁面过程的研究

Study on the droplet impact on hydrophobic surface in terms of van der Waals surface tension model

物理学报.2015, 64(11): 114701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.114701>

一种新型光滑粒子动力学固壁边界施加模型

A new boundary treatment method in smoothed particle hydrodynamics

物理学报.2015, 64(9): 094701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.094701>

# 脉动流在分叉管中通栓效果的晶格玻尔兹曼方法研究\*

陈佳民<sup>1)</sup> 蒋燕华<sup>1)</sup> 施娟<sup>2)</sup> 周锦阳<sup>1)</sup> 李华兵<sup>1)†</sup>

1) (桂林电子科技大学材料科学与工程学院, 桂林 541004)

2) (桂林电子科技大学信息与通信学院, 桂林 541004)

(2014年11月4日收到; 2015年1月27日收到修改稿)

血栓引发的各种心血管疾病一直威胁着人们的健康. 在已经产生血栓的血管中, 脉动对于疏通血管有良好的作用. 由于血液的粘滞作用以及红细胞的惯性, 脉动流的频率会影响血管通栓的效果. 在分叉管模型中, 低压差的条件下, 由于另一畅通管子的导通作用减少了回流, 导致通栓效果不理想. 通过增大压差和提高脉动流的振幅, 降低畅通管子导通作用的影响, 研究脉动流在分叉管中的通栓效果. 研究发现, 脉动低频通栓效果好, 但是通栓需要的时间较长; 高频通栓时间短, 但是当频率高于一定值, 则通栓效果不明显. 细胞和管壁的摩擦系数对通栓效果也有影响.

**关键词:** 晶格玻尔兹曼方法, 分叉管, 脉动流, 通栓

**PACS:** 47.11.-j, 05.10.-a

**DOI:** 10.7498/aps.64.144701

## 1 引言

人体生命的维持与血液的正常流动有很大的关系. 当血管发生栓塞, 有可能导致血管中血流变慢和血流产生旋涡等一系列严重的问题, 甚至威胁到生命安全. 在正常生理条件下, 人体的细胞压积为37%—50%, 其中红细胞(red blood cell, RBC)占绝大部分, 其他的血液成分(如血小板、白细胞等)只占不到2%, 可以说RBC是影响血液流动的重要因素. 血液的流动是一个复杂的过程, 因此血栓的形成因素复杂. 研究发现, 红细胞的聚集会加速血液凝固<sup>[1]</sup>, 增大血栓性疾病的患病风险, 并且在血栓的形成过程中, 红细胞会加速血栓的横向发展<sup>[2]</sup>. 目前, 治疗血栓的方法有抗栓、溶栓、手术治疗等, 但这些方法都有可能引发出血, 影响治疗效果. 脉动对于疏通血管有良好的作用, 而且没有二次伤害的隐患, 因此, 研究脉动流的通栓作用具

有重要意义. 我们的研究发现<sup>[3]</sup>, 在低压差和低脉动流振幅的条件下, 由于分叉管中畅通管子的导流作用减少了回流, 导致通栓效果不明显. 通过提高压差和脉动流振幅探索脉动流在分叉管中的通栓作用.

晶格玻尔兹曼方法(lattice Boltzmann method, LBM)<sup>[4]</sup>具有简单并行、边界条件容易处理等特点, 特别适合在PC群甚至Internet网络上进行并行计算, 近年来被广泛用于研究对流传热、液体蒸汽系统和血液流等各种复杂流体的流动<sup>[5-9]</sup>. 本文采用LBM研究正弦波脉动流在产生栓塞的分叉管中的通栓作用.

## 2 LBM简介

采用二维九速四方格子(D2Q9)的LBM模型, 该模型的速度方向如图1所示.

\* 国家自然科学基金(批准号: 11362005, 11065006)资助的课题.

† 通信作者. E-mail: hbli@guet.edu.cn

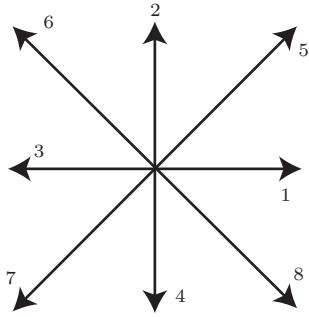


图1 D2Q9模型速度方向

Fig. 1. The speed directions of model D2Q9.

