

文章编号:1004-7220(2014)02-0146-08

改良 B-T 手术不同搭桥方式的血流动力学比较

任晓辰¹, 刘有军¹, 白帆¹, 赵夕¹, 张明子¹, 丁金立¹, 马连彩¹, 谢进生²

(1.北京工业大学生物医学工程中心,北京 100124; 2.首都医科大学附属安贞医院,北京 100029)

摘要:目的 通过数值模拟的方法对比分析端对边(end-to-side, ETS)与边对边(side-to-side, STS)两种不同搭桥方式的改良 B-T 手术(modified blalock-taussig shunt, MBTS)对血流动力学的影响,为临床治疗单心室心脏缺陷综合征提供参考。**方法** 采集单心室心脏缺陷综合征病人的医学图像,重建病人心脏真实的几何模型;基于虚拟手术操作系统模拟手术过程;采集病人的生理数据,建立病人的集中参数模型(lumped parameter model, LPM);通过 LPM 计算提供计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)仿真模型的近生理边界条件;利用有限体积法对模型进行数值仿真。**结果** 分别获取了 ETS 模型和 STS 模型的血液流速以及壁面切应力分布。ETS 模型和 STS 模型的吻合口部位振荡剪切系数(oscillatory shear index, OSI)分别为 3.058×10^{-3} 和 13.624×10^{-3} , 能量损失分别为 116.5 和 94.8 mW, 右、左肺动脉流量比 $R_{RPA/LPA}$ 分别为 0.8 和 1.72。**结论** 两个模型的能量损失相差不大,对手术的影响相对较小。STS 搭桥方式左右肺动脉流量分布均匀,吻合口位置 OSI 值较小,优于 ETS 搭桥方式,应着重考虑。本研究为临床治疗单心室心脏缺陷综合征提供重要的理论支持和参考。

关键词: 血流动力学; 计算流体力学; 集中参数模型; 切应力; 能量损失

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Hemodynamics-based numerical comparison between two options of modified B-T shunt

REN Xiao-chen¹, LIU You-jun¹, BAI Fan¹, ZHAO Xi¹, ZHANG Ming-zi¹, DING Jin-li¹, MA Lian-cai¹, XIE Jing-sheng² (1. Biomedical Engineering Center, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. Beijing Anzhen Hospital Affiliated to Capital Medical University, Beijing 100029, China)

Abstract: Objective To analyze and compare hemodynamic features of two different options for modified B-T shunt (MBTS) surgery, namely end-to-side(ETS) and side-to-side (STS), so as to provide references for clinical treatment of single ventricle heart defect syndrome. **Methods** The real geometric model was reconstructed by medical images obtained from a patient with hypoplastic left heart syndrome (HLHS); MBTS surgery was simulated through virtual operations; a lumped parameter model (LPM) was constructed based on physiological data of the patient; the post-operational boundary conditions of computational fluid dynamics (CFD) models (namely STS model and ETS model) were predicted based on the LPM; numerical simulation was conducted on two CFD models by using finite volume method. **Results** Flow details and wall shear stress distributions were all obtained for two models. The mean oscillatory shear index (OSI) of ETS model and STS model in part of pulmonary arteries was 3.058×10^{-3} and 13.624×10^{-3} , respectively, while the energy loss was 116.5 and 94.8 mW, respectively, and blood flow rate ratios of left pulmonary artery to right pulmonary artery ($R_{RPA/LPA}$) were 0.8 and 1.72, respectively. **Conclusions** There were nearly no differences between two CFD models in energy loss, which led to a relatively small impact on the surgery. The STS model had a more balanced pulmonary artery blood perfusion and a smaller mean OSI in part of pulmonary arteries, therefore, the STS model was superior to the ETS model.

收稿日期:2013-02-17; 修回日期:2013-04-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11172016), 高等学校博士学科点专项科研基金资助课题(20111103110012), 北京市自然科学基金重点项目(KZ20120005006)。

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

This study provides an important theoretical support and reference for treating patients with HLHS.

