

双向双侧格林手术的数值研究

赵 夕, 刘有军, 白 帆, 任晓辰, 丁金立, 王 枫

(北京工业大学 生物医学工程中心, 北京 100124)

摘要: **目的** 利用数值模拟方法预测左上腔静脉与肺动脉的连接位置改变对双向双侧格林(BBDG)手术的影响。**方法** 首先,根据拥有左上腔静脉的单心室心脏缺陷综合征病人的医学图像重建出三维几何模型。其次,基于力反馈器创建其他数值模拟所需的模型,并利用有限体积法进行流体力学的数值模拟。最后,分析与评估获得的血流动力学参数。**结果** 血液在左、右上腔静脉与肺动脉中进行再循环。左上腔静脉到右上腔静脉之间的距离由右上腔静脉直径的2倍逐渐变化到右上腔静脉直径的3.5倍,发现当距离为3倍直径时,能量损失最少,而距离为2倍时,能量损失最大。血液分流比(左肺动脉流量/右肺动脉流量)的计算结果范围为0.65~1.11。**结论** 在BBDG手术的治疗中,左、右上腔静脉之间距离太近会导致不适宜的分流比以及消耗更多的能量。本研究结果对于评价伴随有左上腔静脉的单心室心脏缺陷综合征的治疗手术是非常有意义的。

关键词: 双向双侧格林手术; 数值模拟; 计算流体力学; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Numerical study on bilateral bidirectional Glenn shunt

ZHAO Xi, LIU You-jun, BAI Fan, REN Xiao-chen, DING Jin-li, WANG Feng (*Biomedical Engineering Center, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

Abstract: **Objective** To predict the influence of connecting position between left superior vena cava (LSVC) and pulmonary artery on bilateral bidirectional Glenn (BBDG) shunt by numerical simulation. **Methods** Firstly, a 3D anatomical geometrical model was reconstructed by the medical images of a hypoplastic left heart syndrome (HLHS) patient with LSVC. Secondly, based on haptic deformations, several computational models were virtually generated, and computational fluid dynamics (CFD) numerical simulations were conducted using finite volume method. Finally, hemodynamic parameters were analyzed and evaluated. **Results** Flow recirculation was observed in the pulmonary artery between the LSVC and right superior vena cava (RSVC). The diameter of RSVC was defined as D . Varying the distance between LSVC and RSVC from $2D$ to $3.5D$ resulted in the least energy dissipation at $3D$ and the most at $2D$. The blood flow rate ratios of left pulmonary artery to right pulmonary artery (LPA/RPA) ranged from 0.65-1.11. **Conclusions** Too close distance between LSVC and RSVC would bring out unfavorable hemodynamic distributions and consume more energy in the treatment of BBDG shunt. This study is of significance for surgeons to evaluate the optimal Fontan options in the treatment of HLHS accompanied by LSVC.

Key words: Bilateral bidirectional Glenn (BBDG) shunt; Numerical simulation; Computational fluid dynamics (CFD); Hemodynamics

单心室心脏缺陷综合征用来广泛描述只有一个功能健全心室的疾病^[2],发病率约为0.2%^[1],会导致体循环与肺循环不正常所引发的有氧血与无氧血的混合^[3]。最常用的治疗手段包括体肺分流术、双向格林手术、hemi-Fontan 手术和全腔静脉吻合术(TCPC 手术)。尽管在手术后患有单心室心脏缺陷综合征的病人短期内存活率增加,一些人仍然受到心率不齐、血栓、肺动静脉畸形、运动能力减弱等手术并发症影响^[4-5]。从临床角度来看,手术中的动静脉连接的几何结构被认为是一个引起并发症的因素,可以通过优化设计手术的方法来控制^[6-7]。

部分病人由于左前主静脉闭塞失败一直保留有左上腔静脉(left superior vena cava, LSVC)^[4,7-9]。一般选用双向双侧格林(bilateral bidirectional Glenn, BBDG)手术治疗伴有左上腔静脉的单心室心脏缺陷综合征病人,将左上腔静脉与左肺动脉相连,将右上腔静脉(right superior vena cava, RSVC)与右肺动脉相连^[10]。最近,越来越多的研究者利用计算机进行心血管问题的数值分析,采用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)的方法从血流动力学特性上研究格林手术^[11]。然而,除了 Sun 等^[10]从能量损失与肺动脉流场的角度研究双向双侧格林外,很少有文章将注意力放在 BBDG 手术上;但是他们研究的输入流量是恒定的,且左右上腔静脉的距离问题没有被讨论,BBDG 手术的最优方案仍然不清楚。