D2Q9模型流体格点上分布函数的演化方程为<sup>[10]</sup>

$$f_i(\mathbf{x} + \mathbf{e}_i, t + 1) - f_i(\mathbf{x}, t) = -\frac{1}{\tau} [f_i(\mathbf{x}, t) - f_i^{(eq)}(\mathbf{x}, t)]. \quad (1)$$

其中  $\mathbf{e}_i$  为粒子在  $i$  方向从一个节点到相邻节点的微观速度,  $\tau$  为弛豫时间, 在本文中取  $\tau = 0.85$ ,  $f_i^{(eq)}$  为  $i$  方向上的粒子平衡分布函数.

局域平衡分布函数  $f_i^{(eq)}$  的计算公式为<sup>[11]</sup>

$$f_i^{(eq)} = \rho \omega_i \left[ 1 + 3(\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{u}) + \frac{9}{2}(\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{u})^2 - \frac{3}{2}\mathbf{u}^2 \right], \quad (2)$$

式中  $\omega_0 = 4/9$ ,  $\omega_1 = \omega_2 = \omega_3 = \omega_4 = 1/9$ ,  $\omega_5 = \omega_6 = \omega_7 = \omega_8 = 1/36$ .

弛豫时间  $\tau$  与流体运动学黏滞系数  $\nu$  之间的关系满足:

$$\nu = \frac{1}{6}(2\tau - 1). \quad (3)$$

宏观流速  $\mathbf{u}$  和格点上的流体密度  $\rho$  满足质量守恒定律和动量守恒定律:

$$\rho = \sum_{i=0}^8 f_i, \quad \mathbf{u} = \frac{1}{\rho} \sum_{i=0}^8 f_i \mathbf{e}_i. \quad (4)$$

流体压强  $P$  与流体密度之间的关系满足:

$$P = \frac{1}{3}\rho. \quad (5)$$

### 3 分叉管模型

图2为恒压驱动下大小为  $300 \times 90$  (格子单位)的分叉管模型. 黑色的刚性小球代表血管中的红细胞, 它在格子上的直径  $D = 13$ , 物理直径  $D_s = 8 \mu\text{m}$ , 和实际红细胞的尺寸一致. 小球的边界用曲线边界条件<sup>[12]</sup>处理, 流体用晶格玻尔兹曼

方法模拟, 小球所受的流体作用力用改进的动量交换法计算<sup>[13]</sup>. 分叉管左右入口和出口使用压力边界条件<sup>[14]</sup>, 水平方向直的部分使用无滑反弹边界条件 (bounce back), 分叉处的半圆形使用曲线边界条件<sup>[12]</sup>. 脉动流由入口端 (inlet) 周期性变化的压力来产生<sup>[3]</sup>.

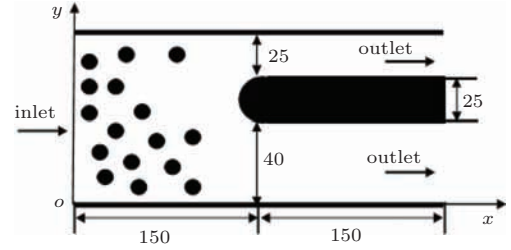


图2 分叉管模型, 左为入口, 右为出口

Fig. 2. Bifurcation pipe model with left inlet and right outlet.

当颗粒的间距或颗粒与管壁的距离小于  $10 \text{ nm}$  时, 在固体壁面之间加上范德瓦尔斯力<sup>[15]</sup>以防止颗粒间以及颗粒与管壁的重叠. 细胞与管壁之间的滑动摩擦力为:  $\tau = -kF_c$ , 其中负号表示滑动摩擦阻力的方向和细胞接触面的运动方向相反,  $k$  是滑动摩擦系数. 细胞间的摩擦力则忽略不计.

