

# 基于流固耦合的载瘤血管内血液流动及血管损伤分析

韩嘉玮, 胡义锋

(西安理工大学 土木建筑工程学院, 工程力学系, 西安 710048)

**摘要:**目的 研究两种常见血管瘤内的血液流动及其对血管壁力学性能的影响,以期提高动脉瘤的诊治水平、改善患者的预后。**方法** 应用流固耦合方法对两种常见动脉瘤载瘤血管与血液之间的相互作用进行基于有限元计算的研究。主要分析瘤内血液流速、瘤壁变形、载瘤血管的应力分布和破坏形式。**结果** 两种瘤内血液流速都很低而且流动平稳,使得瘤内可以形成较好的沉积和附着条件。瘤与血管下游的交界处是破坏的危险位置,梭形动脉瘤会在该处外壁发生剪切破坏,而囊形动脉瘤会在该处内壁发生拉伸破坏。在相同的血液流动作用下,囊形动脉瘤的载瘤血管会出现更大的应力,故更容易发生破坏,而且拉伸破坏会导致更严重的后果。**结论** 动脉瘤与血管结合处易发生破坏;囊形动脉瘤危险性高、危害大。

**关键词:**动脉瘤;流固耦合;有限元法;破坏形式

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.04.006

## Analysis of Blood Flow and Vascular Injury in Aneurysm-Carrying Vessels Based on Fluid-Structure Interaction Method

HAN Jiawei, HU Yifeng

(Department of Engineering Mechanics, School of Civil Engineering and Architecture, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China)

**Abstract: Objective** To study the blood flow in aneurysm and its influence on mechanical properties of vascular walls for two kinds of common aneurysms, so as to improve the diagnosis and treatment of aneurysms and the prognosis of patients. **Methods** The interaction between the aneurysm-carrying vessels and blood of two common aneurysms was studied by fluid-structure interaction method. The blood flow velocity, wall deformation, stress distribution and damage form of aneurysm-carrying vessels were analyzed. **Results** The blood flow in both aneurysms were slow and stable, which resulted in better deposition and adhesion conditions. The junction between the aneurysm and the downstream of the blood vessel was a dangerous place for damage. The spindle aneurysm would undergo shear failure on outer wall of the aneurysm, while the cystic aneurysm would undergo stretching failure on inner wall. Under the effect of the same blood flow, a larger stress appeared on the cystic aneurysm, which was more prone to damage, and the tensile failure would lead to a more serious consequences. **Conclusions** The junction at the aneurysm and blood vessel is prone to damage, and the cystic aneurysm is more dangerous and harmful.

**Key words:** aneurysm; fluid-structure interaction; finite element method; damage form

动脉瘤是与指邻近未受累动脉的直径相比,局部动脉直径持续性扩张 150% 或更多。真性动脉瘤是指动脉瘤的扩张累计所有 3 层血管壁(内膜、中膜及外膜)。动脉瘤按形状分为梭形动脉瘤和囊形动脉瘤,以前者最为常见;动脉瘤还可按照组织病理学及解剖部位分类。

腹主动脉瘤是一种常见的动脉瘤,患病率在男性中为 1.3% ~ 12.5%,在女性中为 0% ~ 5.2%<sup>[1]</sup>。在美国,由动脉瘤导致的死亡在 2013 年为 2.7/10 万人<sup>[2]</sup>;由于人口增加以及老龄化,由动脉瘤导致的死亡人数呈明显上升趋势,2015 年较 1990 年上升 78.5%<sup>[3]</sup>。血管瘤呈持续进展性,其破裂的风险随其直径增加而增加<sup>[4]</sup>;但管壁峰值压力比动脉瘤直径更能准确地预测破裂风险<sup>[5]</sup>。动脉瘤一旦发生破裂,死亡率极高。一项基于美国和英国人群的研究显示,破裂性腹主动脉患者的医院内死亡率为 53.1%<sup>[6]</sup>。即使已经准备接受急诊治疗的破裂性腹主动脉瘤患者,其预后仍然极差;如果将院前死亡以及未经任何治疗的病例计算在内,破裂性腹主动脉瘤的总死亡率高达 80% ~ 90%<sup>[7]</sup>。在动脉瘤未破裂前,其治疗时机难以把握:荟萃分析显示,相当于常规超声随访,早期开放手术治疗或者血管内治疗的益处并未得到证实<sup>[8]</sup>。因此,深入研究动脉瘤的力学特性以及建立准确可行的预测模型对于提高动脉瘤诊断水平、改善患者预后具有重要意义。

