

文章编号: 1004-7220(2020)06-0718-07

基于多孔介质模型的血流导向装置栓塞颅内动脉瘤的敏感性

白斌¹, 程云章¹, 高卉¹, 吕楠², 彭琳晶¹

(1. 上海理工大学 上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093;

2. 海军军医大学第一附属医院(上海长海医院) 神经外科, 上海 200433)

摘要:目的 应用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)技术模拟不同血流导向装置(flow diverter, FD)参数对血流动力学的影响,为术前制定合理治疗策略提供可行方法。方法 运用多孔介质模型模拟FD置入动脉瘤的过程,针对特定FD(Tubridge)计算其自身特有的多孔介质动量源参数(渗透率、惯性阻力)初始值。比较不同动量源参数值(初始值80%、90%、100%、110%、120%)情况下血流速度、壁面剪切应力(wall shear stress, WSS)、体积流量、瘤顶压力等血流动力学参数的变化,并进行多孔介质模型针对病人特异性颅内动脉瘤(intracranial aneurysm, IA)血流动力学参数的敏感性分析。结果 IA各血流动力学参数对多孔介质模型渗透率的敏感性为:载瘤动脉WSS>瘤体WSS>瘤顶压力,而各参数均对惯性阻力的敏感性较低。结论 应用多孔介质模型能够通过选择不同的渗透率参数模拟不同FD金属覆盖率(metal coverage, MC),对不同MC的FD进行建模需要调整特定的渗透率设置。

关键词:血流导向装置; 颅内动脉瘤; 多孔介质模型; 血流动力学; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.06.011

Sensitivity Analysis of Flow Diverter Treatment of Intracranial Aneurysm Using Porous Media Model

BAI Bin¹, CHENG Yunzhang¹, GAO Hui¹, LÜ Nan², PENG Linjing¹

(1. Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Devices, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Neurosurgery, First Affiliated Hospital of Naval Military Medical University (Changhai Hospital of Shanghai), Shanghai 200433, China)

Abstract: Objective To simulate the hemodynamic effects of different flow diverters (FD) parameters by using computational fluid dynamics (CFD) technology, so as to develop a more reasonable FD embolization strategy before operation. **Methods** The porous media model was used to simulate the process of FD implantation into aneurysms, and the initial values of its own unique porous media momentum source parameters (permeability and inertial resistance) were calculated for a specific FD (Tubridge). The changes of hemodynamic parameters such as blood flow velocity, wall shear stress (WSS), volume flow and pressure of aneurysm-roof were compared under different situations (initial values of 80%, 90%, 100%, 110% and 120%), and the sensitivity

收稿日期: 2019-12-04; 修回日期: 2019-12-10

基金项目: 上海工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900), 国家自然科学基金青年项目(81701775), 上海市卫生健康委员会卫生行业临床研究专项计划(20194Y0131)

通信作者: 程云章, 教授, E-mail: cyz2008@usst.edu.cn

analysis on hemodynamic parameters of patient-specific intracranial aneurysms (IA) for the porous media model was further conducted. **Results** The sensitivity of IA hemodynamic parameters to the permeability of porous media model was as follows: $WSS_{parent\text{-}artery} > WSS_{aneurysm} > \rho_{aneurysm\text{-}roof}$, but the sensitivity to inertia resistance was relatively lower. **Conclusions** By using the porous media model, different metal coverages (MC) of FD could be simulated by choosing different permeability parameters, so it is necessary to adjust specific permeability settings during modeling of FD with different MC.

Key words: flow diverter; intracranial aneurysm; porous media model; hemodynamics; numerical simulation

颅内动脉瘤 (intracranial aneurysm, IA) 是一类具有高发病率、高致死率的疾病,随着神经影像技术与介入治疗器具的发展,血管内治疗已成为颅内动脉瘤的主要治疗方式^[1]。而血流导向装置 (flow diverter, FD) 作为一种全新的介入治疗方法,通过引导血流沿载瘤动脉轴线方向流动,减少进入动脉瘤内部的血液,促进动脉瘤内血流瘀滞进而形成血栓,显著提高了动脉瘤介入治疗的远期疗效^[2]。然而使用 FD 治疗颅内动脉瘤过程仍有一定的并发症率,如动脉瘤术后破裂引起的蛛网膜下腔出血 (subarachnoid hemorrhage, SAH)、颅内出血、缺血性并发症、分支血管闭塞等^[3-4],而上述并发症可能均与 FD 金属覆盖率 (metal coverage, MC) 密切相关。因此,研究不同 FD 治疗策略及相应金属覆盖率对血流动力学的影响显得尤为重要^[5-6]。

