

文章编号:1004-7220(2013)01-0063-09

改良 B-T 手术与中央分流术的血流动力学比较

丁金立, 刘有军, 王 枫, 任晓辰, 乔爱科

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要: **目的** 对比分析改良 B-T 手术(modified B-T shunt, MBTS)和中央分流术(central shunt, CS)两种手术方式的血流动力学特征。**方法** 采集法洛氏四联症(tetralogy of fallot, TOF)病人的医学图像,三维重建真实的解剖模型;对模型进行虚拟血管搭桥等操作,模拟手术过程;采集病人的生理数据,建立集中参数模型(lumped parameter model, LPM);通过 LPM 计算提供计算流体力学仿真模型的边界条件;利用 ANSYS 软件对模型的血流动力学进行数值模拟。**结果** 无论是快速射血期还是舒张期,MBTS 和 CS 模型中搭桥管内的血液始终流向肺循环,但是两个模型中的血液最高流速明显不同。CS 模型中分流管两端的压差相比 MBTS 模型较大。MBTS 模型中分流管的壁面切应力分布不均匀,在 0.025 ~ 340 Pa。而 CS 模型中分流管上的壁面切应力分布相对较均匀,约在 32.2 ~ 72.6 Pa。**结论** 两种手术方式都提供了足够的肺动脉血流量;MBTS 方式对右上肢的血液供应有较大影响;CS 方式分流率偏高;两个模型前端吻合口部位压力梯度很大,应引起临床重视。本研究为临床治疗 TOF 的手术术式决策提供了重要的理论依据。

关键词: 法洛氏四联症;血流动力学;计算流体力学;集中参数模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Hemodynamics-based numerical comparison between modified B-T shunt and central shunt

DING Jin-li, LIU You-jun, WANG Feng, REN Xiao-chen, QIAO Ai-ke (*College of Life Sciences and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

Abstract: **Objective** Modified B-T shunt (MBTS) and central shunt (CS) are two common surgical procedures for the treatment of tetralogy of fallot (TOF). The purpose is to analyze and compare the hemodynamic features of MBTS and CS. **Methods** 3D anatomy was reconstructed by medical images obtained from a patient with TOF, and two computational models were generated through virtual operations. A lumped parameter model was constructed to predict the post-operational boundary conditions. Computational fluid dynamics (CFD) was performed for the two models. **Results** A persistent pulmonary blood perfusion was observed in each model both during the systolic phase and diastolic phase, but the maximum velocities in the shunt were different for the two models. The pressure drop of the shunt in CS model was higher than that in MBTS model. The wall shear stress of the shunt in the MBTS model ranged unevenly from 0.025 to 340 Pa, while the wall shear stress in CS model ranged relatively evenly from 32.2 to 72.6 Pa. **Conclusions** Pulmonary artery blood was increased effectively for both options. The blood perfusion of right upper extremity was decreased in the MBTS model. More blood was directed into the pulmonary artery in CS model. Attention should be paid to the fact that the pressure gradient was large at the proximal anastomosis in both models in clinic. This study provides important theoretical references for surgeons to make choice from the surgery options in the treatment with TOF.

Key words: Tetralogy of fallot (TOF); Hemodynamics; Computational fluid dynamics (CFD); Lumped parameter model (LPM)

收稿日期:2012-04-19; 修回日期:2012-05-26

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项目(3092005)。

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

法洛氏三联症(tetralogy of fallot, TOF)是一种常见的先天性心脏病,在紫绀心脏畸形中居首位^[1]。其病理解剖特征为肺动脉狭窄、室间隔缺损、主动脉骑跨和右心室肥厚。临床治疗 TOF 的手术机理是在主动脉和肺动脉之间建立人工的搭桥血管,以达到增加肺血流、改善低氧血症的目的,同时促进右心室和肺动脉的发育。目前常用的两种体肺分流术为改良的 B-T 手术(modified Blalock-Taussig shunt, MBTS)和中央分流术(central shunt, CS);其中,MBTS 是建立头臂干向右肺动脉的搭桥血管,CS 是建立升主动脉到右肺动脉的搭桥血管。

以往体肺分流手术的数值模拟研究多以 MBTS 为主,而且多采用局部的理想化模型进行计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)数值计算^[2-3],这些研究多关注不同的搭桥角度、直径等对 MBTS 中压力和流量关系的影响^[2-5],对 MBTS 和 CS 的对比分析很少见。

本研究基于三维重建的个性化模型进行数值模拟,对 MBTS 和 CS 进行血流动力学对比,预测一种较为优化的搭桥术式,在手术之前为临床手术选择提供指导。本研究的另一特点在于边界条件的获取方法。在手术规划时,由于还没有进行手术操作,只能在临床上测量到手术之前的出入口速度和压力波形,而手术后的部分生理真实的边界条件却难以得到,但是 CFD 计算对象为虚拟手术之后的模型。为

