

血液组分对个体化后交通动脉瘤血流特性的影响

吴 闯¹, 木合塔尔·克力木¹, 买买提力·艾沙², 杨 航¹<https://doi.org/10.12307/2022.944>

投稿日期: 2021-12-02

采用日期: 2022-02-09

修回日期: 2022-04-19

在线日期: 2022-05-11

中图分类号:

R459.9; R496; R318

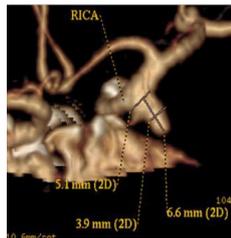
文章编号:

2095-4344(2023)08-01219-05

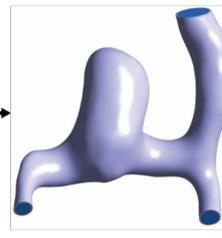
文献标识码: A

文章快速阅读: 血液组分对动脉瘤破裂的影响

颅内动脉瘤血流特性分析



患者动脉瘤 CT-VR 图像



动脉瘤模型

体网格的划分
血管壁属性及
边界条件设置
血液属性及边
界条件设置
求解设置

求解设置

流线流速
避免剪切应力
云图分布
血管形变位移
云图分布
相对停滞时间
云图分布

计算结果

文题释义:

壁面剪切应力: 血液在血管内流动时与血管内膜表面间产生的切向摩擦力, 与血液流量成正比。

涡流: 旋流的血液, 当血液流过干扰其直接流过的路径并产生反向血流。

摘要

背景: 血流动力学在动脉瘤的发生、发展过程中起着必不可少的作用, 而对于动脉瘤的发生和破裂机制目前尚不明确。

目的: 分析血液组分对动脉瘤破裂的影响并探讨其作用机制。

方法: 采集1例52岁女性后交通动脉瘤患者的CT图像, 导入到MIMICS 20.0中建立动脉瘤表面模型, 并采用软件Geomagic Studio对模型进行处理后导出三维血管壁模型。将血液分别假定为单相流和两相流, 采用计算流体力学的方法对动脉瘤以及载瘤动脉内的血流进行数值模拟, 分析血液流线流速、壁面的形变位移、壁面切应力以及血液相对血管壁停滞时间等血流动力学参数的变化。

结果和结论: ①在相同时刻, 两种模型内的血液流态基本保持一致, 两相流模型与单相流模型相比较具有更高的低壁面剪切应力面积占比, 具有更大的形变位移以及血液相对血管壁的高相对停滞时间面积占比更大; ②与单相流模型相比, 两相流模型更易使血管壁内皮细胞受损, 导致结构与功能异常; ③两相流模型更易形成血栓, 造成血栓脱落导致载瘤动脉瘤的阻塞; ④结果表明, 两相流模型具有更大的位移, 即所受应力更大, 在该条件下动脉瘤更易产生破裂。

关键词: 流-固耦合; 两相流; 壁面剪切应力; 相对停滞时间; 血液组分; 入口条件; 三维模型; 壁面位移; 动脉瘤

Influence of blood components on blood flow characteristics of individualized communicating aneurysm

Wu Chuang¹, Muhetaer · Kelimu¹, Maimaitili · Aisha², Yang Hang¹¹School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China; ²Department of Neurosurgery, First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Wu Chuang, Master candidate, School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Corresponding author: Muhetaer · Kelimu, Master, Professor, School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Abstract

BACKGROUND: Hemodynamics plays an indispensable role in the occurrence and development of aneurysms, but the mechanism of occurrence and rupture of aneurysms is still unclear.**OBJECTIVE:** To analyze the influence of blood components on the rupture of aneurysm and to explore the mechanism of blood components on the rupture of aneurysms.**METHODS:** CT images of a 52-year-old female patient with posterior communicating artery aneurysm were acquired and imported into MIMICS 20.0 to establish a surface model of the aneurysm. The model was processed by Geomagic Studio software to export the three-dimensional vascular wall model. The blood was assumed to be single-phase flow and two-phase flow, and computational fluid dynamics was used to numerically simulate the blood flow in the aneurysm and the tumor-bearing artery and analyze the influence of blood components on hemodynamic characteristics, including blood streamline velocity, wall deformation and displacement, wall shear stress, and relative stagnation time.¹新疆大学机械工程学院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830017; ²新疆医科大学第一附属医院神经外科, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830054
第一作者: 吴闯, 男, 1994年生, 安徽省宿州市人, 汉族, 新疆大学机械工程学院在读硕士, 主要从事流体力学研究。

