

文章编号:1004-7220(2009)02-0098-09

T型分叉血管中血液流动对动脉血栓形成的影响

马瑞艳¹, 刘赵淼¹, 张 谭¹, 叶红玲¹, 史 艺²

(1. 北京工业大学 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124; 2. 中国医学科学院 阜外心血管医院, 北京 100037)

摘要: 目的 从血流速度、分支直径、T型分叉角度及血液黏度的血流动力学角度,并结合相关医学病例,研究T型分叉血管中血液流动对血栓形成的影响,从多学科角度分析并验证医学研究中的有关血栓形成机理的猜测。方法 建立T型动脉血管的几何模型,采用计算流体动力学方法对血管内流场进行数值分析研究,分析不同条件的流动对血栓形成影响。结果 在分叉血管附近的支血管和主血管中分别形成了两处较大区域的涡流区域,另外,在分叉交接处的下游位置也出现了一处较小的区域,这些区域速度较低,剪应力出现突然增大趋势,符合血栓形成,因此成为“最适成栓位置”。结论 血栓在“最适成栓位置”的形成还与分支血管直径、血管中血流速度、分叉角度以及血液黏度等有密切关系。

关键词: T型分叉; 动脉血栓; 壁面剪应力; 壁面压强

中图分类号: V035 文献标志码: A

Influence on thrombus formation by blood flow in T-bifurcation of artery

MA Rui-yan¹, LIU Zhao-miao¹, ZHANG Tan¹, YE Hong-ling¹, SHI Yi². (1. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. Chinese Academy of Medical Sciences Fuwai Cardiovascular Hospital, Beijing 100037, China)

Abstract: Objective To analyze the influence on thrombus formation by the changes of blood flow in T-bifurcation vessel from hydrodynamics perspectives, mainly considering blood velocities, branch vessel diameters, T-bifurcation angles and blood viscosities. Combined with pertinent medical cases, the hypothesis about thrombus formation here is studied and validated from all multidisciplinary angles. **Method** The geometry model of T-bifurcation artery is created to numerically analyze the flow field in vessel and the influence of different kinds of blood flow on thrombus formation. **Result** There appeared two “larger-regional” vortexes in the main and branch vessel near bifurcation. In addition, downstream the bifurcation joint, also appeared a smaller region, where local velocity is lower and shearing stress appears to abruptly increase, which is in favor of thrombus and could be “location apt to thrombus”. **Conclusions** Thrombus formation in “location apt to thrombus” is also closely related with branch vessel diameter, blood velocity, bifurcation angle and blood viscosity.

Key words: T-bifurcation; Thrombus of artery; Wall shear stress; Wall pressure

动脉血栓是严重危害人类健康的一种血管常见疾病,心脏动脉出现血栓后可能导致心肌梗塞,脑血

管可能出现脑梗塞。下肢出现血栓后就会出现下肢的缺血性病变血管管径狭窄,导致器官和组织发生

收稿日期:2009-02-10

基金项目:国家自然科学基金项目(10502002);北京市人事局留学回国人员择优资助项目;教育部留学基金资助项目。

作者简介:马瑞艳(1980-),女,研究方向:流体力学。

通讯作者:刘赵淼,教授,Tel: (010)67396755; E-mail: lzm@bjut.edu.cn。

缺血性变化。动脉血栓多发于大中动脉及血管的分支、分叉和弯曲^[1]处,其中分叉主要为T型和Y型两种类型。研究表明,这些动脉血栓多发位置的流动通常表现出高剪应力、扰动、流体分离和涡流等特征,血管中血液流动的速度常和动脉管壁所受的局部流体力学效应(如壁面剪应力和壁面压强分布等)对动脉血栓的形成与分布过程中起着极其重要的作用^[2-6]。所以准确地获得真实动脉血管内血液流动的速度场和血管壁上的局部流体力学效应,对了解动脉血栓的发病机理以及临床上的预防、防治和治疗都有着十分重要的意义,同样也是目前十分紧迫的问题。

目前研究比较多的仍然是临床的动脉血栓性疾病的病例护理^[7]及一些支架的介入治疗^[8-10],或者一些体外实验研究^[11-12]以及对某些药物溶栓^[13]的研究。采用计算流体力学分析方法研究^[14-17]血栓形成机理的还不多。本文采用计算流体力学(Computational fluid dynamics)的方法,从血流动力学角度研究T型血管分叉处血液流动的改变对动脉血栓形成的影响。数值模拟T型分叉血管中血液的流动情况,通过对其流场、壁面剪应力和壁面压强的研究来分析对血栓形成的影响,探讨血栓在分叉位置出现的原因和机制。

1 模型建立

计算中假设血液是各向同性、不可压缩、在恒定温度下具有相同密度和黏度的牛顿流体,并设血管壁为刚性、不可渗透,且流动是定常流。基于上述假设的血液流动的控制方程为:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} \right) = \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial u}{\partial y} \right) - \frac{\partial p}{\partial x} + S_u \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right) = \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu \frac{\partial v}{\partial y} \right) - \frac{\partial p}{\partial y} + S_v \quad (2)$$

