

文章编号:1004-7220(2013)06-0622-07

# 中央分流术中血管弹性壁和刚性壁对 血管中血流动力学的影响

王 枫, 刘有军, 丁金立, 白 帆, 赵 夕, 任晓辰

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

**摘要:** **目的** 通过数值模拟仿真研究中央分流手术(central shunt, CS)的血流动力学环境,并分别研究弹性与刚性血管壁条件对其血管内血流动力学参数分布的影响。**方法** 建立两个理想化的CS搭桥模型,其中一个假设为刚性血管壁,另一个为弹性血管壁。利用有限元方法进行数值计算,其中弹性血管壁模型采用流固耦合方法。**结果** 两个模型中的流速和压力分布总体大致相同。刚性血管壁模型中大约有68.9%血液从主动脉分流进入肺动脉中,弹性血管壁模型中该值增加到了70%。弹性模型和刚性模型中搭桥血管两端的压降分别为7.668 8 kPa和7.222 3 kPa。弹性模型中搭桥管各处的横截面积有一定变化,最大变化率约为2.2%,出现在近心端吻合口处。提取两个模型中的5个关键区域进行壁面切应力比较,其数值差别最多约为16.1%。**结论** 总体来说两个模型的血液流动形态没有大的改变;血管的弹性因素轻微影响了流量的分布和搭桥管两端的压降;搭桥管上血管的弹性对近心段吻合口处的影响高于对远心端吻合口处的影响。在CS手术治疗法洛四联症的数值模拟仿真中血管壁为刚性这一假设是可以接受的,而流固耦合的数值模拟将得到更为可信的仿真结果。

**关键词:** 法洛四联症;流固耦合;中央分流术;血流动力学;数值模拟

中图分类号: R 318.01

文献标志码: A

## Hemodynamic comparison between elastic and rigid vessels for the central shunt

WANG Feng, LIU You-jun, DING Jin-li, BAI Fan, ZHAO Xi, REN Xiao-chen (*College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

**Abstract: Objective** To study the hemodynamics of central shunt (CS) by numerical simulation and investigate the effects of the elastic and rigid vessel wall on distributions of hemodynamic parameters in the vessel. **Methods**

Two idealized CS models were constructed, one with a rigid wall (the rigid model) and the other with an elastic wall (the elastic model). Numerical calculation was conducted by the finite element method, and the elastic model adopted the fluid-structure interaction. **Results** The distribution of flow velocity and pressure in both models were generally the same. About 68.9% of the aortic blood was directed into the pulmonary artery for the rigid model, as compared to 70% for the elastic model. The pressure drops within the shunt for the elastic model and rigid model were about 7.668 8 kPa and 7.222 3 kPa, respectively. The maximum variation in the average cross-sections along the shunt was about 2.2% for the elastic model, appearing at the proximal end to side (ETS) anastomosis. The maximum difference of wall shear stress (WSS) between the two models at five key regions of each was about 16.1%. **Conclusions** Generally, the global flow structure in both the CS models remains unchanged; the elasticity of the vessel wall slightly influenced the flow distributions and pressure drop of the shunt; the effect from elasticity of the vessel wall on average cross-sections along the shunt was higher at the proximal

收稿日期:2012-11-09; 修回日期:2013-01-04

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11172016,10872013),北京市自然科学基金资助项目(3092005),北京市自然科学基金重点项目(KZ201210005006),高等学校博士学科点专项科研基金资助课题(20111103110012)。

通信作者:刘有军,教授,博士研究生导师, Tel:(010)67396657; E-mail:lyjlma@bjut.edu.cn。

ETS anastomosis than that at the distal ETS anastomosis; the hypothesis that the vessel wall is rigid is acceptable in CS numerical simulations for the treatment of tetralogy of Fallot (TOF). However, the coupling of flow dynamics and wall mechanics may lead to a more reliable simulation result in the CS.

