

文章编号:1004-7220(2022)01-0124-07

# 模块化内嵌分支支架形态特征对支架内血流动力学的影响

马晓丹<sup>1a</sup>, 李芬<sup>1b</sup>, 朱雅亭<sup>2</sup>, 刘帅媛<sup>1a</sup>, 陈凌峰<sup>1a</sup>, 田海平<sup>1b</sup>

(1. 太原理工大学 a 生物医学工程学院, b 机械与运载工程学院, 太原 030024;

2. 解放军总医院第一医学中心 血管外科, 北京 100853)

**摘要:**目的 基于模块化内嵌分支支架(modular inner branched stent graft, MIBSG)的参数化模型,研究该支架形态特征对术后支架内血流动力学特征的影响。方法 求解血流和MIBSG相互作用的流固耦合模型,分析分支支架的分支角度和管径对支架内血流动力学特征影响。结果 随着分支支架与主动脉弓支架之间的角度增大,分支内的血流量降低,受到的应力和产生的位移增大。分支支架的管径减小,血流量灌注会显著下降,应力和位移却先增大后减小。结论 MIBSG形态变化不仅影响分支支架的血流灌注率,还会影响支架所受应力和产生的位移。临床上使用该类型支架治疗主动脉弓部病变前,需要在手术预案中根据实际情况充分考虑支架的走向和扭转。

**关键词:**主动脉弓;模块化内嵌分支支架;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.1004-7220.2022.01.019

## Influences of Morphological Characteristics of Modular Inner Branched Stent Graft on Hemodynamic Performance of Stent

MA Xiaodan<sup>1a</sup>, LI Fen<sup>1b</sup>, ZHU Yating<sup>2</sup>, LIU Shuaiyuan<sup>1a</sup>, CHEN Lingfeng<sup>1a</sup>,  
TIAN Haiping<sup>1b</sup>

(1a. College of Biomedical Engineering, 1b. College of Mechanical and Vehicle Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China; 2. Department of Vascular and Endovascular Surgery, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China)

**Abstract: Objective** To study the effect of morphological characteristics of modular inner branched stent graft (MIBSG) on hemodynamic performance of postoperative aortic arch based on parameterized MIBSG model. **Methods** The fluid-structure interaction model of blood-MIBSG coupling performance was solved, and the effects of stent branch angles, stent diameters on hemodynamic characteristics were analyzed. **Results** With the increase of angles between branch stent and aortic arch stent, blood flow within the branch decreased, but the stress and displacement increased. With the decrease of stent diameters, blood flow perfusion decreased significantly, but the stress and displacement increased first, and then decreased. **Conclusions** The morphological changes of MIBSG not only have an impact on blood perfusion rate of branch stent, but also affect the stress exerted on stent and the corresponding displacement. Before application in clinic treatment of aortic arch diseases, the movement and torsion of MIBSG should be taken into full account in operation plan according to the actual situation.

**Key words:** aortic arch; modular inner branched stent graft (MIBSG); hemodynamics; numerical simulation

收稿日期:2021-02-05; 修回日期:2021-04-08

基金项目:国家自然科学基金项目(12002231, 11802195),北京市自然科学基金项目(7212095)

通信作者:李芬,讲师, E-mail: lifen01@tyut.edu.cn

主动脉弓部病变很难实现完全腔内治疗,这是由于主动脉弓具有复杂的弯曲结构且必须保留头臂分支血管,故获取足够的近端锚定区十分困难,目前仍没有完美的方案来解决这一矛盾<sup>[1-3]</sup>。随着器材的进步及经验的积累,腔内技术逐渐突破解剖条件限制,在弓部衍生出开窗支架、分支支架、平行支架等技术<sup>[4-6]</sup>。这些手术方式多基于常规器材和腔内技术的综合运用,甚至需要对器材结构进行改造,无法保证远期结果的安全可靠<sup>[6-7]</sup>。

模块化支架是近年来临床医生提出的一种新型结构支架,由带有分支的近心端和直管的远心端组成<sup>[8-9]</sup>。有分支的近心端支架可为弓上分支血管供应血流(一般重建无名动脉和左颈动脉),避免开腔手术血管旁路处理。远心端的直管段满足主动脉弓和降主动脉的血流供应。基于模块化支架的理论,研究者提出模块化内嵌分支支架(modular inner branched stent graft, MIBSG)结构。MIBSG主要由内嵌升主覆膜支架(第1模块)、分支覆膜支架(第2模块)和弓段覆膜支架(第3模块)三大部分组成。内嵌升主覆膜支架有两个内嵌分支支架,可以结合分支支架系统腔内重建无名动脉,左颈总动脉或左锁骨下动脉。弓段覆膜支架与内嵌升主覆膜支架组合可解决主动脉弓段和降主动脉出现的病变。该支架主体定位释放简单、稳定性好,适合所有主动脉弓和部分升主动脉病变。模块化内嵌弓部支架采用分体式结构设计,可以适应不同解剖形态的血管。该结构特征的支架已经通过动物实验验证了其技术可行性<sup>[10]</sup>。在临床试验阶段的结果表明,瘤体修复满意,分支血管通畅性良好<sup>[11]</sup>。