近年来,大量学者从力学角度通过各种实验以及数值模拟对血液循环系统进行了一系列的研究。血液循环系统的流体动力学因素是导致心血管疾病的重要因素<sup>[9]</sup>,特别是壁面切应力、流动分离和二次流等因素,与心血管疾病关系密切<sup>[10]</sup>。因此,建立准确的模型进行数值模拟,对预防以及治疗心血管疾病意义重大。Burlison 等<sup>[11]</sup>通过建立颅内动脉瘤模型,对动脉瘤生长、破裂以及血栓形成进行研究,获得导致其破裂的一些因素。Shojima 等<sup>[12]</sup>建立三维动脉瘤血管模型,对 20 例囊形脑动脉瘤进行数值模拟,结果发现载瘤动脉的壁面切应力要高于动脉瘤的壁面切应力。Febina 等<sup>[13]</sup>利用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)方法研究胸主动脉瘤,发现瘤内存在流动逆转时,可能会导致细胞损伤,加快细胞破坏。Hoi 等<sup>[14]</sup>和 Ford 等<sup>[15]</sup>运用 CFD 方法研究动脉瘤模型,并与粒

子成像测试的结果进行对比,证明两者具有很好的—致性。Troii 等<sup>[16]</sup>以病变血管为研究对象,运用流固耦合(fluid-structure interaction, FSI)方法对囊形动脉瘤进行数值模拟,分析动脉瘤变形以及壁面切应力的影响,并通过与健康动脉血管比较发现,采用 FSI 方法分析血管瘤符合病人的特异性;但是该研究重点在于讨论特定血管瘤模型中 FSI 方法与非耦合方法之间的计算差异以及血管瘤区域壁面切应力的影响。最近的研究也明确指出,采用 FSI 和有限元方法研究血管瘤问题十分必要,血管壁、瘤壁的弹性可以降低血液流动带来的峰值应力,与实验结果更加吻合<sup>[17-22]</sup>。上述研究虽然探讨了载瘤血管在血流作用下的应力分布,但是没有给出危险点的破坏形式。而在复杂应力状态下,破坏形式也是材料强度的重要考量因素之一。

本文采用 FSI 方法研究梭形和囊形动脉瘤中血液流动的流速以及血管壁、瘤壁的变形和应力。通过对载瘤血管在血液作用下力学响应的计算,分析血管瘤对载瘤血管力学行为的影响,并重点讨论载瘤血管的破坏问题。

## 1 计算模型

计算中,血液简化为黏性不可压缩牛顿流体,而血管壁和瘤壁采用各向同性线弹性本构。该计算模型既可以节省计算量,也比较贴近实际<sup>[19]</sup>。

血液在血管中流动,其流动方程可以用 Navier-Stokes 方程来描述:

$$\rho_f \left[ \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} \right] = \rho_f \mathbf{g} - \nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} \quad (1)$$

式中:  $\rho_f$  为血液密度;  $\mathbf{v}$  为血液流动速度矢量;  $\mathbf{g}$  为重力加速度矢量;  $t$  为时间;  $p$  为压强;  $\mu$  为黏性参数。

血液在血管中流动除了满足上式外还要满足连续性方程,对于不可压缩流体为可表示为:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (2)$$

Womersley 理论的分析模型在血流动力学中具有重要的价值<sup>[23]</sup>,根据该理论,假设血液为不可压缩均匀层流牛顿流体,  $\rho_f = 1\ 056\ \text{kg/m}^3$ ,黏度系数  $\mu = 3.16\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 。

流体在血管中流动的入口条件如表 1 所示。取 1 个标准心跳周期 0.7 s,出口处压力为 0 Pa<sup>[24]</sup>,

同时认为血液充分发展,在血管内壁上壁面无滑移。血管壁采用各向同性材料,  $\rho = 2\,000\text{ kg/m}^3$ ,  $E = 2.7\text{ MPa}$ ,  $\nu = 0.45^{[12]}$ 。

表1 入口处血液流速

Tab.1 Velocity of blood at entrance

$t/s$	$v/(m \cdot s^{-1})$	$t/s$	$v/(m \cdot s^{-1})$
0	0.148	4	0.195
1	0.482	5	0.225
2	0.724	6	0.227
3	0.138	7	0.169