通讯作者: 木合塔尔·克力木, 硕士, 教授, 新疆大学机械工程学院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830017

<http://orcid.org/0000-0003-2520-3261>(吴闯)

基金资助: 国家自然科学基金项目(51365052), 项目负责人: 木合塔尔·克力木; 省部项目: 中国脑卒中高危人群干预适宜技术研究及推广项目(GN-2020R0001), 项目负责人: 买买提力·艾沙

引用本文: 吴闯, 木合塔尔·克力木, 买买提力·艾沙, 杨航. 血液组分对个体化后交通动脉瘤血流特性的影响[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(8):1219-1223.



RESULTS AND CONCLUSION: At the same time, the blood flow patterns in the two models remained consistent. Compared with the single-phase flow model, the two-phase flow model had a higher proportion of low-wall shear stress area and greater deformation displacement, and larger area of near-wall stagnation for a relatively long time. Compared with the single-phase flow model, the two-phase flow model was more likely to damage vascular wall endothelial cells, resulting in structural and functional abnormalities. Moreover, the two-phase flow model was more likely to form a thrombus, causing the obstruction of tumor-bearing aneurysms induced by thrombus shedding. To conclude, the two-phase flow model has greater displacement, that is, greater stress. Under this condition, the aneurysm is more likely to rupture.

Key words: fluid-solid coupling; two-phase flow; wall shear stress; relative stagnation time; blood composition; inlet condition; three-dimensional model; wall displacement; aneurysm

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 51365052 (to MK); Research and Promotion Project of Appropriate Intervention Technology for Stroke High-Risk Populations in China, No. GN-2020R0001 (to MA)

How to cite this article: WU C, KELIMU M, AISHA M, YANG H. Influence of blood components on blood flow characteristics of individualized communicating aneurysm. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2023;27(8):1219-1223.

0 引言 Introduction

颅内动脉瘤是临床上常见的血管性疾病，主要是由血管壁发生病理性重塑引起的^[1]，医学上将其定义为：血管壁结构遭到破坏出现的异常扩张导致永久性和局部突起现象。颅内动脉瘤也是非创伤性蛛网膜下腔出血的最主要原因之一^[2-4]，并且动脉瘤具有随时破裂的可能，一般动脉瘤在破裂前并无明显征兆，一旦出现破裂，如不及时医治，会导致休克甚至死亡的严重后果，即使得到救治也有很大概率会出现一系列并发症，严重影响患者以后的生活质量。因此，对动脉瘤的研究受到了相关研究人员的高度重视。

通过研究发现，血流动力学对动脉瘤的产生、破裂以及血栓的形成有着密不可分的关系，这一点也在临床上得到了验证^[5]。学者钟焕鑫^[6]采用计算流体力学与统计学方法相结合对60例动脉瘤患者进行研究，结果发现引入血流动力学参数对动脉瘤破裂风险的预测效果更好，并且得到血流动力学参数中壁面剪切应力和震荡指数是动脉瘤破裂的决定因素。FRÖSEN等^[7]对以往的研究进行总结分析得出：引起高壁面剪切应力的血流条件激活了血管壁内皮细胞的促炎信号，并通过巨噬细胞趋化蛋白1将巨噬细胞集中暴露在高壁面剪切应力位置，使吞噬细胞暴露在高壁面切应力中，巨噬细胞浸润导致蛋白酶表达，使血管内壁的胶原蛋白基质和弹性纤维层遭到破坏，导致血管壁向外膨出，动脉瘤形成。YUAN等^[8]研究发现与未破裂的动脉瘤相比，破裂动脉瘤的低壁面剪切应力面积占比较大，且破裂前动脉瘤的震荡剪切指数明显高于未破裂的动脉瘤。主动脉夹层中血栓形成可以采用剪切速率、血小板分布以及血液相对停滞时间等因素来评估血栓形成的可能性，并能够利用数值模拟得到血栓生长对血流动力学的影响^[9]。MURAYAMA等^[10]通过整理前人的研究结果，对比258篇与动脉瘤破裂、生长有关的文章得出计算流体力学中相关血液动力学参数可以作为评估动脉瘤破裂、生长的理论依据。随着计算机数据处理速度的不断提升，杨刚^[11]通过采用计算机仿真技术与体外模拟实验相对比发现：计算机模拟结果与实验结果基本保持一致，表明数值模拟具有可信度。