Key words: Hemodynamics; Computational fluid dynamics (CFD); Lumped parameter model (LPM); Shear stress; Energy loss

单心室心脏缺陷综合征是一种被广泛描述为只有一个功能健全心室的严重的先天性心脏病^[1],其发病率占患有先天性心脏病患儿的 2%^[2]。左、右心房血液进入该腔并不同程度地混合,故血液含氧量低,体表会出现紫绀现象^[3]。最常用治疗手段为分 3 步的手术治疗,包括体肺分流术、双向格林手术和全腔静脉吻合术。体肺分流术作为 3 步手术的第 1 步,其临床治疗的手术机理是在主动脉和肺动脉之间建立搭桥血管,以达到增加肺血流、改善低氧血症、减轻紫绀的目的,同时促进右心室和肺动脉的发育。目前改良型 B-T 手术(modified blalock-taussig shunt, MBTS)为常用的体肺分流手术方式之一。

MBTS 中端对边(end-to-side, ETS)与边对边(side-to-side, STS)是临床上两种常用的搭桥方式。以往 MBTS 数值模拟研究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^[4-5],这些研究多以理想模型为基础,关注不同的搭桥角度、直径、弯曲等对 MBTS 中压力和流量关系的影响^[4-9],而对个性化模型 MBTS 中 ETS 与 STS 的对比分析很少见,无法预测和评估这两种手术方式的优劣。

本研究基于三维重建的个性化模型,对 MBTS 术中 STS 和 ETS 搭桥进行血流动力学对比,预测一种较为优化的搭桥手术方式,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。依据病人手术前的 CT 图像数据,重建出病人相关血管的三维模型,然后利用专业手术规划软件 Freeform 进行虚拟的 ETS 和 STS 手术操作,得到术后 CFD 计算模型。由于术后边界条件难以获得,为了解决这一难题,本研究引入集中参数模型(lumped parameter model, LPM)方法,首先根据病人手术前的数据、以及搭桥血管的阻力建立 MBTS 术后 LPM,通过术后 LPM 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,具有重要的临床指导意义。

1 材料和方法

1.1 三维重建与模型雕塑

CT 图像来自于由北京安贞医院提供的一个患有典型单心室疾病的男性 7 个月婴儿,对 CT 切片图像进行三维重建。图像覆盖了全部所需的血管连接区域。像素为 0.8 mm × 0.8 mm,层间距为 0.8 mm。利用 Amira 软件进行图像的三维重建。

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,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 中 ETS 与 STS 两种手术,分别进行虚拟搭桥手术操作^[10],搭桥血管直径为 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。最终获得的计算模型如图 1 所示。

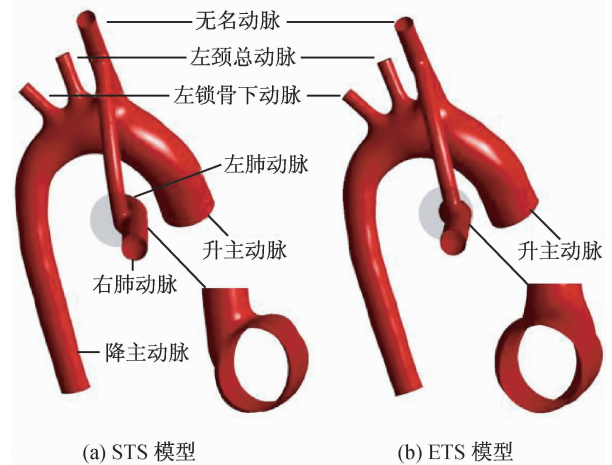


图 1 两种虚拟的搭桥手术模型

Fig. 1 The virtual models of two bypass operations (a) STS model, (b) ETS model

1.2 LPM 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指标分别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,故不能简单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^[11]的研究,建立了一套符合当前病人的 LPM(见图 2)。