## 2 计算结果及分析

采用 ABAQUS/CFD 模块对上节中所描述的模型进行求解。计算几何模型和结果如下。

### 2.1 梭形动脉瘤

建立长度为 0.1 m 的血管及血液模型,内外直径分别为 3、5 mm,瘤位于中间位置,厚度为 1 mm (见图 1)。

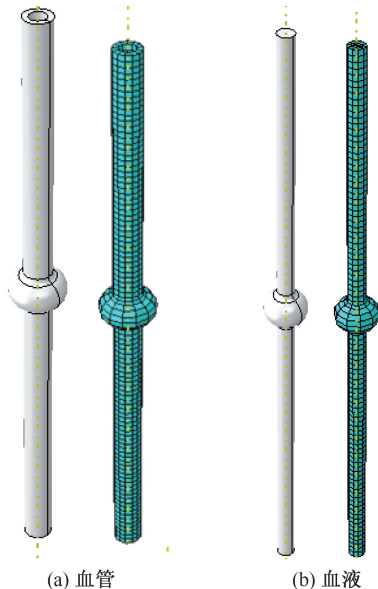


图1 几何模型与网格划分

Fig.1 Geometric model and mesh (a) Blood vessel, (b) Blood

**2.1.1 血液流速** 在计算开始阶段,血流在入口处速度最大。随着时间推进,流速最大区域发生变化,向出口处推移。

由计算结果可知,在心跳周期开始 0.2 s 后,血液速度达到最大,为 0.99 m/s。从流速分布可以看出,最大流速出现在轴心处,沿着管壁和管径方向速度不断减小,而此刻瘤内的血液流速较慢(见图 2)。

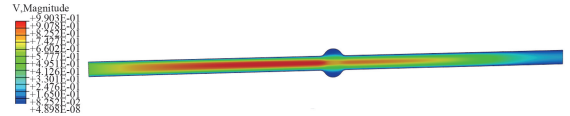


图2 0.2 s 时梭形动脉瘤内流速图(左侧为入口,右侧出口)

Fig.2 Velocity of blood in spindle aneurysm at 0.2 s

在动脉瘤内选取 A、B、C 3 个点,分别位于入口、瘤内和出口处。血液在瘤内的速度变化有两个较为明显的特点:① 瘤内的血液流速整体远低于血管中;② 1 个周期内流速随时间变化幅值很小(见表 2)。说明瘤内血流是慢速而平稳的,这就会导致红细胞以及其他物质容易在瘤内堆积。如果血管发生破裂,会形成血栓依附于动脉瘤内表面,使得该位置供血出现问题。血管壁发生病变,造成动脉瘤内壁上常常含有附壁的血栓或者粥样硬化斑块,一旦脱落常常导致急性梗塞。

表2 梭形动脉瘤 A、B 和 C 处流速

Tab.2 Velocities on positions of A, B and C for spindle aneurysm

$t/s$	$v/(m \cdot s^{-1})$		
	A	B	C
0	0.070	0.070	0.070
0.1	0.446	0.018	0.064
0.2	0.701	0.104	0.856
0.3	0.138	0.048	0.249
0.4	0.163	0.041	0.137
0.5	0.221	0.056	0.174
0.6	0.211	0.031	0.084
0.7	0.110	0.038	0.068

**2.1.2 血管变形** 不同时刻血管变形有较大差异,本文重点关注血管瘤及其附近区域的血管壁变形,故选择血管瘤出现最大变形时刻(0.2 s)进行研究。计算结果表明,整个瘤壁面上的位移最大而且分布比较均匀,0.2 s 时最大变形约为 13  $\mu\text{m}$ ,变形量与壁厚(1 mm)相比是很小的。而且在实际情况下,血管的变形还要更小。主要是由于血管周围还有很多组织液或肌肉包围,会对动脉瘤外壁产生压力,使得动脉瘤的变形量减小。因此,梭形血管瘤在正常血压作用下不会发生大的变形,而且对瘤附近的血管变形影响也不大。