在压差为  $0.071 \text{ Pa}$ , 压积为  $0.30$  条件下, 红细胞的平均速率为  $0.74 \text{ cm/s}$ . 当红细胞的平均速率小于  $0.074 \text{ cm/s}$  时, 我们认为血管发生了堵塞, 此时血管内总是有小球排列成拱形把血管堵住. 堵塞时间比定义为<sup>[16]</sup>:  $R = S_{\text{堵塞}}/S_{\text{总}}$ , 其中,  $R$  为堵塞时间占总时间的比值,  $S_{\text{堵塞}}$  为出现堵塞时步的总和,  $S_{\text{总}}$  为模拟的总时步数.

为了反映管道任一水平位置的堵塞情况, 以某一水平位置为中心, 向左右各扩展一个颗粒半径得到一个区域, 设该区域的体积为  $V_{\text{总}}$ , 计算在该区域内粒子总体积  $V_s$ . 则该水平位置附近的容积率  $\varphi$  估算如下:  $\varphi = V_s/V_{\text{总}}$ <sup>[16]</sup>.

### 4 结果与讨论

为了在分叉管中产生堵塞, 管的进出口压差取为  $0.071 \text{ Pa}$ , 即入口密度为  $1.00055 \text{ g/cm}^3$ , 出口密度为  $0.99945 \text{ g/cm}^3$ . 细胞与管壁之间的滑动摩擦系数取为  $K = 0.1$ , 恒压驱动分叉管. 图3为产生堵塞的流场速率等值图, 可以看到在图中白色方框1中有3个颗粒形成稳定的拱形, 堵塞了大的分叉管道, 形成血管堵塞, 但是小的分叉管没有被堵塞, 仍

然有红细胞通过. 接着进行脉动流通栓, 探索脉动压差、频率对通栓效果的影响, 最后改变摩擦系数, 研究不同摩擦系数下, 脉动流的通栓效果.

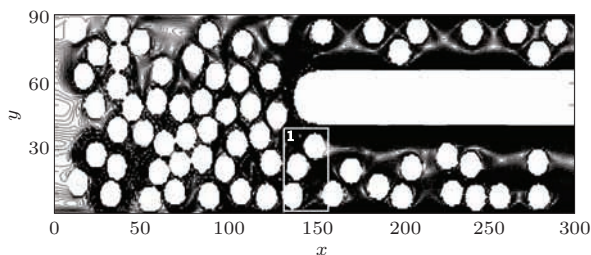


图3 初始栓塞模型的流场速率等值图  
Fig. 3. The contour figure of the flow rate of initial embolism model.

#### 4.1 压差 $\Delta p = 0.071$ Pa, 摩擦系数 $K = 0.1$ 时分叉管的通栓

从图3产生的栓塞开始, 在入口加上脉动流, 脉动流的振幅为  $A = \Delta p/2 = 0.0355$  Pa, 频率分别为 50, 100, 150 和 250 Hz. 得到栓塞时间比、平均容积率和流场的速率等值图分别如图4—图6所示.

图4中 50, 100 和 150 Hz 栓塞时间比的曲线均有下降, 而且脉动频率越高, 曲线下降得越快; 但是当频率提高到一定值后, 通栓效果反而不明显, 250 Hz 的曲线恰好能说明这点. 低频脉动流通栓效果反而较好, 1.1 s 后 50 Hz 的曲线比 100 Hz 的曲线下下降更多并且保持下降趋势. 从图5中可以看出,

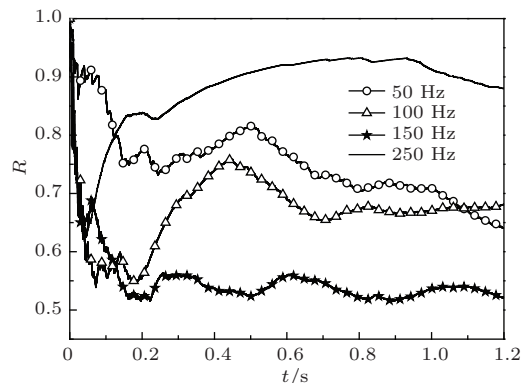


图4 不同脉动流驱动下的栓塞时间比 (压差为 0.071 Pa, 摩擦系数 0.1)  
Fig. 4. The ratio of thromboembolic time under the differential pulsating flow (under 0.071 Pa differential pressure and 0.1 coefficient of friction).