**Key words:** Tetralogy of Fallot (TOF); Fluid-structure interaction; Central shunt (CS); Hemodynamics

法洛四联症(tetralogy of Fallot, TOF)是最常见的紫绀型先天性心脏病,在新生儿中的发病率为0.36%<sup>[1]</sup>,其主要病理特征为室间隔缺损、主动脉骑跨、不同程度的主动脉狭窄、右心室肥大。由于患者肺动脉狭窄导致肺动脉中血流量不足,从而影响病人肺部的血液循环,导致血氧含量降低,无法为病人提供充足的氧份,影响患者身体的正常生长发育。在现代临床中,常采用在体循环与肺循环之间建立搭桥血管的方法,将体循环中的血流引入肺循环中,增加肺循环的血流量,达到缓解症状的目的<sup>[2]</sup>。

传统的体肺分流术搭桥方式是在锁骨下动脉分支根部与肺动脉之间建立搭桥,称之为BT搭桥术<sup>[3]</sup>,而这种手术经常在新生儿或幼儿期导致血栓的形成<sup>[2]</sup>。一些学者提出对BT搭桥术的改良方式并逐步应用于临床<sup>[3-4]</sup>。很多研究者通过数值模拟的方法对各类体肺分流术的手术方式进行优化,改良型BT手术和中心搭桥术(central shunt, CS)都是首选的手术方式<sup>[4]</sup>。其中,改良的BT手术方式是在头臂干动脉和右肺动脉之间进行搭桥,而CS手术方式则是在升主动脉和肺动脉之间进行搭桥。

近几年来绝大多数已发表的数值仿真研究都是在探讨改良BT手术方式的优化。例如,Migliavacca等<sup>[5]</sup>通过一组理想化的刚性血管壁模型定量研究搭桥管的直径、曲率、搭桥角度等因素对血液压力和流量等的影响。Kim等<sup>[6]</sup>利用刚性血管壁模型研究改良BT手术中搭桥管直径、吻合口角度对血液流动特点和震荡剪切系数的影响。也有学者<sup>[7-8]</sup>通过将3D几何模型与集中参数模型耦合在一起构建几何多尺度模型,利用这一方法同时研究改良BT手术的流场细节和全身血流动力学环境的变化情况。

相比之下,针对CS手术方式的数值模拟研究则相对较少,CS手术的流场形态和血流动力学环境还尚不清楚;而且,在此之前除了文献[9],尚有人在体肺分流术研究中针对血管弹性这一因素对血管的血流动力学环境的影响做过相关的仿真研究。而文献[9]在其对血管弹性的研究中通过构建理想化

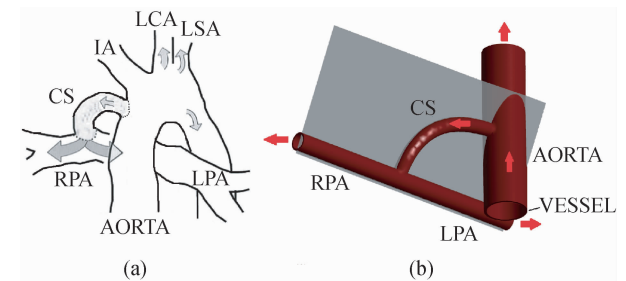
模型后只进行稳态数值仿真研究,简单分析改良BT手术中搭桥管两端压降的改变。

本文利用有限元方法进行数值模拟仿真,研究瞬态条件下血管弹性对CS手术中血液的流动形态和血流动力学环境的影响。构建两个理想化的CS手术模型,其中一个假设为刚性血管壁,另一个为弹性血管壁。假设血流为不可压缩的牛顿流体,进行瞬态计算。对于弹性血管壁模型采用流固耦合方法进行仿真。而后,对两个模型仿真结果进行比较,研究血管弹性对CS手术的血流动力学影响。

## 1 方法

### 1.1 医学数据与模型的构建

中央分流术搭桥方式如图1(a)所示。为了简化计算,构建一个理想化模型,该模型包括升主动脉、搭桥管、右肺动脉和左肺动脉(见图1(b))。几何模型的所有参数均来自一个7个月TOF患儿的生理参数。升主动脉、左右肺动脉的直径分别为10和3.6 mm。升主动脉的壁厚设置为0.8 mm,左、右肺动脉的壁厚设置为0.5 mm。搭桥管的直径设置为3.5 mm,壁厚为0.4 mm<sup>[5]</sup>。



LPA-左肺动脉, RPA-右肺动脉, IA-头臂干动脉, LCA-左颈总动脉, LSA-左锁骨下动脉, 箭头标注血流方向

图1 中央分流术搭桥示意图(a)与理想化几何模型(b)

Fig.1 Schematic diagram of the CS (a) and its idealized geometrical model (b)

### 1.2 材料属性

血管壁假设为各向同性,弹性模量为1.2 MPa<sup>[10]</sup>,

泊松比为 0.49<sup>[11]</sup>, 密度为 1 120 kg/m<sup>3</sup><sup>[10]</sup>, 血液假设为不可压缩牛顿流体, 黏度为 3.5 Pa·s, 密度为 1 050 kg/m<sup>3</sup>.

