

脂肪颗粒在颈动脉中的运动及其对血液动力学的影响

许松林 朱东

Movement of fat particles in carotid artery and its influence on hemodynamics

Xu Song-Lin Zhu Dong

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 64, 208701 (2015) DOI: 10.7498/aps.64.208701

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.208701>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2015/V64/I20>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

幅值和相位配准技术及其在光学相干层析血流成像中的应用

[Application of amplitude and phase registration in blood flow imaging using optical coherence tomography](#)

物理学报.2013, 62(15): 158702 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.158702>

一种适用于超声多普勒血流速度测量的混沌调频连续波的研究

[Chaotic frequency-modulating continuous wave for an ultrasonic doppler blood flow velocity measurement system](#)

物理学报.2012, 61(24): 248701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.248701>

脂肪颗粒在颈动脉中的运动及其对血液动力学的影响*

许松林[†] 朱东

(天津大学化工学院, 天津 300072)

(2015年3月9日收到; 2015年6月16日收到修改稿)

很多研究表明, 动脉粥样硬化通常发生在具有复杂血液动力学的区域, 比如分叉动脉和弯曲动脉. 这些地方常伴随有低壁面剪切力或震荡壁面剪切力, 这是动脉粥样硬化形成的一大诱因. 使用计算流体力学软件对2D颈动脉分叉血管进行了模拟, 研究了脂肪颗粒在颈动脉中的运动及其对血液动力学的影响. 研究表明: 1) 血管狭窄对于脂肪颗粒的运动有重要影响, 同时也影响栓塞的形成; 2) 脂肪颗粒可能会黏附在血管壁面, 但由于血流的冲击作用, 脂肪颗粒会随后在壁面略微铺展; 3) 颈动脉狭窄区域后方是下一个血栓的可能生长位点; 4) 当栓塞形成时, 速度和壁面剪切力分布将变得复杂多变, 这对于血管是有害的.

关键词: 血栓, 颈动脉, 栓塞, 狭窄

PACS: 87.19.U-, 87.19.X-

DOI: 10.7498/aps.64.208701

1 引言

心血管疾病例如中风、心脏病、动脉粥样硬化是导致死亡的重要原因. 动脉粥样硬化斑块的形成机理并不是十分清楚, 但是一般来说, 学者们通常认为血液动力学和血管结构是决定动脉粥样硬化斑块发展的重要因素. 颈动脉的血液流动是研究者们很感兴趣的一个地方, 因为血液从颈动脉流入大脑, 而颈动脉容易发生动脉粥样硬化, 进而形成血栓^[1,2], 颈动脉出现任何问题都有可能致病人中风. 因此, 研究颈动脉内的血液动力学具有重要现实意义. 计算流体力学(CFD)已经被应用到颈动脉分叉的血液动力学研究上^[3-5], 前人关于血液流动和动脉疾病的联系进行了大量模拟, 这使得CFD成为血液动力学研究的一个有力工具.

最大的低壁面剪切力(WSS)区域出现在颈动脉窦处, 这说明颈动脉窦容易发生病变^[6]. Kang等^[7]证明了格子玻尔兹曼方法适用于模拟弯曲血管内的血液流动. Yi等^[8]运用格子玻尔兹曼方法

研究了滚动按摩对血管中颗粒运动的影响, 发现滚动按摩显著改变了血管中颗粒的运动轨迹. 在很多关于血液流动的数值模拟中, 通常将血液假设为牛顿性流体. 然而, 这个假设对于血液不是很准确, 因为血液是由血浆和血细胞组成, 在细小的血管中或剪切率低于 100 s^{-1} 时, 血液黏度会增加并且非牛顿性增强. Seo^[9]和Fan等^[10]分析了血液牛顿特性和非牛顿特性的差别, 发现牛顿型假设会使结果不够准确. Rindt等^[11]模拟了颈动脉内的血液流动, 发现降低分叉角可以减小回流区域面积. Papatianosopoulou等^[12]利用核磁共振成像方法测得了速度场, 进而计算出了壁面剪切力分布, 并将其与CFD模拟值进行了对比, 发现低壁面剪切力(小于 1 Pa)出现在颈动脉窦的非分离壁面(外壁面), 高壁面剪切力($6\text{--}10\text{ Pa}$)出现在分叉顶点和颈内动脉的下端. 最近一些研究者们利用血管造影技术得到了人体真实颈动脉结构, 使得模拟结果更加接近真实^[13,14].

栓塞是导致人死亡的一大要因, 然而对于栓塞

* 国家自然科学基金(批准号: 21176170)资助的课题.

[†] 通信作者. E-mail: 13207697596@163.com

的研究却比较少. 特别是脂肪颗粒在颈动脉中的运动及其对血液动力学的影响, 关于这一方面未见报道. 本文主要研究脂肪颗粒的运动及其堵塞血管形成栓塞的过程, 以及栓塞形成后, 栓塞对血管腔和血液动力学的影响.

2 建模和解决方案

2.1 模型建立

人类颈动脉由主动脉(CCA)分叉形成颈外动脉(ECA)和颈内动脉(ICA). 成年人CCA动脉的直径在7—9 mm. Smith等^[15]通过对62个病人的血管造影分析, 得出了一个颈动脉分叉的模型, 在这个模型中, CCA的直径是8 mm, 而ECA及ICA的直径和CCA的直径相关, 有以下关系:

$$D_{ICA} = 0.6942D_{CCA}, \quad (1)$$

$$D_{ECA} = 0.5778D_{CCA}, \quad (2)$$

其中, D_{ECA} , D_{ICA} 和 D_{CCA} 分别是ECA, ICA和CCA的直径, 颈动脉窦通常出现在ICA上, 位于分叉口的后面. 每一个人颈动脉窦的大小和形状是不一样的.