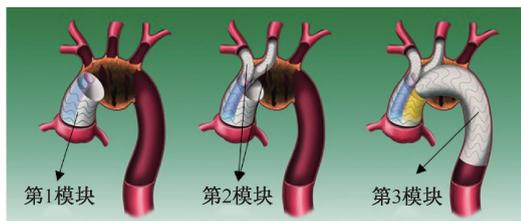
MIBSG虽然在临床上已经取得巨大的进展,但仍然缺乏深入的血流动力学指标量化评估术后疗效。一方面,MIBSG与其他类型的分支支架不同,支架的分支点靠近近心端,与主动脉弓上血管的分支点不重合,使得其植入腔内后与主动脉弓之间的角度存在多种可能的变化,这也是该支架具有可以灵活治疗各种主动脉弓部病变的优势所在<sup>[11]</sup>。另一方面,分支支架(第2模块)与主动脉弓支架(第3模块)在血管腔内有重叠。受血管内空间的限制,分支支架与主动脉弓支架之间相互挤压会改变支架的有效管径。基于上述认识,本文通过COMSOL软件的CAD模块建立MIBSG模型,采用

数值模拟方法研究MIBSG形态特征对术后主动脉弓内血流动力学影响。研究结果对建立模块化内嵌式支架术前评测、手术规划、术中导航、术后风险预测等完整的个性化诊疗一体化方案具有一定的借鉴意义。

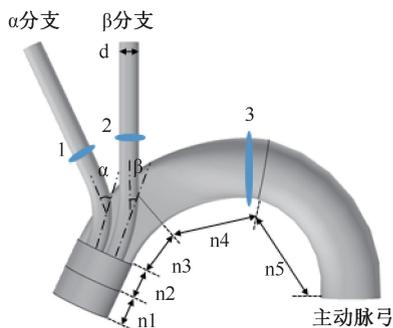
## 1 材料与方法

### 1.1 模型特征

基于真实MIBSG,通过COMSOL软件的CAD模块建立1个简化的主动脉弓参数化支架模型。MIBSG具体结构特征如图1所示,第1模块( $n_1$ 、 $n_2$ )支架内径为40 mm,壁厚1 mm,长40 mm。第3模块由 $n_2$ 、 $n_3$ 、 $n_4$ 、 $n_5$ 组成。其中, $n_3$ 以 $n_2$ 截面进行回转,回转半径约为90 mm,回转角度为 $25^\circ$ ;  $n_4$ 回转90 mm,角度 $50^\circ$ ;  $n_5$ 回转半径约为72 mm,回转角度为 $80^\circ$ 。第2模块是两个分支支架, $\alpha$ 、 $\beta$ 分支,管径为13 mm。 $\alpha$ 分支用来重建无名动脉,回转半径约为90 mm,回转角度为 $25^\circ$ ,与主动脉弓的夹角为 $\alpha$ ;  $\beta$ 分支用来重建左颈动脉,回转半径约为148 mm,回转角度为 $50^\circ$ ,与主动脉弓的夹角 $\beta$ 。



(a) 模块化内嵌式分支支架



(b) 参数化MIBSG结构模型及截面选取位置

图1 模块化内嵌分支支架示意图与参数化模型

Fig.1 Schematic and parameterized modular inner branched stent graft (MIBSG) model (a) MIBSG, (b) Geometrical model of parameterized MIBSG and selected positions of cross section

## 1.2 支架的几何变量设置

为了研究 MIBSG 分支与主体支架角度和分支管径对主动脉弓血流动力学的影响,主要构建以下3类几何特征的模型:①保持  $\beta = 25^\circ$  与分支管径  $d = 13$  mm, 设定  $\alpha = 50^\circ, 55^\circ, 60^\circ$ , 相应的模型分别记为  $\alpha 1, \alpha 2, \alpha 3$ ; ②保持  $\alpha = 50^\circ$  与管径  $d = 13$  mm, 设定  $\beta = 25^\circ, 30^\circ, 35^\circ$ , 模型分别记为  $\beta 1, \beta 2, \beta 3$ ; ③给定  $\alpha = 50^\circ$  和  $\beta = 25^\circ$ , 设定管径  $d = 13, 12.5, 12$  mm, 相应的模型分别记为  $d 1, d 2, d 3$  (见表1)。