式中: u, v 分别为 x, y 方向上的速度分量(m/s); ρ 为血液的相对体积质量(kg/m^3); p 是血液流场的压力; S_u, S_v 为动量方程的广义源项,有

$$S_u = F_x + S_x, \quad S_v = F_y + S_y \quad (3)$$

对于不可压缩流体, S_u, S_v 均为零;在只有惯性力的情况下,微元体上的 x, y 方向上的体力 $F_x = F_y = 0$ 。

考虑血液为不可压缩流体,其密度不随时间改变,因此,二维血液的质量守恒方程为

$$\frac{\partial(u)}{\partial x} + \frac{\partial(v)}{\partial y} = 0 \quad (4)$$

考虑主动脉的壁厚较大,且径向应变值相对于血管直径小的多,因此,对流场的影响可以忽略。假设血管壁是刚性、无渗透的,计算边界条件如下:

(1) 壁面无滑移条件

$$U|_{\text{血管内壁}} = 0, V|_{\text{血管内壁}} = 0 \quad (5)$$

(2) 入口速度条件

$$\bar{V} = \text{const} \quad (6)$$

计算过程中,取血液的动力黏度系数 $\mu = 4.012 \sim 5.015 \text{ g} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$, 血液的相对体积质量取 $\rho = 1055 \text{ kg/m}^3$ (这是人体血液在正常体温 37°C 时的测量数据)。

2 结果及分析

2.1 分支直径对血液流动的影响

2.1.1 分支直径对速度的影响

从速度场方面分析血液流动对血栓形成的影响,选取分支与主血管成 90° , 同时保持入口初始速度和血液黏度不变,将主血管直径取为 2 mm , 侧支的直径分别取为 $1, 1.25, 1.5, 1.75, 2, 2.25 \text{ mm}$ 6 种情况进行研究,得到的在不同分支直径情况下的速度云图,取其中 3 种云图,如图 1 所示。从图 1 可以看出,分叉血管中形成 3 块低速区域,其中面积较大的区域存在涡流,记该区域为最佳成栓位置 I, 在分叉下游交接处有一处面积较小的低速区域,不存在涡流,但该处速度较小,同样具备成栓条件,记该区域为最佳成栓位置 II。从图中可以看出,分支直径越小时,侧支血管中形成的最佳成栓位置 I 的区域范围也就越小;随着分支直径的逐渐增大,侧支所形成的最佳成栓位置 I 也逐渐增大,而主支血管中的最佳成栓位置 I 没有明显变化,最佳成栓位置 II 的变化并不是很明显。

从图 2 可以明显看出,在最佳成栓位置 I 的低速位置区域出现了涡流。而分支直径较小时,侧支的血管中的低速区域并未出现涡流。而随着分支直

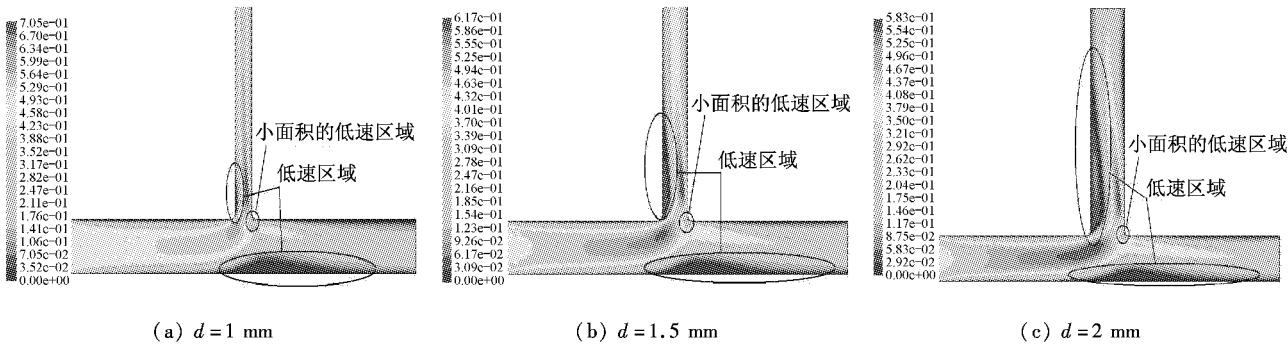


图1 在不同分支直径情况下的速度云图
Fig.1 Contours of velocity versus bifurcation diameters

径的增大,侧支低速区域开始出现涡流,并且所形成涡流的程度也增大了。这样仅从速度和产生涡流来考虑,就具备了血栓形成的基本特点。分支直径越大,就有更大的区域容易具备动脉血栓形成的条件。最佳成栓位置Ⅱ,从速度矢量图上并没有出现漩涡,速度在该位置方向发生改变,导致该位置小范围出现速度极小值。因此,最佳成栓位置Ⅰ和最佳成栓位置Ⅱ共形成3处“最适成栓位置”。

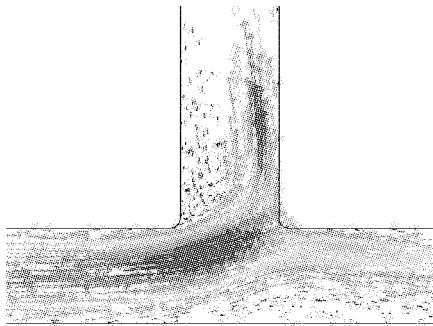


图2 速度矢量图($d=2\text{ mm}$)