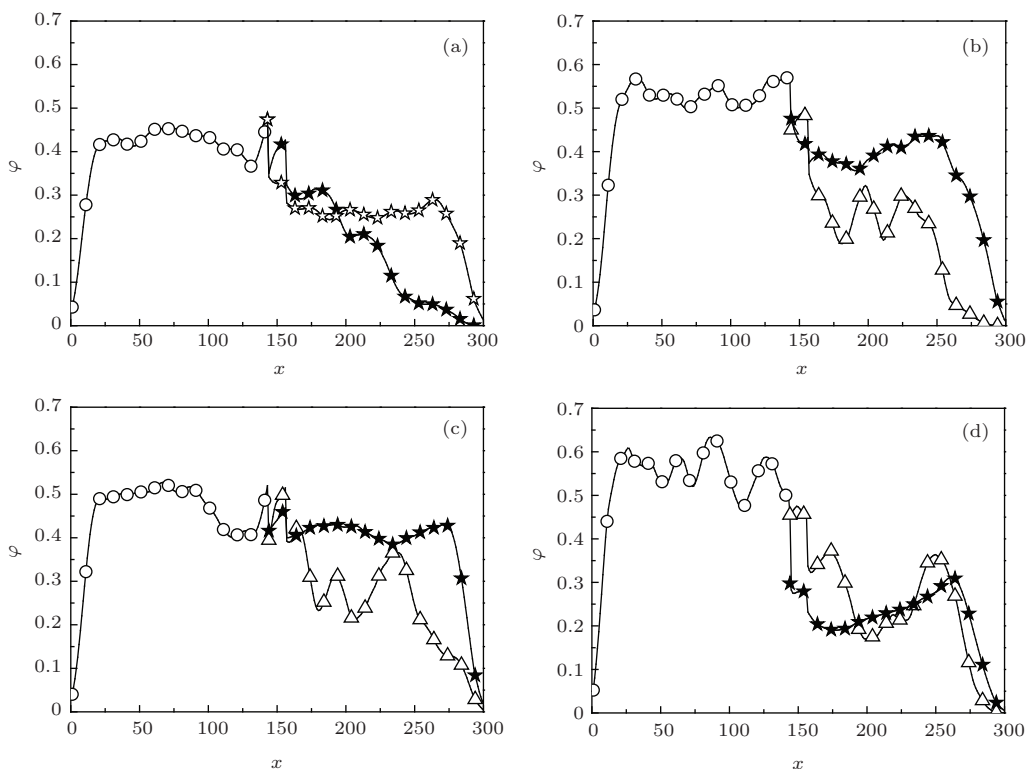


图5 平均容积率 (压差为 0.071 Pa, 摩擦系数 0.1) (a), (b), (c) 和 (d) 分别是 50, 100, 150 和 250 Hz 的脉动流驱动;  $\circ$  是分叉前大管,  $\triangle$  是分叉后小管,  $\star$  是分叉后大管  
Fig. 5. The average volume rate (under 0.071 Pa differential pressure and 0.1 coefficient of friction): (a), (b), (c) and (d) correspond to the pulsating flow of 50, 100, 150 and 250 Hz frequency;  $\circ$  shows the tube before furcation,  $\triangle$  shows the small tube after furcation,  $\star$  shows the small tube after furcation.