### 1.3 边界条件

对 TOF 患儿的生理参数进行监测。心率约为 120 次/min, 故每个心动周期的时长为 0.5 s, 通过超声多普勒方法测得升主动脉的流速如图 2 所示, 峰值为 1.7 m/s, 使用漂浮导管测得主动脉弓部和肺动脉的压力波形, 平均肺动脉压约为 2.1 kPa。在入口和出口面上分别施加均匀分布的速度和压力波

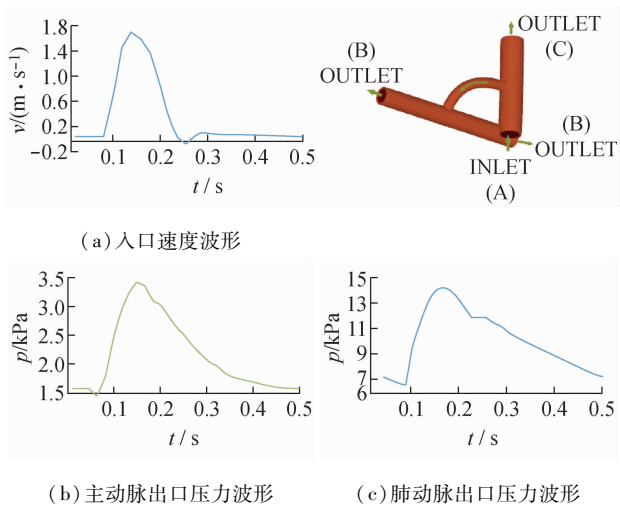


图2 边界条件

Fig.2 Boundary conditions in a cardiac cycle (a) Velocity profile at the inlet, (b) Pressure profile at the outlet of the aorta, (c) Pressure profile at the outlet of the pulmonary artery

形。流固耦合界面设置为无滑移, 考虑到最大雷诺数约为 1 021, 流体假设为层流。

### 1.4 网格和数值模拟方法

采用商用软件 Adina 进行网格划分和流固耦合计算。流体和固体部分均采用结构化的网格。在耦合界面采用自适应网格划分。进行网格敏感性分析, 比较流体速度、压降以及固体位移等参数, 当这些参数的误差在 1% 以内认为结果可以接受。最终流体部分划分  $3.2 \times 10^5$  网格, 固体部分划分  $8 \times 10^4$  网格。数值仿真中时间步长设置为 1 ms。为了获得精确的仿真结果, 设定计算反复迭代 5 个周期, 并提取第 5 个周期的计算结果进行分析。

## 2 结果

### 2.1 流动形态

提取心脏收缩期血流速度上升时刻(0.11 s)、速度达到最大值时刻(0.12 s)、速度下降时刻(0.2 s)以及心脏舒张期时刻(0.4 s)搭桥血管中心截面(图 1(b)截面所示)的速度分布云图(见图 3、4)。放大展示局部流动细节的速度云图和矢量图。在远心端吻合口对应面的肺动脉内壁上出现流动停滞和流动分离现象, 并且远心端吻合口区域出现涡流。刚性模型中搭桥管内的速度在 0.11、0.12、0.2 和 0.4 s 时刻的最大值分别为 3.707、3.757、3.276 和 2.948 m/s, 而在弹性模型中相同时刻的速度最大值分别为 3.654、3.673、3.196 和 2.991 m/s。两模型在这 4 个时刻的最大速度差异分别为 1.4%、2.2%、2.4% 和 1.3%。