基于计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 技术的血流动力学数值模拟方法,不仅能够对 FD 置入前后的血流动力学进行量化分析,而且其非侵袭性及相对低成本的特点,使得此方法被越来越普遍地应用于评价不同的血管内治疗方法及预测 FD 引起的血流变化作用中^[7-9]。本文运用多孔介质 (porous media, PM) 模拟 FD 对血流动力学影响^[10],有效地降低了计算所用的时间和数值模拟过程的复杂性。由于多孔介质模型的动量源参数渗透率、惯性阻力与 FD 的 MC 息息相关^[11-12],本文进一步开展多孔介质模型针对病人特异性颅内动脉瘤血流动力学参数的敏感性研究,包括血流流速、壁面切应力 (wall shear stress, WSS)、体积流量、瘤顶压力等,使用多孔介质模型法替代模拟 FD 栓塞颅内动脉瘤,为辅助临床上制定更加合理的 FD 介入策略提供理论基础。

1 材料与方法

1.1 多孔介质原理及计算方法说明

血流在管道中流动满足标准的流体流动 (Navier-Stokes) 方程,多孔介质的运用是在标准的 Navier-Stokes 方程中加入动量源项目 (momentum source term, MST)。MST 所产生的压降与流体的流动速度成正比。本文中, MST 可以表示为:

$$s_i = - \left(\frac{\mu}{\alpha} v_i + C_2 \frac{1}{2} \rho |v| v_i \right) \quad (1)$$

式中: s 为动量; μ 为血液黏度; v 为血流速度; ρ 是血液密度; i 为直角坐标系方向编号; α 为渗透率; C_2 为惯性阻力系数。在使用多孔介质模型时,需计算 MST 中 FD 的特异性常数值,即渗透率倒数 $1/\alpha$ 与 C_2 。

首先,将虚拟 FD 模型矢状截面垂直于血流方向放置在横截面积为 1 mm^2 ($1.0 \text{ mm} \times 1.0 \text{ mm}$) 的长方体中,求解 FD 特异性常数值的垂直分量;然后,再将其水平截面平行于血流方向放置在横截面积为 0.2 mm^2 ($1.0 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$) 的长方体中,求解 FD 特异性常数值的水平分量。将血液设定为定常稳态流体进行数值模拟实验,分别计算在不同入口流速 ($0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0 \text{ m/s}$) 情况下,流体穿过 FD 截面后流域两端的压降。

此压力降与速度之间的关系可以表示为二阶多项式:

$$\Delta p = av^2 + bv \quad (2)$$

式中: Δp 为压力降; v 为流体速度。应用达西定理^[12]可以将压力降与动量源联系在一起,将其简化,其 i 方向简化形式为:

$$\Delta p = -S_i \Delta e \quad (3)$$

式中: Δe 为多孔介质厚度。将方程 (1) ~ (3) 求解,可以得到 a 与 b 的表达式:

$$\left. \begin{aligned} a &= \frac{1}{2} C_2 \rho \Delta e \\ b &= \frac{\mu}{\alpha} \Delta e \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

相应得到 α 与 C_2 的表达式,即 FD 的特异性常数值为:

$$\left. \begin{aligned} \alpha &= \frac{\mu}{b} \Delta e \\ C_2 &= \frac{2a}{\rho \Delta e} \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

1.2 多孔介质模型特异性常数值参数设置

为了进行多孔介质模型的敏感性分析,将数值模拟实验得到的 FD 特异性 α 与 C_2 作为基准(初始值),分别保持 α 与 C_2 不变,将另一变量设定为初始值 80%、90%、100%、110%、120%(见表 1)。

表 1 多孔介质动量源参数变化

Tab.1 Variation of momentum source parameters in porous media

参数	变化范围				
α	$\begin{cases} 80\% \alpha \\ C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} 90\% \alpha \\ C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} 100\% \alpha \\ C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} 110\% \alpha \\ C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} 120\% \alpha \\ C_2 \end{cases}$
C_2	$\begin{cases} \alpha \\ 80\% C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} \alpha \\ 90\% C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} \alpha \\ 100\% C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} \alpha \\ 110\% C_2 \end{cases}$	$\begin{cases} \alpha \\ 120\% C_2 \end{cases}$