在颈动脉模型中, 动脉是用圆管代替, 颈动脉窦是用椭圆代替. 颈动脉模型如图1所示, 分叉角为43°, 分叉角定义为颈内动脉和颈外动脉的夹角. CCA是一个长41 mm, 直径8 mm的长方形; ECA是一个长47 mm, 直径4.6 mm的长方形; ICA是一个长57 mm, 直径5.6 mm的长方形. 颈动脉窦用一个短轴为8.9 mm, 长轴为30 mm的椭圆表示, 颈动脉窦和ICA共用同一条轴线.

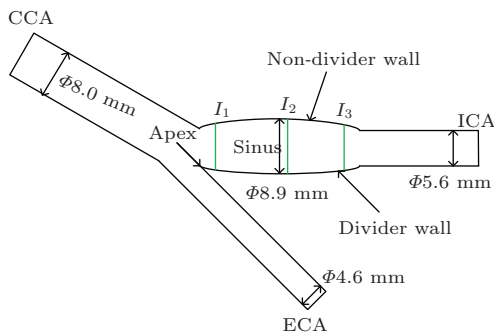


图1 颈动脉分叉血管模型

Fig. 1. Schematic representation of the carotid bifurcation.

考虑了位于ICA上的三个不同流动截面(I_1 , I_2 , I_3), 这些截面可以很好地反映颈动脉窦的速

度分布. 其中 I_1 位于分叉口, 其他位置分别相差10 mm.

血管狭窄(stenosis)程度可以通过下式计算:

$$\text{狭窄度} = [(D_1 - D_2)/D_1] \times 100\%, \quad (3)$$

其中, D_1 是正常直径, D_2 是狭窄处的最小直径. 本文分别研究了狭窄度为0, 25%, 50%, 75%血管内的血液动力学.

众所周知, 血液是非牛顿型流体, 所以假设血液为各向同性、在恒定体温下具有恒定密度的非牛顿型不可压缩流体^[16,17]. 血液密度为 $1050 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, 对于非牛顿流体, 应用Carreau模型:

$$\frac{\mu - \mu_\infty}{\mu_0 - \mu_\infty} = \left[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2\right]^{\frac{(n-1)}{2}}, \quad (4)$$

其中, $\mu_\infty = 0.0035 \text{ kg/ms}$, $\mu_0 = 0.056 \text{ kg/ms}$, $n = 0.3568$, $\lambda = 3.313 \text{ s}$. 对于牛顿型流体, $\mu = 0.0035 \text{ kg/ms}$. 此时, 血液的控制方程可以由不可压缩Navier-Stokes (N-S) 方程来描述:

$$\begin{cases} \rho(u_t + (u \cdot \nabla)u) - \mu\Delta u + \nabla p = 0, \\ \nabla \cdot u = 0, \end{cases} \quad (5)$$

其中, 速度 $u = (u_1(x, y, t), u_2(x, y, t))$, u_1 , u_2 分别为血液的水平 and 垂直方向的速度; ρ , p , μ 分别为血液的密度、流场压力和黏度系数.

2.2 边界条件

如图2所示的随时间变化的脉动速度作为速度入口^[18], 假设脉动周期为1 s, 这是由实验测得的数据^[19], 文献^[19]给出了ICA和ECA的流量比为4:1.

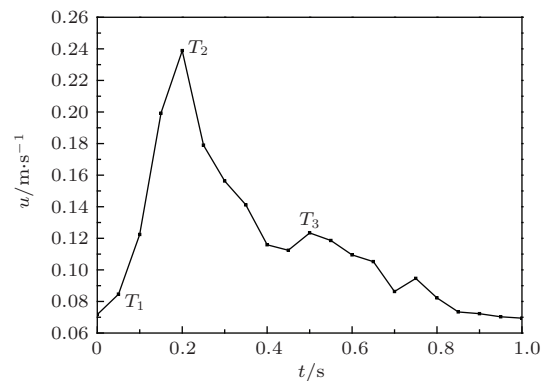


图2 颈动脉入口速度随时间的变化

Fig. 2. Flow waveform of common carotid artery.

最大流速和最低流速分别是0.23885和0.07166 m/s, 在出口处运用完全发展边界条件, 血压为114657.24 Pa. 由于动脉血管径向变量

远远小于血管的直径, 并且一旦有病变发生, 血管壁会变硬, 失去部分甚至全部的弹性, 因此, 研究中完全可以假设血管壁具有刚性、不可渗透的特点 [20]. 网格划分采用 Gambit, 用有限体积元软件 Fluent6.3.26 进行模拟, 非稳态、二阶迎风、压力速度耦合选用 PISO, 压力离散化选用 PRESTO.

2.3 网格独立性测试

考虑了三种不同大小的网格, 网格间距分别为 0.05, 0.10, 0.15 mm, 网格数分别是 300688, 75827, 33678. 残差设为 10^{-4} , 时间步长为 0.002 s. 非分离壁面处的壁面剪切力和 I_2 截面处的速度分布如

图 3(a) 和图 3(b) 所示.