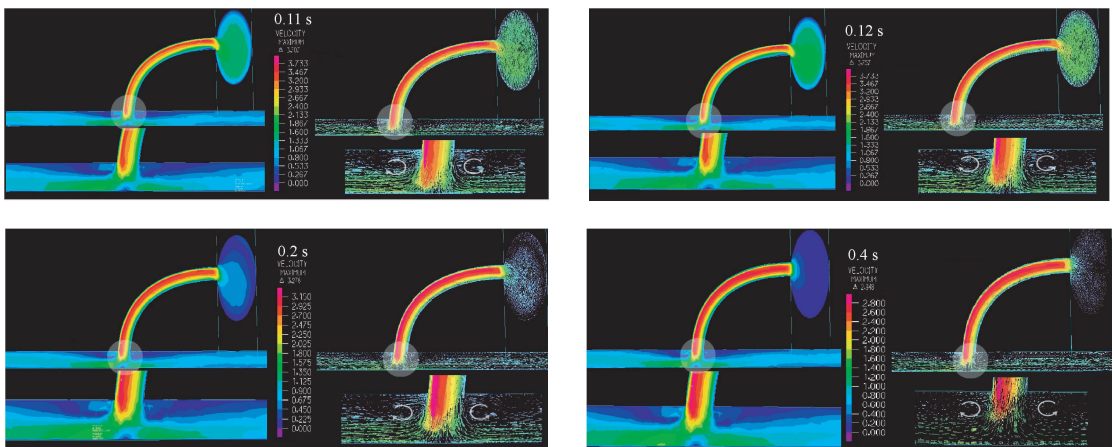


图3 刚性模型在 0.11、0.12、0.2 和 0.4 s 时刻的速度云图和矢量图

Fig.3 Flow contour and vector contour at 0.11, 0.12, 0.2 and 0.4 s in the rigid model

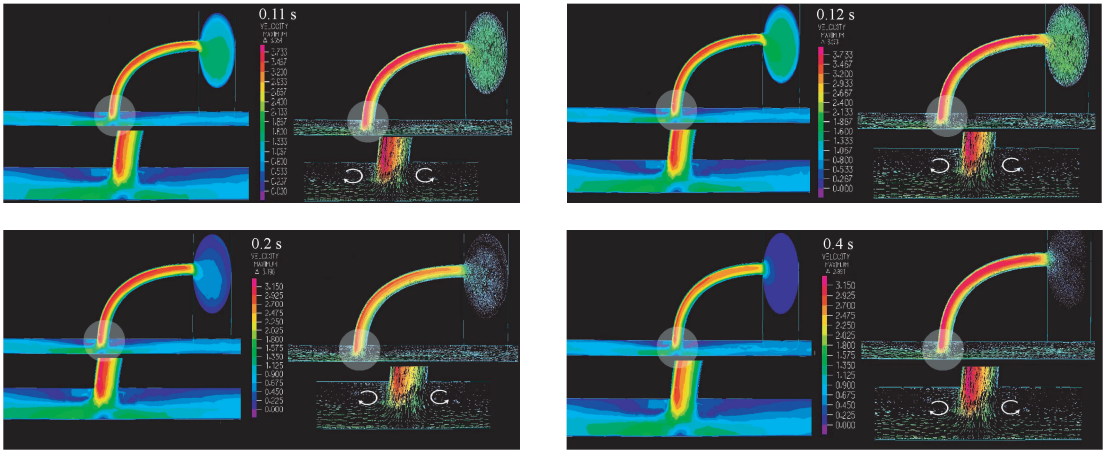


图4 弹性模型在0.11、0.12、0.2和0.4 s时刻的速度云图和矢量图

Fig.4 Flow contour and vector contour at 0.11, 0.12, 0.2 and 0.4 s in the elastic model

## 2.2 压力分布

提取1个心动周期内搭桥管两端的压力分布,并计算搭桥管两端的压降( $p_{Drop}$ )。弹性模型中1个心动周期内压降最大值为10.6227 kPa,与刚性模型中1个心动周期内的最大压降值9.9681 kPa相比要高,而弹性模型中的压降最低值则比刚性模型中的压降最低值要低(见表1)。对于1个心动周期内平均压降的比较显示,弹性模型中的压降比刚性模型中高6.18%。

表1 两模型中搭桥管两端压降和肺动脉压

Tab.1 Pressure drop within the shunt and pulmonary artery pressure in both rigid and elastic model kPa

	刚性模型		弹性模型	
	$p_{Drop}$	$p_{PA}$	$p_{Drop}$	$p_{PA}$
最大值	9.968 1	4.172 1	10.622 7	3.866 7
最小值	5.130 4	1.950	4.839 3	1.809 7
平均值	7.222 3	2.800 7	7.668 8	2.570 9