表1 模型形态结构分类

Tab.1 Classification of model morphological structure

分组	$\alpha / (^\circ)$	$\beta / (^\circ)$	$d / \text{mm}$
$\alpha 1$	50	25	13
$\alpha 2$	55	25	13
$\alpha 3$	60	25	13
$\beta 1$	50	25	13
$\beta 2$	50	30	13
$\beta 3$	50	35	13
$d 1$	50	25	13
$d 2$	50	25	12.5
$d 3$	50	25	12

## 1.3 材料属性

设定血液为牛顿流体,密度为  $1\ 060\ \text{kg}/\text{m}^3$ , 动力黏度系数为  $5\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 。在临床治疗中,血管分支支架的材料多为聚对苯二甲酸乙二醇酯 (polyethylene terephthalate, PET), 不同条件下弹性模量范围为  $20\sim 25\ \text{GPa}$ 。为了便于计算,本文设置 PET 的弹性模量为  $20\ \text{GPa}$ ,泊松比为  $0.35$ 。

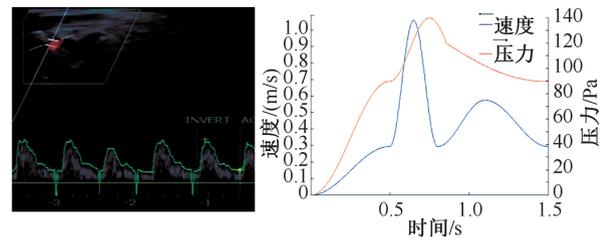
## 1.4 计算模型、边界条件和网格划分

根据入口与平均流速计算,本文中计算的血流雷诺数约为  $6\ 775$ 。Chen 等<sup>[12-13]</sup>针对 B 型主动脉夹层的研究结果表明,在足够细化的网格分辨率下,层流能够很好地重现湍流模型中呈现的流态,故本文中血液流场采用不可压缩黏性层流模型,血管支架为线弹性模型,两者之间的耦合采用任意拉格朗日-欧拉方法 (Arbitrary Lagrange-Euler, ALE)。在 COMSOL 中的计算采用“流固耦合,固定几何”多物理场接口 (fluid-structure interaction, fixed geometry multiphysics interface)。

血管壁的外壁设置为较理想化的固定边界,内壁在血流的作用下发生变形。为了缩短计算时间,采用单向耦合的方法,即先假定血管壁是固定几

何,计算血流流场;然后再根据流场施加在血管内壁的力计算血管变形。从计算结果来看,血管的变形在微米量级,验证了本文采用的单向耦合方法具有合理性。

血液在主动脉中的流动是脉动流,具有流动周期。因此,入口条件采用与时间相关的速度边界条件,出口均采用压力边界条件。图 2(a)所示为临床测得的主动脉弓入口的速度,并参考文献[12,14],设置入口速度边界条件和出口压力边界条件[见图 2(b)]。



(a) 患者术后多普勒超声测速 (b) 入口和出口的边界条件

图2 患者术后多普勒超声测速和边界条件

Fig. 2 Postoperative Doppler ultrasound velocity and boundary conditions (a) Postoperative Doppler ultrasound velocity, (b) Imposed inlet velocity and outlet pressure wave forms

边界条件公式如下:

$$u(t) = \begin{cases} -0.1475\cos(2\pi t) + 0.1475 & 0 \leq t \leq 0.5\ \text{s} \\ -0.3825\cos(6.6667\pi(t-0.5)) + 0.6775 & 0.5\ \text{s} < t \leq 0.8\ \text{s} \\ -0.1405\cos(3.3333\pi(t-0.8)) + 0.4355 & 0.8\ \text{s} < t \leq 1.1\ \text{s} \\ -0.1405\cos(2.5\pi(t-1.5)) + 0.4355 & 1.1\ \text{s} < t \leq 1.5\ \text{s} \end{cases}$$

$$p(t) = \begin{cases} -45\cos(2\pi t) + 45 & 0 \leq t \leq 0.5\ \text{s} \\ -25\cos(4\pi(t-0.5)) + 115 & 0.5\ \text{s} < t \leq 0.85\ \text{s} \\ (122.7254 - 90)\cos(0.7692\pi(t-0.85)) + \pi - 1.5 + 122.7254 & 0.85\ \text{s} < t \leq 1.5\ \text{s} \end{cases}$$