可以看出, 随着网格数从 33678 增加到 300688, 壁面剪切力曲线和速度曲线都几乎重合, 差别极小, 并且其变化趋势和文献 [18] 的结果相似, 但最大速度不同, 这是因为文献 [18] 对分叉结构做了简化, 为了避免颈动脉分叉处的尖角, 他们使用圆球代替分叉, 并且文献 [18] 的速度图是对直径较小的截面做图, 由于直径较小, 所以得到的中心速度较大, 这说明本文模型的合理性. 由于随着网格数的增加, 计算精度并不会提高, 所以, 在保证精度的情况下, 为了减少计算量, 本文采用了 0.15 mm 的网格间距.

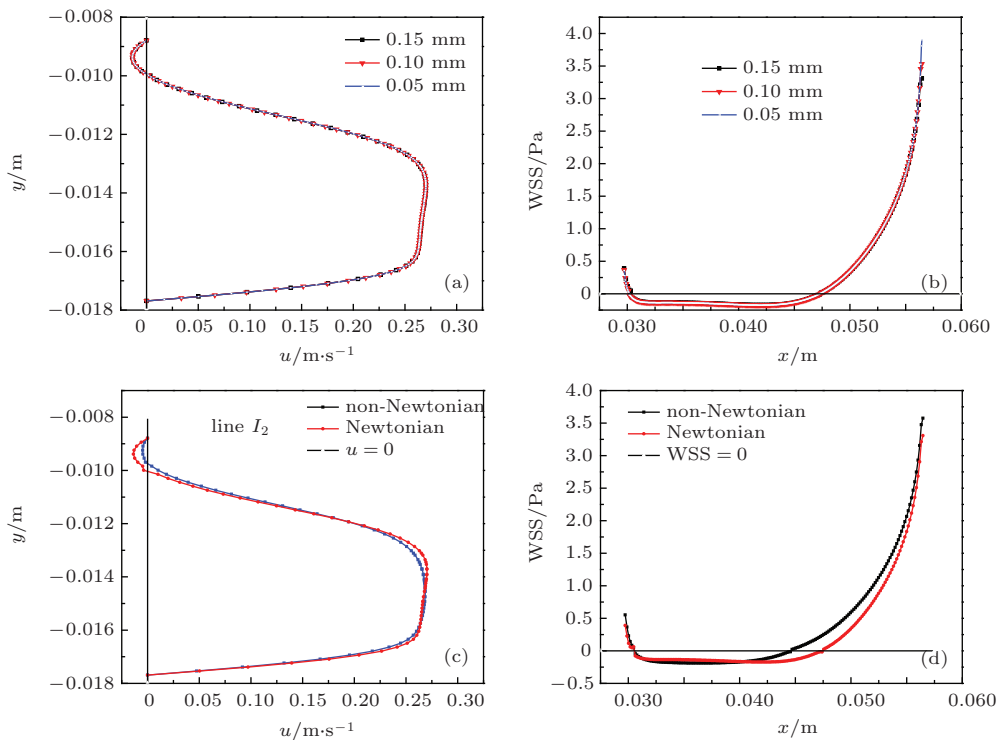


图 3 (网刊彩色) (a), (b) 不同网格大小下的速度和壁面剪切力分布; (c), (d) 牛顿和非牛顿型的比较

Fig. 3. (color online) (a) and (b) Velocity and WSS distribution for different interval sizes; (c) and (d) velocity and WSS distribution for Newtonian and non-Newtonian model.

3 实验结果与分析

由于血管中的血液流速是脉动的, 入口速度不停地发生变化, 所以选取 3 个时间点来展示结果. $T_1 = 0.05$ s (收缩期), $T_2 = 0.2$ s (最大速度), $T_3 = 0.5$ s (舒张期, 局部最大速度).

图 3(c) 和图 3(d) 进行了血液牛顿模型和非牛顿模型的对比. 在图 3(c) 中, 速度为正值表示速度方向与 x 轴正向相同, 为负表示相反. 可以看出, 牛

顿模型和非牛顿模型的速度分布有相同的趋势, 但牛顿模型的最大速度比非牛顿模型稍大. 由于速度为负值代表回流, 因此, 在非分离壁面附近, 牛顿流体得到的回流区域面积更大. 在图 3(d) 中, WSS 为正值表示剪切力方向与 x 轴正向相同, 为负表示相反. 牛顿流体得到的负剪切力区域更大, 从流体力学角度分析, 这是因为血液在非分离壁面附近产生回流, 速度方向发生改变, 因此, 血液必然会受到一个改变速度的力, 该力的反作用力即为壁面剪切力, 由于牛顿模型得到的回流区域面积更大, 所以

负 WSS 区域也相应更大. 出现以上现象, 是因为非牛顿流体的剪切稀化作用, 使得牛顿流体的黏度比非牛顿流体低, 将黏度体现在 N-S 方程中, 便可得到如图 3(c) 和图 3(d) 所示结果. 这与 Toloui 等 [21] 的研究结果一致, 说明本文设置参数的合理性.

在血液循环中出现的可溶于血液的异常物质, 随血液运行至远处阻塞血管腔的现象称为栓塞. 阻塞血管的物质如脂肪颗粒称为栓子. 栓子可以是固体、液体(如脂肪颗粒)或气体(如静脉受伤时进入血液的空气). 栓塞容易引起脑卒中, 导致病人死亡. 在这里, 以液体栓子为例, 研究栓子在颈动脉中的运动及其影响. 为了便于探讨各因素对栓子运动的影响, 本文进行单因素模拟. 血脂与血液中的水不互溶, 且容易黏附在血管壁上. 我们运用流体体积模型进行了非稳态模拟, 为了提高收敛性, 压力速度耦合使用 simple 算法, 采用二阶迎风格式提高精度.