本研究旨在调查当输入脉动的波形时,左右上腔静脉间不同距离对 BBDG 手术的血流动力学影响,以期帮助医生进行手术规划,预测最优的手术方案。

1 材料和方法

1.1 三维重建与模型雕塑

研究对象为患有左心发育不良综合症或者单一左心室的 2 岁患儿。该患儿于 10 月龄时经历了改良型 B-T 手术(手术第 1 步)。采用由北京安贞医院提供 176 张分辨率为 512 × 512 像素的患儿 CT 切片图像进行三维重建,图像覆盖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。利用商业软件 Mimics 进行图像的三维重建(见图 1)。重建后的三维模型由左右上腔静脉、左右

肺动脉以及主动脉组成。左、右上腔静脉和左、右肺动脉的直径大约分别为 8、11 mm 和 12、12.5 mm。由于在手术第 2 步需要移除改良的 B-T 手术的搭桥血管,故该部分没有重建。

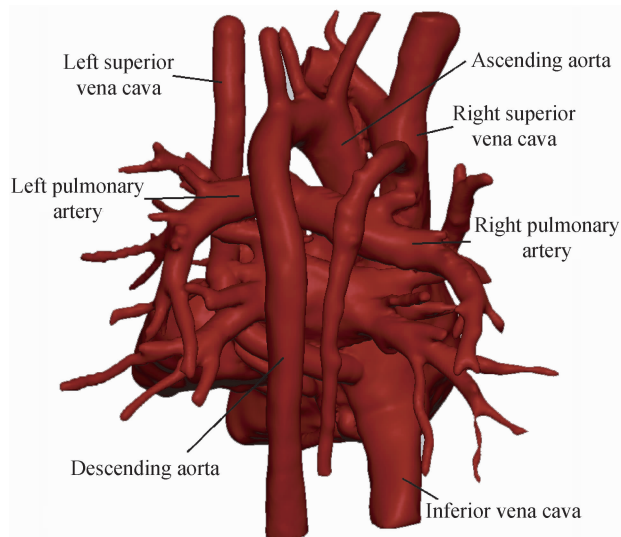


图 1 三维重建的生理模型
Fig.1 The reconstructed anatomy model

1.2 解剖结构的变形

在之前的研究中^[13],已经介绍了以力反馈器 PHANTOM Omini 为基础的心血管外科手术规划工具 SIT。把 3D 几何模型数据导入到 SIT 中,根据不同的左上腔静脉到右上腔静脉的距离,进行虚拟手术操作。由于主动脉的存在限定了虚拟手术操作的空间,故最后只确定了 4 个左上腔到右上腔静脉的距离,令右上腔静脉的直径为 D ,这些距离分别为 2.0 D 、2.5 D 、3.0 D 、3.5 D 。得到了所需要的 4 个面信息模型,之后转化为 4 个体信息模型并存为 IGES 格式的文件。图 2 为这 4 个具体的个性化模型,分别命名为 BBDG1、BBDG2、BBDG3、BBDG4。为了排除吻合口角度以及形状的血流动力学影响,吻合口的角度近似为 90°,吻合口的形状近似为圆形。

1.3 网格划分和数值模拟

模型的网格在 ANSYS-ICEM 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,判断准则是出入口的能量损失误差小于 1%。最后,BBDG 手术模型网格的单元数量确定为 992 087、986 652、

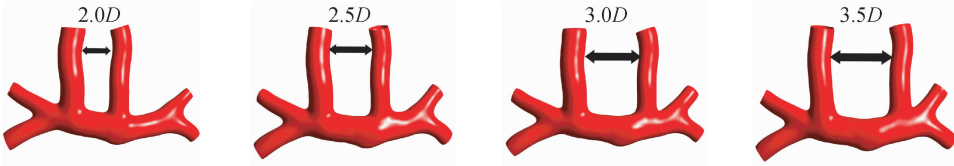


图2 4个不同格林手术模型
Fig.2 Four BBDG models

991 175、1 027 357个。

假设血液为不可压缩的均匀牛顿流体,并具有统一的密度 $1\ 060\ \text{kg}/\text{m}^3$ 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,心动周期为 $0.5\ \text{s}$ 。采用超声多普勒测量左、右上腔静脉及下腔静脉随时间变化的流速波形。每个入口统一施加一个流速波形。假设左、右肺动脉的阻力相同,图3所示为4个出口施加统一的经过计算得到的压力波形。雷诺数由流速和血管直径确定,范围为 $800\sim 1\ 200$,假设流体为非定常层流。为使计算收敛以及避免出现扰动现象,本研究采用