敏感度系数计算公式为:

$$S_{XA} = \left| \frac{\Delta X/X}{\Delta A/A} \right| \quad (6)$$

式中: S_{XA} 为血流动力学参数 X 对动量源参数 A 的敏感度系数; $\Delta X/X$ 为血流动力学参数 X 的变化比率; $\Delta A/A$ 为动量源参数的变化率。

1.3 病人特异性动脉瘤模型建立及多孔介质补片匹配

由从数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)图像获取病人特异性颅内动脉瘤 3D 模型,经 Geomagic Studio 12.0 进行分割、平滑、修复、细化后以 STL 格式文件导出[见图 1(a)],红色箭头表示血流流动方向。此动脉瘤形态学参数: $D_{\max} = 20.38 \text{ mm}$, $H = 17.02 \text{ mm}$, $W_{\text{neck}} = 8.17 \text{ mm}$, $D_a = 4.96 \text{ mm}$, $D_b = 3.76 \text{ mm}$, $D_c = 2.4 \text{ mm}$ 。将通过布尔运算得到的多孔介质补片[见图 1(b)]作为虚拟 FD 的简化模型,仅保留动脉瘤瘤颈的部分,厚度为 0.05 mm 。为便于后续血流动力学参数的计算,图 1(c)、(d)所示分别为与瘤颈垂直的血流入射平

面以及动脉瘤与多孔介质补片的相对位置。

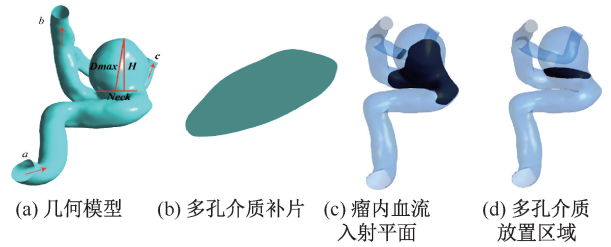


图 1 动脉瘤与多孔介质几何模型

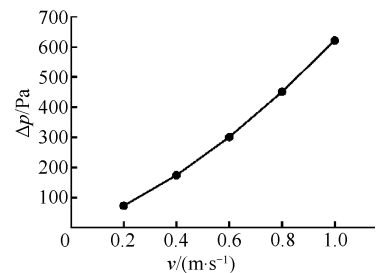
Fig.1 Geometry of aneurysm and porous media model

(a) Aneurysm geometry, (b) Porous media, (c) Position of the intra-aneurysmal jet plane, (d) Position of the porous media

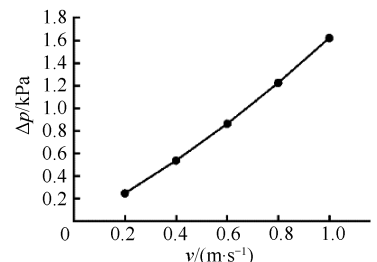
2 结果

2.1 多孔介质特异性动量源参数计算结果

本文参考拥有自主知识产权的第 1 代 Tubridge 装置(上海微创医疗器械有限公司)计算 FD 特异性常数值。运用 GraphPad Prism 6 软件对不同入口速度以及穿过 FD 的压力梯度进行曲线拟合,图 2(a)所示为 Tubridge 垂直于血流流动方向放置情况,其拟合函数曲线为: $\Delta p = 293.09v^2 + 325.33v$, 拟合度 $R^2 = 0.9999$;图 2(b)所示为 Tubridge 平行于血流流动方向放置情况,其拟合函数曲线为: $\Delta p = 175.1v^2 + 1281.1v$, 拟合度 $R^2 = 1$ 。



(a) 垂直分量



(b) 平行分量

图 2 速度压降曲线

Fig.2 Velocity pressure drop curve

(a) Vertical component, (b) Parallel component

由此计算出 Tubridge 血流导向装置特异性动量源参数的垂直分量与水平分量分别为:

$$\begin{cases} \alpha_{\perp} = 5.4 \times 10^{-10} \\ C_{2,\perp} = 11\ 165 \end{cases} \quad \begin{cases} \alpha_{\parallel} = 1.4 \times 10^{-10} \\ C_{2,\parallel} = 6\ 670 \end{cases}$$