压力函数  $p(t)$  的第1部分 ( $0\sim 0.5\ \text{s}$ ) 没有物理意义,它只是用于计算初始状态的斜坡函数。函数第2部分 ( $0.5\sim 1.5\ \text{s}$ ) 使压力在  $1\ \text{s}$  的心动周期之

间变化。当网格单元数大于 100 万时,支架内壁表面积分应力和 3 个出口流量的误差小于 1%,可认为解与网格无关。计算中使用了 1 198 989 个网格,详细的网格无关性验证数据见表 2。

表 2 单元数量与误差

Tab.2 Number of elements and relative errors

网格单元	网格顶点	应力表面 积分/N	降主动脉出口 流量/(cm <sup>3</sup> ·s <sup>-1</sup> )
831 417	182 378	57.291	6.3783
986 756	211 169	57.278 (0.02%)	6.382 8(0.07%)
1 198 989	250 712	56.984 (0.51%)	6.377 1(0.09%)
1 285 199	270 916	56.711 (0.48%)	6.388 3(0.18%)

注:括号中的数据为相对误差。

### 1.5 数据处理

对 7 组模型分别进行数值模拟,得出在射血期峰值( $t=0.65$  s)时刻模块化支架内的速度流速、应力、位移分布、出口流量比,并对所得结果进行处理、分析、对比,探究模块内嵌式支架分支的角度和管径对主动脉弓血流动力学特征的影响。

为了更好地分析支架内的流动特征,分别在  $\alpha$ 、 $\beta$ 、主动脉弓分支选取横截面,分析截面表面流线特征。 $\alpha$ 、 $\beta$  分支的横截面选取在转角下游,可以展示分支角度的变化对流动特征的影响,如图 1(b) 中分支上蓝色横断线所示,相应命名为截面 1、2;主动脉弓横断面选取在曲率半径最小的位置,命名为截面 3。

对支架出口的速度进行表面积分,计算相应的出口流量。为了便于对比支架形态对支架血流灌注率的影响,取每一个出口占总出口流量的百分比作为依据,计算公式如下:

$$\eta \text{ 流量比} = \frac{\text{出口 } \eta \text{ 流量}}{\text{3 个出口总流量}} \times 100\%$$

$$\eta = 1, 2, 3$$

式中:1、2、3 分别代表出口 1、2、3。

## 2 结果与分析

### 2.1 分支角度改变对支架内血流动力学特征的影响

**2.1.1  $\alpha$  角度改变** 随着  $\alpha$  角度增大,分支入口处的应力呈减小趋势。分支出口处和主动脉弓部的应力却是逐渐增大的,其中  $\alpha$  分支应力增加得最明显[见图 3(a)]。随着  $\alpha$  角度增大, $\alpha$  分支出口端产生的位移也相应增大。 $\beta$  分支和主动脉弓分支的

位移变化不明显[见图 3(b)]。另外,随着  $\alpha$  角度增大, $\alpha$  分支出口的流量比逐渐减小,从 10.34% 下降到 10.13%;主动脉弓出口流量比增多,从 79.06% 增大到 79.24%, $\beta$  分支出口流量比受影响较小[见图 3(e)]。由此可见,随着  $\alpha$  分支角度增大,该分支受到的应力、位移会相应增大,同时影响血流灌注率在 3 个分支中的分配。