3.1 脂肪颗粒密度对血液速度分布和壁面剪切力的影响

由于血脂的形成途径和成分差异很大, 所以血脂的密度变化也较大, 在 800—1200 kg/m³ 范围. 图 4 给出了 $d = 2 \text{ mm}$, $T = 0.2 \text{ s}$ 时单个脂肪颗粒的密度对速度分布和壁面剪切力的影响. 从图 4 可以看出, 当脂肪颗粒的密度改变时, I_2 处的速度分布和壁面剪切力几乎没有变化, 三条曲线几乎重合. 这是因为在血液中, 脂肪颗粒主要靠血液对它的推力和表面摩擦力运动, 而推力和表面摩擦力的大小由血液流速、黏度和脂肪颗粒大小决定, 与密度关系不大. 别特是对于不太长的血管, 脂肪颗粒和血液间的密度差对速度和 WSS 分布的影响很小. 所以本文取脂肪颗粒密度 1000 kg/m³ 进行研究是合理的.

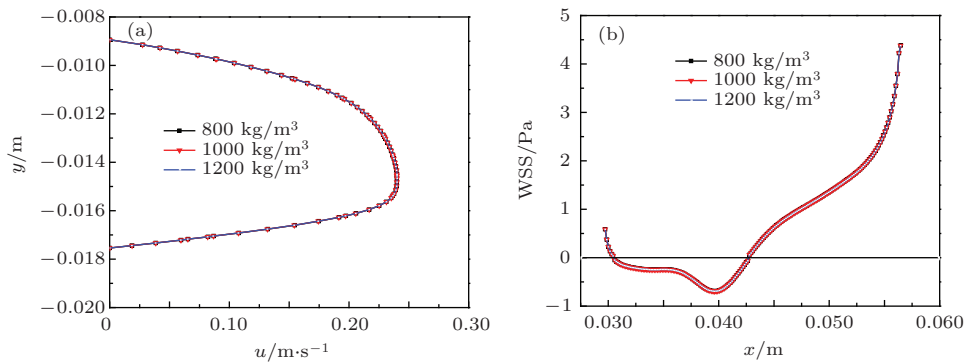


图 4 (网刊彩色) (a) 单个脂肪颗粒的密度对 I_2 截面处速度分布的影响; (b) 单个脂肪颗粒的密度对非分离壁面的剪切力影响

Fig. 4. (color online) (a) The influence of density of a single fat particle on the velocity distribution along I_2 ; (b) the influence of density of a single fat particle on WSS distribution along the non-divider wall.

3.2 不同大小脂肪颗粒的运动轨迹及其对血液动力学的影响

从图 5 可以看出脂肪颗粒从 CCA 到 ICA 的流动路径, 这也意味着 ICA 发生动脉粥样硬化和栓塞的可能性更大. 这里需要指出的是, 由于我们设置的脂肪颗粒初始位置是在 CCA 的中心轴线上, 所以脂肪颗粒随着血液的流动进入了 ICA, 但是在实际情况下, 脂肪颗粒进入 ECA 也是有可能的, 只是概率小一些. 在相同的时刻, 不同大小的脂肪颗粒所处的水平位置几乎一样, 这主要是因为直径大的脂肪颗粒受到的推力更大, 然而, 其质量也相应更

大, 根据牛顿第二定律, 脂肪颗粒在水平方向的运动加速度几乎一样.

如图 6(a) 所示, 随着脂肪颗粒的运动, I_2 截面上的最大速度增大, 但是在非分离壁面处的速度减小. 如图 6(b) 所示, 随着时间的流动, 回流区域面积增大, 最大负剪切力的坐标位置向右移动. 由此可见, 脂肪颗粒的存在会改变血液动力学, 这对病人是有害的. 如图 6(c)—(f) 所示, 当脂肪颗粒不在颈动脉窦时, 脂肪颗粒大小的改变对速度分布几乎没有影响. 然而, 当脂肪颗粒在颈动脉窦中时, 脂肪颗粒大小对最大速度有影响, 但不显著.

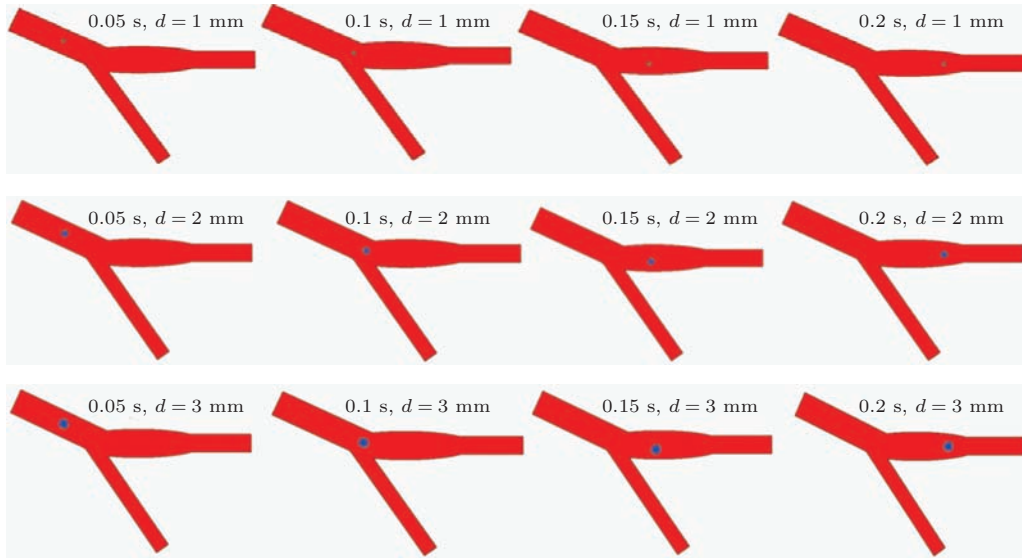


图5 (网刊彩色) 不同大小的脂肪颗粒在不同时刻的位置

Fig. 5. (color online) Location of fat particle with different diameter at different times.