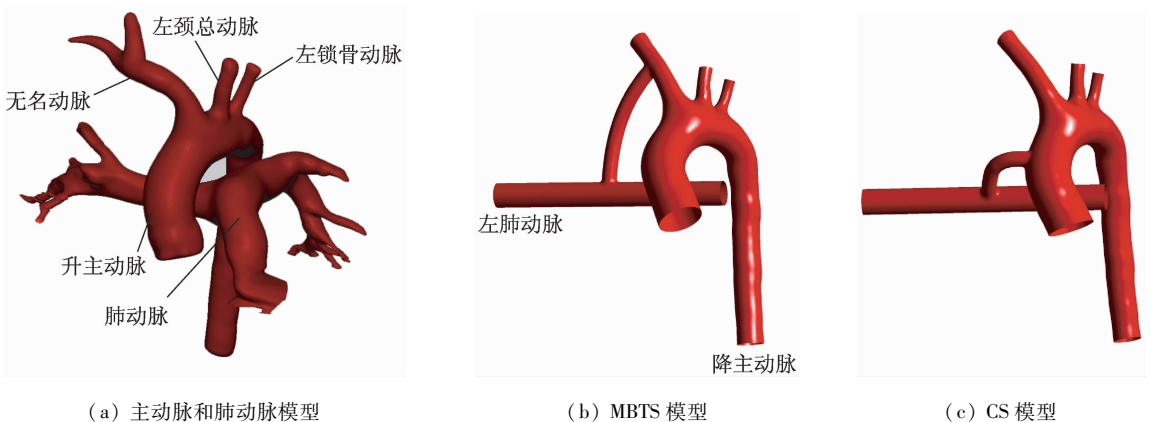
了解决这一难题,本研究引入集中参数模型的方法。首先建立 TOF 病人术前的集中参数模型;以此为基准,建立 MBTS 和 CS 术后的集中参数模型,通过术后集中参数模型的计算,预测模型的边界条件。这样既能解决边界条件难以获取的难题,也可以同时反映出局部和全局的血流动力学特征,为临床治疗提供必要的血流动力学参数。

1 材料和方法

1.1 三维重建与模型雕塑

采集 1 个 7 个月大典型 TOF 患儿的 106 张 CT 图像。每张图像的分辨率为 512×512 ,层距为 1 mm。利用商业软件 Amira 进行图像的三维重建。图 1 显示了经过半自动分割和平滑处理后得到的主动脉和肺动脉模型^[6]。

考虑到该模型的复杂性会增加边界条件的数量和计算时间,并且血管搭桥不涉及远端的血管分叉部位,故对该重建的模型进行了简化。主要是将主动脉及其下游的分支局部截断,而肺动脉按照其实际尺寸进行重建并局部延长,以保证肺动脉充分流动。根据 MBTS 和 CS 两种手术,分别进行虚拟搭桥手术操作^[7],搭桥血管直径采取 3.5 mm,搭桥分别采用弯曲方式^[2],搭桥血管的吻合角度约为 90° ,吻合口形状均为圆形(见图 1)。



(a) 主动脉和肺动脉模型

(b) MBTS 模型

(c) CS 模型

图 1 三维重建模型

Fig. 1 The reconstructed models (a) Aortic and pulmonary model, (b) MBTS model, (c) CS model

1.2 集中参数模型预测术后边界条件

手术前心室和心房压力、心输出量、主动脉和肺

动脉压力和流量等可通过超声多普勒测速法和导管测压法方式测得。考虑到手术后模型出入口的压力

和速度波形与手术前相比会改变,不能简单地将手术前测量的波形直接加载到手术后的模型之上。为了预测手术后的模型边界条件,以手术前测量的生理参数为依据,结合 Migliavacca 等^[8]的研究,建立一套符合当前病人的集中参数模型(见图 2)。图 2 中虚线 1 代表 CS,虚线 2 代表 MBTS。 R_1 代表重度

狭窄的肺动脉阻力, R_2 代表 CS 的前端吻合部位到 MBTS 前端吻合口之间一段血管的阻力, R_3 代表 CS 的前端吻合部位到左颈总动脉入口之间一段血管的阻力, R_4 代表 CS 的前端吻合部位到左锁骨下动脉入口之间一段血管的阻力, R_5 代表搭桥血管的阻力。