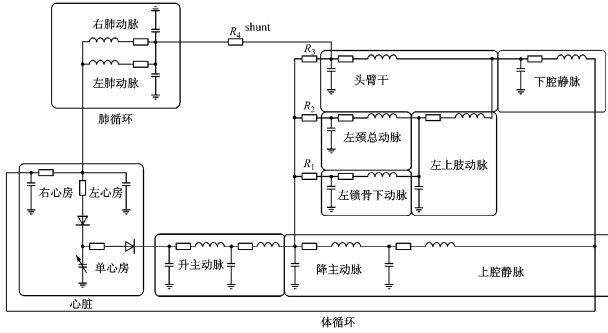


图 2 术后集中参数模型

Fig. 2 Schematic diagram of the lumped parameter model

本模型采用多个经典 ℓ 型三单元弹性腔模型组成循环回路,其中电阻 R 、电容 C 和电感 L 组成,分别模拟所代表循环模块中血液的黏性、惯性和管壁顺应性^[12]。采用二极管来模仿心脏瓣膜的开闭时,求解相关部位的压力流量值,从而转变成求解含状态变量的微分方程组

$$F(\dot{\mathbf{y}}(t), \mathbf{y}(t), t, \mathbf{a}) = 0 \quad (1)$$

式中: $\mathbf{y}(t)$ 表示时间相关的压力 $P(t)$ 或流量 $Q(t)$ 的向量, \mathbf{a} 为控制瓣膜开闭的状态变量。

图 2 中 R_1 代表升主动脉后端至 MBTS 前端吻合口之间一段血管的阻力, R_2 代表升主动脉后端至左颈总动脉入口之间一段血管的阻力, R_3 代表升主动脉后端至左锁骨下动脉入口之间一段血管的阻力, R_4 代表搭桥血管的阻力。

手术后 LPM 主要分为 4 个部分,分别为心脏、体循环和肺循环以及搭桥血管。心脏部分中左、右心房的结构相似;另外,两个心室之间存在空间隔缺损,故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、左锁骨下动脉、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、左锁骨下动脉之间的连接部分分别细分出一个血管阻力。肺循环包括左、右肺肺动脉两部分。图 2 中各级单元中的参数见表 1。

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	$R / (\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{mL}^{-1})$	$L / (\text{Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{mL}^{-1})$	$C / (\text{Pa}^{-1} \cdot \text{mL})$
肺循环	左肺动脉	2.064	0.007	0.018 6
	右肺动脉	2.064	0.007	0.018 5
体循环	升主动脉前端	11.615	0.092	0.001 3
	升主动脉后端	7.077	0.007	0.001 0
	降主动脉	62.925	0.033	0.000 3
	头臂干	129.477	0.688	0.001 1
	左上肢动脉	420.65	2.844	0.010 4
	左颈总动脉	73.169	0.641	0.001 0
	左锁骨下动脉	68.107	0.640	0.001 0
	上腔静脉	420.984	32.387	0.010 3
	下腔静脉	193.079	0.017	0.008 7
		R_1	6.677	
	R_2	7.130		
	R_3	7.130		
搭桥血管	$R_{4\text{STS}}$	340.656		
阻力	$R_{4\text{ETS}}$	326.132		

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,仅考虑由于搭桥后的空间结构变化;(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^[11]。部分血管的阻力 R 、顺应性 C 和血液惯性 L 计算公式为:

$$R = 8\mu l / (\pi R_0^4) \quad (2)$$

$$L = \rho l / (\pi R_0^2) \quad (3)$$

$$C = \frac{3\pi R_0^3 (1 - \sigma^2) l}{2Eh} \quad (4)$$

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。

LPM 中各级单元的计算遵循质量和动量守恒定律:

$$Q_{\text{in}}(t) - Q_{\text{out}}(t) = C \frac{dP_{\text{out}}(t)}{dt} \quad (5)$$

$$P_{\text{in}}(t) - P_{\text{out}}(t) = RQ_{\text{in}}(t) + L \frac{dQ_{\text{in}}(t)}{dt} \quad (6)$$