**2.1.3 应力分析** 由于大应力是最容易发生破坏的地方,故观察 0.2 s 时整个载瘤血管的应力分布(见图 3)。可以看出,动脉瘤上的应力分布很不均

匀,壁面上的应力较低,但是在动脉瘤侧壁上的一块区域,出现了最大应力,这是该动脉瘤容易发生破坏的区域。并且在实际情况中,动脉瘤处的血管壁早已经发生病变,材料属性会随之发生变化,血管和瘤结合处会出现两种材料过渡或者交界的情况,导致这里成为整个血管/瘤系统中的脆弱区域,而此处存在一个极大应力,故该区域是动脉瘤最容易发生破裂的位置。

对比图 3(a)、(b)发现,危险点的 Von Mises 应力稍大于第 1 主应力。非脆性材料在一般情况下抗拉能力好于抗剪能力,故可以预计在梭形动脉瘤破坏时,会发生剪切破坏,破坏的位置在血管瘤和血管的下游交界处。

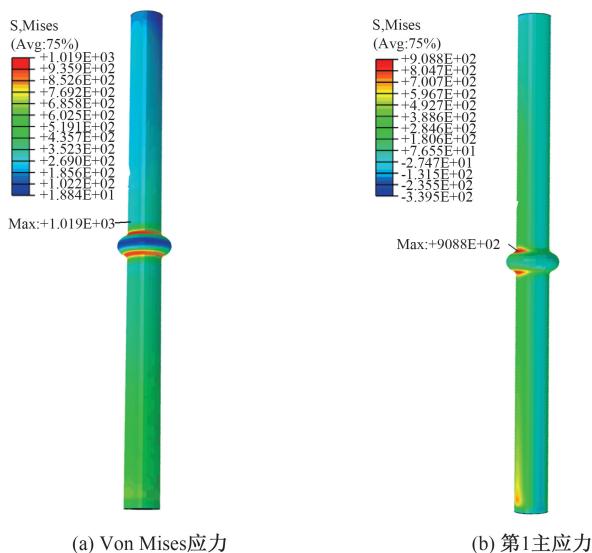


图 3 梭形动脉瘤应力分布

Fig.3 Stress distributions on spindle aneurysm (a) Von Mises stress, (b) The first principle stress

同时,由于血液对血管壁的作用具有近似的周期性,该脆弱区域应力也会随之发生近似周期性的变化,导致它受到一个循环载荷的作用。在 1 个周期中该处的最大和最小 Von Mises 应力分别为 1 052、180 Pa,循环作用的应力幅值为 436 Pa。考虑到血管瘤壁的承载能力约为 650 kPa<sup>[7]</sup>,该应力幅值不到血管瘤壁强度的 0.1%,故血管瘤出现疲劳破坏的可能性极低。

## 2.2 囊形动脉瘤

建立囊形动脉瘤模型,其中血管的内、外半径分别为 3、4 mm,长度约为 0.1 m,血管瘤肿瘤位于整个

血管的中间,血管瘤肿瘤的半径为 8 mm(见图 4)。

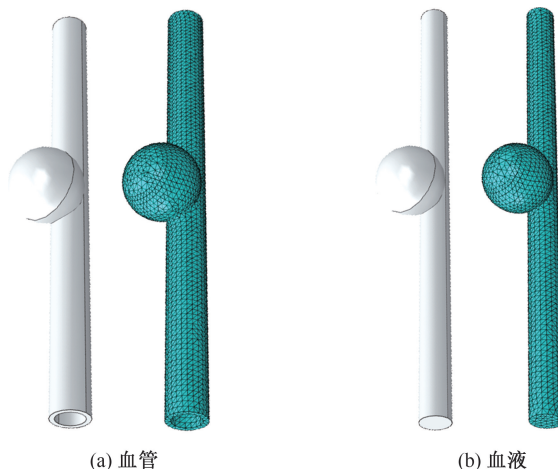


图 4 囊形动脉瘤几何模型和网格划分

Fig.4 Geometry and mesh for cystic aneurysm (a) Blood vessel, (b) Blood

2.2.1 血流速度 流速最大时刻 0.2 s 时,动脉瘤内的血流速度很低。为了说明动脉瘤内部的流动,观察该时刻的流线图发现,血液冲击到动脉瘤的下游壁面后,沿着瘤体的整个内壁面到达瘤顶,最后从瘤顶回落到动脉血管的主流里(见图 5)。