Fig.2 Partial enlarged drawing of velocity vector at the bifurcation diameter 2 mm

由图1和图2也可以看出,分支血管中除了形成了3个“最适成栓位置”^[18]之外,在最佳位置Ⅱ的偏上游位置也形成了一个速度的极大值区域,另外在分支血管中也形成了一个极大值区域,区域的范围相对主血管中的要小。从图3可以看出,随着分支血管直径的增大,最大值区域的速度最大值呈现近似抛物线的减小。从图1也可以看出,主支和分支血管中的最大值区域范围也增大了,这也说明分支血管直径越大,血液流动改变的程度就越大,造成成栓的

可能性也就越大。

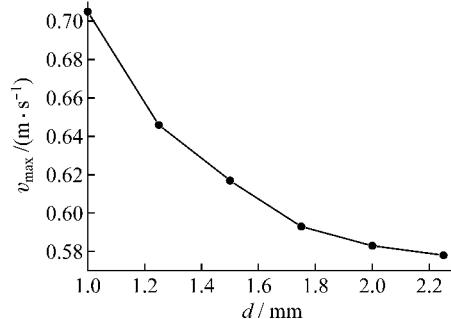


图3 最大速度与分叉直径的关系

Fig.3 Relationship between maximum velocity and bifurcation diameters

2.1.2 分支直径对壁面剪应力和壁面压强的影响

从图4可以看出,在分叉位置附近壁面剪应力值出现突变,其中分支血管的最佳成栓位置Ⅰ和最佳成栓位置Ⅱ的突变非常明显,但是主支血管中的最佳成栓位置Ⅰ变化不明显。分支血管中的最佳成栓位置Ⅰ突变的最大值,随着分支直径的增大逐渐减小,而最佳成栓位置Ⅱ并不是这样的。在壁面剪应力出现突变值的这些位置,恰好是前面分析的低速区域,血液的剪应力较高,血管壁内皮细胞容易受到损伤,血小板和血细胞粒子就容易在这些位置处聚集沉积,最终形成血栓。

由图5可以看出,分支血管的最佳成栓位置Ⅰ处的血管壁上的最大剪应力是随着分支血管直径的增大而逐渐减小的,这也与图4中直接观察到的结果是一致的;最佳成栓位置Ⅱ处的血管壁上的壁面剪应力先减小,在分支直径为1 mm时出现了突增。

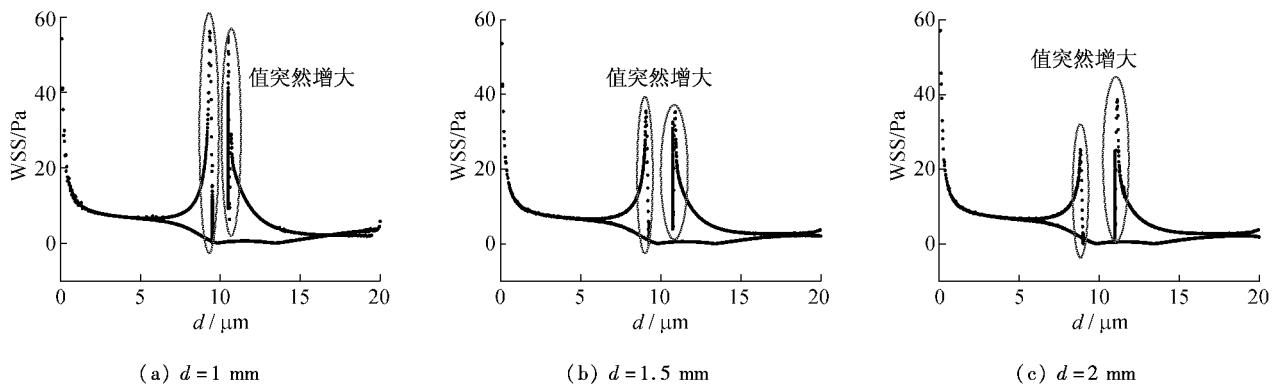


图4 不同分支直径下壁面剪应力分布图

Fig.4 Curves of wall shear stress versus bifurcation diameters

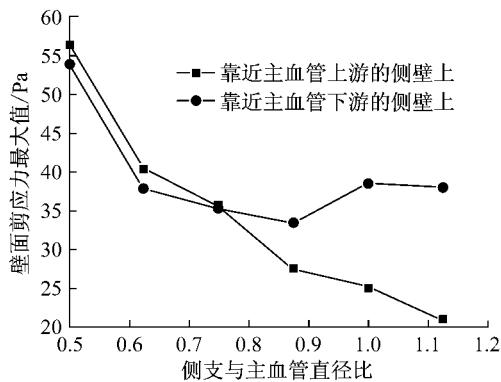


图5 壁面剪应力最大值随分支直径的变化关系

Fig.5 Maximum of wall shear stress versus vascular bifurcation diameters

而主血管中的最佳成栓位置Ⅰ处变化均匀,为呈现壁面剪应力的突增。其他位置附近的血管壁上,壁面剪应力也呈现均匀变化,且变化幅度比较小,这说

明其他壁面附近的血液流动情况比较稳定。血液在遇到分叉后流动受到干扰,速度对主支和侧支具有影响,形成3块最佳成栓位置,而对壁面剪应力的影响仅出现在了分支血管中,其表现在分支血管中的两处最佳成栓位置处的壁面剪应力出现了突然变大。这会对该位置处的血管壁内皮细胞造成损伤。另外,速度较小的条件,使得血小板和血细胞粒子得以进入边流,再加上凝聚酶的协同作用等因素,使得血栓形成具备了条件。