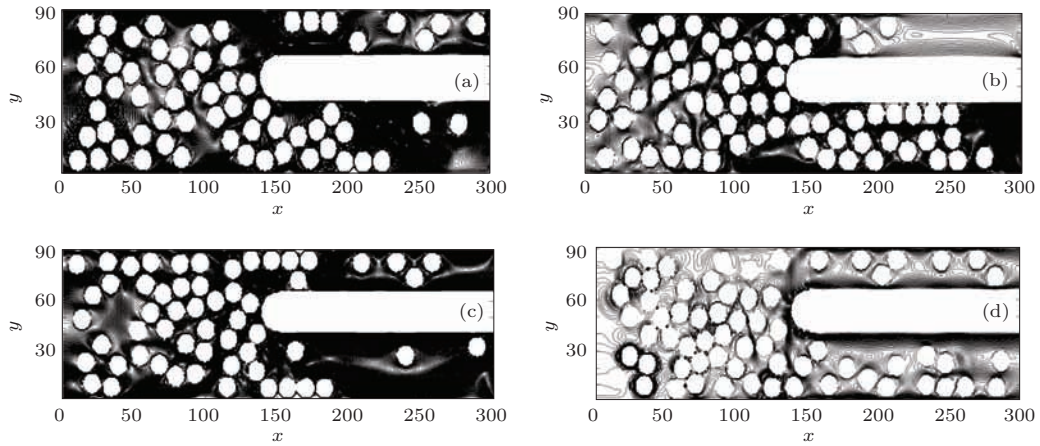


图6 通栓 1.2 s 后流场的速率等值图(压差为 0.071 Pa, 摩擦系数 0.1) (a), (b), (c) 和 (d) 分别是 50, 100, 150 和 250 Hz 的脉动流驱动

Fig. 6. The contour figure of the flow rate after 1.2 s experiment (under 0.071 Pa differential pressure and 0.1 coefficient of friction): (a), (b), (c) and (d) correspond to the pulsating flow of 50, 100, 150 and 250 Hz frequency).

$x = 150$  时, 血管分叉处的容积率均是最高, 说明分叉管的栓塞一般都是发生在此处, 这与图 3 中的堵塞位置相符合; 图 5 (d) 中分叉小管的容积率上升, 原因是拱形结构没被破坏, 红细胞挤到分叉小管. 图 6 是 50, 100, 150 和 250 Hz 脉动流驱动下, 1.2 s 以后的流场速率等值图, 从图中可以很直观地看出颗粒的分布. 对比图 3 管子分叉处白色方框 1 可知, 图 6 (a)—(c) 中管子分叉处造成栓塞的拱形结构均已被破坏, 说明脉动流对通栓有效果; 图 6 (d) 中分叉处的拱形结构没被破坏, 故未能通栓.

#### 4.2 压差 $\Delta p = 0.083$ Pa, 摩擦系数 $K = 0.1$ 时分叉管的通栓

由于在不同的微血管中, 即使尺寸相同, 压差也不一定相同. 考虑到压差的影响, 在以图 3 的流体和颗粒为初态的基础上, 将两边压差提高到 0.083 Pa, 即入口的密度为  $1.00065 \text{ g/cm}^3$ , 出口密度为  $1.00045 \text{ g/cm}^3$ , 用脉动流对血管进行通栓模拟实验, 得到栓塞时间比、平均容积率和流场的速率等值图, 分别为图 7—图 9.

分别比较图 7 与图 4 50, 100, 150 Hz 脉动流驱动下的曲线走势, 可以很直观地看出图 7 的栓塞时间比比图 4 下降的幅度增大, 50 Hz 曲线最为明显, 在 1.2 s 后三条曲线均下降到 0.55 以下; 250 Hz 曲线下下降幅度较低, 但也已经通栓. 表明适当增大压差可以使得通栓效果更好, 尤其是低频脉动流.

对比图 8 与图 5 可以看出, 容积率均有所下降, 而图 8 (c) 中分叉小管容积率在  $x = 150$  处明显上升, 这与图 7 中 150 Hz 曲线的反弹上升相呼应. 图 9 是 50, 100, 150 和 250 Hz 脉动流驱动下, 1.2 s 以后的流场速率等值图. 对比图 3 管子分叉处白色方框 1 可知, 图 9 (a)—图 9 (d) 中管子分叉处均不存在拱形粒子结构, 说明通栓效果良好, 血液能顺畅流动.

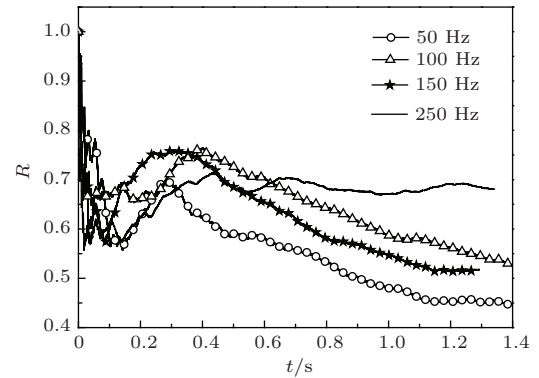


图7 不同脉动流驱动下的栓塞时间比(压差为 0.083 Pa, 摩擦系数 0.1)

Fig. 7. The ratio of thromboembolic time under the differential pulsating flow (under 0.083 Pa differential pressure and 0.1 coefficient of friction).