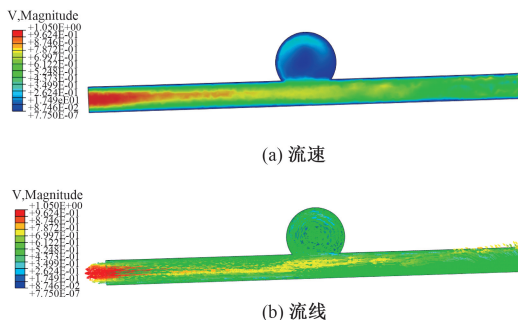


图 5 囊形动脉瘤内血流分布(右端入口,左端出口)

Fig.5 Blood flow distributions in cystic aneurysm (a) Blood velocity, (b) Streamlines

在入口处、瘤内以及出口处选择 A、B、C 3 点,由速度随时间变化的情况可知,在整个周期内,血管瘤瘤内的流速都很低。在 0.22 s 时,血管瘤内流速达到最大,但是相比主管管中的流速,其数值还是很小,较低的流速会导致较小的壁面切应力(见表 3)。对于动脉瘤的破裂,低壁面切应力有很好的适应性。研究表明,低壁面切应力可能促进生长长期,导致动脉瘤的退行性改变,引起动脉瘤破裂<sup>[12]</sup>。

与表2对比可以看出,两种典型动脉瘤内流速很接近。

表3 囊性动脉瘤A、B和C处流速

Tab.3 Velocities on positions of A,B and C for cystic aneurysm

t/s	v/(m·s <sup>-1</sup> )		
	A	B	C
0	0.070	0.004	0.070
0.1	0.447	0.002	0.065
0.2	0.773	0.125	0.351
0.3	0.257	0.082	0.793
0.4	0.127	0.048	0.450
0.5	0.261	0.049	0.207
0.6	0.209	0.054	0.358
0.7	0.129	0.027	0.175

**2.2.2 变形分析** 在0.2 s时刻,随着心脏的跳动,入口速度达到最大,此时,动脉瘤的整个壁面位移也达到最大,变形量为13 μm。随着入口速度的不断减小,在心跳周期末期,动脉瘤的壁面位移也不断减小,但不管在哪个时期,动脉血管的位移比动脉瘤上的位移都要小。与梭形动脉瘤的计算结果类似,囊形动脉瘤在血液作用下变形量很小,虽然瘤的出现对瘤附近血管壁的变形有影响,但是影响非常小。

**2.2.3 应力分析** 动脉瘤上的应力相比其他部位较大[见图6(a)]。从材料强度方面来说,应力高部位是最容易发生材料破坏的位置,即动脉瘤破裂的地方。在真实情况下,动脉瘤处的血管早已发生病变,承受应力的能力也已经下降。如果在动脉瘤处存在高应力,对动脉瘤而言极其不利,故该位置很容易发生动脉瘤的破裂。

对比图6(b)、(c)可以看出,最大第1主应力和最大Von Mises应力的位置相同,但是危险点的第1主应力远大于Von Mises应力,接近2倍。因此,当囊形动脉瘤破坏时,大概率会发生拉伸破坏,位置在瘤与血管的下游交界处。

为分析血液周期性作用的影响,选取应力最大点,发现其最大、最小应力分别为5.174 kPa、30 Pa;应力幅值为2.6 kPa,是瘤壁强度(650 kPa)的0.4%。虽然这比梭形动脉瘤的应力幅值大了很多,但是仍然处于很低的应力范畴,可以预计循环作用并不会导致囊形动脉瘤瘤壁出现疲劳现象。