该研究以个体化右侧颈内动脉颅内段后交通动脉瘤为研究对象，采用双向流-固耦合方法模拟血液与血管壁间的相互作用，并将血液假定为单相流和两相流形成对比，探讨血

液动力学参数对动脉瘤的生长、破裂以及动脉瘤内血栓形成机制的影响，为医学上治疗动脉瘤的形成和预测动脉瘤的破裂提供理论依据。

1 对象和方法 Subjects and methods

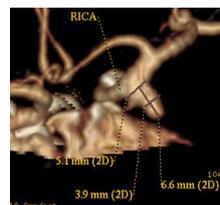
1.1 设计 观察性研究。

1.2 时间及地点 实验于2014年1-12月在新疆医科大学第一附属医院影像科完成。

1.3 对象 CT图像来自于新疆医科大学第一附属医院影像科采集的1例52岁的女性后交通动脉瘤患者。患者及其家属对资料采集过程完全知情同意，并签署了“知情同意书”。研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和新疆医科大学第一附属医院对研究的相关伦理要求。

1.4 方法

1.4.1 动脉瘤几何模型 使用美国通用公司GE64排螺旋CT机对患者进行CT图像数据采集，见图1。将获得的CT影像导入到MIMICS 20.0中，进行动脉瘤表面模型的建立和面片削减，得到STL格式文件，并采用软件Geomagic Studio对模型进行修复、光滑和优化处理并导出STP格式的三维血管壁模型，见图2。



图注：图中RICA表示右侧颈内动脉，2D表示平面，5.1 mm表示瘤颈宽度，3.9 mm表示瘤宽，6.6 mm表示瘤高

图1 | 动脉瘤CT-VR图像

Figure 1 | CT-VR image of aneurysm



图2 | 动脉瘤血管壁模型及截面

Figure 2 | Model characteristic points and cross-section of aneurysm vessel wall

1.4.2 数值模拟

(1) 层流选择：层流和湍流判断依据采用雷诺数，计算公式如下^[12]：

$$Re = \rho v D / \eta \quad (1)$$

式中： ρ 为流体密度， D 为血管的当量直径， v 为流速，

η 为流体的黏性系数，研究中动脉瘤内径为 6.6 mm，经计算 $Re=1\ 872 < 2\ 300$ ，故采用层流流动。

(2) 两相流模型：研究中血液模型采用红细胞悬浮在血浆中的两相流体模型，其中红细胞假定为刚性固体颗粒，血浆为不可压缩非牛顿流体。具体控制方程如下^[13-14]：

连续方程：

$$\frac{\partial}{\partial t}(\varepsilon_k \rho_k) + \nabla \cdot (\varepsilon_k \rho_k \vec{u}_k) = 0 \quad (2)$$

式中： ρ 为流体密度， ε 是体积分数， t 是时间， v 是速度， k 代表每一相，且存在两相体积分数之和等于 1 的关系。

动量方程：

$$\frac{\partial(\rho_k \varepsilon_k \vec{u}_k)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_k \varepsilon_k \vec{u}_k) = -\varepsilon_k \nabla p_k + \nabla \cdot \vec{\tau}_k + \varepsilon_k \rho_k \vec{g} + \sum_{j=3}^n \beta_{js} (\vec{u}_j - \vec{u}_s) + \vec{F}_k \quad (3)$$

式中： P 代表压力， $\vec{\tau}$ 代表应力张量， \vec{g} 为重力， β_{js} 为各相间的动量交换系数， \vec{F}_k 包括虚拟质量力，浮生力，电磁力等其他作用力。