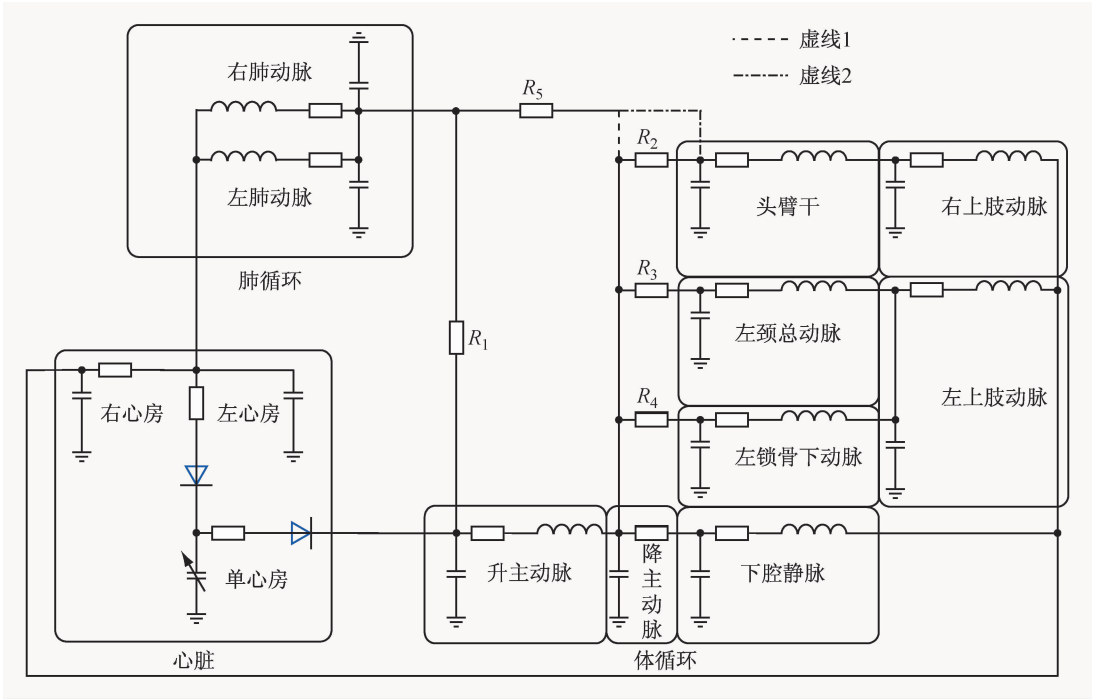


图 2 术后集中参数模型

Fig. 2 The lumped parameter model

手术前的集中参数模型主要分为 3 部分,分别是心脏、体循环和肺循环,如图 2 中的实线部分所示。心脏部分中左心房和右心房的结构相似;另外,因为两个心室之间存在室间隔缺损,所以把两个心室等效为一个单元。体循环部分主要分为升主动脉、降主动脉、头臂干、左颈总动脉、左锁骨动脉、右上肢动脉、左上肢动脉和下腔静脉 8 大部分;其中升主动脉与头臂干、左颈总动脉、左锁骨动脉之间的连接部分分别细分出一个血管阻力。肺循环包括 3 部分:左肺、右肺及重度狭窄的肺动脉,其中重度狭窄的肺动脉血管阻力较高。

手术后的集中参数模型分为 4 部分,即在手术前集中参数模型的基础之上增加了搭桥管部分。搭桥管假设为单一电阻 R_5 ,搭桥位置如图 2 中虚线所示。图中各级单元中的参数见表 1。

术后边界条件的预测基于两个假设:① 手术前后各级单元中的血管阻力、顺应性和惯性等都不变,仅考虑由于搭桥导致的空间结构变化;② 忽略搭桥血管的顺应性和血液惯性,假设其只存在血管阻力特性^[8]。部分血管的阻力 R 、顺应性 c 和血液惯性 L 根据公式(1)~(3)计算得到。

$$R = \frac{8\mu l}{\pi R_0^4} \quad (1)$$

$$L = \frac{\rho l}{\pi R_0^2} \quad (2)$$

$$C = \frac{3\pi R_0^3(1 - \sigma^2)l}{2Eh} \quad (3)$$

式中: μ 为血液的黏度, l 为血管的长度, R_0 为血管半径, ρ 为血液的密度, σ 为泊松比, E 为弹性模量, h 为血管壁厚度。

表1 集中参数模型中各级单元的参数值

Tab.1 Parameters in the lumped parameter model

循环模式	名称	$R/(Pa \cdot s \cdot mL^{-1})$	$L/(Pa \cdot s^2 \cdot mL^{-1})$	$C/(Pa \cdot mL^{-1})$
肺循环	左肺动脉	114.019	0.007	875.197
	右肺动脉	114.019	0.007	875.197
	$R1$	191.033	—	—
	升主动脉	31.775	0.007	23.054
	降主动脉	39.082	—	5.5879
	头臂干	68.466	0.689	19.165
体循环	左上肢动脉	955.014	2.851	185.950
	右上肢动脉	955.348	2.851	185.931
	左颈总动脉	14.685	0.549	13.374
	左锁骨下动	14.944	0.189	13.349
	下腔静脉	326.888	0.017	687.304
	$R2$	66.665	—	—
	$R3$	7.148	—	—
	$R4$	7.148	—	—
搭桥血管阻力	$R5_{MBT}$	208.171	—	—
	$R5_{CS}$	326.941	—	—

集中参数模型中各级单元的计算遵循质量和动量守恒定律:

$$Q_{in}(t) - Q_{out}(t) = C \frac{dP_{out}(t)}{dt} \quad (4)$$

$$P_{in}(t) - P_{out}(t) = RQ_{in}(t) + L \frac{dQ_{in}(t)}{dt} \quad (5)$$

求解过程在软件 Matlab 中实现。其中,升主动脉流量的初值为 0.3 L/s,肺动脉 3.20 kPa,降主动脉压力初值为 14.67 kPa、头臂干、左颈总动脉、左锁骨动脉压力初值均为 15.33 kPa。最终得到的模型出入口的边界条件如图 3 所示。

1.3 材料属性和计算设置

模型的网格在 ANSYS-CFX 软件中划分。边界层网格进行了加密,模型采用 6 面体和 4 面体的混合网格形式。在进行瞬态计算之前,首先采用稳态计算的方法进行网格敏感度分析,判断准则是分流管的分流流量和压降的误差小于 1%。最后,MBTS 和 CS 模型的网格的单元数量确定为 1 366 321 和 1 317 512 个。