求解过程在软件 Matlab 中实现。其中,升主动脉流量、肺动脉、降主动脉压力、头臂干、左颈总动脉、左锁骨动脉压力的初值均来自本课题组前期工

作^[13]。计算出的边界条件如图 3 所示。ETS 模型中搭桥血管的阻力比 STS 中略小,可能是 STS 模型中搭桥血管略长,且侧接方式流阻偏大导致。

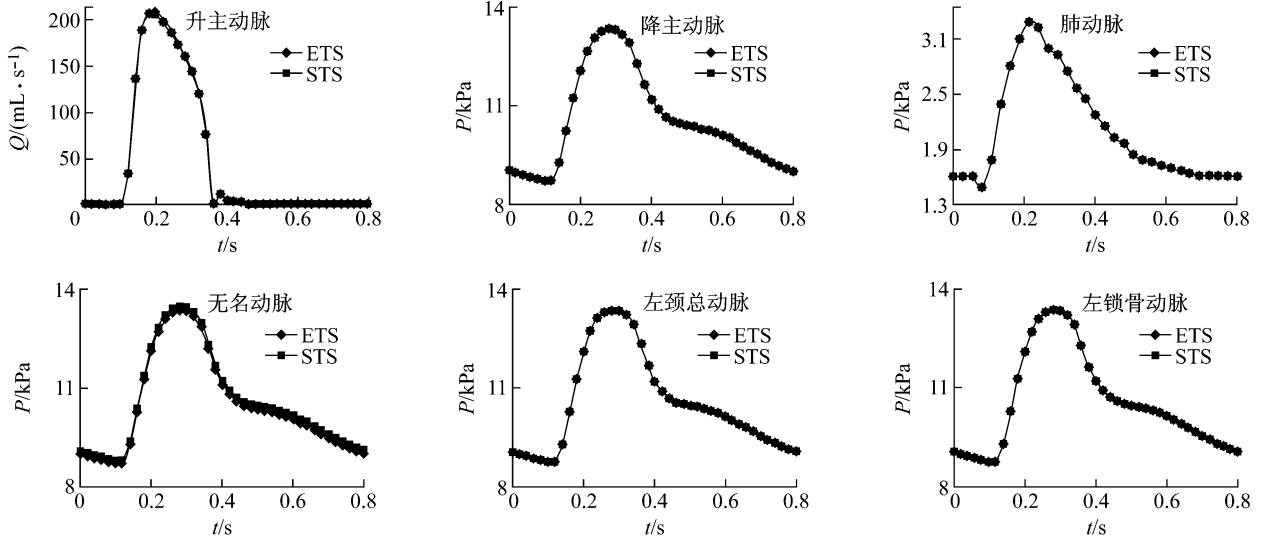


图3 集中参数模型计算出的边界条件

Fig.3 Boundary condition of pressure and velocity profiles calculated from LPM

1.3 材料属性和计算设置

计算模型网格的划分在 ANSYS-CFX 软件中进行。边界层网格进行了加密设置,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,STS 和 ETS 模型的网格的单元数量确定为 1 066 321 和 1 017 512 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 $1\ 050\ \text{kg/m}^3$ 和血液黏度 $3.5\ \text{mPa}\cdot\text{s}$,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图 4 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,利用商业软件 ANSYS-CFX 进行计算。计算机配置为 CPU 四核 2.33 GHz,64 位 Win7 系统 4 G 内存。对比第 2、3 个心动周期的计算结果,出口与入口的平均压差误差少于 1%,能量损失的误差少于 0.7%,认为这些误差在可接受的范围之内。本研究的结果展示提取于第 3 个心动周期。

1.4 能量损失、能量转化效率、分流比及振荡剪切系数的定义

能量损失概念的提出有助于获得能量损失小、能量转化效率高的搭桥方式^[14-15]。采用功率 W 和平均功率损失 (W_{loss}) 计算能量损失。计算公式为:

$$W = Q \left(P + \frac{1}{2} \rho v^2 \right) \quad (7)$$

$$W_{\text{loss}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (W_{\text{inlet}} - W_{\text{outlet}}) \quad (8)$$

$$\eta = \frac{W_{\text{outlet}}}{W_{\text{inlet}}} \times 100\% \quad (9)$$

式中: Q 为血液的瞬时流量, P 为血液静态压力, ρ 为血液密度, v 为出入口的平均速度。 N 为整个心动周期所计算的总步数, W_{inlet} 为入口能量的总和, W_{outlet} 为出口能量的总和。