同时提取肺动脉内的压力分布,并计算整个肺动脉的平均压力( $p_{PA}$ )。1个心动周期内弹性模型中肺动脉压力的最大值和最小值均低于刚性模型,弹性模型中整个心动周期的平均肺动脉压与刚性模型相比下降8.18%。

## 2.3 流量分配

中央分流术通过搭桥管有效地将部分体循环血液引入肺循环中。如图5所示,分别计算体循环血流量与肺循环血流量之比( $R_{P/S}$ )以及左、右肺动脉

之间的血流量之比( $R_{LPA/RPA}$ )。刚性模型中 $R_{P/S}$ 约为68.9%,弹性模型中该值增加到了70%,两个模型中均有超过一半的血液通过搭桥管由体循环分流进入肺循环。另外,刚性模型中 $R_{LPA/RPA}$ 约为80.3%,而弹性模型中该值约为79.4%,即两个模型中流入右肺动脉的血流量均比流入左肺动脉的血流量多一些。

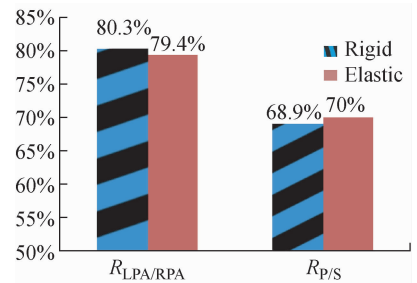


图5 两个模型中1个心动周期内的平均 $R_{P/S}$ 与 $R_{LPA/RPA}$

Fig.5 Average  $R_{P/S}$  and  $R_{LPA/RPA}$  in one cardiac cycle in both rigid and elastic model

## 2.4 主动脉与搭桥血管的形变

刚性模型中搭桥管和主动脉的横截面面积分别为9.62和78.54  $mm^2$ 。为了考察弹性壁模型中血管随血流变化所发生的形变情况,选取7处较为关键部位的血管横截面(见图6),并计算1个心动周期内这7个横截面的面积变化情况。主动脉中 $L_1$ 和 $L_2$ 处的横截面面积最大分别增加到80.33和80.26  $mm^2$ 。搭桥管上横截面面积变化最大出现在 $L_3$ 处,为9.83  $mm^2$ ,变化率约为2.2%,而 $L_5$ 和 $L_6$



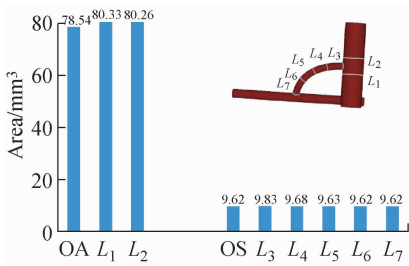


图6 弹性模型中7处截面的横截面积变化情况

Fig.6 Areas at the seven cross-sections in the elastic model

OA为刚性模型中主动脉的横截面积,OS为刚性模型中搭桥管的横截面积

处的横截面面积无明显变化,与刚性模型的横截面面积基本相等。

### 2.5 壁面切应力分布

壁面切应力是动脉系统中影响内皮细胞结构和功能的重要因素<sup>[12]</sup>。提取4个不同速度时刻的壁面切应力分布(见图7),可以看出刚性壁模型和弹性壁模型壁面切应力的整体分布趋势基本相同,只有在搭桥管上和搭桥管吻合口处有所差别,同一时刻的壁面切应力最大值与最小值也不相同。