假设血液为不可压缩的连续牛顿流体,并具有统一的密度 $1\ 050\ kg/m^3$ 和血液黏度 $3.5\ mPa \cdot s$,

血液流动为非定常的层流。假设血管壁为不可渗透的刚性壁。计算所用的边界条件为:①模型出入口分别施加如图 3 中的边界条件;②壁面处的流动假设为无滑移流动,即各向速度为 0。各向速度分量和压力的收敛精度设定为 10^{-6} 。CFD 计算方法采用有限体积法,利用 ANSYS-CFX 软件进行计算。

2 计算结果

2.1 流场

图 4 显示了 0.12、0.24 和 0.4 s 时刻两个模型中间剖面的速度云图。其中 0.12 s 代表快速射血期,0.24 s 代表舒张前期,0.4 s 代表等容舒张期。由图 4 可知,无论是快速射血期还是舒张期,MBTS 和 CS 模型中搭桥管内的血液始终流向肺循环。但是两个模型中的血液最高流速明显不同,3 个时期 CS 模型中的最高速度分别为 6.214、5.215 和 4.543 m/s,而 MBTS 模型中的最高速度分别为 5.425、3.796 和 3.424 m/s。图 5 显示了 2 个模型在 3 个不同时期的流线图。由图 5 可知,无论是快速射血期还是舒张期,MBTS 和 CS 模型中血液始终从体循环流向肺循环。在快速射血期,对于 MBTS 和

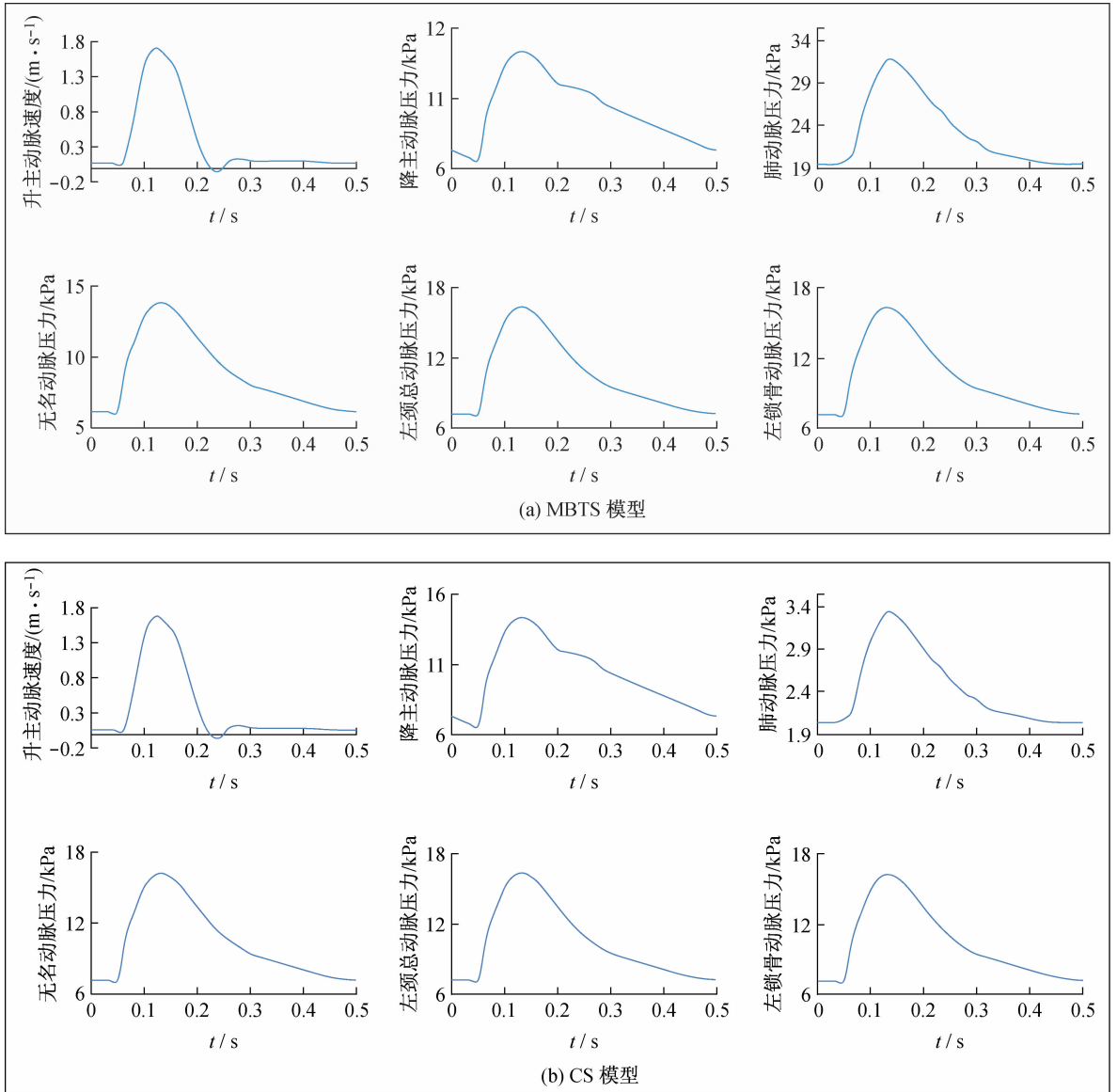


图3 集中参数模型计算得到的部分压力和速度波形

Fig.3 Pressure and velocity profiles calculated from LPM (a) MBTS model, (b) CS model