(3) 非牛顿血液模型：研究中单相流血液与两相流中的血浆均视为不可压缩非牛顿流体，采用的动力黏度变化模型为 Carreau-Yasuda 模型^[15]：

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{(n-1)a} \quad (4)$$

式中： μ_∞ 为高剪切率对应的血液黏度，数值为 0.002 2 Pa·s； μ_0 为低剪切率对应的血液黏度，数值为 0.022 Pa·s； λ 为时间常数，数值为 0.11 s； a 和 n 均为常数，分别是 0.644 和 0.392。

(4) 双向流 - 固耦合模型：研究中假定血液在流动过程中与弹性血管壁的运动状态完全耦合，其耦合方程为^[16]：

$$u(x, R(x), t) = \frac{\partial X(x, t)}{\partial t} \quad (5)$$

$$v(x, R(x), t) = \frac{\partial R(x, t)}{\partial t} \quad (6)$$

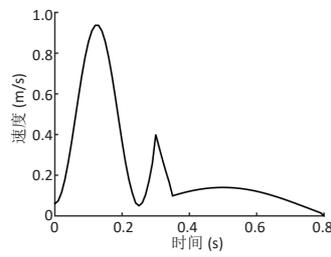
式中： X 、 R 分别为血管壁的轴向与径向位移。

1.4.3 边界条件 研究假定血管与血流之间无滑移、无渗透，采用的血管材料为各向同性线弹性材料。密度为 1 160 kg/m³，弹性模量为 7.7×10⁷ Pa，泊松比为 0.45^[17]。动脉瘤壁厚一般为 0.02–0.50 mm，在此次研究中假定载瘤动脉壁厚和动脉瘤壁厚均为 0.15 mm^[18]。对于血管壁在进、出口所在 3 个平面上均添加固定约束，限定位移。单相血液密度为 1 060 kg/m³，两相流中的血浆密度为 1 030 kg/m³。红细胞直径设定为 8 μm，密度为 1 200 kg/m³，动力黏度为 0.018 Pa·s。红细胞的体积分数在进出口均为 0.45。因无法测量得到动脉瘤入口血流速度，采用文献中的血流速度曲线作为入口边界条件^[12]，见图 3，出口采用自由流出，出口压力设为 0 Pa。

1.5 主要观察指标 ①动脉瘤血液流线与流速分析；②壁面剪切应力分析；③壁面位移分析；④相对停滞时间。

2 结果 Results

2.1 血液流线与流速分析 图 4 为动脉瘤前截面 1 上的平均流速变化曲线，可以看出单相流与两相流在截面 1 上的平均



图注：因无法测量得到动脉瘤入口血流速度，采用文献中的血流速度曲线作为入口边界条件^[12]

图 3 | 动脉瘤入口血流速度曲线
Figure 3 | Inlet blood flow velocity curve

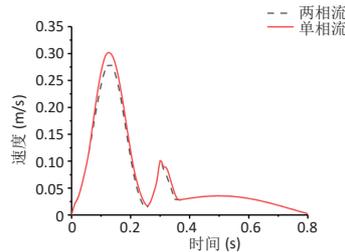


图 4 | 动脉瘤前截面 1 平均速度曲线

Figure 4 | Aneurysm anterior section 1 average velocity curve

流速与入口速度曲线形态保持一致，在血液流动过程中由于和血管壁相互作用进行能量转换，使血管壁发生一定的形变，血流速度也有所降低。由图中曲线可以看出在流速峰值时刻，单相流体的平均血流速度略大于两相流中的血流速度。在截面上单相血流的速度范围为 0–1.597 m/s，两相流的速度范围为 0–1.768 m/s，在一个心动周期中，存在相同时刻两相流的血流速度峰值略低于单相流。