研究表明,动脉狭窄多发生于吻合口处的足跟、

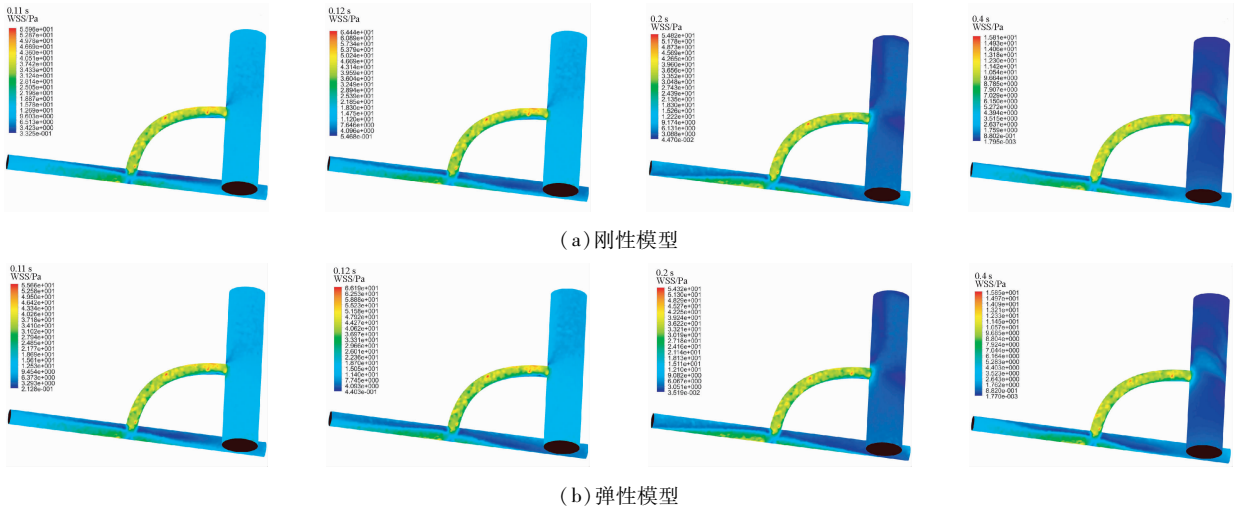


图7 两个模型4个关键时刻的壁面切应力分布

Fig.7 WSS distributions on the two models at four key time (a)The rigid model, (b)The elastic model

足尖和吻合口的对应面上<sup>[13-14]</sup>。选取近心端和远心端吻合口处足跟、足尖等5个区域(见图8),并计算该区域的时间平均壁面切应力值(TAWSS):

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\vec{\tau}_w| dt \quad (1)$$

式中: $T$ 为1个心动周期的时长, $\vec{\tau}_w$ 为瞬时壁面切应力<sup>[15]</sup>。

对两个模型中5个区域的TAWSS进行比较。两个模型中近心端吻合口足跟、足尖区域的TAWSS均较高,而远心端吻合口处该值则较低,其中, $P_4$ 处的TAWSS与其他几处相比最低。弹性模型中, $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_4$ 处的TAWSS值比刚性模型中该处的值高,而 $P_1$ 、 $P_5$ 处该值则比刚性模型低。

### 3 讨论

文献[5-9,16]基于计算流体力学和体外模型实

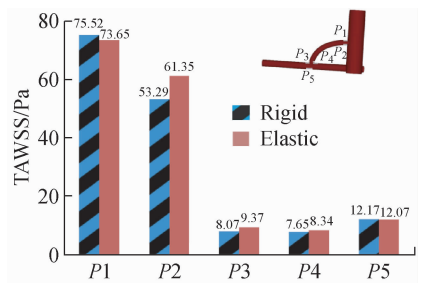


图8 两个模型5个关键区域的时间平均壁面切应力分布

Fig.8 TAWSS distributions on the elastic and rigid model at five key regions

验进行有关体肺分流术的研究,然而绝大多数的研究均假设血管壁为刚性,忽视血管壁弹性因素的影响。本研究通过对中央分流术进行流固耦合数值模拟仿真分析,定量地描述血管壁弹性的影响。

从图3、4可以看出,在两个模型的肺动脉吻合

口对应面处均出现流动分离现象,这与 Pennai 等<sup>[16]</sup>的研究相符。流动停滞点将会导致血液中粒子的沉积,增加动脉血管内壁发生内膜增生的可能性<sup>[17]</sup>。另外,在吻合口的足跟和足尖处出现涡流,导致血液的扰动,同样增加血液粒子的停滞时间,提高发生内膜增生的可能性。0.11、0.12和0.2 s时刻,弹性模型中搭桥管内的最高速度比刚性模型低,这是由于弹性血管的顺应性储存了心脏收缩期的部分能量所导致的。同样由于弹性血管的顺应性,储存的能量在舒张期得到释放,这也可能是0.4 s时刻弹性模型搭桥管内最高速度比刚性模型高的原因。然而,两者之间的差别很小,低于2.4%。通过比较两个模型血流速度的分布可知,搭桥管内血流总体分布没有改变,这和 Perktold 等<sup>[18]</sup>对动脉分叉模型研究的结论相一致。