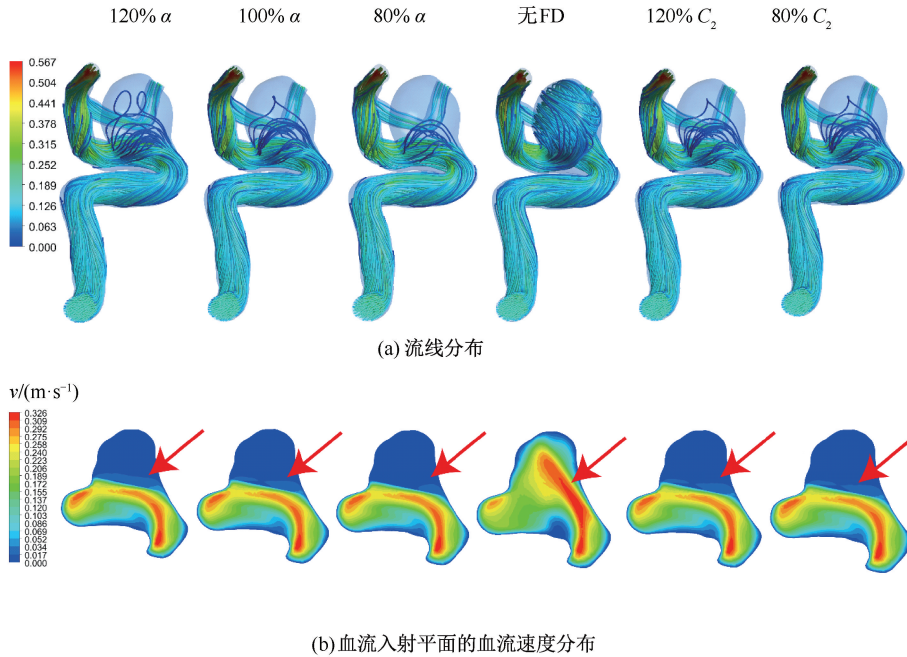


图3 FD 栓塞颅内动脉瘤前后流线和流线速度分布 ($t = 1.77\text{ s}$)

Fig.3 Streamline and flow velocity distribution before and after embolization of intracranial aneurysms with FD

(a) Streamline distributions, (b) Blood flow velocity distributions

未放置 FD 前,瘤内血流入射方向由瘤颈近端入口沿后壁面冲向瘤顶,并沿瘤壁形成回旋,漩涡与瘤顶对齐,血液由瘤颈中部流出,瘤内流线数量多且高度紧贴瘤顶。血流进入瘤内的速度较高,直到瘤顶部位血流速度才有所下降,血流流动模式复杂。当放置 FD 后,瘤内流线数量均明显减少(从 100 条以上到约 14 条),流线高度明显降低,血流速度大幅度减小。例如:最大血流速度从 0.301 m/s 减少到 0.035 m/s ,血流流动模式趋于稳定,未见血液冲击瘤顶,血液从瘤颈近端进入,经过多孔介质后从瘤颈远端流出。

考虑到 FD 特异性常数值的影响,当 α 增加时,流线数量由 7 条增加至 16 条,且流线高度逐渐增高,瘤颈处较高速血流区域呈增加趋势。设定 FD 置入后速度 v 的减幅比 Δv [$\Delta v = (v_{\text{pre}} - v_{\text{after}}) / v_{\text{pre}}$],

2.2 FD 栓塞动脉瘤前后血流动力学参数变化

2.2.1 流场分布及流速分析 图 3(a) 表示第 3 个心动周期的收缩峰值时刻 ($t = 1.77\text{ s}$) 具有 α 与 C_2 的多孔介质补片栓塞动脉瘤前后的流线分布(流线条数 = 200 条)。图 3(b) 表示此时刻与瘤颈垂直的血液入射平面速度分布。

计算可得 Δv 由 89.68% ($80\% \alpha$) 减少至 87.07% ($120\% \alpha$)。而当 C_2 增加时,流线条数、流线高度以及瘤体内血流速度均未见明显变化。

2.2.2 壁面切应力分析 图 4 表示第 3 个心动周期的收缩峰值时刻 ($t = 1.77\text{ s}$) 具有不同 α 与 C_2 的多孔介质补片栓塞动脉瘤前后的 WSS 分布。FD 置入后,瘤顶[见图 4(d) 蓝色箭头所示]与瘤颈右侧端[见图 4(d) 红色箭头所示]高 WSS 区域消失,特异性常数值不同对 WSS 的分布影响不大。值得注意的是,6 种情况下 WSS 峰值均位于载瘤动脉的远端出口,由 13.66 Pa 缓慢增加至 14.51 Pa 。