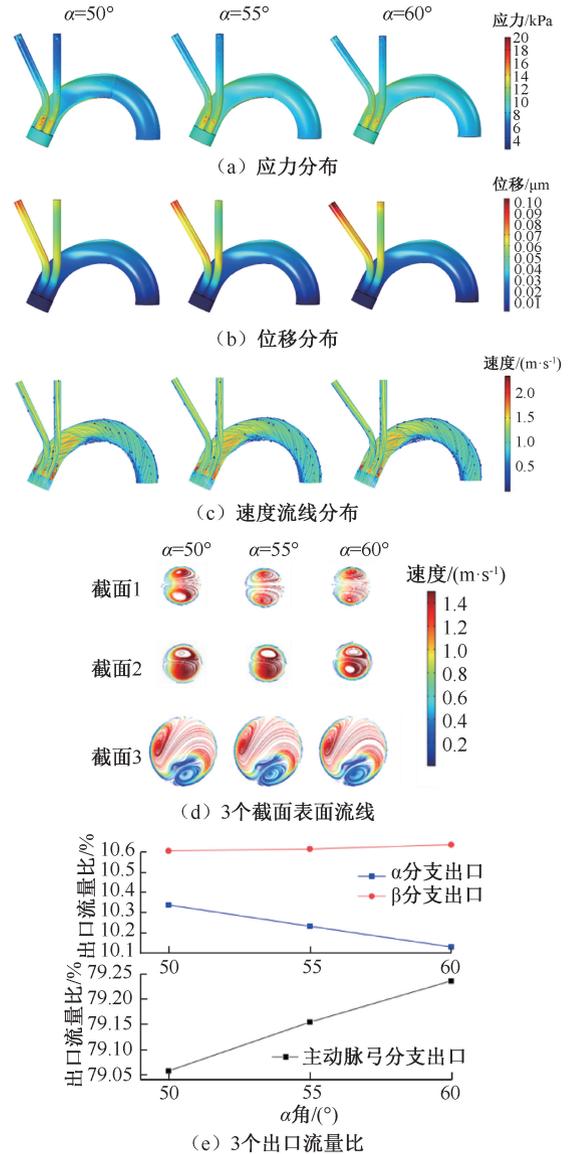


图 3 不同  $\alpha$  角支架内在射血期峰值时血流动力学特征

Fig.3 Hemodynamic characteristics at peak systole of the stent with different  $\alpha$  angles (a) Stress distributions, (b) Displacement distributions, (c) Velocity streamline distributions, (d) Surface streamlines of three sections, (e) Flow rate ratio of three outlets

流场结果显示,流线随着支架的走向发生扭转,即产生螺旋线状流动[见图3(c)],在分支和主动脉弓的横断面上都出现了1对方向相反的涡(又称Dean涡)。随着 $\alpha$ 角度增大, $\alpha$ 分支断面上形成的Dean涡核偏向管壁。 $\beta$ 分支断面和主动脉弓分支断面处涡核位置的变化较小[见图3(d)]。

**2.1.2  $\beta$ 角度改变** 保持 $\alpha$ 角和分支支架管径不变, $\beta$ 角度增大之后,两分支支架近入口端受到的应力逐渐减小,分支近出口端和主动脉弓出口端受到的应力逐渐增大[见图4(a)]。随着 $\beta$ 角度增大, $\beta$ 分支产生的位移有明显增大的趋势, $\alpha$ 分支位移大小变化不明显[见图4(b)]。并且, $\alpha$ 分支出口的流量比小幅度增加, $\beta$ 分支出口的流量比减小,主动脉弓出口流量比增加,从79.06%增加到79.38%[见图4(e)]。该结果表明, $\beta$ 角度增大会减小该分支中的血流灌注率,增大应力和位移。

同样,随着 $\beta$ 角度增大,所选取横断面处的Dean涡流特征也发生了改变[见图4(d)]。 $\beta$ 分支断面Dean涡核随着角度的增大而越来越靠近支架边壁。 $\alpha$ 分支和主动脉弓部断面流场特征变化较小。

## 2.2 分支管径改变对支架内血流动力学特征的影响

相同条件下,保持 $\alpha$ 、 $\beta$ 角不变,逐渐减小两分支支架的管径,计算结果如图5所示。随着管径减小,两分支支架近入口端受到的应力先减小后增大;近出口端相反,呈现先增大后减小的趋势;主动脉弓部支架受到应力呈现增大趋势[见图5(a)]。当 $\alpha$ 分支、 $\beta$ 分支管径由13 mm减小到12.5 mm时,两分支位移都增大;再继续减小至12 mm时,近出口端位移减小,分支支架的中间段位移增大[见图5(b)]。分支支架管径对血流灌注量在两分支的分配影响较大,随着管径的减小,血流灌注率都相应减小[见图5(e)]。

另外,横断面流场特征显示, $\alpha$ 分支管径为12.5 mm时,Dean涡核的位置较靠近支架边壁, $\beta$ 分支和主动脉弓分支涡核位置变化不大[见图5(d)]。