图6中可以发现,与上面分析的壁面剪应力非常类似。在分支血管中的最佳成栓位置Ⅰ和最佳成栓位置Ⅱ处出现了壁面压强的突然变大,不过不同的是最佳成栓位置Ⅰ处的方向与最佳成栓位置Ⅱ处的方向不同。并且与壁面剪应力类似,随着分叉直径的增大,分支血管的最佳成栓位置Ⅰ处的壁面压强突变的最大值也逐渐减小了,最佳成栓位置Ⅱ处

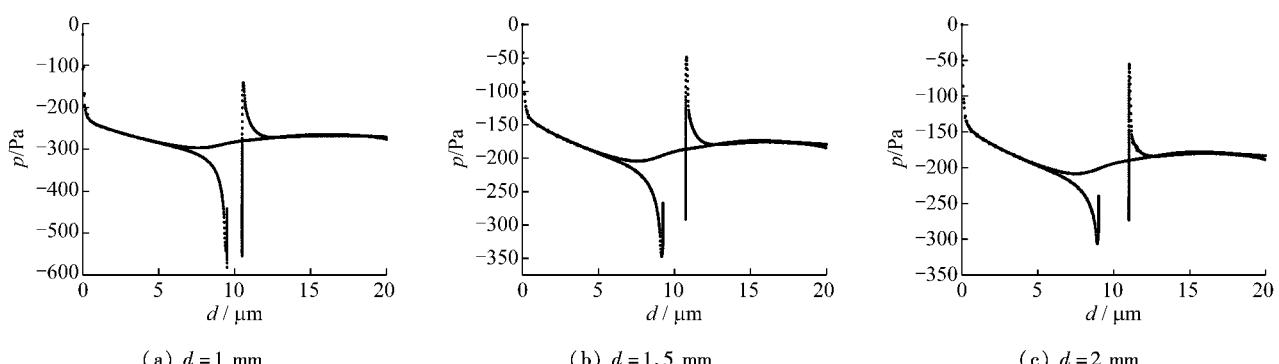


图6 不同分支直径下壁面压强分布图

Fig.6 Curves of wall pressure versus bifurcation diameters

的血管壁上的壁面剪应力先减小,在分支直径为1 mm时出现了突增。结合剪应力的突变因素,这更充分说明了分支直径越小对壁面损伤的可能性越大,即形成血栓的可能性也就越大。

2.2 入口速度对血液流动的影响

2.2.1 初始入口速度对速度的影响

将血管分叉角度取成 90° ,同时保持入口初始速度和血液黏度不变,分别计算了 $v = 0.1 \text{ m/s}, 0.2 \text{ m/s}, 0.3 \text{ m/s}, 0.4 \text{ m/s}, 0.5 \text{ m/s}, 0.6 \text{ m/s}$ 6种不同入口速度下的血液流动情况。研究了入口血流速度在分叉血管中对血栓形成的影响,得到速度场图。取其中3种速度场图,如图7所示。由图可以明显

看出,血液流动速度在遇到分支血管后的流动变得较之前缓慢,并且入口初始速度的不同对血液流动有着明显的影响:首先就是入口速度越大,对分支和主血管中最佳成栓位置I的影响范围随着入口初始速度的增大,明显变大,即入口初始血流速度越大,“最适成栓位置”区域越大;其次,遇到分叉之前血流的中轴位置处的流动速度最大,侧支中的血流极大值区域并不明显,而随着入口初始血流速度的增大,侧支中的血液流动速度以及速度极大值区域明显增大,而主血管中的血流速度却减小了。即速度极大值的区域随着入口血流速度的增大逐渐向分支血管中转移。

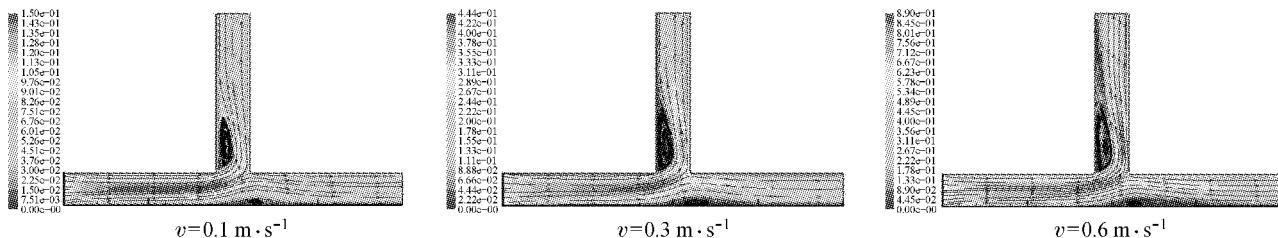


图7 不同入口初始速度下的速度场图

Fig.7 Contours of velocity versus entrance velocities

按照上述分析,可以得出速度越大越容易形成血栓造成危害。这应该从两个方面考虑。同样一段血管血流速度的增加一般是由于运动使得血流速度增大,对于健康的人,其血管也就处于健康的状态,血液流动速度的增加的同时,血管壁会使处于相应的变形状态以适应因血液速度增加所导致的血液流动状态。但是对于血栓性患者或者血管处于脆弱状态的病人,他们的血管由于疾病或者年龄较大等原因变得相当的脆弱,血流速度的增大必然会增加血栓形成的概率。所以医生总是叮嘱病患要休息静养,恢复健康之后方可适当运动,也是这个道理。