肺动脉高压是公认的严重的心血管疾病<sup>[19]</sup>。临床研究表明,先天性心脏病的患者术后发生肺动脉高压的机率很高<sup>[20]</sup>。因此,理想的搭桥术应该尽量减小术后的肺动脉压力<sup>[4]</sup>。本研究中两个模型的肺动脉平均压力分别为肺动脉出口处平均压力的1.22和1.33倍,这主要是因为压力是由主动脉通过搭桥血管传播到肺动脉并继续向左、右肺动脉出口传播所导致的。通过比较弹性模型和刚性模型的压力分布结果,发现弹性模型中搭桥管两端的压降增加6.18%,并且肺动脉平均压降低8.18%,即弹性模型通过增加搭桥管上的压降来降低肺动脉内的压力,这在一定程度上能够缓解肺动脉高压的症状。

对 TOF 进行搭桥治疗的目的是将部分体循环血液分流入肺循环中<sup>[2]</sup>,其中  $R_{P/S}$  是评估治疗有效性的重要因素。从图 5 血流分流比例图中可以看出,两个模型中  $R_{P/S}$  均为 70%,意味着有超过一半血流量从升主动脉流入了肺动脉。 $R_{LPA/RPA}$  也是衡量治疗有效性的重要参数,最优的搭桥治疗方式应该保证血液从搭桥管中平均地分流入左、右肺动脉<sup>[4,21]</sup>。此搭桥模型中有更多的血液流向了右肺动脉,这可能与搭桥管与肺动脉的吻合角度有关系。比较两个仿真结果发现弹性模型与刚性模型相比,其  $R_{P/S}$  增加 1.6%,而  $R_{LPA/RPA}$  只减小 1.12%,故血管壁的弹性对血液分流的影响较小。

血管的形变与血管壁的弹性有着密切的关系。

由图 6 可知,弹性模型中横截面  $L_1$  和  $L_2$  的面积增加 2.28% 和 2.19%,这与血管壁的弹性模量和血管壁厚度有着密切关系。通过搭桥血管上各个横截面面积的变化可以看出,由于近心端的压力较高,导致近心端吻合口处的形变量最大,提示临床上需要对这一区域加以重视。另外,由于远心端吻合口处的形变量很小,其影响可以忽略不计。

壁面切应力是影响血管内皮细胞功能、基因表达以及血管重构等的重要因素<sup>[12]</sup>。吻合口处关键区域的壁面切应力与此处的内膜增生有着密切的关系<sup>[13-14]</sup>,故提取并计算这些区域的壁面切应力数值。如图 8 所示,弹性模型中壁面切应力在  $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_4$  处分别增加 15.1%、16.1% 和 9.0%,同时,在  $P_1$  和  $P_5$  处壁面切应力分别减少 2.4% 和 0.8%。Perktold 等<sup>[18]</sup>对颈动脉分叉处的研究表明,在可扩张的模型中其壁面切应力值将减小,这与本研究结果相一致。这可能是由于血管模型的几何结构和血管内流场细节的改变所导致,也表明这些关键区域的壁面切应力分布对血管的弹性是敏感的,故在重点考察壁面切应力分布情况的数值仿真中,应该考虑血管的弹性,尽量采用流固耦合模拟以便得到更为准确的结果。

本研究存在一些不足:① 使用理想化的模型而没有采用个性化的解剖模型。由于血流动力学的几何敏感性,真实病人血管内的流场细节可能和本研究有所不同。② 假设血管壁为各向同性,而在真实人体中主动脉、肺动脉以及搭桥血管的顺应性是不同的,这与临床真实存在一定误差。③ 没有考虑血液的非牛顿特性。④ 没有进行在体或离体的实验来证明仿真结果。在将来的研究工作中应逐步考虑这些问题。

## 4 结论

本文对治疗 TOF 的中央分流术进行数值仿真分析,比较刚性血管壁与弹性血管壁模型中血液流动形态和血流动力学参数分布的不同。仿真结果表明,血管内血液整体流动形态变化不大。血管壁弹性对流量分配和搭桥管两端的压降影响较小,但对壁面切应力分布有较大影响,血管壁的弹性对远心端吻合口处的影响要大于对近心端吻合口处的影响。关键区域的壁面切应力对血管壁的弹性极其敏

感。总体来说,在开展利用中央分流术对法洛四联症进行治疗的数值模拟仿真研究时,可以接受血管壁为刚性壁这一假设;然而如果研究中考虑血管的弹性,对于重点考察壁面切应力分布的数值模拟分析将得到更为准确的结果。