肺部平衡灌注与手术效果密切相关^[16]。通过计算右、左肺动脉分流比 $R_{\text{RPA/LPA}}$,可以比较搭桥血管到右、左肺动脉的分流:

$$R_{\text{RPA/LPA}} = \frac{\bar{Q}_{\text{RPA}}}{\bar{Q}_{\text{LPA}}} \times 100\% \quad (10)$$

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Q_i \quad (11)$$

式中： \bar{Q}_{LPA} 为 1 个心动周期内左肺动脉的平均流量， \bar{Q}_{RPA} 为 1 个心动周期内右肺动脉的平均流量， Q_i 为瞬时的流量。

考虑到体肺分流术的治疗以增加肺血流量为目的，本研究引入体肺分流率 R ：

$$R = Q_{shunt}/Q_{in} \quad (12)$$

式中： Q_{in} 为 1 个心动周期内升主动脉入口总流量， Q_{shunt} 为 1 个心动周期内搭桥血管向肺动脉分流的血流量。

高振荡剪切系数 (oscillatory shear index, OSI) 区域易导致动脉内膜增生和动脉粥样硬化^[16-17]。OSI 计算公式如下^[17]：

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \left| \int_0^T \tau_{\omega} dt \right| / \int_0^T |\tau_{\omega}| dt \right) \quad (13)$$

式中： τ_{ω} 为壁面切应力， T 为 1 个心动周期的长度。OSI 在 0 ~ 0.5 之间取值，0 表示完全单向流动，0.5 表示对外总流量为 0 的振荡剪切流动^[18]。

2 计算结果

2.1 流动情况

体肺分流术主要关心分流管内部的流场细节，故选取分流管中间的正剖面 and 侧剖面来展示其内部的流场。图 4、5 分别显示了 0.2、0.62 s 时刻两个模型分流管正剖面 and 侧剖面的速度云图。0.2 s 代表快速射血期，0.62 s 代表等容舒张期。

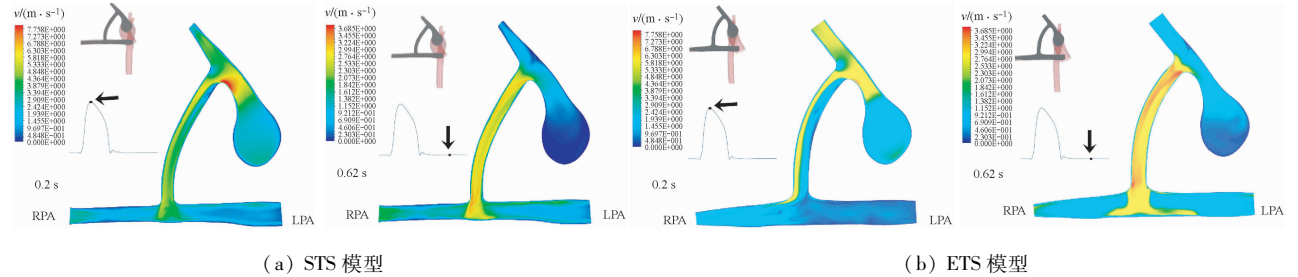


图 4 两个模型在 0.2、0.62 s 时刻分流管中间正剖面的速度云图

Fig. 4 Velocity contour maps in the middle sections of shunt front view at 0.2, 0.62 s for both models (a) STS model, (b) ETS model