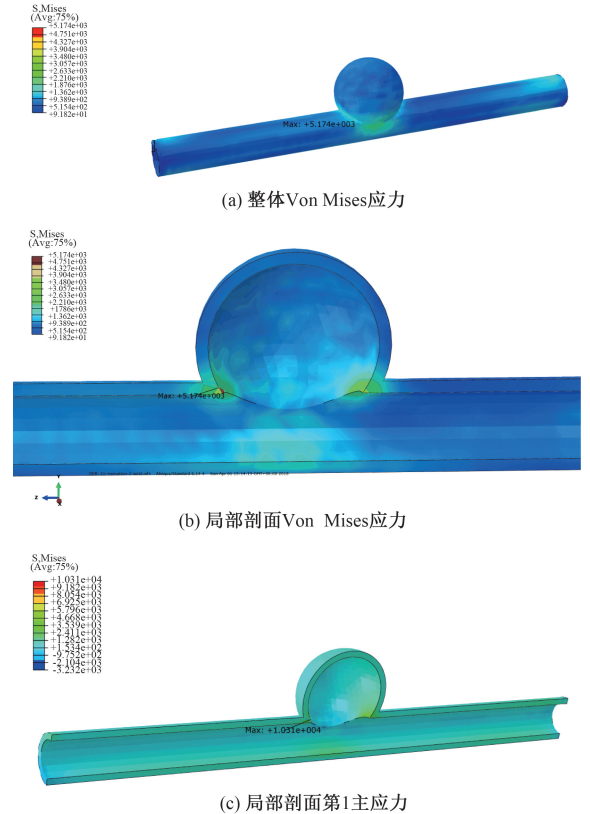


图6 囊形动脉瘤应力

Fig.6 Stress on cystic aneurysm (a) Von Mises stress of the whole model, (b) Von Mises stress on profile, (c) The first principle stress on profile

### 3 结论

本文针对梭形和囊形动脉瘤,应用FSI方法研究弹性载瘤血管与不可压缩黏性血液的相互作用,并详细分析两种动脉瘤中血液的流速、载瘤血管的变形、应力的分布以及危险点和破坏形式。主要研究结果有:

(1) 在1个脉动周期内,动脉瘤内部的血液流速很低且流动平稳,造成这种现象的主要原因是动脉瘤内部存在有1个涡,使得血液沿着主流方向,进入瘤内的血液很少,同时动脉瘤的内壁切应力很低。此研究结果支持了低壁面切应力理论。因此,低壁面切应力可能会在动脉瘤的破裂过程中有很重要的影响。研究发现,低壁面切应力可能促进生长期,通过引起动脉瘤的退行性改变而导致破裂。

(2) 分析梭形和囊形动脉瘤的应力可知,梭形

动脉瘤大概率会在瘤与血管下游交界处的外壁开始发生剪切破坏,而囊形动脉瘤则最可能在瘤与血管下游交界处的内壁开始发生拉伸破坏。在相同的血液流动作用下,囊形动脉瘤的载瘤血管最大应力远超梭形动脉瘤的情况,故囊形动脉瘤更容易发生破坏。另外,拉伸破坏导致的张开型(Ⅰ型)裂纹会比剪切破坏导致的滑移或撕开型(Ⅱ型或Ⅲ型)裂纹具有明显更大的瘤壁切向开度,必然导致更多的血液流出,使得破坏进一步加剧并导致其他病症。因此,囊形动脉瘤不仅容易破裂,而且破裂发生导致的后果更为严重。

本文通过研究载瘤血管内血液流速和管壁应力,获得其最容易破坏的区域以及破坏形式,对预判血管瘤破裂的风险具有积极意义。建议在诊治过程中需要对患者这些部位进行重点观察,防止发生不利的后果;同时在物理治疗,例如支架治疗的过程中需要优先考虑危险部位的破裂风险,尽量减少对这些部位的直接作用。

**致谢:** 作者就论文内容与复旦大学附属中山医院张盼医生进行了大量有益的讨论,得到很多指导,在此表示感谢。

#### 参考文献:

[ 1 ] HIRSCH AT, HASKAL ZJ, HERTZER NR, *et al.* ACC/AHA Guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease ( lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic ): A collaborative report from the American Associations for Vascular Surgery/Society for Vascular Surgery, Society [ J ]. *J Am Coll Cardiol*, 2006, 113(11): 463-654.

[ 2 ] NAGHAVI M, WANG H, LOZANO R, *et al.* Global, regional, and national age-sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990-2013: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013 [ J ]. *Lancet*, 2015, 385(9963): 117-171.

[ 3 ] BENJAMIN EJ, VIRANI SS, CALLAWAY CW, *et al.* Heart disease and stroke statistics. 2018 Update: A report from the American Heart Association [ J ]. *Circulation*, 2018, 137(12): 467-492.

[ 4 ] SWEETING MJ, THOMPSON SG, BROWN LC, *et al.* Meta-analysis of individual patient data to examine factors affecting growth and rupture of small abdominal aortic aneurysms [ J ]. *Brit J Surg*, 2012, 56(5): 655-665.

[ 5 ] FILLINGER MF, MARRA SP, RAGHAVAN ML, *et al.* Pre-

diction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter [ J ]. *J Vasc Surg*, 2003, 37(4): 724-732.