#### 4.3 压差 $\Delta p = 0.071$ Pa、摩擦系数 $K = 0.01$ 时分叉管的通栓

考虑到系统摩擦系数对通栓的影响, 在以图 3 的流体和颗粒为初态的基础上, 压差为 0.071 Pa, 减小摩擦系数至 0.01, 进行脉动流对血管通栓的模拟实验, 得到栓塞时间比如图 10.

对比图 10 与图 4, 摩擦系数减小为 0.01 后, 栓塞时间比曲线下降更快, 尤其是 50 Hz 和 100 Hz 曲线, 下降幅度更明显. 而 150 Hz 曲线在 0.1 s

后出现了明显的上升. 这是因为短时间内没有破坏分叉大管的拱形结构, 从而产生回流所致.

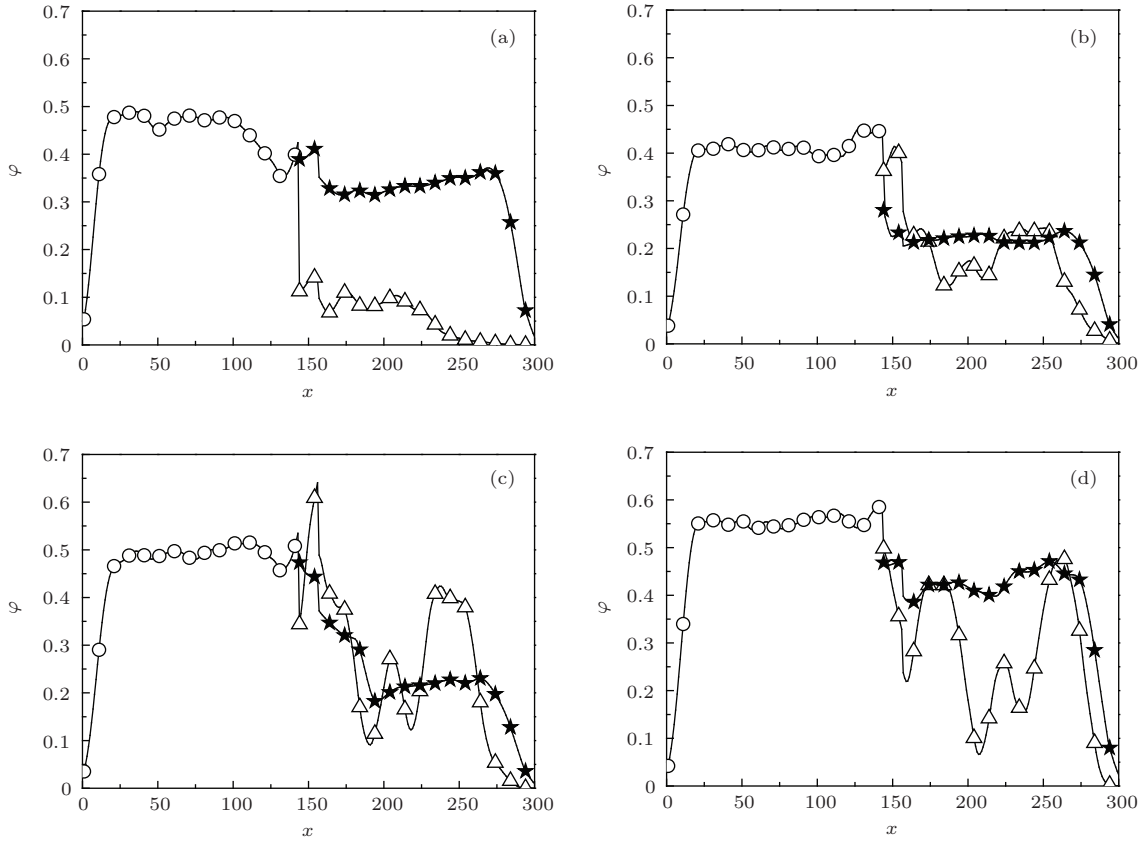


图 8 平均容积率 (压差为 0.83 Pa, 摩擦系数 0.1). (a), (b), (c) 和 (d) 分别对应于 50, 100, 150 和 250 Hz 的脉动流驱动;  $\circ$  是分叉前大管,  $\triangle$  是分叉后小管,  $\star$  是分叉后大管

Fig. 8. The average volume rate (under 0.083 Pa differential pressure and 0.1 coefficient of friction): (a), (b), (c) and (d) correspond to the pulsating flow of 50, 100, 150 and 250 Hz frequency;  $\circ$  shows the tube before furcation,  $\triangle$  shows the small tube after furcation,  $\star$  shows the small tube after furcation.