图 5 为流线图，观察流线变化情况。

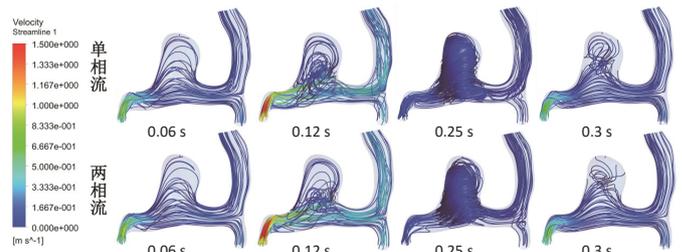


图 5 | 动脉瘤血液流线分布图

Figure 5 | Blood flow line distribution chart

研究中选取几个重要时刻进行分析，分别是 0.06 s(0.472 4 m/s)、0.12 s(0.936 5 m/s)、0.25 s(0.05 m/s)、0.3 s(0.360 9 m/s)，根据图 5 流线可以看出，血流加速过程中，在 0–0.06 s 血液速度不断增加，血液处于层流状态，流线与血管壁保持平行。随着血液速度不断增大，在动脉瘤内逐渐形成涡流，涡流最初出现在动脉瘤左侧位置，在速度不断增加的过程中涡流中心向动脉瘤中心逐渐转移且涡流强度也不断增加。在收缩期末端(0.12 s)入口速度达到峰值，血流速度较快，血流冲击动脉瘤壁面在动脉瘤内形成涡流，涡流中心处于动脉瘤中间位置，此刻由于涡流存在，血液中的有形物质受到的离心力较大，会使血液中的有形物质黏附在血管壁上。在 0.12–0.25 s 血流速度不断减小，动脉瘤内的涡流强度不断增大，在 0.25 s 血流速度达到一个极小值点，在整个动脉瘤腔内形成低速涡流区域，且流态复杂，在这种情况下，存在血流动力不足，

血液中的物质会发生沉积现象，以及激活血流中凝血与纤溶系统，使血液中的有形成分形成栓子，导致凝血和血栓的形成。在右端血管分支交汇位置也形成了细小的涡流区域。在 0.25-0.3 s 血液流速再次增加，动脉瘤内的涡流强度逐渐减小，动脉瘤底部逐渐恢复层流状态，涡流出现在动脉瘤顶部。根据流线图可以看出在相同时刻，两相流产生的涡流形态与单相流的涡流形态基本保持一致，但两相流模型的流动情况较为简单，这可能是与红细胞和血管壁以及血浆间的相互作用有关。

2.2 壁面剪切应力分析 壁面切应力 (Wall shear stress, WSS) 是血液在流动过程中与血管壁间形成的切向摩擦力，方向与血管壁平行，被认为与动脉瘤形成和发展有着重要关系^[19-20]。研究证明，血液在流动时产生的壁面切应力过高、过低均会对动脉瘤产生一定的影响，其中高壁面剪切应力被认为是导致动脉瘤的形成原因，低壁面剪切应力会促进动脉瘤的生长和破裂^[21]。壁面剪切应力云图如图 6 所示。

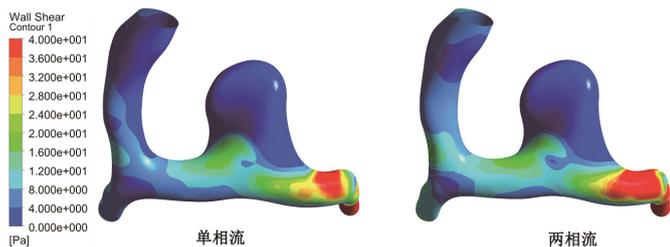


图 6 | 动脉瘤壁面切应力分布
Figure 6 | Wall shear stress distribution of aneurysm

JOU 等^[22]通过对比 2 例梭形动脉瘤，在随访期间发现其中 1 例明显增大，另 1 例无明显变化，明显增大的动脉瘤，增大位置主要出现在壁面切应力 < 0.1 Pa 的位置，得出极低的壁面剪切应力与动脉瘤的生长密切相关。根据壁面剪切应力云图分布可知，单相流中的剪切应力与两相流中的剪切应力分布趋于一致，最高壁面剪切应力均出现在速度入口处以及在入口弯曲处，其中两相流的最大壁面剪切应力远高于单相流的壁面剪切应力，其原因是两相流中的最大血流速度大于单相流的血流速度以及在两相流中存在红细胞与血管壁进行摩擦作用，使血管壁形变量大于单相流使血管壁产生的形变量。在 0.07 s 时，血流速度处于加速阶段，动脉瘤上的壁面剪切应力较低，此时 < 0.1 Pa 的壁面剪切应力主要分布在动脉瘤左前方和后上方。在 1.2 s 时流速达到最大，此时 < 0.1 Pa 的壁面剪切应力主要分布在动脉瘤顶部位置，在血流的高速冲击下，具有破裂的风险。在 0.25 s 时此刻血流速度处于一个极小值点，壁面剪切应力 < 0.1 Pa 的位置主要出现在动脉瘤顶部、底部以及下方的血流出口位置，此刻，动脉瘤内血液流动情况较为复杂，涡流强度较大，研究表明，低壁面剪切应力可破坏上皮细胞间隙，使抗氧化和抗炎介质调节失调，导致内皮细胞重塑，甚至导致细胞变性、凋亡，但该条件却为动脉瘤内血栓的形成提供了合适的生理环境。在 0.3 s 时，低壁面剪切应力再次集中到动脉瘤顶部，较 0.12 s 时面积有所