3.2.2 初始入口速度对壁面剪应力和壁面压强的影响

在不同入口初始速度下,研究得到不同入口速度下的壁面剪应力和壁面压强分布图,如图8和9所示。从图中看出,壁面剪应力和壁面压强在分叉位置处都有突变,并且突变范围也是随着入口初始速度的增大而逐渐增大的;同时壁面剪应力和壁面压强在分叉位置附近的最大值都是随着入口初始速

度的增大而逐渐增加的。除了分叉血管附近,其他血管壁上的壁面剪应力和壁面压强变化都是均匀、连续。所以由于血管分叉造成血管几何形状的突然改变,导致了血液流体动力学效应在该位置处发生突然变化。结合临床病变学,在血液流体动力学效应突变的位置就极可能形成血栓。这也与临床上的病变解剖所得到的血栓位置一致。

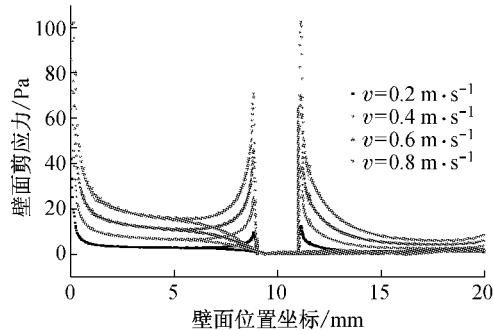


图8 不同入口速度下的壁面剪应力的分布图

Fig.8 Distributions of wall shear stress versus entrance velocities

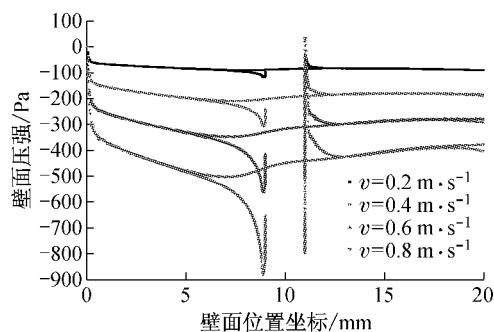


图9 不同入口速度下的壁面压强的分布图

Fig.9 Distributions of wall pressure versus entrance velocities

2.3 分叉角度对血液流动的影响

2.3.1 分叉角度对速度的影响

血管形状复杂,解剖发现血管的分叉呈现不同

的角度,因此,计算中均取分支直径与主支血管直径相同($d = 2 \text{ mm}$),分别取分支与主支成角 $\alpha = 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 75^\circ, 90^\circ$ 5 种情况,研究它们的流动情况对血栓形成的影响。得到不同分叉角度下的速度流线图,取其中的 3 种流线图,如图 10 所示,由图可见,依旧出现了 3 处“最适成栓位置”,分布的位置也与前面分析基本一致,分别是分支血管的靠近主支血管上游的一侧和主支血管中远离分支血管的一侧的两处最佳成栓位置 I,和分叉交接处的一处最佳成栓位置 II。且最佳成栓位置 I 成栓原因是出现了不同程度的涡流。最佳成栓位置 II 是由于速度较低,该处区域较其它两处区域要小得多,成栓原因也大不相同。