CS 模型,头臂干中的血流流向右上肢;在舒张前期和等容舒张期,头臂干、左锁骨动脉、左颈总动脉和降主动脉中存在明显的血流逆向流动,但是速度值较低。

2.2 压力分布

图6显示了两个模型在0.12、0.24和0.4s时刻分流管中间剖面的压力分布图。两个模型分流管两端的压差比较大,分流管前端吻合口部位的压力等值线比较密集,说明大部分的压降主要集中在该处,这与Pennati等^[4]的研究结果一致。比较MBTS和CS模型分流管的压力分布可知,同一时刻CS模

型前端吻合口的压力明显高于MBTS模型前端吻合口的压力,CS模型中分流管两端的压差相比MBTS模型较大,这也是导致CS模型中流速较高的原因。

2.3 分流率

考虑到体肺分流术的治疗以增加肺血流量为目的,本研究引入分流率为

$$R = \frac{Q_{\text{shunt}}}{Q_{\text{in}}} \quad (6)$$

式中: Q_{in} 表示一个心动周期内升主动脉入口总流量, Q_{shunt} 表示一个心动周期内分流管向肺动脉分流

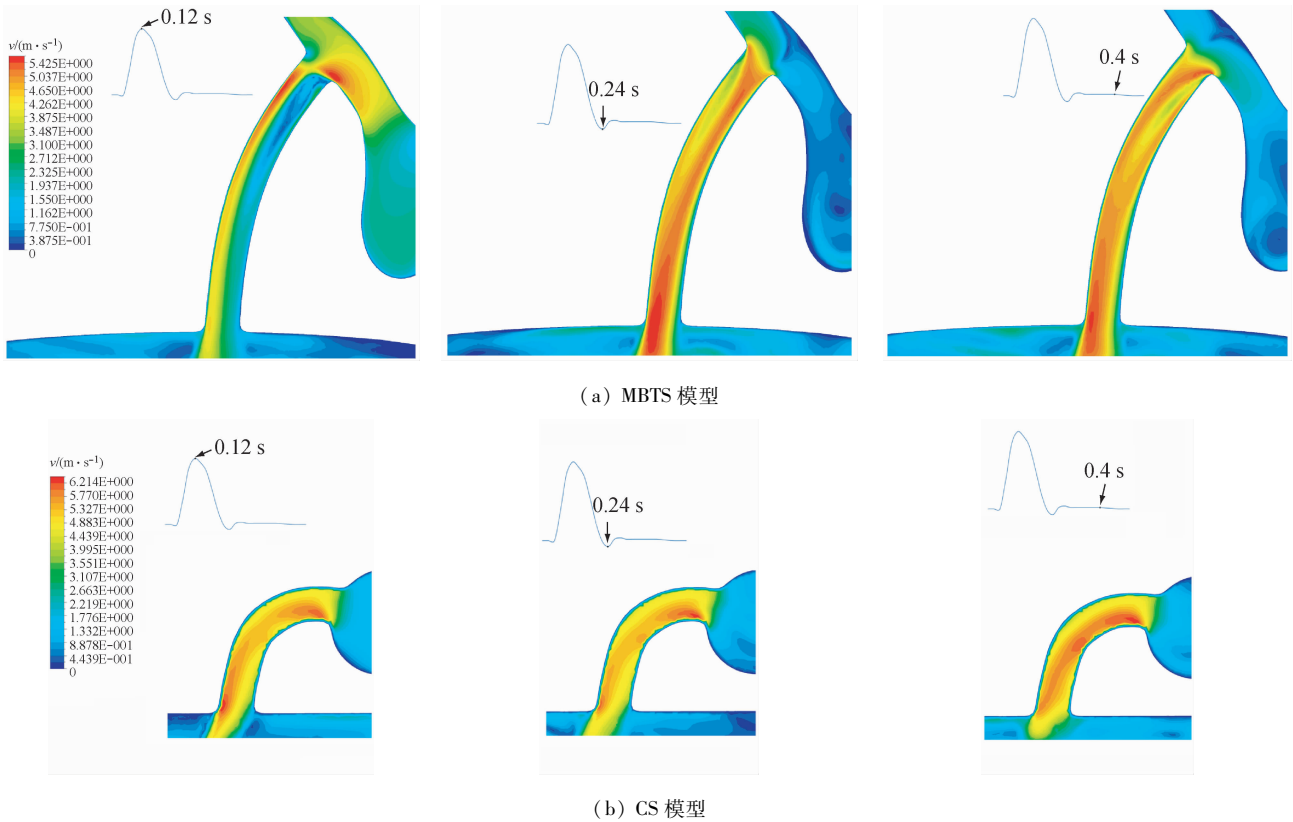


图4 两个模型在0.12、0.24和0.4 s时刻分流管中间剖面的速度云图

Fig. 4 Velocity contour maps in middle section of the shunts at 0.12, 0.24 and 0.4 s for both models (a) MBTS model, (b) CS model