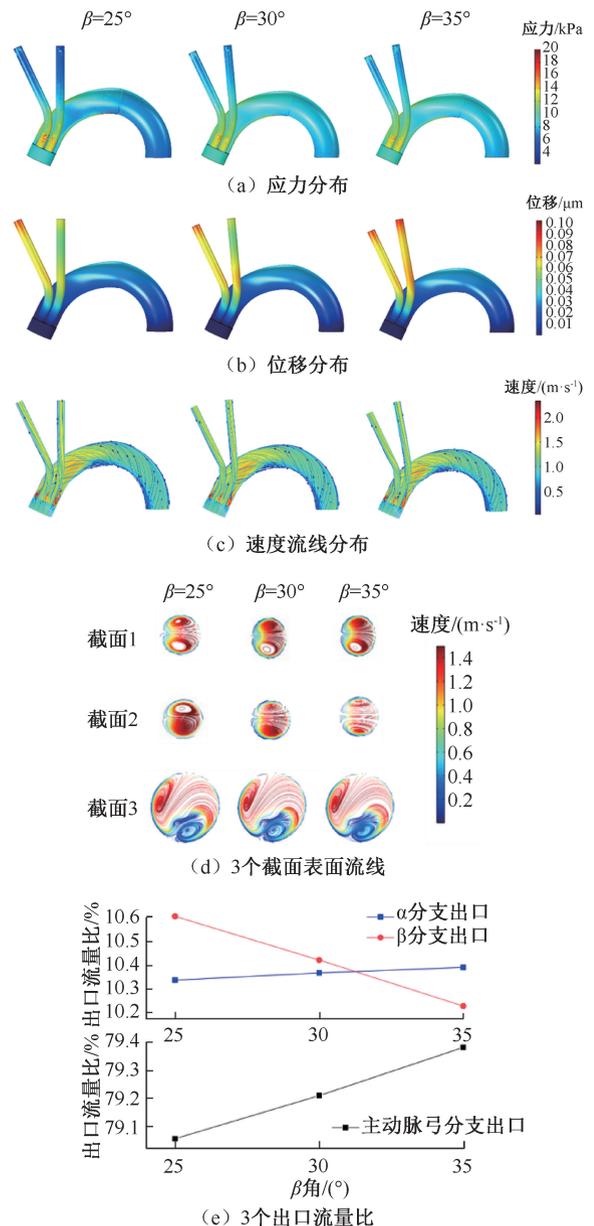


图4 不同 $\beta$ 角支架内壁在射血期峰值的血流动力学特征  
Fig.4 Hemodynamic characteristics at the peak systole of the stent with different  $\beta$  angles (a) Stress distributions, (b) Displacement distributions, (c) Velocity streamline distributions, (d) Surface streamlines of three sections, (e) Flow rate ratio of three outlets

## 3 讨论

腔内治疗后支架的几何形态会显著影响术后血管内血流动力学特征,进而影响术后的疗效和安

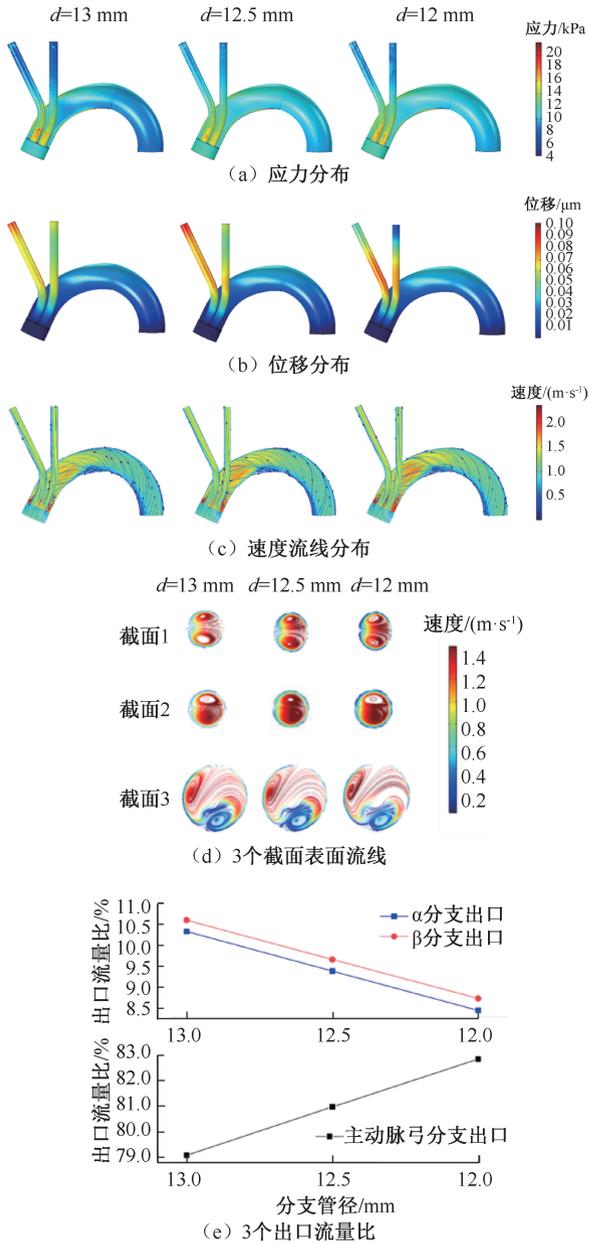


图5 不同分支管径支架内壁在射血期峰值的血流动力学特征

Fig.5 Hemodynamic characteristics at the peak systole of the stent with different branch diameters (a) Stress distributions, (b) Displacement distributions, (c) Velocity streamline distributions, (d) Surface streamlines of three sections, (e) Flow rate ratio of three outlets