考虑到 FD 特异性常数值的影响,设定 FD 置入后 WSS 的减幅比为 ΔWSS [$\Delta WSS = (WSS_{\text{pre}} - WSS_{\text{after}}) / WSS_{\text{pre}}$]。瘤体与载瘤动脉 WSS 的变化与

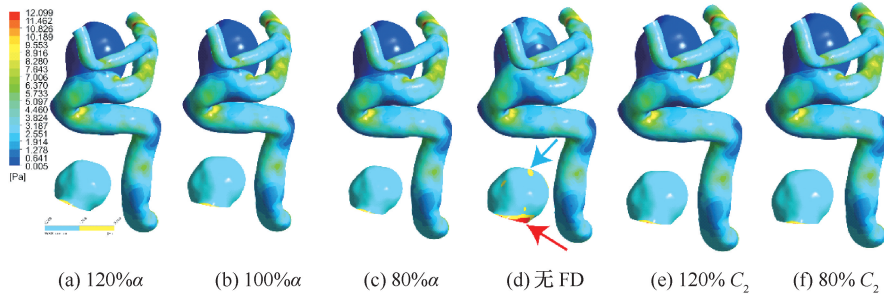


图4 不同渗透率动脉瘤整体模型 WSS 分布 ($t = 1.77\text{ s}$)

Fig.4 WSS distribution of the whole aneurysm model at different permeabilities (a) $120\% \alpha$, (b) $100\% \alpha$, (c) $120\% \alpha$, (d) Without FD, (e) $120\% C_2$, (f) $80\% C_2$

α 成正比,即瘤体 WSS 随 α 的增加而增大, ΔWSS 由 14.18% 减少至 10.49%;载瘤动脉 WSS 随 α 增加而增大, ΔWSS 由 -2.94% 减少至 -6.26%。然而 C_2 变化对 ΔWSS 影响不大。

2.2.3 体积流量与瘤顶压力分析 图 5(a) 表示第 3 个心动周期收缩峰值时刻 ($t = 1.77\text{ s}$) 具有不同 α 与 C_2 的多孔介质补片栓塞颅内动脉瘤前后穿过瘤颈平面的体积流量变化情况。设定 FD 置入后穿过瘤颈平面体积流量的减幅比 $\Delta Q [\Delta Q = (Q_{pre} - Q_{after}) / Q_{pre}]$ 。 ΔQ 与 α 成反比, ΔQ 随 α 增加而大幅度减小, 从 89.59% ($80\% \alpha$) 下降至 85.23% ($120\% \alpha$)。体积流量 Q 由 $722.21\text{ mm}^3/\text{s}$ ($80\% \alpha$) 增加至 $1024.17\text{ mm}^3/\text{s}$ ($120\% \alpha$)。然而 C_2 变化对 ΔQ 影响不大。图 5(b) 表示第 3 个心动周期收缩峰值时刻 ($t = 1.77\text{ s}$) 具有不同 α 与 C_2 的多孔介质补片栓塞颅内动脉瘤前后瘤顶压力的变化情况。当 α 与 C_2 小于初始值时, 瘤顶压力几乎无变化; 而当 α 与 C_2 大于初始值时, 瘤顶压力随 α 增加呈下降趋势, 而随 C_2 增加呈上升趋势, 但变化幅度较小。

2.2.4 多孔介质模型敏感性分析 根据式 (6) 求解颅内动脉瘤血流动力学参数对于多孔介质模型特异性常数 (α 与 C_2) 的敏感性系数如表 2 所示。由表 2 可知: ① 颅内动脉瘤各血流动力学参数对 α 的敏感性为 $WSS_{parent-artery} > WSS_{aneurysmal} > P_{aneurysmal-roof}$, ② 考虑到 C_2 对颅内动脉瘤血流动力学参数造成的影响, v 对于惯性阻力的变化最不敏感, $WSS_{parent-artery}$ 、 $WSS_{aneurysmal}$ 、 $WSS_{aneurysmal-roof}$ 都对其敏感程度较低。因此, 使用多孔介质模型模拟 FD 栓塞颅内动脉瘤时, 动脉瘤血流动力学参数对于多孔介质模型渗透率的改变很敏感, 而对于多孔介质模型