的血流量。分别计算两种搭桥方式的分流率,得到MBTS和CS模型中 R 分别为62.58%和72.62%。说明两个搭桥方式在一定程度上缓解了肺动脉狭窄造成的肺血管供血不足的现象,但是CS模型向肺动脉的供血较多。

2.4 壁面切应力

壁面切应力是影响内皮细胞功能和结构的重要因素^[8]。为了考察分流管上的壁面切应力分布,本研究展示了两个模型在0.12和0.24 s时刻的壁面切应力分布云图(见图7)。MBTS模型中分流管的壁面切应力分布不均匀,约为0.025~340 Pa,高壁面切应力主要集中在前端吻合口附近。而CS模型中分流管上的壁面切应力分布相对较均匀,约为32.2~72.6 Pa。

3 讨论

本研究探讨了MBTS和CS这两种常用的体肺分流术的血流动力学特征。通过LPM的计算结果

可知,MBTS模型中头臂干出口的压力和流量比CS模型中的较小,说明MBTS搭桥方式会导致右上肢供血相对减小。MBTS和CS模型中各个出口的边界条件有所不同,可见不能简单地将手术前测量的流速和压力波形作为手术后的边界条件。

从两个模型的流场分析可知,在同一时刻,MBTS模型中分流管内血流速度比CS模型的相对较小。在心动舒张期,两个模型分流管的血液始终为体循环流向肺循环,而此时入口的速度非常低。这说明分流管中血液主要由体循环中的反向流动供应,这种现象与分流管两端较高的压差密切相关。其中MBTS中头臂干的血液倒流会影响人体右上肢的血液供应,这点应该引起临床重视。从两个模型分流管中的压力分布可见,分流管中压差很高,而且大部分压差集中在分流管的前端吻合口,该处的压力梯度明显很大,这势必加重前端吻合口的负担。Hodgson等^[9]的研究证明,冠状动脉搭桥术中压力梯度与搭桥失败存在很大联系;本研究猜测压力梯

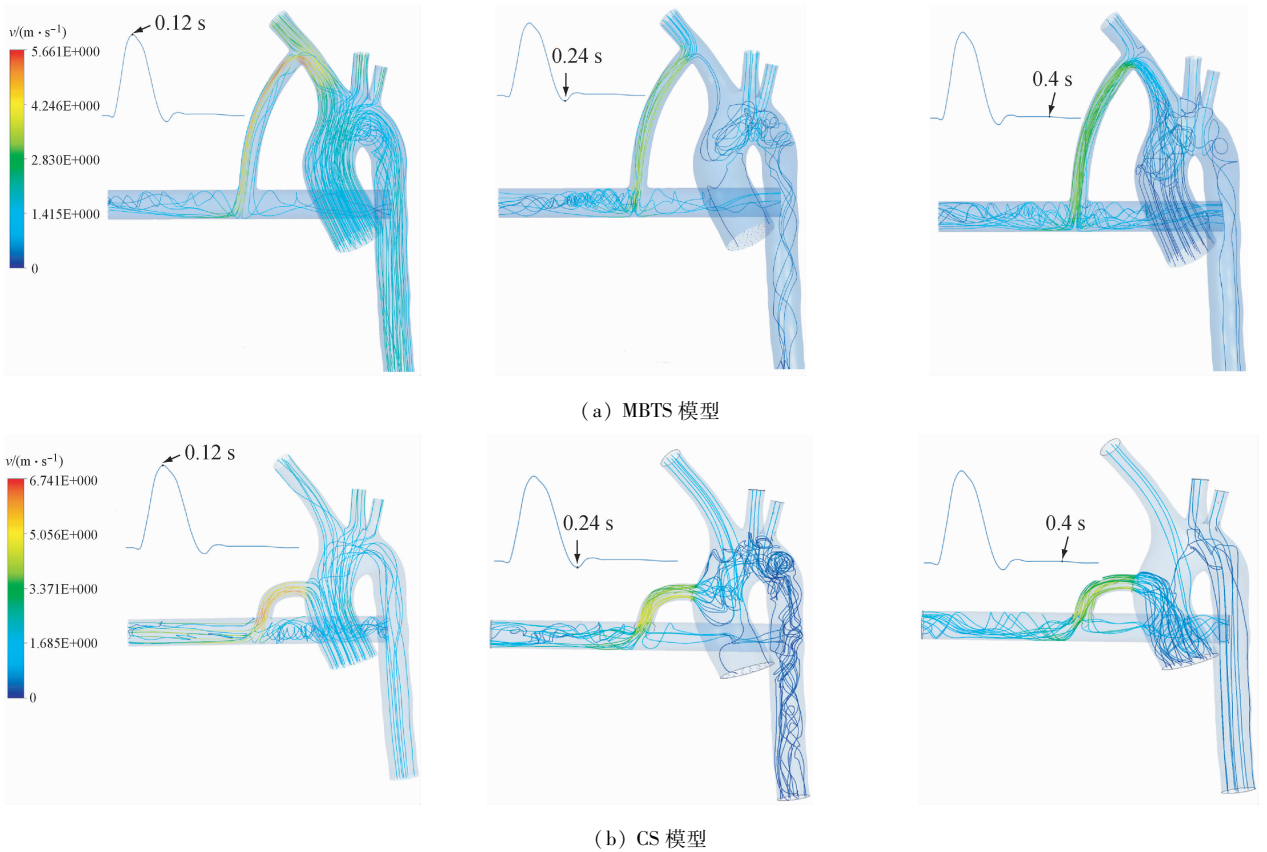


图5 两个模型在0.12、0.24和0.4 s时刻分流管中间剖面的流线图

Fig.5 Streamline diagrams in middle section of the shunts at 0.12, 0.24 and 0.4 s for both models (a) MBTS model, (b) CS model