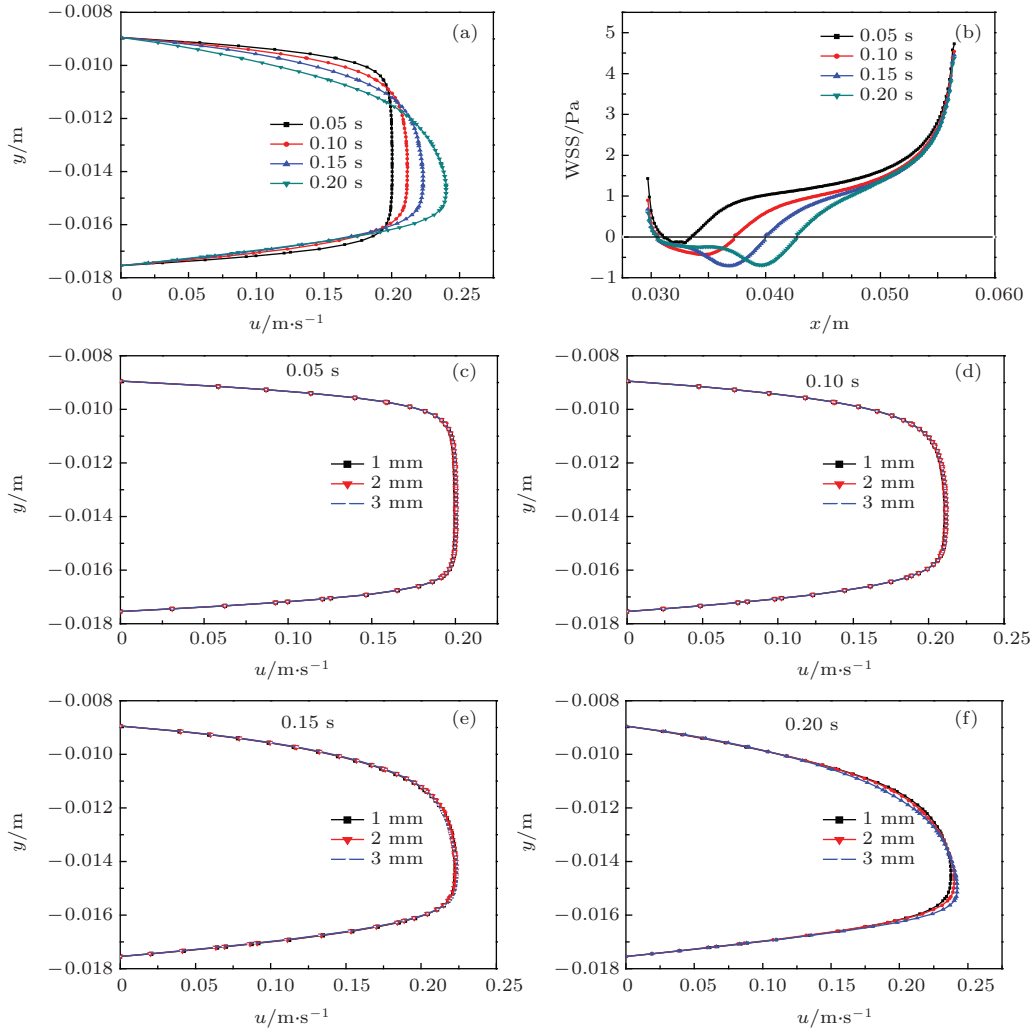


图6 (网刊彩色) (a), (b) $d = 2$ mm 时, 不同时刻的速度和壁面剪切力分布; (c)–(f) 不同时刻脂肪颗粒直径对 I_2 截面速度分布的影响: (c) 0.05 s; (d) 0.10 s; (e) 0.15 s; (f) 0.20 s

Fig. 6. (color online) (a) and (b) The velocity and WSS distribution for different times when $d = 2$ mm; (c)–(f) velocity distribution for different diameters along I_2 at different times: (c) 0.05 s; (d) 0.10 s; (e) 0.15 s; (f) 0.20 s.

3.3 不同狭窄度对单个脂肪颗粒运动和栓塞的影响

当血管狭窄时, 脂肪颗粒容易堵塞血管腔, 形成栓塞, 使人有生命危险. 当流速较小时, 血液不容易将堵塞血管的脂肪颗粒冲走, 也不容易使其变形. 同时, 脂肪颗粒易和壁面黏附, 导致黏附部位附近的血液动力学发生改变. 因此, 如图7所示, 考虑了在入口速度 $u = 0.08459 \text{ m/s}$ (收缩初期和舒张末期), 直径为 3 mm 时, 脂肪颗粒在不同狭窄度血管中的运动和形成栓塞的情况. 从图7中可以看

出, 当血管狭窄度为0或25%时, 脂肪颗粒都可以顺利通过颈动脉窦, 不会发生栓塞或者黏附在壁面上, 但是在0.6 s时, 脂肪颗粒在狭窄度为25%的血管中会发生微小形变. 当狭窄度增大到50%时, 脂肪颗粒会附着在分离壁面上, 随着血液的流动, 血脂在分离壁面上略微铺展. 此时, 由于脂肪颗粒的附着, 颈动脉窦的狭窄程度会进一步加大, 使得大脑供血不足, 容易发生猝死. 当狭窄度继续增大, 增大到75%时, 脂肪颗粒会在狭窄部位堵塞血管腔, 造成栓塞.