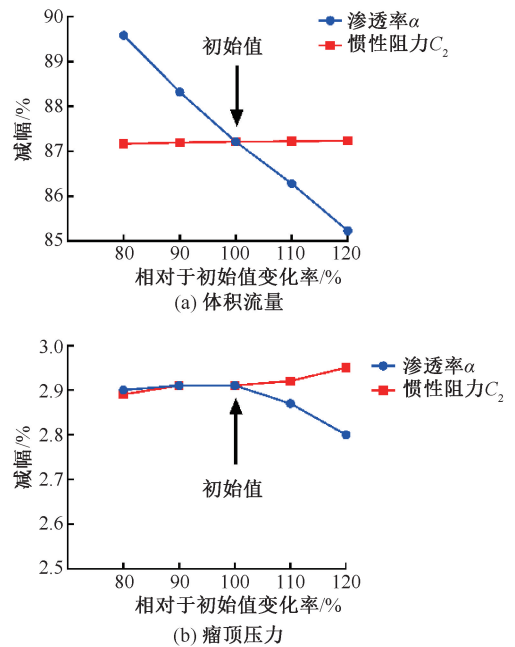


图5 不同特异性常数情况下体积流量和瘤顶压力

Fig.5 Volume flow and aneurysm-roof pressure under different momentum source parameters

(a) Volume flow, (b) Pressure of aneurysm-roof

惯性阻力的变化敏感程度很低。

表2 血流动力学参数针对多孔介质模型的敏感性系数

Tab.2 Sensitivity coefficient of porous media model for hemodynamic parameters

参数	渗透率	惯性阻力
v	0.072	0.001
$WSS_{aneurysmal}$	0.752	0.019
$WSS_{parent-artery}$	1.672	0.054
Q	0.121	0.002
$P_{aneurysmal-roof}$	0.056	0.034

3 讨论

Fu 等^[13]应用直接支架放置技术,虽然在一定程度上通过弯曲支架与血管进行匹配,但结果表明此方法偏差较大,并不能代表支架真实的放置情况;Bernardini 等^[14]应用有限元法模拟 FD 的置入过程,虽充分考虑了材料的限制条件,但是过高的时间成本使得此方法在临床上的推广受到限制;Larrabide 等^[15]采用快速虚拟支架技术,使用可变性网格和简单几何形极大地减少计算时间,但是此方法忽略材料特性,针对弯曲血管部位血流动力学参数计算的准确性很低。基于这些问题,本文采用多孔介质模型,通过设计数值模拟实验求得能够反映 FD 置入前后动脉瘤内血流特征变化的动量源参数。值得一提的是,多孔介质模型的动量源参数(α 与 C_2)与 FD 的 MC 息息相关,不同 MC 的 FD 栓塞动脉瘤策略可能对应不同的预后效果。Li 等^[16]研究认为,多孔介质 α 可能与 MC 负相关。因此,开展多孔介质模型的动量源参数与动脉瘤血流动力学参数的敏感性研究,有利于进一步了解简化 FD 模型 MC 与动脉瘤血流动力学参数的关系,帮助临床医生更加合理地认识、选择与释放 FD。

较高 MC 在实现动脉瘤高闭合率的同时,也可能造成分支闭塞或者组织缺血等并发症的发生。研究表明,FD 模型的 MC 通过改变动脉瘤的血流动力学而达到较好的治疗效果。具体表现为:①对于流场分布于血流速度,Briganti 等^[17]研究显示,瘤内血流流动模式复杂程度与动脉瘤闭合率相关;Wang 等^[18]研究发现,动脉瘤的闭合率与瘤颈处 MC 呈正相关。上述研究结果于本文的结果一致,即增加 α 会导致进入瘤腔的血流量增加,流动模式变复杂,进而减小动脉瘤的闭合率。②WSS 是动脉瘤形成和破裂机制中研究最多、最富争议的血流动力学参数。Meng 等^[19]研究认为,FD 置入后颅内动脉瘤的破裂与高 WSS 有关。Zhang 等^[20]研究发现,FD 置入后动脉瘤内大片的低 WSS 区域和小块高 WSS 区域是破裂发生的主要机制。而 Can 等^[21]却认为,低 WSS 会引起内皮细胞的过度氧化,激活炎症反应信号通路。Xu 等^[22]研究显示,使用较高 MC 栓塞动脉瘤后瘤体 WSS 明显低于使用较低 MC 栓塞动脉瘤,且高 MC 栓塞时动脉瘤的治愈率较高。本文研究表明,随着 α 增加,瘤体 WSS 增加,故动脉瘤的治