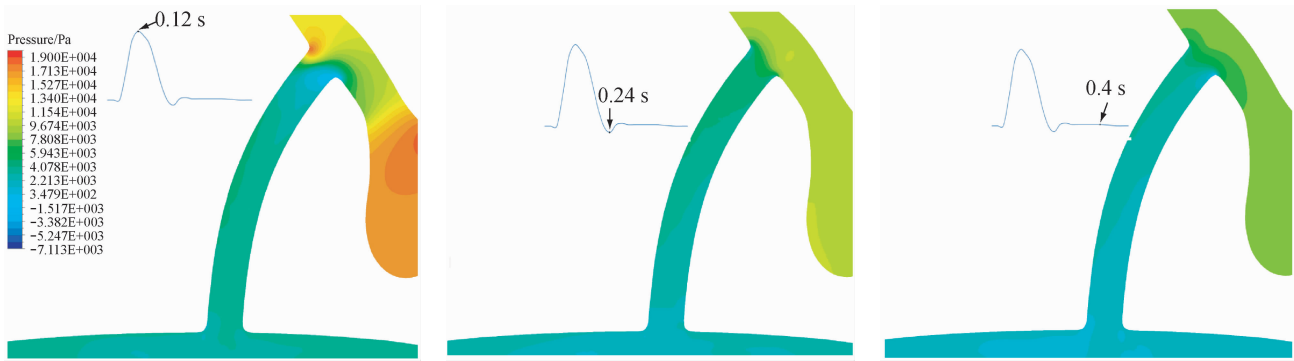
度对本文讨论的搭桥术也有一定的影响,虽然其机理尚不明确,但临床上应关注该现象对手术的影响。

体肺分流术的主要目的是从体循环向肺循环提供适当的血液分流量。过高的分流会导致体循环中供血减少,出现心力衰竭等并发症^[10]。过低的分流会导致肺血流量减少,降低循环系统中血液的血氧饱和度,从而达不到手术的最优效果^[11]。研究证明,采用相同直径的分流管,MBTS模型的分流率比CS模型的分流率相对较小,但是两者的分流率皆超过了50%。医生应当根据实际病人的具体情况来考虑对分流率高低的的需求,从而选择一种有效的手术方式^[12]。

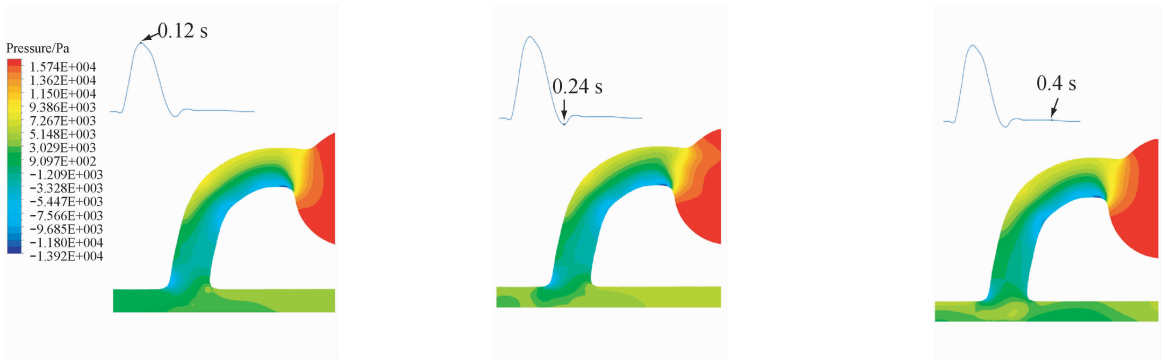
对比两个模型中分流管上的壁面切应力分布,CS模型中分流管上的壁面切应力相对MBTS中的分流管较均匀。这意味着MBTS模型中分流管上的局部空间壁面切应力梯度较高,较高的壁面切应力梯度与内膜增生密切相关^[13]。研究证明,在冠状动脉和股动脉搭桥中,低壁面切应力和高壁面切应力

梯度与搭桥后血管再狭窄密切相关^[14]。如果体肺分流术中同样存在这类术后并发症,壁面切应力的分布也应当引起足够重视。

本研究存在一些不足。首先,边界条件和计算结果缺乏离体实验或者临床试验的验证,尽管集中参数模型和计算流体力学已经得到生物力学界的广泛应用和承认。本研究中,通过在集中参数模型中细分所关心区域的子模块,把得到的某一小段血管的压力波形作为三维计算模型的边界条件。这种方法虽然存在一定的误差,但是可以近似反映出口或者入口的生理压力和流量分布。其次,本研究中的壁面假设为刚性壁,忽略了血管弹性与流体的相互作用,未来工作将考虑采用流固耦合的计算方式进行改善。再次,本研究仅初步对比了MBTS和CS两种模型的血流动力学分布,未引入搭桥直径、搭桥角度、吻合口形状和搭桥血管长度等对血液分流和血流动力学参数的影响。未来工作将重点考虑这些因素。