### 参考文献:

- [1] Hoffman JI, Kaplan S. The incidence of congenital heart disease [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2002, 39(12): 1890-1900.
- [2] Jonas RA. Early primary repair of tetralogy of Fallot [J]. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu*, 2009; 39-47.
- [3] Gladman G, McCrindle BW, Williams WG, *et al.* The modified blalock-taussig shunt: Clinical impact and morbidity in Fallot's tetralogy in the current era [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1997, 114(1): 25-30.
- [4] Pennati G, Migliavacca F, Dubini G, *et al.* Modeling of systemic-to-pulmonary shunts in newborns with a univentricular circulation: State of the art and future directions [J]. *Prog Pediatr Cardio*, 2010, 30(1): 23-29.
- [5] Migliavacca F, Dubini G, Pennati G, *et al.* Computational model of the fluid dynamics in systemic-to-pulmonary shunts [J]. *J Biomech*, 2000, 33(5): 549-557.
- [6] Kim SM, Park SY. A study of systemic-to-pulmonary artery shunt deformation shape by CFD (Computational Fluid Dynamics) [J]. *Int J Prec Eng Manuf*, 2010, 11(1): 137-143.
- [7] Migliavacca F, Balossino R, Pennati G, *et al.* Multiscale-modelling in biofluidynamics: Application to reconstructive paediatric cardiac surgery [J]. *J Biomech*, 2006, 39(6): 1010-1020.
- [8] 丁金立, 刘有军, 王枫, 等. 改良 BT 手术与中央分流术的血流动力学比较[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 63-71.  
Ding JL, Liu YJ, Wang F, *et al.* Hemodynamics-based numerical comparison between modified B-T shunt and central shunt [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 63-71.
- [9] Migliavacca F, Pennati G, Dubini G, *et al.* Pressure drops in a distensible model of end-to-side anastomosis in systemic-to-pulmonary shunts [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2002, 5(3): 243-248.
- [10] Li Z, Kleinstreuer C. Fluid-structure interaction effects on sac-blood pressure and wall stress in a stented abdominal aortic aneurysm [J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(4): 662-671.
- [11] Di Martino ES, Guadagni G, Fumero A, *et al.* Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk rupture of the aneurysm [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23(9): 647-655.
- [12] Reneman RS, Arts T, Hoeks APG. Wall shear stress - An important determination of endothelial cell function and structure-in the arterial system in vivo. Discrepancies with theory [J]. *J Vasc Res*, 2006, 43(3): 251-269.
- [13] Ethier CR, Steinman DA, Zhang X, *et al.* Flow waveform effects on end to side anastomotic flow patterns [J]. *J Biomech*, 1998, 31(7): 609-617.
- [14] Perktold K, Hofer M, Rappitsch G, *et al.* Validated computation of physiologic flow in a realistic coronary artery branch [J]. *J Biomech*, 1998, 31(3): 217-228.
- [15] Kabinejadian F, Chua LP, Ghista DN, *et al.* A novel coronary artery bypass graft design of sequential anastomoses [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(10): 3135-3150.
- [16] Pennati G, Fiore GB, Migliavacca F, *et al.* In vitro steady-flow analysis of systemic-to-pulmonary shunt haemodynamics [J]. *J Biomech*, 2001, 34(1): 23-30.
- [17] Bassiouny HS, White S, Glagov S, *et al.* Anastomotic intimal hyperplasia: Mechanical injury or flow induced [J]. *J Vasc Surg*, 1992, 15(4): 708-717.
- [18] Perktold K, Rappitsch G. Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model [J]. *J Biomech*, 1995, 28(7): 845-856.
- [19] Potapov EV, Alexi-Meskishvili VV, Dahnert I, *et al.* Development of pulmonary arteries after central aortopulmonary shunt in newborns [J]. *Ann Thorac Surg*, 2001, 71: 899-905.
- [20] Bando K, Turrentine MW, Sharp TG, *et al.* Pulmonary hypertension after operations for congenital heart disease: Analysis of risk factors and management [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1996, 112(6): 1600-1609.
- [21] Photiadis J, Sinzobahamvya N, Fink C, *et al.* Optimal pulmonary to systemic blood flow ratio for best hemodynamic-status and outcome early after Norwood operation [J]. *Eur J Cardio Thorac Surg*, 2006, 29(4): 551-556.