愈率降低,这与 Cebal 等^[23]的结论一致。③对于瘤体壁面压力,研究发现,收缩期峰值瘤顶压力变化不大^[24-25],这与本文的结果一致。同时,本研究中动量源参数对壁面压力的敏感性也不高。

临床医生在选用与释放 FD 时,在瘤颈处通过推拉等操作可以形成瘤颈处不同的局部 MC。同时,WSS 等血流动力学参数对于多孔介质模型渗透率敏感性较高,而对于多孔介质模型惯性阻力系数敏感性较低。因此,使用多孔介质术前 FD 模拟研究时,应特别注意对不同 MC 的 FD 进行建模,尤其需要调整特定的渗透率设置,以适当反映所示支架的流动阻力特性。

4 结论与展望

本文采用一种运用多孔介质模拟 FD 对血流动力学影响的替代方法,有效地降低了计算所用的时间和数值模拟过程的复杂性。使用多孔介质模型模拟 FD 栓塞颅内动脉瘤过程时,需计算 MST 中 FD 的特异性常数值(α 、 C_2)。为了进一步了解 FD 金属覆盖率与瘤内血流动力学变化的关系,本文开展了多孔介质模型特异性常数值与病人特异性动脉瘤栓塞治疗前后血流动力学参数变化的敏感性研究。结果表明:相较于 C_2 ,多孔介质模型 α 对血流动力学的敏感性较高,选择不同的渗透率参数就是选择不同的 FD 金属覆盖率。因此,对不同 MC 的 FD 进行建模时,尤其需要调整特定的渗透率设置。

本文为临床更加广泛地应用多孔介质模型进行术前模拟提供了一定的理论指导。在进行 FD 置入颅内动脉瘤的数值模拟过程中,本文采用了简化的方法。例如:采用牛顿血液模型、刚性无滑移血管壁、定常流环境及 FD 的多孔介质模型法,这些方法所得结果与采用流固耦合方法、非牛顿血液模型及真实 FD 模型所得结果存在差异。后者相较于前者可以更好地反映出真实血管的生理学状态。因此,本研究可进一步设计体外试验进行验证,增加病人特异性动脉瘤模型与临床实验的样本量,使数值模拟结果更加精准。同时,通过对比直接重建和 FD 几何特征建模法,对多孔介质模型的 FD 特异性常数值进行补偿修正,从而进一步提高多孔介质模型的精确性。

参考文献:

[1] 张华,钱福涛,黄锦江. 基于微循环模型的脑出血分析[J].