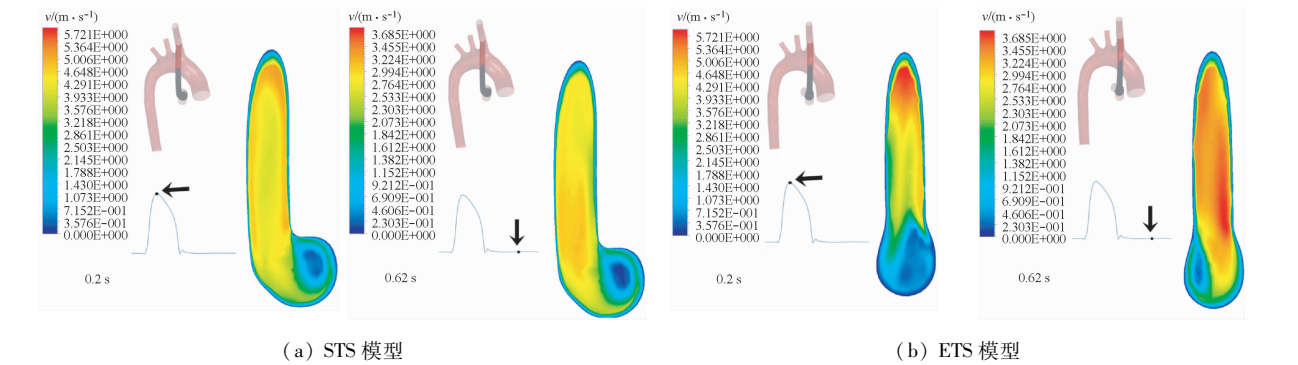


图 5 两个模型在 0.2、0.62 s 时刻分流管中间侧剖面的速度云图

Fig. 5 Velocity contour maps in the middle sections of shunt side view at 0.2, 0.62 s for both models (a) STS model, (b) ETS model

由图 4、5 可知，无论快速射血期还是舒张期，STS 和 ETS 模型中血液的流速度始终为正。0.2 与 0.62 s 两个时期，STS 模型正剖面最高速度分别为 9.12、3.30 m/s；侧剖面为 5.15、3.15 m/s；ETS 模型正剖面最高速度分别为 7.62、3.80 m/s，侧剖面为 5.92、3.79 m/s。

2.2 能量损失及分流率

功率损失 (W_{loss}) 和能量转化效率 η 如表 2 所示。

表 2 能量损失和分流比

Tab. 2 The power loss and flow distributions

	W_{loss}/mW	$\eta/\%$	R	$R_{RPA/LPA}$
STS	116.5	87.5	0.43	0.80
ETS	94.8	90	0.52	1.72

由表 2 可知,两种搭桥方式在一定程度上缓解了肺动脉狭窄造成的肺动脉供血不足的症状,其中 ETS 模型向肺动脉的供血较多。STS 模型的左、右肺动脉流量更均匀;ETS 模型在离心力作用下,血液流向右肺动脉 (RPA) 流量远大于流入左肺动脉 (LPA) 流量。

2.3 壁面切应力

壁面切应力 (wall shear stress, WSS) 是动脉系统中影响内皮细胞功能和结构的重要因素^[19]。为

了更直观展示搭桥管上的 WSS 分布,本研究展示了两个模型在 0.2 和 0.62 s 时刻 WSS 分布云图 (见图 6)。两个模型中 WSS 的最大值均出现在搭桥血管与肺动脉吻合口的转角处以及头臂干与搭桥血管吻合口处,在快速射血期, WSS 在 0 ~ 250 Pa 之间取值;在等容舒张期, WSS 在 0 ~ 180 Pa 之间取值。