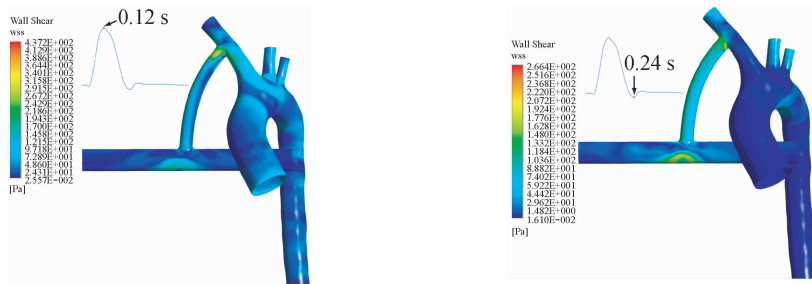
(a) MBTS 模型



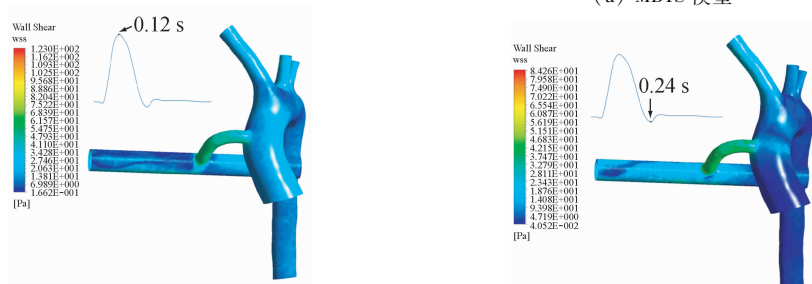
(b) CS 模型

图6 两个模型在0.12、0.24和0.4 s时刻分流管中间剖面的压力分布

Fig. 6 Pressure distributions in middle section of the shunts at 0.12, 0.24 and 0.4 s for both models (a) MBTS model, (b) CS model



(a) MBTS 模型



(b) CS 模型

图7 两个模型在快速射血期和舒张前期的壁面切应力分布

Fig. 7 Wall shear stress distributions at 0.12, 0.24 s for both models (a) MBTS model, (b) CS model

4 结语

MBTS 方式对右上肢的血液供应有明显影响。CS 方式分流率偏高,应着重考虑。两个模型前端吻合口部位压力梯度很大,应引起临床重视。本研究为临床治疗 TOF 提供重要的理论支持和参考。

参考文献:

- [1] 张铁钧. 法乐氏四联症及外科治疗[J]. 辽宁医学杂志, 2001, 5(2): 93-94.
- [2] 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.
- [3] 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: 137-143.
- [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 Cardiol*, 2010, 30(1-2): 23-29.
- [5] 柴霖娟, 马楠, 刘有军. 针对 Tetralogy of Fallot 手术的心脏血管三维有限元模型构建[J]. 医用生物力学, 2009, 24(S1): 129.
- [6] Ding JL, Chai LJ, Liu YJ. Hemodynamic based cardiovascular surgical planning system [C]// Proceedings of the 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Yantai, China: [s. n.], 2010: 290-293.
- [7] Migliavacca F, Pennati G, Dubini G, *et al.* Modeling of the

Norwood circulation: Effects of shunt size, vascular resistances, and heart rate [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2001, 280(5): 2076-2086.

- [8] 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.
- [9] Hodgson JM, Reinert S, Most AS, *et al.* Prediction of long-term clinical outcome with final translational pressure gradient during coronary angioplasty [J]. *Circulation*, 1986, 74(3): 563-566.
- [10] Reneman RS, Arts T, Hoeks APG. Wall shear stress-an important determinant of endothelial cell function and structure-in the arterial system in vivo [J]. *J Vasc Res*, 2006, 43(3): 251-269.
- [11] Jonas RA. Early primary repair of tetralogy of fallot [J]. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu*, 2009: 39-47.
- [12] 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 Cardiothorac Surg* 2006, 29(4): 551-556.
- [13] Kabinejadian F, Chua LP, Dhanjoo N, *et al.* A novel coronary artery bypass graft design of sequential anastomoses [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(10): 3135-3150.
- [14] 丁皓, 刘永, 沈力行, 等. 壁冠状动脉血流动力学特性的实验模拟与理论研究[J]. 医用生物力学, 2007, 22(3): 251-263.
- Ding H, Liu Y, Shen LX, *et al.* Theoretical calculation and experimental research of hemodynamics characteristic of mural coronary artery [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(3): 251-254.

《医用生物力学》增补编委启事

为进一步提高《医用生物力学》杂志的办刊质量,扩大影响,本刊将从 2013 年起增补以下教授为我刊第五届编辑委员会委员:

房 兵(上海交通大学医学院);冯西桥(清华大学);乔爱科(北京工业大学);汪爱媛(301 医院);王冬梅(上海交通大学);王拥军(上海中医药大学)

本刊编辑部