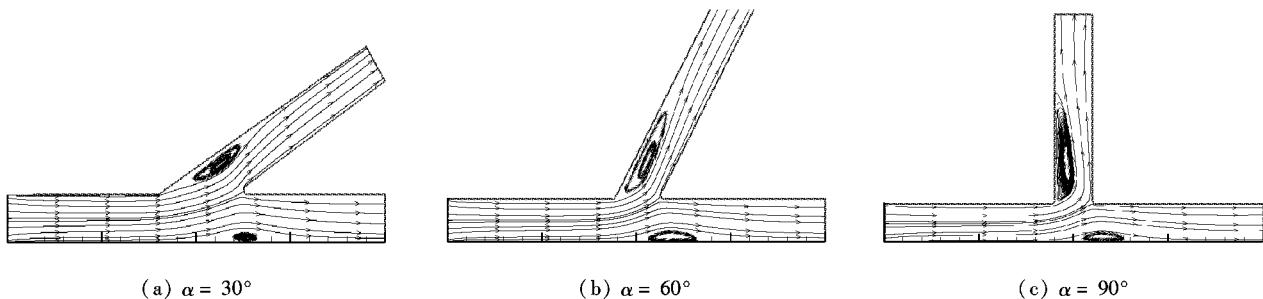


图10 不同分叉角度下的速度流线图

Fig.10 Streamline of velocity versus bifurcation angles

3.3.2 分叉角度对壁面剪应力和壁面压强的影响

从不同角度下壁面剪应力和壁面压强分布图(见图 11、12)可以看出,壁面剪应力和壁面压强的突变值均出现在分叉所形成最佳成栓位置 I 和最佳成栓位置 II 处,且突变范围是比较大的。但是由于保持分叉主支和分支血管管径不变,导致壁面剪应力和壁面压强出现突变的壁面位置坐标不同,如图 11、12 中标出的部分。而对于同一分叉血管中的其他区域的壁面剪应力和壁面压强变化均匀,且变化幅度不大。但是对于 $\alpha = 90^\circ$ 的壁面压强值分布的散点图来看,其变化幅度较大, $\alpha = 30^\circ, 60^\circ$ 相对来说就比较连续,且变化幅度不大。同样可从图 11、12 中看到,角度越大壁面剪应力和壁面压强的值也就大,但是变化幅度不大。虽然出现突变值横坐标位置不一致,但突变值均出现在分叉位置附近的最

佳成栓位置 I 和 II。因此,从这方面可以推知,分叉角度越小对血管壁内皮损伤也就越大,也就更容易使得血小板和血细胞粒子在该位置附近聚集形成血栓。

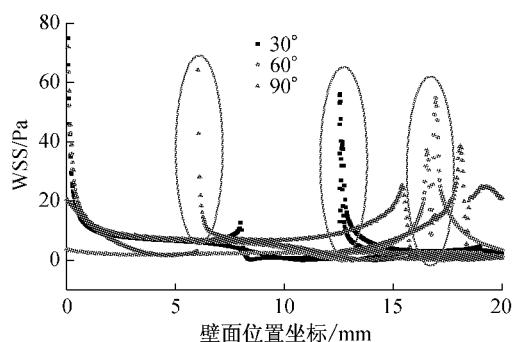


图11 不同角度下的壁面剪应力值

Fig.11 Curves of wall shear stress versus bifurcation angles

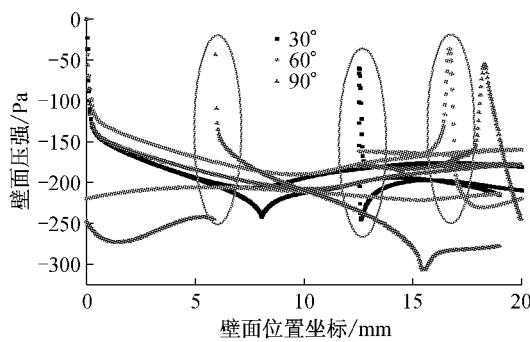


图12 不同角度下的壁面压强值

Fig.12 Curves of wall pressure versus bifurcation angles

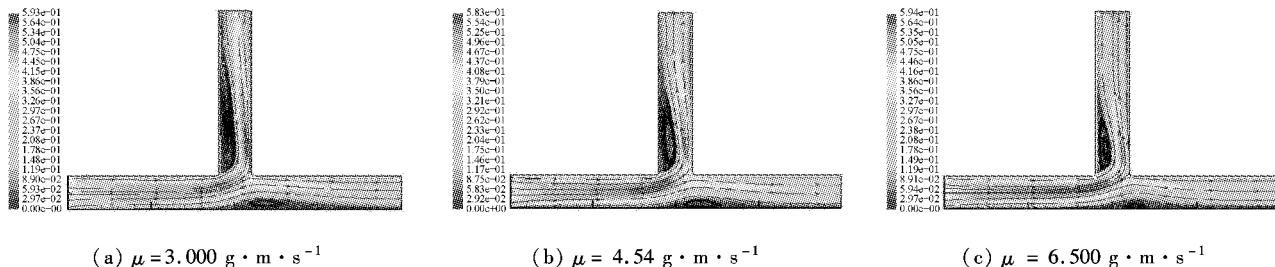


图13 不同黏度下血流速度影响图

Fig.13 Share of influence on velocity from blood viscosities

由图13可以看出,速度场中最佳成栓位置Ⅰ范围变化并不十分明显,但仍可以看出随着血液黏度的增大,最佳成栓位置Ⅰ范围减小了。而最佳成栓位置Ⅱ因区域本身比较小,从速度云图看范围的变化不明显。

图14可以看出,血液黏度改变对血液流动速度大小的影响并不是很大,随着黏度的增大血管中血流最大速度值是先减小后增大,但是变化幅值仅为12 mm/s。因此,仅从流体力学速度的角度分析,血液

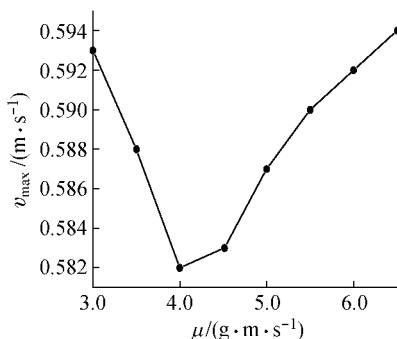


图14 最大速度随血液黏度的变化关系

Fig.14 Curves of velocity maximum versus viscosity

2.4 血液黏度对血液流动的影响

2.4.1 血液黏度对速度的影响

计算中取分叉角度为90°的同一个血管,入口初始血流速度均取为0.35 m/s,仅考虑不同血液黏度下,分析血管中血液流动的影响情况。研究血液黏度影响时,由于正常人正常状态的黏度范围是: $\mu = 4.012 \sim 5.015 \text{ g} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$,故将范围扩大,取 $\mu = 3.000, 4.514, 6.500 \text{ g} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ 3种血液黏度情况进行计算,研究不同黏度下血液流动的速度场情况,得到不同黏度下的速度云图,如图13所示。