关注搭桥血管与肺动脉吻合口部位平均 OSI 的值 (见图 7),可以看出 STS 模型的 OSI 较小,为 3.058×10^{-3} 。

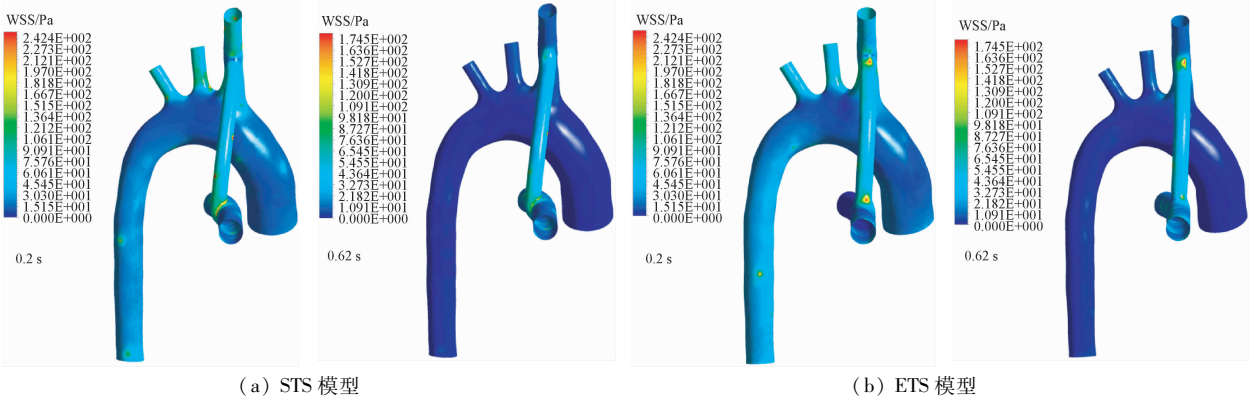


图 6 两个模型在 0.2 与 0.62 s 时刻壁面切应力分布
Fig. 6 Wall shear stress distributions at 0.2 and 0.62 s for both models (a) STS model, (b) ETS model

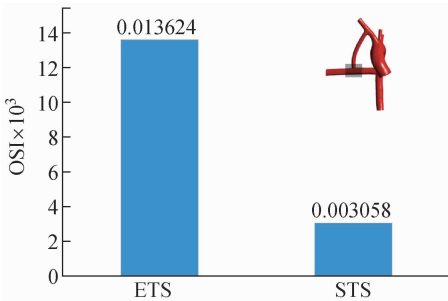


图 7 关注区域的 OSI 分布图
Fig. 7 OSI distributions at the region of interest

3 讨论

本研究探讨了 MBTS 中 STS 与 ETS 两种常用体肺分流术的血流动力学特征。利用 LPM 预测手术后模型的边界条件,并利用有限体积法对两个模型进行 CFD 计算。

根据病人的 CT 或者 MR 图像,进行术前心血管外科手术规划已经有所应用,并得到了一定的发

展^[20]。手术规划方法在本课题中得到应用,首先在 MBTS 手术前基于典型单心室患儿的 CT 图像重建出三维解剖结构,具有一定普适性。其次通过虚拟手术操作得到术后三维模型,经过数值模拟选择出针对此病的最理想手术方案。

从两个模型的流动情况可见,无论是快速射血期还是舒张期,两个模型中的血液始终从体循环流向肺循环。在快速射血期由于离心力的作用,搭桥血管 RPA 侧的血流速度明显高于 LPA 侧的血流速度,ETS 模型中 RPA 侧的血流速度明显高于 LPA 侧;STS 模型中肺动脉流速相对分布较为平均。

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^[21]。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^[22]。研究证明,采用相同直径的分流管,STS 模型的分流率比 ETS 模型的分流率相对较小,但是两者的分流率皆超过了 40%。医生应当根据实际病人的具体情况

来考虑对分流率高高低的需求,从而选择一种有效的手术方式^[23]。相对均匀的左、右肺动脉流量分布对于左、右肺动脉的发育来说是很重要的^[16]。研究发现,STS左、右肺动脉流量分布相对较均匀,而ETS出现血液灌注到右肺动脉流量远大于灌注到左肺动脉流量。因此。这种血流量的不平衡可能会增加右肺动脉的负担。从血液流量分配的角度来看,外科实施MBTS手术时,应采用STS搭桥方式,确保左、右肺动脉发育平衡。

高OSI值与关注区域的动脉粥样硬化有很大的关系^[24]。因此,在本研究中计算出关注区域的平均OSI值,作为评价标准(见图7)。结果显示,STS的OSI值较小,为 3.058×10^{-3} ,可以认为采用MBTS边对边搭桥有可能降低动脉粥样硬化的几率。