[ 6 ] KARTHIKESALINGAM A, HOLT PJ, VIDAL-DIEZ A, *et al.* Mortality from ruptured abdominal aortic aneurysms: Clinical lessons from a comparison of outcomes in England and the USA [ J ]. *Lancet*, 2014, 383(9921): 963-969.

[ 7 ] CRONENWETT JL, WAYNE JOHNSTON K 主编. 郭伟, 符伟国, 陈忠主译. 卢瑟福血管外科学 [ M ]. 北京: 北京大学医学出版社, 2013: 53-68.

[ 8 ] FILARDO G, POWELL JT, MARTINEZ MA, *et al.* Surgery for small asymptomatic abdominal aortic aneurysms [ J ]. *Cochrane Database Syst Rev*, 2015, 3(2): 1835-1866.

[ 9 ] 李丁, 温功碧. T型分叉血管的定常/脉动流动和大分子传质 [ J ]. *应用数学和力学*, 2003, 24(5): 471-483.

[ 10 ] 白帆, 刘有军, 谢进生, 等. 血流动力学的医学应用与发展 [ J ]. *医学生物力学*, 2013, 28(6): 677-683.

BAI F, LIU YJ, XIE JS, *et al.* Recent development and application of hemodynamics [ J ]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 677-683.

[ 11 ] BURLESON AC, TURITTO VT. Identification of quantifiable hemodynamic factors in the assessment of cerebral aneurysm behavior. On behalf of the Subcommittee on Biorheology of the Scientific and Standardization Committee of the ISTH [ J ]. *Thromb Haemost*, 1996, 75(1): 118-123.

[ 12 ] SHOJIMA M, OSHIMA M, TAKAGI K, *et al.* Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm computational fluid dynamic study of 20 middle cerebral artery aneurysms [ J ]. *Stroke*, 2004, 35(9): 2500-2505.

[ 13 ] FEBINA J, SIKKANDAR MY, SUDHARSAN NM. Wall shear stress estimation of thoracic aortic aneurysm using computational fluid dynamics [ J ]. *Comput Math Method M*, 2018, 52(10): 1155-1167.

[ 14 ] HOI Y, WOODWARD SH, KIM M, *et al.* Validation of CFD simulations of cerebral aneurysms with implication of geometric variations [ J ]. *J Biomech Eng*, 2006, 128(6): 844-851.

[ 15 ] FORD MD, NIKOLOV HN, MILNER JS, *et al.* PIV-measured versus CFD-predicted flow dynamics in anatomically realistic cerebral aneurysm models [ J ]. *J Biomech Eng*, 2008, 130(2): 1015-1047.

[ 16 ] TORII R, OSHIMA M, KOBAYASHI T, *et al.* Fluid-structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes [ J ]. *Comput Method Appl M*, 2009, 198(45): 3613-3621.

[ 17 ] 童建华, 王贵学. 腹主动脉瘤生物力学研究的新进展 [ J ]. *医用生物力学*, 2016, 31(5): 369-375.

TONG JH, WANG GX. Recent advances in biomechanical studies of abdominal aortic aneurysms [ J ]. *J Med Bio-*

- mech, 2016, 31(5): 369-375.
- [18] 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.
- [19] XU L, SUGAWARA M, TANAKA G, *et al.* Effect of elasticity on wall shear stress inside cerebral aneurysm at anterior cerebral artery [J]. Technol Health Care Nlm, 2016, 24(3): 349-357.
- [20] YATCHENKO E, RAKCHEEVA T. Simulation of two-way interaction between blood flow and wall in human vessel [C]// Proceedings of International Conference of Artificial Intelligence, Medical Engineering, Education. Cham: Springer, 2017: 207-214.
- [21] 王佳美, 周志尊, 胡明成, 等. 颅脑动脉瘤模型构建与计算流体力学分析[J]. 软件, 2018, 39(5): 70-74.
- [22] 宋伟欣, 李美华. 血流导向装置治疗颅内动脉瘤的计算流体力学研究进展[J]. 中华神经外科杂志, 2017, 33(12): 1290-1294
- [23] FRY D, GREENFIELD JJ. The mathematical approach to hemodynamics, with particular reference to Womersley's theory [J]. Pul B Flow, 1964, 35(6): 85-100.
- [24] JUNG J, HASSANEIN A. Three-phase CFD analytical modeling of blood flow [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(1): 91-103.

· 致读者 ·

## 论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见山、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体重、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 $P$ 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。