黏度对血管中速度及低速区域范围的影响是比较小的。并且仅从速度影响最佳成栓位置Ⅰ的范围变化趋势推知,应该是血液黏度越低影响的成栓范围越小。

2.4.2 血液黏度对壁面剪应力和壁面压强的影响

从图15可以看出,随着黏度的增大,壁面剪应力出现了整体增大的趋势,但增大的幅度很小。但是,在分叉处的分支血管中的最佳成栓位置Ⅰ和最佳成栓位置Ⅱ处的壁面剪应力却有相对较大范围

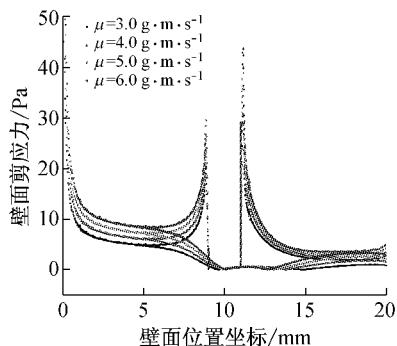


图15 黏度对壁面剪应力的影响

Fig.15 Influence of viscosity versus wall shear stress

突变,与其他因素影响相比变化幅度仍不是很大。从图 16 可以看出,随着黏度增大,壁面压强同样呈现整体的增大,而方向与规定的原方向相反,但是其影响不是很大。在分叉处的分支血管中的最佳成栓位置 I 和 II 处的壁面压强也相对有较大范围突变,与其他因素影响相比变化幅度也不是很大。这种突变也与前面分析的影响情况基本一致。

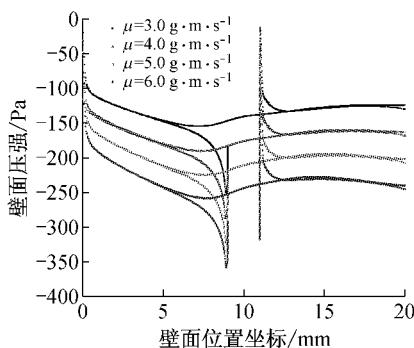


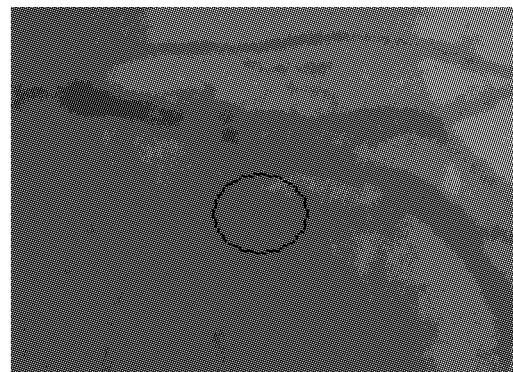
图 16 黏度对壁面压强的影响

Fig.16 Influence of viscosity versus wall pressure

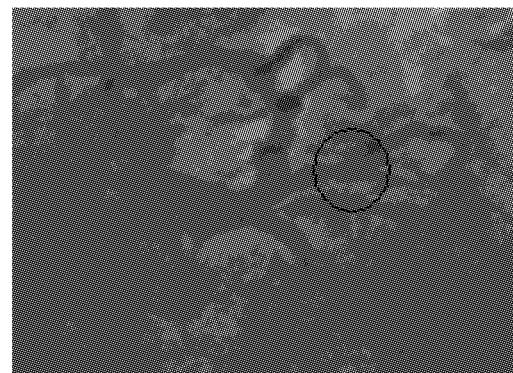
从计算流体力学角度的分析,血液黏度对壁面剪应力和壁面压强的影响均不明显。而临幊上发现高血压患者血压黏度较正常人高,并且发现高血压患者的患血栓的概率也较常人要高,这主要是由于高血压患者除了血液黏度较高外,年龄的原因使他们的红细胞聚集性增强、红细胞变形能力减退、纤维蛋白原浓度增加、血脂升高。加上患者长期无病在床,尤其夜间血液流动缓慢,多种因素综合最终导致临幊上的血液黏度较高的高血压患者患有血栓疾病的概率较正常人要高。

2.5 临床验证

临幊通过对众多患者的冠状动脉造影观察到的因血栓导致的狭窄观察,发现动脉血栓大多发生在血管分叉和弯曲等几何形状突然改变的位置附近。尤其是老年人的血栓出现的位置较多且情况较为严重,其引起的心绞痛等症状更是致命的。图 17 是通过心导管向心脏或大血管的某些部位注入造影剂,使心脏血管显影,快速拍片,所显示的患者血管血栓造成狭窄的冠状动脉造影图。从图中可以明显看出,在 T 型分叉的支血管和主血管中血栓导致的狭窄情况,与本文模拟 T 型动脉血液流动得到的“最适成栓位置”基本一致。



(a) 患者 A 分支血管中出现血栓



(b) 患者 B 分支血管和主支血管均出现血栓

图 17 患者 A 和 B 的冠状动脉造影图

Fig.17 Arteriogram of angiostenosis of patients A and B

3 结论

本文数值研究了 T 型分叉血管中不同情况下的血液流动,从入口初始速度、分叉角度以及血液黏度等方面,分析了对速度场、壁面剪应力和壁面压强的影响。研究结果表明:

(1) T 型分叉血管分支直径对血液流动影响比较大。分支直径越大,对速度场、壁面剪应力和壁面压强影响越大,越容易形成血栓;

(2) 血流速度不同对同一段血管中血液流动影响也比较大。血管中血流速度越大,最佳成栓位置 I 的两个“最适成栓位置”的区域也越大,同样分支血管中的最佳成栓位置 I 和最佳成栓位置 II 处壁面上的壁面剪应力和壁面压强也越大;

(3) 分叉血管角度对血液流动影响也较大。分叉角度越小,最佳成栓位置 I 出现的低速区域越大,这会造成血细胞粒子在该位置处停留,增大成栓的

可能性;但是“最适成栓位置”的具体坐标不同,导致壁面剪应力和壁面压强出现突变值得壁面位置坐标不同;

(4) 血液黏度对同一T型分叉血管中血液流动的影响,仅从计算流体力学的模拟上看影响并不明显,但是结合临床患者血液中血细胞的病变考虑,血液黏度较高的高血压患者患血栓概率较常人高的原因是比较容易理解的。

参考文献:

- [1] 刘赵森,马瑞艳.弯曲血管中血液流动对血栓形成的影响[J].科技导报,2009,27(1):50-55.
- [2] 郭子仪,严志强,张明亮,等.血流且盈利变化导致颈总动脉重建及其对血管平滑肌细胞凋亡和分化的影响[J].医用生物力学,2008,23(1): 61-65.
- [3] 刘国涛,王先菊,艾保全,等.复杂动脉血管内血液流动的研究进展[J].中国医学物理学杂志,2007,20(3): 168-171.
- [4] Gimbrone MA. Vascular Endothelium, Hemodynamic forces and atherogenesis [J]. Am J Pathol, 1999, 155: 1-5.
- [5] 王汉琴,白玲,王燕华,等.切应力对内皮细胞联合培养的血管平滑肌细胞黏附的影响机制[J].医用生物力学,2007, 22 (1): 4-8.
- [6] Brizzi M. Reviews on atherosclerosis [J]. Nature Reviews Drug Discovery, 2005, 4(11): 855.
- [7] El-Menyar AA, Al Suwaidi Jassim, Holmes DR. Left main coronary artery stenosis: State-of-the-art [J]. Curr Probl Cardiol, 2007, 32: 103-193.
- [8] Sianos G, Papafakis MI, Daemen J, et al. Angiographic stent thrombosis after routine use of Drug-Eluting stents in ST-segment elevation myocardial Infarction [J]. Journal of American College of Cardiology, 2007, 50(7): 573-583.
- [9] Grube E, Buellesfeld L, Neumann FJ, et al. Six-month clinical and angiographic results of a dedicated drug-eluting stent for the treatment of coronary bifurcation narrowings [J]. The American Journal of Cardiology, 2007, 99: 1691-1697.
- [10] Hoye A, Iakovou I, Ge L, et al. Long-term outcomes after stenting of bifurcation lesions with the "Crush" technique—Predictor of an adverse outcome [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2006, 47 (10): 1949-1958.
- [11] 鲁永菊,周蜜,谢辉,等.血栓心脉宁对高血压合并高脂血症患者血脂、血液流变学和血压的影响[J].实用医学杂志,2007, 23(21): 3415-3416.
- [12] 丁本增,李朝晖,张虎,等.血脂康对心绞痛高血脂患者血脂谱的作用和对血粘度与血小板聚集度的影响[J].中国综合临床,2001, 17(11): 826-827.
- [13] Giuseppe GL, Zonccai B, Sangiorgi GM, et al. Testing prospectively the effectiveness and safety of paclitaxel-eluting stents in over 1000 very high-risk patients fesign, baseline characteristics [J]. Procedural Data and In-Hospital Outcomes of the Multicenter Taxus in Real-life Usage Evaluation(TRUE) Study [J]. International Journal of Cardiology, 2007, 117: 339-354.
- [14] Politis AK, Stavropoulos GP, Christolis MN, et al. Numerical modeling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Steady state simulations [J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40: 1125-1136.
- [15] Kiris C, Kwak D, Dabid T. Numerical simulation of local blood flow in the carotid and cerebral arteries under altered gravity [J]. Transactions of the ASME, 2006, 128: 194-202.
- [16] Tadjfar M. Branch angle and flow into a symmetric bifurcation [J]. Transactions of the ASME, 2004, 126 :516-518.
- [17] Jafari A, Mousavi SM, Kolari P. Numerical investigation of blood flow. Part I : In microvessel bifurcations [J]. Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation, 2008, 13:1615-1626.
- [18] 刘赵森,马瑞艳,刘鑫.均匀动脉直血管中血栓对血液流动的影响分析[J].北京工业大学学报,2008, 34(Suppl): 78-82.