图7 (网刊彩色) (a)–(d) 对于不同狭窄度的血管, 脂肪颗粒在不同时刻的位置; (e) 局部放大图

Fig. 7. (color online) (a)–(d) Location of fat particle at different times for different degree of stenosis: 0, 25%, 50%, 75%; (e) local amplification.

图8(a)–(d)给出了不同时刻沿 I_2 截面的速度分布. 从图8(a)和图8(b)可以看出, 血管狭窄度越大, 血液的最大速度越大, 然而0.45 s时刻的血液最大速度要远小于0.3 s时刻的最大速度, 这是因为, 截面 I_2 位于堵塞区域的后方, 在 $t = 0.45 \text{ s}$ 时, 由于脂肪颗粒的堵塞作用, 使得流过狭窄区域

的血流量大大减少, 截面 I_2 的速度便相应降低. 从图8(b)也可看出, 对于75%狭窄的血管, 血液首先在分离壁面附近产生回流. 对比图8(b), (c)和(d)可知, 在这三个时刻的速度分布中, 血液流速的最大值在0.75 s时最大, 在0.45 s时最小. 这是由于脂肪颗粒的铺展, 使得堵塞处的狭窄通道略有增大,

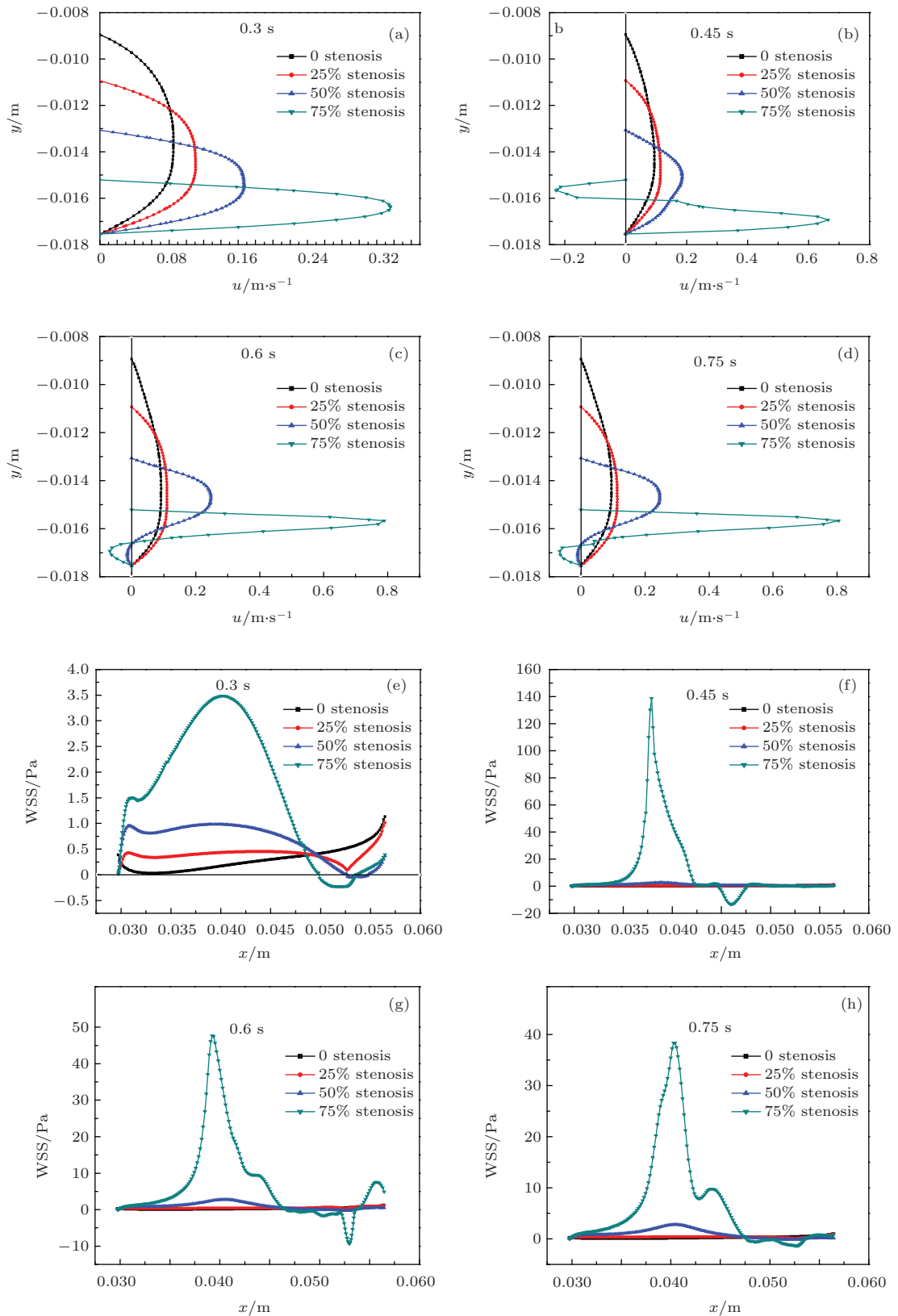


图8 (网刊彩色) (a)–(d) 不同时刻沿 I_2 的速度分布 (a) 0.3 s; (b) 0.45 s; (c) 0.6 s; (d) 0.75 s. (e)–(h) 不同时刻沿非分离壁面的 WSS 分布 (e) 0.3 s; (f) 0.45 s; (g) 0.6 s; (h) 0.75 s

Fig. 8. (color online) (a)–(d) Velocity distribution along I_2 at different times: (a) 0.3 s; (b) 0.45 s; (c) 0.6 s; (d) 0.75 s. (e)–(h) WSS distribution along the non-divider wall at different times: (e) 0.3 s; (f) 0.45 s; (g) 0.6 s; (h) 0.75 s.