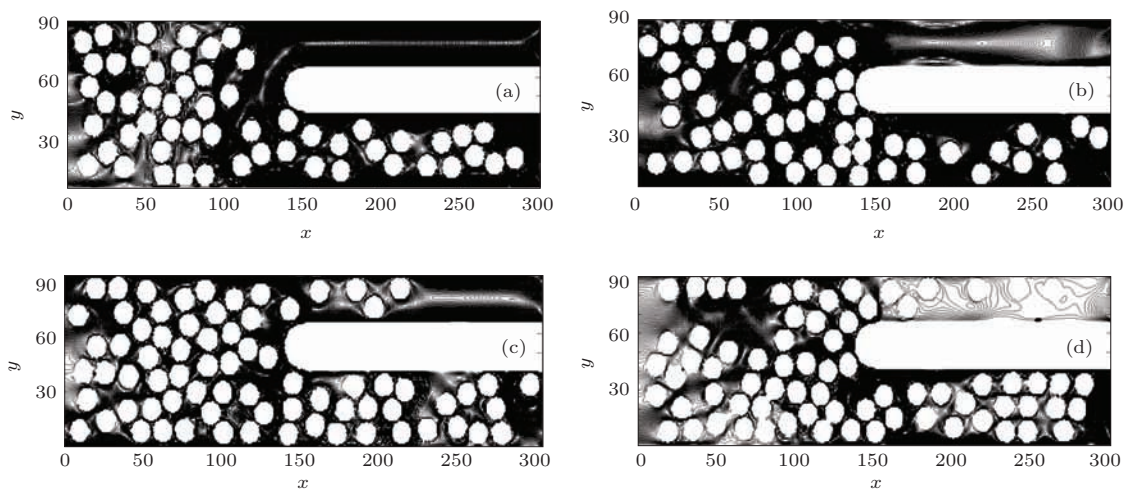


图 9 通栓 1.2 s 后流场的速率等值图 (压差为 0.083 Pa, 摩擦系数 0.1) (a), (b), (c) 和 (d) 分别是 50, 100, 150 和 250 Hz 的脉动流驱动)

Fig. 9. The contour figure of the flow rate after 1.2 s experiment (under 0.083 Pa differential pressure and 0.1 coefficient of friction): (a), (b), (c) and (d) correspond to the pulsating flow of 50, 100, 150 and 250 Hz frequency.

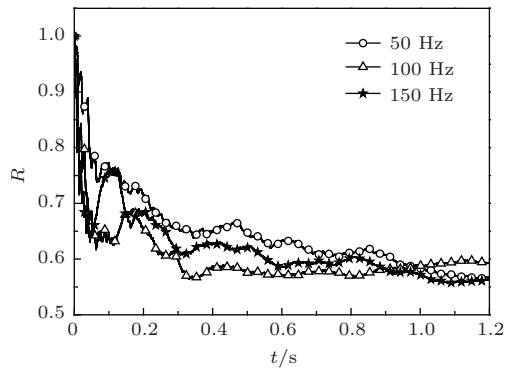


图 10 不同脉动流驱动下的栓塞时间比 (压差为 0.71 Pa, 摩擦系数 0.1)

Fig. 10. The ratio of thromboembolic time under the differential pulsating flow (under 0.071 Pa differential pressure and 0.01 coefficient of friction).

## 5 结 论

用晶格玻尔兹曼方法研究了在不同压差、摩擦系数和不同脉动频率条件下脉动流对栓塞分叉血管的通栓作用. 在相同的条件下, 由于低频脉动流回流的作用可以较好地通栓; 但是由于血液的粘滞性和红细胞的惯性的影响, 高频脉动流的通栓效果不明显. 适当地增加压差和较低的摩擦系数能较好地提高分叉管中脉动通栓的效果.