增加。根据 4 个时刻壁面剪切应力 < 0.1 Pa 的面积占总面积的百分比对单相流和两相流进行对比结果见表 1。根据表 1 可知，在相同时刻的壁面剪切应力 < 0.1 Pa 的面积中，两相流大于单相流的面积占比，结果表明在考虑红细胞作用时，动脉瘤生长及破裂的风险比只考虑单相流时大。

表 1 | 动脉瘤壁面剪切应力 < 0.1 Pa 的面积占比 (%)
Table 1 | Proportion of the area where the aneurysm wall shear stress < 0.1 Pa

时刻	0.07 s	0.12 s	0.25 s	0.3 s
单相流	20.40	4.76	10.4	13.01
两相流	20.64	8.56	20.7	15.68

2.3 壁面位移分析 为了研究在一个心动周期内的壁面位移变化，选取了几个特定时刻进行分析，分别是 0.06, 0.12, 0.25, 0.3 s。根据图 7 中的位移云图可知：随着血流速度的不断增大动脉瘤壁面位移也逐渐增大，在 0.12 s 时速度达到最大，根据流线可知从血流入口方向沿血管壁向出口侧的动脉瘤颈部流动，然后对动脉瘤颈部进行冲击，之后向动脉瘤顶部流动，形成的回流与动脉瘤前流入的血流相汇。此时的动脉瘤形变最大位置出现在动脉瘤颈部位置。最大形变位移量为 0.006 32 mm 在 0.06 s 时血流速度较慢，此时血管壁的最大位移量为 0.004 7 mm。随着血流速度的不断增大，在 0.12 s 时位移量达到最大。在 0.12-0.25 s 时血流速度减小，在此过程中，动脉瘤内的流态复杂，在涡流作用下对动脉瘤壁面位置的冲击力大小也会发生改变，根据云图可知瘤体壁面的最大形变位置向动脉瘤顶部转移，在 0.025 s 时血流速度处在一个极小值点，此刻的最大位移为 0.000 2 mm。在 0.25-0.3 s 血流再次加速壁面位移也逐渐增加，由壁面形变位移云图可知将单相流与两相流的位移进行对比可以看出，相同时刻两相流的最大位移总比单相流的大，其中单向流的壁面位移范围为 0-0.003 76 mm，两相流中的壁面位移范围为 0-0.006 32 mm。在相同时刻，与单相流模型相比两相流模型的血管壁形变量较大，是由于两相流模型的血管壁所受应力较大，故两相流模型更易出现破裂。

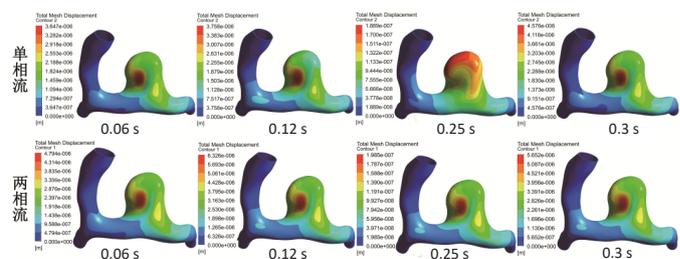


图 7 | 不同时刻动脉瘤瘤体壁面变形云图
Figure 7 | Aneurysm wall deformation cloud maps at different moments