血流量也相应增大. 从图 8(c) 和图 8(d) 也可看出, 在 0.6 和 0.75 s 时, 对于 75% 狭窄的血管腔, 血液在 I_2 截面的下半部分出现回流, 这一点和 0.45 s 时的情况刚好相反, 这是因为通过堵塞处的血液流速不同, 从而导致的回流区域不同.

图 8(e)—(h) 给出了不同时刻沿非分离壁面的 WSS 分布. 从图 8(e) 可以看出, 血管腔越狭窄, 剪切力越大, 负 WSS 区域面积越大, 这说明越容易在狭窄区域的后方产生回流. 这是因为血管狭窄程度越大, 流体越容易在狭窄后方发生边界层的分离, 产生回流, 这也说明狭窄区域后方可能是下一个血栓生长位点. 正常颈动脉的 WSS 分布趋势与狭窄颈动脉的 WSS 分布趋势不同, 这是因为正常颈动脉的非分离壁面是向上凸, 而狭窄颈动脉的非分离壁面刚好相反. 从图 8(f), (g) 和 (h) 可以看出, 对于 75% 狭窄的血管腔, 最大壁面剪切力依次降低. 从图 8(f) 也可看出, 在 $x = 0.037$ m 处, 剪切力可达 140 Pa, 这是因为该处血管腔几乎被全部堵塞, 使得该处速度很大, 壁面与流体的相互作用力也相

应增大, 而高剪切力会损伤内皮细胞.

3.4 不同狭窄度对两个脂肪颗粒运动和栓塞的影响

图 9 给出了对于不同狭窄度 (0, 25%, 50%, 75%) 的血管中两个脂肪颗粒在不同时刻的位置情况. 从图 9 可以看出, 对于狭窄度为 0 和 25% 的血管腔, 两个脂肪颗粒会在 ICA 末端黏附在血管壁面上, 堵塞血管, 其中一个脂肪颗粒黏附在 ICA 上壁, 另外一个脂肪颗粒黏附在 ICA 下壁. 这是因为 ICA 末端的血管直径较小, 两个脂肪颗粒不易通过. 这和单个脂肪颗粒的运动情况不同. 当狭窄度增大到 50% 时, 脂肪颗粒不能顺利通过狭窄血管腔, 会黏附在颈动脉窦的分离壁面上, 进而堵塞血管. 当血管狭窄度增大至 75% 时, 两个脂肪颗粒会完全堵死血管腔, 使得血液对脂肪颗粒的冲击力瞬间增大, 又由于血脂是黏性较大的液体, 所以血脂会在壁面铺展.



图 9 (网刊彩色) 对于不同狭窄度 (0, 25%, 50%, 75%) 的血管, 两个脂肪颗粒在不同时刻的位置

Fig. 9. (color online) Location of two fat particles at different times for different degree of stenosis: 0, 25%, 50%, 75%.

4 结 论

本文运用数值模拟的方法研究了脂肪颗粒在颈动脉中的运动及其对血液动力学的影响. 研究结果如下:

1) 颈动脉窦处狭窄度越大, 越容易在狭窄区域后方产生回流, 使其成为下一个血栓生长位点, 导致病情恶化;

2) 当研究的血管长度较短时, 脂肪颗粒的运动主要由血液流速、黏度和脂肪颗粒大小决定, 与密度关系不大;

3) 脂肪颗粒的存在会使血液回流区域略有减小, 但却使WSS增大;

4) 随着脂肪颗粒的运动, 最大负剪切力略有增大, 并且其坐标位置向右移动;

5) 当血管腔狭窄度为0或25%时, 3 mm脂肪颗粒可以顺利通过, 当狭窄度为50%或75%时, 脂肪颗粒会堵塞狭窄的血管腔;

6) 当存在2个3 mm脂肪颗粒时, 容易在0或25%狭窄的ICA收缩处堵塞血管;

7) 当血管狭窄度增大至75%时, 两个脂肪颗粒会完全堵死血管腔, 使得血液对脂肪颗粒的冲击力瞬间增大, 又由于血脂是黏性较大的液体, 所以血脂会在壁面铺展;

8) 当栓塞形成时, 速度和壁面剪切力分布将变得复杂多变, 这对于血管是有害的.