## 参考文献

[1] Sagesaka T 2004 *Clin. Hemorheol. Microcirc.* **31** 243

[2] Mori D, Yano K, Tsubota K, Ishikawa T, Wada S, Yamaguchi T 2008 *Thromb Res.* **123** 114

[3] Zhou J Y, Shi J, Chen J M, Li H B 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 194701 (in Chinese) [周锦阳, 施娟, 陈佳民, 李华兵 2014 物理学报 **63** 194701]

[4] Chen S Y, Doolen G D 1998 *Ann. Rev. Fluid Mech.* **30** 329

[5] Bettaibi S, Sediki E, Kuznik F, Succi S 2015 *Commun. Theor. Phys.* **63** 91

[6] Song B W, Ren F, Hu H B, Huang Q G 2015 *Chin. Phys. B* **24** 014703

[7] Li H B 2004 *Ph. D. Dissertation* (Shanghai: Fudan University) (in Chinese) [李华兵 2004 博士学位论文(上海: 复旦大学)]

[8] Li H B, Fang H P, Lin Z F, Xu S X, Chen S Y 2004 *Phys. Rev. E* **69** 031919

[9] Shi J, Li J, Qiu B, Li H B 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 5174 (in Chinese) [施娟, 李剑, 邱冰, 李华兵 2009 物理学报 **58** 5174]

[10] Chen H D, Chen S Y 1992 *J. Phys. Rev. A* **45** 5339

[11] Qian Y H, d'Humieres D, Lallemand P 1992 *J. Euro-Phys. Lett.* **17** 479

[12] Filippova O, Hänel D 1997 *Comput. Fluids* **26** 697

[13] Wen B H, Li H B, Zhang C Y, Fang H P 2012 *Phys. Rev. E* **85** 016704

[14] Zou Q, He X 1997 *Phys. Fluids* **9** 1591

[15] Israelachvili J N 1985 *Intramolecular and Surface Forces* (New York: Academic Press)

[16] Shi J, Wang L L, Zhou J Y, Xue Z, Li H B, Wang J, Tan H L 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 014702 (in Chinese) [施娟, 王立龙, 周锦阳, 薛泽, 李华兵, 王健, 谭惠丽 2014 物理学报 **63** 014702]

# Pulsation effect on thrombus in a bifurcation pipe studied by the lattice Boltzmann method\*

Chen Jia-Min<sup>1)</sup> Jiang Yan-Hua<sup>1)</sup> Shi Juan<sup>2)</sup> Zhou Jin-Yang<sup>1)</sup> Li Hua-Bing<sup>1)†</sup>

1) (School of Material Science and Engineering, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China)

2) (School of Information and Communication Engineering, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China)

( Received 4 November 2014; revised manuscript received 27 January 2015 )

## Abstract

Cardiovascular diseases caused by thrombosis, has been influencing people's health. In a blocked blood vessel, pulsation flows have a positive effect on thrombus. Because of the blood viscosity and the inertias of red blood cells and the fluid, the frequency of pulsation flow influences the effect of dredge blood clots. Under the condition of low differential pressure, conduction of the another flow pipe reducing the pressure variation causes the effect of dredging blood clots unsatisfactory in the bifurcated pipe model. So we will increase the pressure difference and improve the amplitude of pulsation flow to reduce the influence of the conduction effect of expedite tube, then study the effect of dredge blood clots of pulsation flow in the bifurcated pipe. We find that low frequency pulsation flow has a good effect on dredge blood clots, but needs a relative long time. However, high frequency pulsation flow needs a less time, but the effect of dredge blood clots is not obvious if the frequency is higher than a certain value. The friction between cells and the walls of the tube also has an effect on dredge blood clots.

**Keywords:** lattice Boltzmann method, tapered pipe, pulsating flow, anti-embolism

**PACS:** 47.11.-j, 05.10.-a

**DOI:** [10.7498/aps.64.144701](https://doi.org/10.7498/aps.64.144701)

---

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11362005, 11065006).

† Corresponding author. E-mail: [hbli@guet.edu.cn](mailto:hbli@guet.edu.cn)