2.4 相对停滞时间 相对停滞时间和血栓的形成有着密切关系，该数值越高表示停留时间越长，形成血栓的可能性就越大。如图 8 所示为血液的相对停滞时间在壁面上的分布，由图可知，高相对停滞时间的分布与低速涡流区域以及低壁面剪切应力区域分布保持一致，主要分布在动脉瘤附近以及右侧血管分叉位置，则说明该位置更易破裂，两种模型进行对

比发现存在两相流中的高相对停滞时间区域面积大于单相流中的高相对停滞时间面积,即在两相流模型中更易形成血栓,而血栓的形成对动脉瘤具有一定的弱化作用,且血栓形成后,在受到血流冲击作用下可能会发生脱落,使载瘤动脉发生堵塞,由此可知,与单相流模型相比,在两相流模型中动脉瘤更易出现破裂以及发生载瘤动脉阻塞的问题。

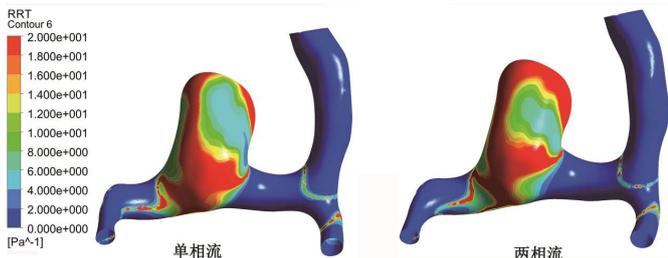


图8 | 动脉瘤血液停滞时间分布

Figure 8 | Blood stagnation time distribution in aneurysm

3 讨论 Discussion

此次研究通过对比流线流速、壁面的形变位移、壁面切应力以及血液相对血管壁停滞时间等血流动力学参数的变化分析血液组分对动脉瘤的影响。根据以上分析结果可知:在一个心动周期中,单相流与两相流模型中的流速与流态基本保持一致,表明血液组分对动脉瘤内的流动状态影响较小。有研究表明,当动脉瘤壁内皮细胞处于异常低的壁面切应力中,此时内皮细胞将机械信号转化为生物信号使通路激活以维持血管内的稳定状态,而在异常的血流动力学条件下细胞凋亡与细胞增殖平衡可能被打破,致使细胞凋亡大于细胞增殖速度,导致动脉瘤壁变薄,出现动脉瘤增长甚至破裂^[23]。而在两相流模型中的低壁面剪切应力面积占比,相对单相流模型的低壁面剪切应力面积占比大,且在0.25 s时两模型的低壁面剪切应力面积相差最大,从而推测两相流模型更易出现生长及破裂。同时,还根据血液相对于血管壁的相对停滞时间分布云图,得到两相流模型的高相对停滞时间所占面积比单相流模型的大,即两相流模型形成血栓的可能性较大。

目前对动脉瘤内的血流动力学研究,多采用流-固耦合方法将血液视为单相流模型,或采用两相流方法将血管壁视为刚性体,对此研究多有不足,因此,作者结合前人研究,在采用流-固耦合方法的同时将血液假定为单相流模型与两相流模型进行对比,从而获得两种模型的差异性,同时根据仿真数据来研究动脉瘤破裂的影响,探讨血液组分对动脉瘤破裂的作用机制,为临床上对动脉瘤评估、采取何种治疗手段也具有一定的指导意义。此外,在该研究中采用的是1例个体化后交通动脉瘤,限制了统计学意义,下一步应当通过扩大样本量来验证文章的结论,从而为动脉瘤发生、破裂以及内部血栓形成提供更有力的数据支持。

致谢: 文章得到了新疆医科大学方面提供的医学上相关数据,特此表示感谢!