本研究存在一些不足之处。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LPM和CFD已经得到生物力学界的广泛应用和承认。本研究通过医院提供的临床数据,设定集中参数模型参数,计算模拟所关心血管的压力流量波形。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,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,仅初步对比了MBTS中STS与ETS两种模型的血流动力学分布,未引入搭桥直径、搭桥角度和搭桥血管长度对血液分流和血流动力学参数的影响。未来工作将进一步研究这些因素对两种搭桥方式的影响。

4 结论

LPM和CFD计算模型相互配合,既可以反映全局血流动力学变化,也可以获得局部血流动力学信息。两个模型的能量损失相差不大,对手术的影响相对较小。STS搭桥方式左、右肺动脉流量分布均匀,吻合口位置OSI值较小,优于ETS搭桥方式,临床上应着重考虑。本研究为临床治疗单心室心脏缺陷综合征提供重要的理论支持和参考。

参考文献:

- [1] Anderson RH, Cook AC. Morphology of the functionally univentricular heart [J]. *Cardiol Young*, 2004, 14 (Suppl 1): 3-12.
- [2] Sundareswaran KS, De Zelicourt D, Pekkan K, et al. Anatomically realistic patient-specific surgical planning of complex congenital heart defects using MRI and CFD [C] // Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon, France: IEEE, 2007: 202-205.
- [3] Bardo DME, Frankel DG, Applegate KE, et al. Hypoplastic left heart syndrome [J]. *Radiographics*, 2001, 21(3): 705-717.
- [4] 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.
- [5] Kim SM, Park SY. A study of systemic-to-pulmonary shunt deformation shape by CFD (Computational Fluid Dynamics) [J]. *Int J Prec Eng Manuf*, 2010, 11(1): 137-143.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 赵夕, 刘有军, 白帆, 等. 双向双侧格林手术的数值研究 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(5): 488-494.
- [10] Zhao X, Liu YJ, Bai F, et al. Numerical study on bilateral bidirectional Glenn shunt [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27 (5): 488-494.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] Pietrabissa R, Mantero S, Marotta T, et al. A lumped parameter model to evaluate the fluid dynamics of different coronary bypasses [J]. *Med Eng Phys*, 1996, 18(6): 477-484.
- [14] 丁金立, 刘有军, 王枫, 等. 改良 B-T 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.
- [15] 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.
- [16] Anderson RH, Cook AC. Morphology of the functionally

- [14] Hsia TY, Migliavacca F, Pittaccio S, *et al.* Computational fluid dynamic study of flow optimization in realistic models of the total cavopulmonary connections [J]. *J Surg Res*, 2004, 116(2): 305-313.
- [15] Migliavacca F, Dubini G, Bove EL, *et al.* Computational fluid dynamics simulations in realistic 3-D geometries of the total cavopulmonary anastomosis: The influence of the inferior caval anastomosis [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(6): 805-813.
- [16] Diane AZ, Alison M, Mark AF, *et al.* Imaging and patient-specific simulations for the Fontan surgery: Current methodologies and clinical applications [J]. *Prog Pediatr Cardiol*, 2010, 30(1): 31-44.
- [17] 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.
- [18] Håvard N, Abigail S, Dag N, *et al.* Impact of competitive flow on wall shear stress in coronary surgery: Computational fluid dynamics of a LIMA-LAD model [J]. *Cardiovasc Res*, 2010, 88(3): 512-519.
- [19] Davies PF. Hemodynamic shear stress and the endothelium in cardiovascular patho-physiology [J]. *Nat Clin Pract Card*, 2009, 6(1): 16-26.
- [20] Kerem P, Brian W, Kirk K, *et al.* Patient-specific surgical planning and hemodynamic computational fluid dynamics optimization through free-form haptic anatomy editing tool (SURGEM) [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(11): 1139-1152.
- [21] 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.
- [22] Jonas RA. Early primary repair of tetralogy of fallot [J]. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu*, 2009; 39-47.
- [23] 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*, 2006, 29(4): 551-556.
- [24] He XY, Ku DN. Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: average conditions [J]. *J Biomech Eng*, 1996, 118(1): 74-82.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行,积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、波兰《哥白尼索引》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2012年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2011年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)23271133;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@gmail.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn