

脉动流血液通栓的晶格玻尔兹曼模型*

周锦阳¹⁾ 施娟²⁾ 陈佳民¹⁾ 李华兵^{1)†}

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3月24日收到; 2014年4月25日收到修改稿)

本文把血浆看为水, 红细胞当作密度为水的悬浮刚性小球, 模拟脉动流在锥形管中的通栓. 首先在一定的压积和压差下, 在锥形管中产生稳定的栓塞, 然后用脉动流来通栓. 改变脉动流的频率研究脉动流通栓的条件.

关键词: 晶格玻尔兹曼方法, 锥形管, 脉动流, 通栓

PACS: 47.11.-j, 05.10.-a

DOI: 10.7498/aps.63.194701

1 引言

生命的维持与血液的流动密切相关, 当血管发生栓塞有可能导致一系列严重的问题甚至威胁到生命安全. 伴随着我国经济的发展、饮食习惯的改变、环境的污染以及社会人口的老龄化, 心血管疾病 (cardiovascular diseases, CVD) 的发病率也呈逐年增加的态势. CVD 是一种涉及循环系统的疾病, 主要包括心脏和血管. 据不完全统计, 我国大约有 2.3 亿的 CVD 患者, 每天有 9000 多人死于各种心血管病, 在各种死因中, CVD 占了 41%, 可以说 CVD 是威胁人类健康的头号杀手. 其中, 栓塞占心血管疾病比较大的比例. 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) 只占了不到 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, 血栓的形成因素复杂. Sagesaka 等^[1] 研究发现红细胞的聚集能加速血液凝固, 并且红细胞的浓缩能增加血栓性疾病的患病风险. Mori 等^[2] 进一步研

究发现, 在血栓的形成过程中, 红细胞能加速血栓的横向发展.

血栓的治疗方法有抗栓、溶栓、介入治疗和手术疗法, 不同类型的血栓疾病对应的治疗方案有所不同, 但是这些方法都有引发出血的危险. 由于麻醉的作用, 在整个手术过程中股静脉的流速会大幅度减少, 同时由手术引起的大面积的血管机械性损伤会引发人体凝血功能亢进. 术后血栓是一种常见的手术并发症, 尤其是静脉发生血栓最为常见, 具有高发病率, 高误诊率、危害大等特征. 在比较大的血管中可以采用放入支架达到通栓的目的, 在微血管中只能采用药物治疗, 但是无论哪种方法都会引起伤口出血, 影响手术效果. 因此有必要研究脉动的通栓作用.

晶格玻尔兹曼方法 (lattice Boltzmann method, LBM)^[3,4] 简单并行、边界条件容易处理, 特别适合在 PC 机群甚至 Internet 网络上进行并行计算, 近年来被广泛用于研究血液流、多相流等各种复杂流体的流动^[5-10], 本文将采用晶格玻尔兹曼方法研究红细胞在锥形管中的栓塞以及脉动流的通栓.

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

† 通讯作者. E-mail: hbli@guet.edu.cn

2 LBM 简介

为简单起见, 我们采用二维九速四方格子 (D2Q9) 的 LBM 模型来模拟流体的流动, 该模型的速度方向如图 1.

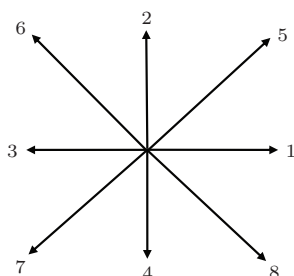


图1 D2Q9 模型速度方向

该模型的演化方程为^[11]

$$f_i(\mathbf{x} + \mathbf{e}_i \delta x, t + \delta t_1) - f_i(\mathbf{x}, t) = -\frac{1}{\tau} [f_i(\mathbf{x}, t) - f_i^{(eq)}(\mathbf{x}, t)]. \quad (1)$$

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, τ 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^[3]

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

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 τ 与流体运动学黏滞系数 ν 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 ρ 满足动量守恒定律和质量守恒定律:

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

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 锥形管模型

图2为恒压驱动下的锥形管模型, 长宽为 300×90 (格子单位), 入口高度 $D = 90$, 出口为

入口的三分之一. 黑色的颗粒代表微血管中的红细胞, 在本文中为不可变形的刚性球体, 其格子半径 $r = 6.5$, 物理直径 $D_s = 4 \mu\text{m}$. 小球的边界以及锥形管边界采用曲线边界条件^[12]处理, 流体用 LBM 模拟, 颗粒所受的流体力用改进的动量交换法计算^[13]. 模型入口和出口使用压力边界条件^[14].

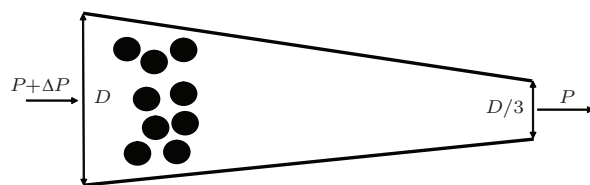


图2 锥形管模型图 (ΔP 为压差, D 为入口宽度)

脉动流由入口端周期性变化的压力来产生. 入口端压力 P 与时间的变化关系为

$$P = P_0 + A \sin 2\pi \frac{t}{T}, \quad (6)$$

P_0 为恒压下, 入口压力和出口压力的平均值. $A = \Delta p/2$ 为脉动流振幅, Δp 为恒压下入口和出口压力之差, T 为脉动流周期.

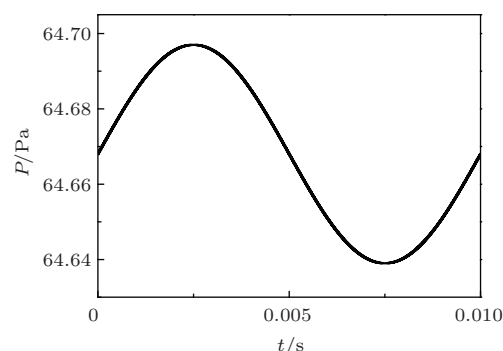


图3 在 100 Hz 条件下, 入口端 P 的波形图 (格子单位), 横轴 t 为时间

图3为 $\Delta p = 0.058 \text{ Pa}$, $T = 100 \text{ Hz}$ 下, 入口端压力 P 的波形图, 而出口压力保持不变. 恒压下取入口密度 $\rho_{\text{in}} = 1.00045 \text{ g/cm}^3$, 出口密度 $\rho_{\text{out}} = 0.99955 \text{ g/cm}^3$, 产生压差 $\Delta p = 0.058 \text{ Pa}$, $P_0 = 64.668 \text{ Pa}$, $A = 0.029 \text{ Pa}$. 脉动流入口端压力 P 的最小值与出口端口压力相等, 最大值是恒压下的入口端的压力值.

4 范德瓦尔斯 (van der Waals) 力

当颗粒的间距或颗粒与管壁的距离小于 10 nm 时, 在固体壁面之间加上范德瓦尔斯力以防止颗粒间以及颗粒与管壁的重叠. 二维范德瓦尔斯力

计算公式如下^[15]:

$$F_C = \frac{A}{8\sqrt{2}} \sqrt{\frac{R}{\varepsilon^5}}. \quad (7)$$

其中 ε 是间隙, $R = 6.5$ (格子单位) 是小球的半径, 系数 A 在格子上取为 $A = 0.01$.

5 摩擦阻力

由于血管内壁并非光滑, 因此红细胞和管壁间存在滑动摩擦力. 我们通过正压力来计算滑动摩擦阻力. 这里的正压力就是颗粒与管壁之间的范德瓦尔斯力. 细胞与管壁之间滑动摩擦力为

$$\tau = -kF_C, \quad (8)$$

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.

在压差为 0.058 Pa, 压积为 0.30 条件下, 红细胞的平均速率为 0.64 cm/s. 因此, 当红细胞的平均速率小于 0.07 cm/s 时, 我们可以认为血管发生了栓塞, 此时血管内总是有小球排列成拱形把血管堵住. 定义栓塞时间比^[16]:

$$R = s_{\text{栓塞}}/S_{\text{总}}, \quad (9)$$

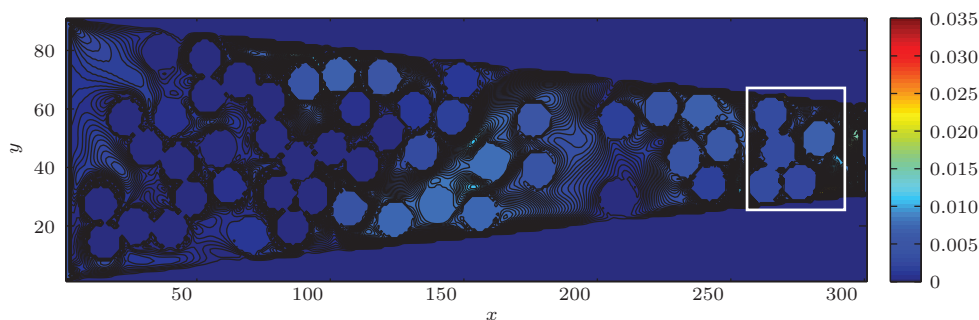


图4 (网刊彩色) 初始栓塞模型的流场速率等值图

6.1 摩擦系数 $K = 0.01$, 压差 $\Delta p = 0.058$ Pa 下锥形管的通栓

入口密度 $\rho_{\text{in}} = 1.00045$ g/cm³, 出口密度 $\rho_{\text{out}} = 0.99955$ g/cm³. 在初始栓塞模型的基础上, 用脉动流对血管进行通栓.

我们分别用 50 Hz, 100 Hz 和 150 Hz 的脉动流作用于发生栓塞的血管入口, 并把结果与恒压作用下的结果进行比较. 在模拟中, 当颗粒的平均速率小 0.07 cm/s 时, 我们认为发生了堵塞, 并将这部分

其中, R 为栓塞时间占总时间的比值, $s_{\text{栓塞}}$ 为出现栓塞时步的总和, $S_{\text{总}}$ 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, 以该水平位置为中心, 向左右各扩展一个颗粒半径得到一个梯形区域, 设该区域的体积为 $V_{\text{总}}$, 统计在该区域内粒子体积 V_S . 该水平位置的容积率 ϕ 计算公式如下:

$$\phi = V_S/V_{\text{总}}, \quad (10)$$

6 模拟及结果讨论

在离管道入口 3 倍红细胞半径处向左右各扩展一个红细胞半径得到一个梯形区域, 在该区域内按照设定的压积随机插入红细胞, 将插入位置的流体速度作为红细胞的初始速度. 在压差为 0.058 Pa, 摩擦系数为 0.01 下, 恒压驱动血液流动, 得到初始栓塞模型. 图 4 为初始栓塞的流场速率等值图, 可以从图中看出流场的平均速率小于 0.07 cm/s, 同时在白色方框内, 4 个颗粒形成稳定的拱形, 堵塞了管道. 纯流时, 流体的雷诺数可以用 $Re = \bar{u}L/\nu$ 计算, L 为格子高度, $\bar{u}$ 为锥形管中间截面各流体点沿水平方向的速度平均值, 不加入颗粒, 压差为 0.058 Pa 时 $Re = 2.71$.

时间计入堵塞时间中, 同时由于入口压力是周期性脉动, 当入口压力减小时, 管道中间的压力可以大于入口压力, 导致了逆向流动, 因而在图 5 中的栓塞时间比均有减少. 图 6 为平均容积率, 可以看出恒压下出口的容积率最大, 这与图 4 中的堵塞位置相符合. 50 Hz 和 100 Hz 脉动流驱动时, 出口处的容积率均显著的减少, 而 150 Hz 脉动流驱动却与恒压驱动的结果完全重合, 这说明 150 Hz 脉动流不能疏通血管. 从图 5 中可以观察到, 在 0.3 s 以后 150 Hz 脉动流驱动的栓塞时间比单调增大.

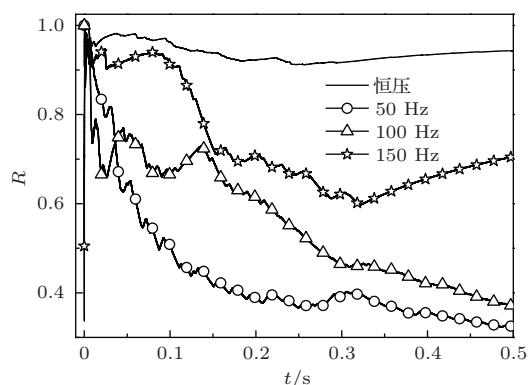


图5 栓塞时间比(实线是恒压驱动, ○ 是 50 Hz 脉动流驱动, △ 是 100 Hz 脉动流驱动, ☆ 是 150 Hz 脉动流驱动)

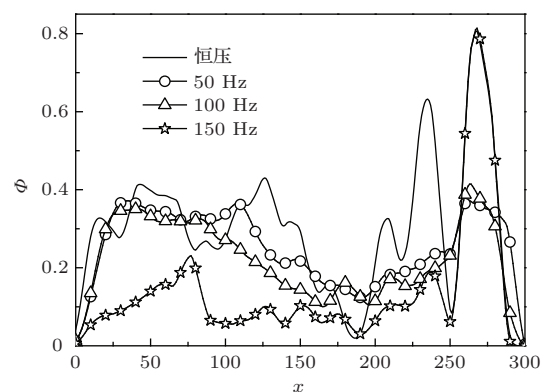


图6 平均容积率(实线是恒压驱动, ○ 是 50 Hz 脉动流驱动, △ 是 100 Hz 脉动流驱动, ☆ 是 150 Hz 脉动流驱动)

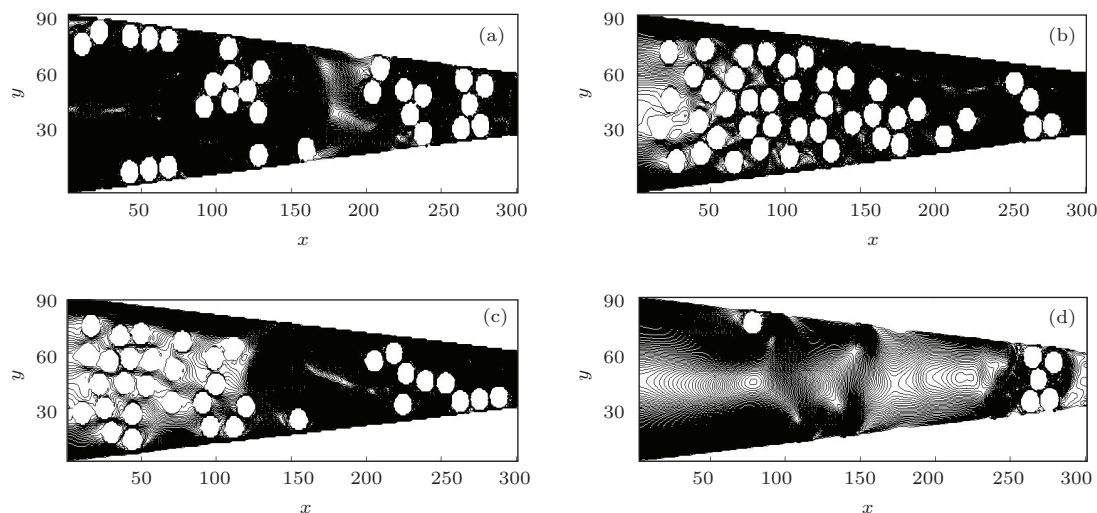


图7 模拟 1 s 后流场的速率等值图 (a) 为恒压驱动; (b) — (d) 分别为 50 Hz, 100 Hz 和 150 Hz 脉动流驱动

图 7(a) — (d) 分别为恒压下、50 Hz, 100 Hz 以及 150 Hz 脉动流驱动下, 1 s 以后的流场速率等值图. 从图中可以很直观的看出流场速率的分布以及颗粒的分布. 对比图 3 可知, 图 7 (a) 和 (d) 出口处粒子的分布和初始时刻相同, 说明 150 Hz 脉动流驱动和恒压驱动在压差为 0.058 Pa, 摩擦系数为 0.01 的条件下的通栓作用不显著. 由于血液的黏滞性, 红细胞的惯性以及红细胞和管壁之间的摩擦力, 当频率大于某一值时, 脉动引起的扰动不足以完全破坏栓塞处红细胞所形成的拱, 因而导致高频率下脉动的通栓作用不明显.

6.2 摩擦系数 $K = 0.01$, 压差 $\Delta p = 0.29$ Pa 下锥形管的通栓

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 4 的流

体和颗粒为初态的基础上, 将两边压差提高到 0.29 Pa, 即入口的密度 $\rho_{in} = 1.00225 \text{ g/cm}^3$, 出口密度 $\rho_{out} = 0.99775 \text{ g/cm}^3$, 计算发现恒压下仍然无法疏通血管, 然后用脉动流对血管进行通栓.

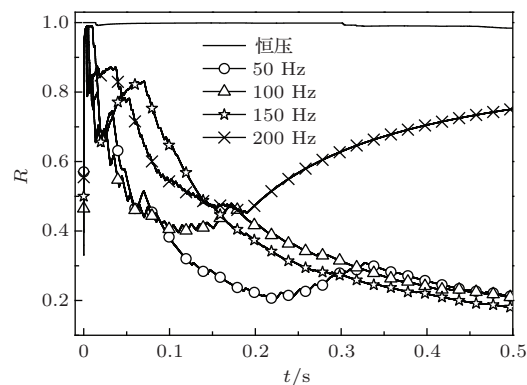


图8 栓塞时间比(实线是恒压驱动, ○ 是 50 Hz 脉动流驱动, △ 是 100 Hz 脉动流驱动, ☆ 是 150 Hz 脉动流驱动, × 是 200 Hz 脉动流驱动)

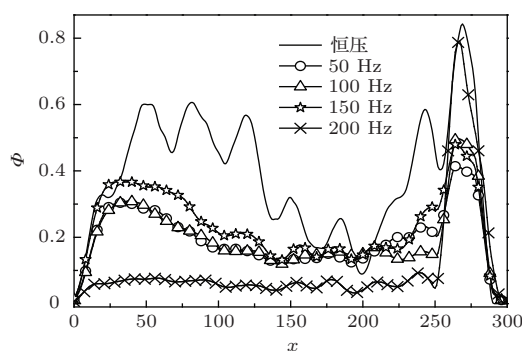


图9 平均容积率(实线是恒压驱动, $\circ$ 是 50 Hz 脉动流驱动, $\triangle$ 是 100 Hz 脉动流驱动, $\star$ 是 150 Hz 脉动流驱动, $\times$ 是 200 Hz 脉动流驱动)

在 0.29 Pa 的压差下, 恒压驱动同样不能疏通血管, 但是在 150 Hz 脉动流下, 对血管疏通能达到一个比较好的效果. 为此, 我们增一个 200 Hz 脉动

流. 图9 分别为5种情况下的平均容积率, 从中可以看出, 除了恒压驱动和 200 Hz 脉动流驱动以外, 其余3组脉动流驱动均能达到很好的通栓效果, 恒压和 200 Hz 脉动流驱动在出口处的容积率略微有些差异, 说明在 200 Hz 的脉动流对堵塞处有作用, 但不足破坏拱以疏通血管. 从图8 可以看出, 在 0.2 s 以后, 200 Hz 脉动流驱动的栓塞时间比呈单调增加, 这与图5 中 150 Hz 组类似.

图10 (a)—(e) 分别为恒压下、50 Hz, 100 Hz, 150 Hz 以及 200 Hz 脉动流驱动下, 1 s 以后的流场速率等值图. 对比图4, 恒压以及 200 Hz 脉动通栓效果不明显. 说明压差增大, 通栓的脉动流频率范围增大, 同时要注意我们所用脉动流的振幅与压差有关.

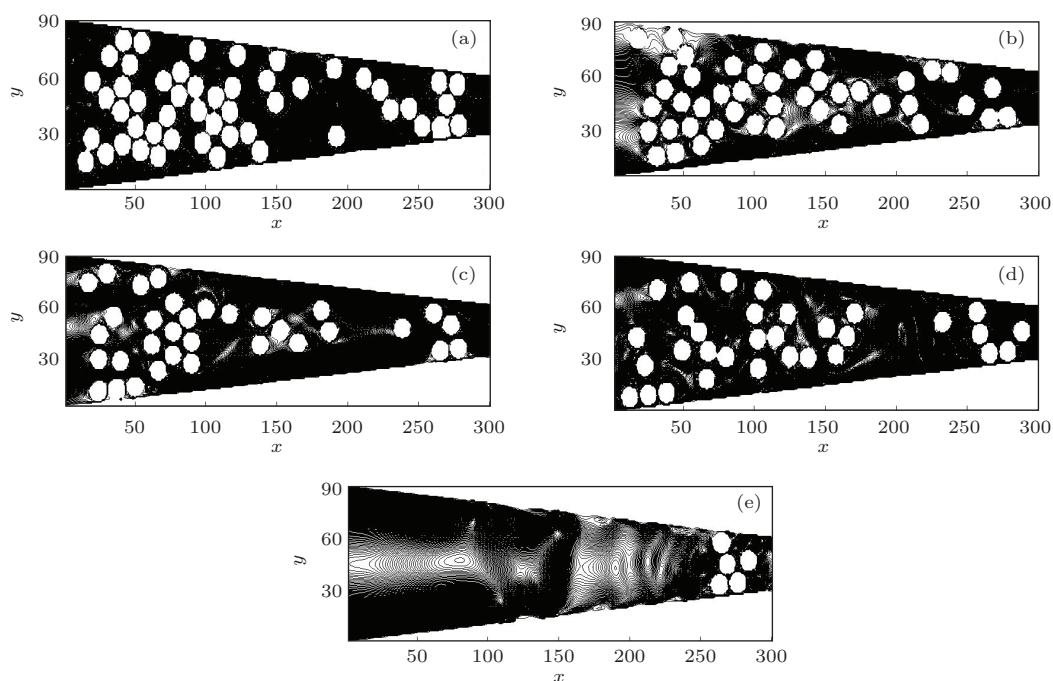


图10 模拟 1 s 后流场的速率等值图 (a) 为恒压驱动; (b)—(e) 分别为 50 Hz, 100 Hz, 150 Hz 和 200 Hz 脉动流驱动

6.3 摩擦系数为 0.001, 压差为 0.29 Pa 下锥形管的通栓

在以图4 的流体和颗粒为初态的基础上, 将压差改为 0.29 Pa, 减小摩擦系数至 0.001, 计算发现恒压同样不能取得满意的通栓效果, 在此条件下用脉动流进行通栓. 得到的模拟结果如图11 与图12 所示.

图11 情况与图8 类似, 在 0.2 s 后 200 Hz 脉动流驱动的堵塞时间比单调增加. 图12 中也可以得出, 200 Hz 的脉动流通栓作用不显著.

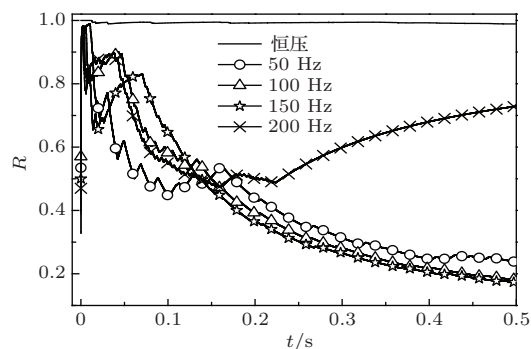


图11 栓塞时间比(实线是恒压驱动, $\circ$ 是 50 Hz 脉动流驱动, $\triangle$ 是 100 Hz 脉动流驱动, $\star$ 是 150 Hz 脉动流驱动, $\times$ 是 200 Hz 脉动流驱动)

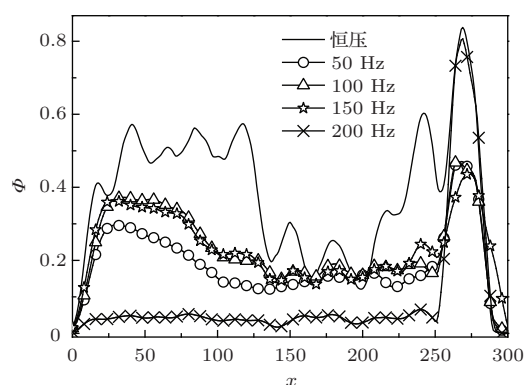


图12 平均容积率(实线是恒压驱动, $\circ$ 是50 Hz 脉动流驱动, $\triangle$ 是100 Hz 脉动流驱动, $\star$ 是150 Hz 脉动流驱动, $\times$ 是200 Hz 脉动流驱动)

7 结 论

本文用LBM研究了在不同压差和摩擦系数下, 脉动流的通栓作用. 在我们所用的压差范围内, 当用恒压疏通血管时, 均不能打破堵塞状态. 引入脉动流, 发现, 在相同的条件下, 低频脉动流, 由于回流的作用可以通栓. 但是由于血液的黏滞性和红细胞的惯性的影响高频脉动流则不容易通栓. 增加压差, 在我们的模型下, 能通栓的脉动流频率范围增加. 由于血液的黏滞性以及红细胞的惯性, 高频脉动流的通栓作用不明显. 摩擦力可以稳定红细胞所形成的拱, 但是在一定范围内改变摩擦力对脉动流的通栓作用影响不大.

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 2008 *Thromb Res.* **123** 114
- [3] Qian Y H, d'Humieres D, Lallemand P 1992 *J. Europhys. Lett.* **17** 479
- [4] Chen S Y, Doolen G D 1998 *Ann. Rev. Fluid Mech.* **30** 329
- [5] Fang H P, Lin Z F, Wang Z W 1998 *Phys. Rev. E* **57** 25
- [6] 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)]
- [7] Li H B, Fang H P, Lin Z F, Xu S X, Chen S Y 2004 *Phys. Rev. E* **69** 031919
- [8] Li H B, Jin L, Qiu B 2008 *Chin. Phys. Lett.* **25** 4042
- [9] Feng J, Hu H H, Joseph D D 1994 *J. Fluid Mech.* **261** 95
- [10] Shi J, Li J, Qiu B, Li H B 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 5174
- [11] Chen H D, Chen S Y 1992 *J. Phys. Rev. A* **45** 5339
- [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* (Academic Press, New York)
- [16] Shi J, Wang L L, Zhou J Y, Xu 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]

Effect of pulsation on thrombus studied by the lattice Boltzmann method^{*}

Zhou Jin-Yang¹⁾ Shi Juan²⁾ Chen Jia-Min¹⁾ Li Hua-Bing¹⁾[†]

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 24 March 2014; revised manuscript received 25 April 2014)

Abstract

To research the effect of pulsation flow on anti-thrombosis, the plasma is treated as water, and the red blood cells are regarded as suspended rigid particles having the same density as water. First, an appropriate embolism is formed in a tapered pipe under a certain hematocrit and differential pressure, and then a pulsating flow is exerted on the inlet of the tapered pipe to study the positive effect on anti-thrombosis of the pulsating flow.

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

PACS: 47.11.-j, 05.10.-a

DOI: 10.7498/aps.63.194701

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

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