作者贡献: 课题设计、实施及评估为全部作者。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

出版规范: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE指南)。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- [1] ABDEHKAKHA A, HAMMOND AL, PATEL TR, et al. Cerebral aneurysm flow diverter modeled as a thin inhomogeneous porous medium in hemodynamic simulations. *Comput Biol Med.* 2021;139:104988.
- [2] BHARDWAJ A, DAGAR V, KHAN MO, et al. On the prevalence of flow instabilities from high-fidelity computational fluid dynamics of intracranial bifurcation aneurysms. *J Biomech.* 2021;127:110683.
- [3] 刘召. 开颅夹闭对照介入栓塞对破裂性前交通动脉瘤患者预后的回顾性分析[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2021.
- [4] GHOLAMPOUR S, MEHRJOO S. Effect of bifurcation in the hemodynamic changes and rupture risk of small intracranial aneurysm. *Neurosurg Rev.* 2021;44(3):1703-1712.
- [5] 任国荣, 祝树森, 于良宁, 等. 颅内动脉瘤的血流动力学研究综述[J]. *医疗卫生装备*, 2020, 41(6): 99-102+105.
- [6] 钟焕鑫. 颅内动脉瘤异常血流与形态的关系及破裂预测模型建立[D]. 汕头: 汕头大学, 2021.
- [7] FRÖSEN J, CEBRAL J, ROBERTSON AM, et al. Flow-induced, inflammation-mediated arterial wall remodeling in the formation and progression of intracranial aneurysms. *Neurosurg Focus.* 2019;47(1):E21.
- [8] YUAN J, HUANG C, LAI N, et al. Hemodynamic and Morphological Analysis of Mirror Aneurysms Prior to Rupture. *Neuropsychiatr Dis Treat.* 2020;16:1339-1347.
- [9] MENICHINI C, XU XY. Mathematical modeling of thrombus formation in idealized models of aortic dissection: initial findings and potential applications. *J Math Biol.* 2016;73(5):1205-1226.
- [10] MURAYAMA Y, FUJIMURA S, SUZUKI T, et al. Computational fluid dynamics as a risk assessment tool for aneurysm rupture. *Neurosurg Focus.* 2019;47(1):E12.
- [11] 杨刚. 主动脉瓣置换血流动力学的 PIV 实验研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2020.
- [12] 梁晏宾, 木合塔尔·克力木, 买买提力·艾沙. 个体化颈动脉瘤的血流动力学特性分析[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(3): 396-401.
- [13] QIAO Y, ZENG Y, DING Y, et al. Numerical simulation of two-phase non-Newtonian blood flow with fluid-structure interaction in aortic dissection. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(6): 620-630.
- [14] 曾宇杰, 罗坤, 樊建人, 等. 主动脉夹层血液两相流动数值模拟分析[J]. *工程热物理学报*, 2016, 37(4): 780-784.
- [15] 乔永辉. 计算机辅助优化胸主动脉腔内修复术[D]. 杭州: 浙江大学, 2020.
- [16] 刘莹, 张伟中, 殷艳飞, 等. 双向流固耦合作用下狭窄左冠状动脉内两相血流分析[J]. *应用数学和力学*, 2016, 37(5): 501-509.
- [17] 徐文涛, 木合塔尔·克力木, 高霞霞. 颅内动脉瘤两相血流动力学分析及 PIV 实验研究[J]. *数学的实践与认识*, 2019, 49(14): 123-131.
- [18] 郭炳忠, 李毅锋, 姜维喜, 等. 高分辨率磁共振成像技术评估颅内动脉瘤破裂风险的研究进展[J]. *中南大学学报(医学版)*, 2020, 45(12): 1476-1482.
- [19] TAO WU, QING ZHU. Advancement in the haemodynamic study of intracranial aneurysms by computational fluid dynamics. *Brain Hemorrhages.* 2021;2(2): 71-75.
- [20] WU X, GÜRZING S, SCHINKEL C, et al. Hemodynamic Study of a Patient-Specific Intracranial Aneurysm: Comparative Assessment of Tomographic PIV, Stereoscopic PIV, In Vivo MRI and Computational Fluid Dynamics. *Cardiovasc Eng Technol.* 2021 Nov 8. doi: 10.1007/s13239-021-00583-2.
- [21] 邹燕萍, 徐锋. 壁面切应力与颅内动脉瘤的研究进展[J]. *临床神经外科杂志*, 2021, 18(1): 117-120.
- [22] JOU LD, WONG G, DISPENZA B, et al. Correlation between lumenal geometry changes and hemodynamics in fusiform intracranial aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2005;26(9):2357-2363.
- [23] 马宏伟. 颅内动脉瘤的病理和计算流体力学研究[D]. 北京: 中国人民解放军医学院, 2014.

(责任编辑: WZH, ZN, ZJP)