全性。研究发现,腹主动脉分支支架之间的交叉角度与交叉位置均会影响分支段涡旋流的强度;分叉支架所受壁面剪切力等与支架在体形态有关系<sup>[15-17]</sup>。术后支架的在体形态也影响着术后安全,若术前规划不当,使得支架受到的冲击力过大,最

终会导致支架崩塌<sup>[18]</sup>。

本文分析 MIBSG 分支支架的偏转角度和管径对支架内血流动力学特征的影响。结果显示,当 MIBSG 分支支架与主动脉之间的角度增大时,该分支支架中的血流灌注率会有所下降,并且分支受到的应力和产生的位移也相应增大。分支支架管径减小直接导致支架内的血流灌注率降低,两分支受到的应力和产生的位移却先增大后减小。分析支架内的流场发现,血流在支架内形成螺旋流,即在支架的横断面处形成与流动方向相垂直的 Dean 涡。另外,无论是改变分支支架角度还是管径,当支架上的应力和位移较大时,分支断面处形成的 Dean 涡涡核有外扩的趋势。湛含辉等<sup>[19]</sup>研究认为,曲率半径越小的管道中形成的二次流 Dean 涡的“外扩”现象越明显,涡核“外扩”意味着血流在支架内形成的旋转流动增强。同时,周进等<sup>[20]</sup>研究发现,曲率半径越小的管道,径向应力越大,这与本文的计算结果相符。

参数化血管支架模型是研究血流-支架流固耦合作用的一个有力辅助工具,因为它完全参数化,其几何形态可以任意调整,从而可以详尽研究支架在体形态对血流动力学特征的影响,从而为术前预案提供参考<sup>[21-22]</sup>。但是也正因为其理想化,支架在体的一些细节特征被忽略,导致计算结果可能与术后的真实血流流场存在较大偏差。本文建立的参数化 MIBSG 模型也存在同样的不足,只能展示该支架形态特征对血流动力学的影响。因此,在后续研究中,还需要不断提取支架的在体形态学特征,以完善参数化 MIBSG 模型,尽可能反映支架的真实在体血流动力学特性。

## 4 结论

本文基于 MIBSG 结构特征,建立参数化的支架模型,考虑分支支架与主动脉弓支架之间的角度变化、分支支架的管径变化对血流动力学特征的影响。研究表明,分支支架与主动脉弓部支架之间角度增大,不仅影响分支支架的血流灌注率,还会增大支架受到的应力和产生的位移。因此,临床上使用该类型支架治疗主动脉弓部病变时,需要根据实际情况充分考虑支架的走向和扭转。另外,考虑到分支支架与主动脉弓支架之间的相互挤压,在