- 医用生物力学, 2018, 33(6): 509-514
- ZHANG H, QIAN FT, HUANG JJ. Analysis of cerebral hemorrhage based on microcirculation [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(6): 509-514.
- [2] WALCOTT BP, KOCH MJ, STAPLETON CJ, *et al.* Blood flow diversion as a primary treatment method for ruptured brain aneurysms-concerns, controversy, and future directions [J]. *Neurocrit Care*, 2017, 26(3): 465-473.
- [3] HU P, QIAN Y, ZHANG Y, *et al.* Blood flow reduction of covered small side branches after flow diverter treatment: Computational fluid hemodynamic quantitative analysis [J]. *J Biomech*, 2015, 48(6): 895-898.
- [4] CEBRAL JR, MUT F, RASCHI M, *et al.* Aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents: A computational hemodynamics analysis of treatment [J]. *Am J Neuroradiol*, 2011, 32(1): 27-33.
- [5] JOU LD, CHINTALAPANI G, MAWAD ME. Metal coverage ratio of pipeline embolization device for treatment of unruptured aneurysms: Reality check [J]. *Interv Neuroradiol*, 2016, 22(1): 42-48.
- [6] HUANG Q, XU J, CHENG J, *et al.* Hemodynamic changes by flow diverters in rabbit aneurysm models: A computational fluid dynamic study based on micro-computed tomography reconstruction [J]. *Stroke*, 2013, 44(7): 1936-1941.
- [7] 戴璇, 乔爱科. 计算流体力学在脑动脉瘤诊治中的应用 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(5): 461-466.
- DAI X, QIAO AK. Application of computational fluid dynamics in clinical treatment of cerebral aneurysms [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(5): 461-466.
- [8] WISNIEWSKI K, TOMASIK B, BOBEFF EJ, *et al.* Predictors for ophthalmic segment aneurysms recanalization after coiling and flow diverter embolization in 6- and 12-month follow-up [J]. *J Clin Neurosci*, 2019, 68(10): 151-157.
- [9] DAMIANO RJ, MA D, XIANG J, *et al.* Finite element modeling of endovascular coiling and flow diversion enables hemodynamic prediction of complex treatment strategies for intracranial aneurysm [J]. *J Biomech*, 2015, 48(12): 3332-3340.
- [10] AUGSBURGER L, REYMOND P, RUFENACHT DA, *et al.* Intracranial stents being modeled as a porous medium: Flow simulation in stented cerebral aneurysms [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(2): 850-863.
- [11] ZHANG Y, WANG Y, KAO E, *et al.* Towards optimal flow diverter porosity for the treatment of intracranial aneurysm [J]. *J Biomech*, 2019, 82(3): 20-27.
- [12] OHTA M, ANZAI H, MIURA Y, *et al.* Parametric study of porous media as substitutes for flow-diverter stent [J]. *Biomater Biomed Bioeng*, 2015, 2(2): 111-125.
- [13] FU W, GU Z, MENG X, *et al.* Numerical simulation of hemodynamics in stented internal carotid aneurysm based on patient-specific model [J]. *J Biomech*, 2010, 43(7): 1337-1342.
- [14] BERNARDINI A, LARRABIDE I, PETRINI L, *et al.* Deployment of self-expandable stents in aneurysmatic cerebral vessels: Comparison of different computational approaches for interventional planning [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2012, 15(3): 303-311.
- [15] LARRABIDE I, KIM M, AUGSBURGER L, *et al.* Fast virtual deployment of self-expandable stents: Method and *in vitro* evaluation for intracranial aneurysmal stenting [J]. *Med Image Anal*, 2012, 16(3): 721-730.
- [16] LI Y, ZHANG M, VERRELLI DI, *et al.* Numerical simulation of aneurysmal haemodynamics with calibrated porous-medium models of flow-diverting stents [J]. *J Biomech*, 2018, 80(1): 88-94.
- [17] BRIGANTI F, NAPOLI M, LEONE G, *et al.* Treatment of intracranial aneurysms by flow diverter devices: Long-term results from a single center [J]. *Eur J Radiol*, 2014, 83(9): 1683-1690.
- [18] WANG K, HUANG Q, HONG B, *et al.* Correlation of aneurysm occlusion with actual metal coverage at neck after implantation of flow-diverting stent in rabbit models [J]. *Neuroradiology*, 2012, 54(6): 607-613.
- [19] MENG H, TUTINO VM, XIANG J, *et al.* High WSS or low WSS? Complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth, and rupture: Toward a unifying hypothesis [J]. *Am J Neuroradiol*, 2014, 35(7): 1254-1262.
- [20] ZHANG Y, JING L, ZHANG Y, *et al.* Low wall shear stress is associated with the rupture of intracranial aneurysm with known rupture point: Case report and literature review [J]. *BMC Neurol*, 2016, 16(1): 231-234.
- [21] CAN A, DU R. Association of hemodynamic factors with intracranial aneurysm formation and rupture: Systematic review and meta-analysis [J]. *Neurosurgery*, 2016, 78(4): 510-519.
- [22] XU J, DENG B, FANG Y, *et al.* Hemodynamic changes caused by flow diverters in rabbit aneurysm models: Comparison of virtual and realistic FD deployments based on micro-CT reconstruction [J]. *PLoS One*, 2013, 8(6): 1-9.
- [23] CEBRAL JR, LÖHNER R. Efficient simulation of blood flow past complex endovascular devices using an adaptive embedding technique [J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2005, 24(4): 468-476.
- [24] WANG C, TIAN Z, LIU J, *et al.* Hemodynamic alterations after stent implantation in 15 cases of intracranial aneurysm [J]. *Acta Neurochir*, 2016, 158(4): 811-819.
- [25] TATESHIMA S, JONES JG, MAYOR BASTO F, *et al.* Aneurysm pressure measurement before and after placement of a pipeline stent: Feasibility study using a 0.014 inch pressure wire for coronary intervention [J]. *J Neurointerv Surg*, 2016, 8(6): 603-607.