参考文献

- [1] Glagov S, Zarins C, Giddens D P, Ku D N 1988 *Arch. Pathol. Lab. Med.* **112** 1018
- [2] Yi X Y, Chen C M, Chi L F, Huang Y, Zhang S K 2006 *Chin. J. Neurol.* **39** 388 (in Chinese) [易兴阳, 陈存木, 池丽芬, 黄毅, 张顺开 2006 中华神经科杂志 **39** 388]
- [3] Perktold K, Resch M, Florian H 1991 *J. Biomech. Eng.* **113** 464
- [4] Gijsen F G H, van de Vosse F N, Janssen J D 1999 *J. Biomech. Eng.* **32** 601
- [5] Zhao S Z, Xu X Y, Hughes A D, Thom S A, Stanton A V, Ariff B, Long Q 2000 *J. Biomech.* **33** 975
- [6] Younis H F, Kaazempur-Mofrad M R, Chan R C, Isasi A G, Hinton D P, Chau A H, Kim L A, Kamm R D 2004 *Biomech. Model. Mechanobiol.* **3** 17
- [7] Kang X Y, Ji Y P, Liu D H, Jin Y J 2008 *Chin. Phys. B* **17** 1041
- [8] Yi H H, Yang X F, Wang C F, Li H B 2009 *Chin. Phys. B* **18** 2878
- [9] Seo T 2013 *Korea-Aust. Rheol. J.* **25** 153
- [10] Fan Y, Jiang W T, Zou Y W, Li J C, Deng X Y 2009 *Acta Mech. Sin.* **25** 249
- [11] Rindt C C M, van Steenhoven A A, Janssen J D, Reneman R S, Segal A A 1996 *J. Biomech.* **23** 445
- [12] Papathanasopoulou P, Zhao S, Kohler U, Robertson M B, Long Q, Hoskins P, Xu X Y, Marshall L 2003 *J. Magn. Reson. Imaging* **17** 153
- [13] Younis H F, Kaazempur-mofrad M R, Chan R C, Isasi A G, Hinton D P, Chau A H, Kim L A, Kamm R D 2004 *Biomech. Model. Mechanobiol.* **3** 17
- [14] Steinman D A, Thomas J B, Ladak H M, Milner J S, Rutt B K, Spence J D 2002 *Magn. Reson. Med.* **47** 149
- [15] Smith R F, Rutt B K, Fox A J, Rankin R N 1996 *Acad. Radiol.* **3** 898
- [16] Gijsen F J H, Van de Vosse F N, Janssen J D 1991 *J. Biomech.* **32** 601
- [17] Shibeshi S S, Collins W E 2005 *Appl. Rheol.* **15** 398
- [18] Nguyen K T, Clark C D, Chancellor T J, Papavassiliou D V 2008 *J. Biomech.* **41** 11
- [19] Marshall I, Papathanasopoulou P, Wartolowska K 2004 *Physiol. Meas.* **25** 691
- [20] Liu Z M, Ma R Y, Zhang T, Ye H L 2003 *J. Beijing Univ. Technol.* **36** 1153 (in Chinese) [刘赵淼, 马瑞艳, 张谭, 叶红玲 2003 北京工业大学学报 **36** 1153]
- [21] Toloui M, Firoozabadi B, Saidi M S 2012 *Sci. Iran.* **19** 119

Movement of fat particles in carotid artery and its influence on hemodynamics*

Xu Song-Lin[†] Zhu Dong

(School of Chemical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

(Received 9 March 2015; revised manuscript received 16 June 2015)

Abstract

It has been widely observed that atherosclerotic diseases occur in regions with complex hemodynamics, such as artery bifurcations and regions of high curvature. These regions usually have low or oscillatory wall shear stress, which is a main factor that results in thrombus formation. In addition, after the thrombosis, the stenosis will in turn affect the hemodynamics. In the blood circulation, the abnormal substances that do not dissolve in the blood can block the vascular cavity, which is called embolism. These substances such as fat particles are called embolus. Embolism results in high velocity and wall shear stress (WSS), which is harmful to the vessel wall. Embolism leads to stroke easily, resulting in the death of the patient. Here, the authors focus on the formation process of fat embolism and its influence on hemodynamics. In order to investigate the influence of various factors on the movement of a fat particle, we carry out the single factor simulation. Fat particles do not dissolve in the blood and easily adhere to the vessel wall. We use a virtual fluid that represents the fat particles. In the present work, a two-dimensional (2D) carotid bifurcation is established, and the simulation is carried out by the computational fluid dynamics software. The movement of the fat particles relies on the thrust and surface friction of the blood, and the values of thrust and surface friction are governed by the blood velocity, viscosity and the diameter of the fat particle, which has little relationship with the density, especially for a blood vessel that is not too long. The fat particles can smoothly pass through the carotid sinus when the vessel is 0 or 25% stenosed, which indicates that the embolism does not occur and the fat particle does not adhere to the vessel wall. Small deformation occurs when the vessel is 25% stenosed for 0.6 s. When the degree of stenosis increases to 50%, the fat particles partially blocks the vascular cavity. We give an experiment about the influences of the stenosis on the movement of two fat particles and thrombus. When the carotid sinus is 0 or 25% stenosed, the two fat particles adhere to the vessel wall at the end of internal carotid artery (ICA), resulting in fat embolism. One fat article is on the upper wall of ICA and the other is on the lower wall. At the end of ICA, the vascular diameter becomes smaller and the two fat particles cannot pass through it. When the carotid sinus is 50% stenosed, the two fat particles merge into a larger one and partially block the narrow vascular cavity, impeding blood circulation. The findings in this paper may help hematological experts to check the spread of atherosclerotic disease. The main conclusions drawn from the present study are a) the vascular stenosis has an important influence on the movement of fat particles and the formation of embolism as well; b) the fat particles may adhere to the vessel wall, and due to the flow of blood, the fat particles spread slightly on the wall; c) the region behind the stenosis might be the next site of thrombosis; d) with the movement of fat particles, the maximum negative WSS increases slightly, and its coordinate position moves to the right; e) when embolism occurs, the velocity and WSS distribution become very complex, which is harmful to the vessel.

Keywords: thrombus, carotid artery, embolism, stenosis

PACS: 87.19.U-, 87.19.X-

DOI: 10.7498/aps.64.208701

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 21176170).

[†] Corresponding author. E-mail: 13207697596@163.com