临床应用中应考虑分支支架的个性化,例如两个分支支架可以根据需要选择不同的管径,达到更好的治疗效果。

### 参考文献:

- [ 1 ] BERND G, GIOVANNI T, GEORGIOS AP, *et al.* Use of chimney grafts in aortic arch pathologies involving the supra-aortic branches [ J ]. *J Endovasc Ther*, 2011, 18 ( 5 ): 650-655.
- [ 2 ] LU QS, FENG JX, ZHOU J, *et al.* Endovascular repair by customized branched stent-graft: A promising treatment for chronic aortic dissection involving the arch branches [ J ]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2015, 150(6): 1631-1638.
- [ 3 ] 郭伟, 贾森皓. 全腔内技术重建主动脉弓的现状[ J ]. *外科理论与实践*, 2017, 22(4): 283-286.
- [ 4 ] ZHU Y, GUO W, LIU X, *et al.* The single-centre experience of the supra-arch chimney technique in endovascular repair of type B aortic dissections [ J ]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2013, 45(6): 633-638.
- [ 5 ] ANTHONY LEE W. Status of branched grafts for thoracic aortic arch endovascular repair [ J ]. *Semin Vasc Surg*, 2016, 29(1-2): 84-89.
- [ 6 ] MATSUYAMA M, NAKAMURA K, NAGAHAMA H, *et al.* Long-term results of endovascular repair for distal arch and descending thoracic aortic aneurysms treated by custom-made endografts: Usefulness of fenestrated endografts [ J ]. *Ann Vasc Dis*, 2014, 7(4): 383-392.
- [ 7 ] BOSIERS MJ, DONAS KP, MANGIALARDI N, *et al.* European multicenter registry for the performance of the chimney/snorkel technique in the treatment of aortic arch pathologic conditions [ J ]. *Ann Thorac Surg*, 2016, 101 ( 6 ): 2224-2230.
- [ 8 ] CHUTER TAM, SCHNEIDER DB, REILLY LM, *et al.* Modular branched stent graft for endovascular repair of aortic arch aneurysm and dissection [ J ]. *J Vasc Surg*, 2003, 38(4): 859-863.
- [ 9 ] LIFFMAN K, SUTALO ID, LAWRENCE-BROWN MMD, *et al.* Movement and dislocation of modular stent-grafts due to pulsatile flow and the pressure difference between the stent-graft and the aneurysm sac [ J ]. *J Endovasc Ther*, 2006, 13(1): 51-61.
- [ 10 ] GUO W, XIN J, YANG D, *et al.* A new modular stent graft to reconstruct aortic arch [ J ]. *J Vasc Endovasc Surg*, 2009, 37(5): 560-565.
- [ 11 ] GUO W, ZHANG HP, LIU XP, *et al.* Endovascular repair of aortic arch aneurysm with a new modular double inner branch stent graft [ J ]. *Ann Vasc Surg*, 2020, doi: 10.1016/j.avsg.2020.05.053.
- [ 12 ] XU HM, MEI YQ, CHEN DD *et al.* Optimization schemes for endovascular repair with parallel technique based on hemodynamic analyses [ J ]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2019, 35(3): 1-12.
- [ 13 ] 张薛欢, 李振锋, 许欢明, 等. 基于形态学和血流动力学的 B 型主动脉夹层病发机理分析[ J ]. *医用生物力学*, 2020, 35 ( 3 ): 271-275.
- ZHANG XH, LI ZF, XU HM, *et al.* Pathogenesis analysis of type-B aortic dissection based on morphological and hemodynamic parameters [ J ]. *J Med Biomech*, 2020, 35 ( 3 ): 271-275.
- [ 14 ] QIU Y, YUAN D, WANG Y, *et al.* Hemodynamic investigation of a patient-specific abdominal aortic aneurysm with iliac artery tortuosity [ J ]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2018, 21(16): 824-833.
- [ 15 ] LIU M, SUN AQ, DENG XY. Numerical and experimental investigation of the hemodynamic performance of bifurcated stent grafts with various torsion angles [ J ]. *Sci Rep*, 2018, 12625(8): 1-11.
- [ 16 ] LIU M, WANG ZZ, SUN AQ, *et al.* Numerical and experimental investigation of novel blended bifurcated stent grafts with taper to improve hemodynamic performance [ J ]. *Comput Math Methods Med*, 2018, doi: 10.1155/2018/8054850.
- [ 17 ] LIU M, SUN AQ, DENG XY. Hemodynamic performance within crossed stent grafts: computational and experimental study on the effect of cross position and angle [ J ]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2018, 17(1): 1-14.
- [ 18 ] PASTA S, CHO JS, DUR O, *et al.* Computer modeling for the prediction of thoracic aortic stent graft collapse [ J ]. *J Vasc Surg*, 2013, 57(5): 1353-1361.
- [ 19 ] 湛含辉, 朱辉, 陈津端, 等. 90°弯管内二次流(迪恩涡)的数值模拟[ J ]. *锅炉技术*, 2010, 41(4): 1-5.
- [ 20 ] 周知进, 刘爱军, 何星, 等. 基于流体冲击对管道转弯处作用力影响分析[ J ]. *应用力学学报*, 2019, 36(3): 674-678.
- [ 21 ] 蒋晗洁, 许泽, 刘玉岚. 血管收缩压作用下冠脉支架解析解推导与有限元分析[ J ]. *医用生物力学*, 2020, 35(2): 171-177.
- JIANG HJ, XU Z, LIU YL. Analytical solution and finite element analysis of coronary stent under vascular systolic pressure [ J ]. *J Med Biomech*, 2020, 35(2): 171-177.
- [ 22 ] 赵艺文, 闫士举, 司逸, 等. 几何参数对 Z 型覆膜支架柔顺性的影响[ J ]. *医用生物力学*, 2019, 34(1): 7-13.
- ZHAO YW, YAN SJ, SI Y, *et al.* Effects of different geometric parameters on flexibility of z-shaped stent-grafts [ J ]. *J Med Biomech*, 2019, 34(1): 7-13.