3个心动周期为计算总时间且步长设置为 $1\ \text{ms}$ 。以循环收敛法则为基础划分速度和压力,进行计算模拟。另外设置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。计算机配置为 CPU 双核 $2.83\ \text{GHz}$, 32 位 XP 系统 $4\ \text{GB}$ 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小于 1% ,能量损失的误差小于 0.7% 。这些误差都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。

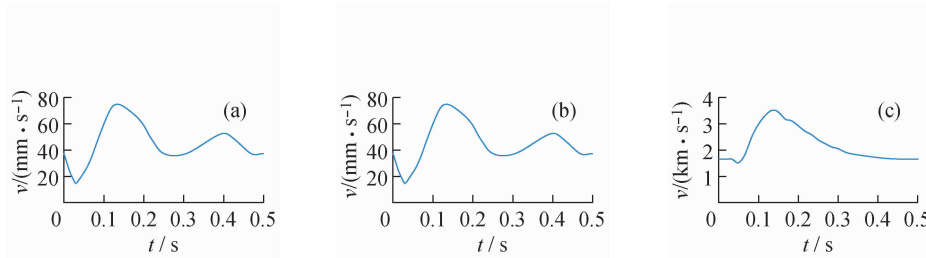


图3 模型边界条件
Fig.3 Flow boundary conditions

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、能量转化率高的搭桥方式^[6,12]。采用功率 W 和平均功率损失 (W_{loss}) 计算能量损失:

$$W = Q(p + \rho v^2/2) \quad (1)$$

$$W_{\text{loss}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (W_{\text{inlet}} - W_{\text{outlet}}) \quad (2)$$

$$\eta = W_{\text{inlet}}/W_{\text{outlet}} \quad (3)$$

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。

肺部平衡灌注是病人术后成活的重要指标^[11]。

通过计算左、右肺动脉分流比,可以比较腔静脉到左、右肺动脉的分流为:

$$R_{\text{LPA/RPA}} = \frac{\bar{Q}_{\text{LPA}}}{\bar{Q}_{\text{RPA}}} \cdot 100\% \quad (4)$$

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Q_i \quad (5)$$

式中: \bar{Q}_{LPA} 为一个心动周期内左肺动脉的平均流量, \bar{Q}_{RPA} 为一个心动周期内右肺动脉的平均流量, Q_i 为瞬时的流量。

高振荡剪切系数(OSI)区域易导致动脉内膜增生和动脉粥样硬化^[14-15]。OSI计算公式如下^[15]:

$$\text{OSI} = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \tau_w dt \right|}{\int_0^T |\tau_w| dt} \right) \quad (6)$$

式中: τ_w 为壁面切应力, T 为 1 个心动周期的长度。OSI 在 0~0.5 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^[16]。

2 结果

当 0.13 s 时,RSVC 流量达最大值;当 0.03 s 时,RSVC 流量取得最小值。本文选择这 2 个时刻为血流动力学参数特定的考察点。

2.1 流动情况

4 个模型在 0.13 s 和 0.03 s 的流线如图 4 所示,可以看出流线模式很清晰。RSVC 的血流主要

灌注到右肺动脉(right pulmonary artery, RPA)中,而 LSVC 的血流主要灌注到左肺动脉(left pulmonary artery, LPA)中。RSVC 的流量要高于 LSVC,RSVC 中的部分血流会流入 LPA 中。0.03 s 时,LSVC 和 RSVC 中部的流速明显比 0.13 s 时低,故在 0.03 s 时每个模型的 RSVC 和 LSVC 中能观察到明显的扰动流,而在 0.13 s 时流动则较为平滑。比较各模型 $R_{LPA/RPA}$ 的值可以看出,模型 BBDG1 中较多的血流进入 RPA 中,而在模型 BBDG3 中 RPA 和 LPA 流量分配则较为平均。

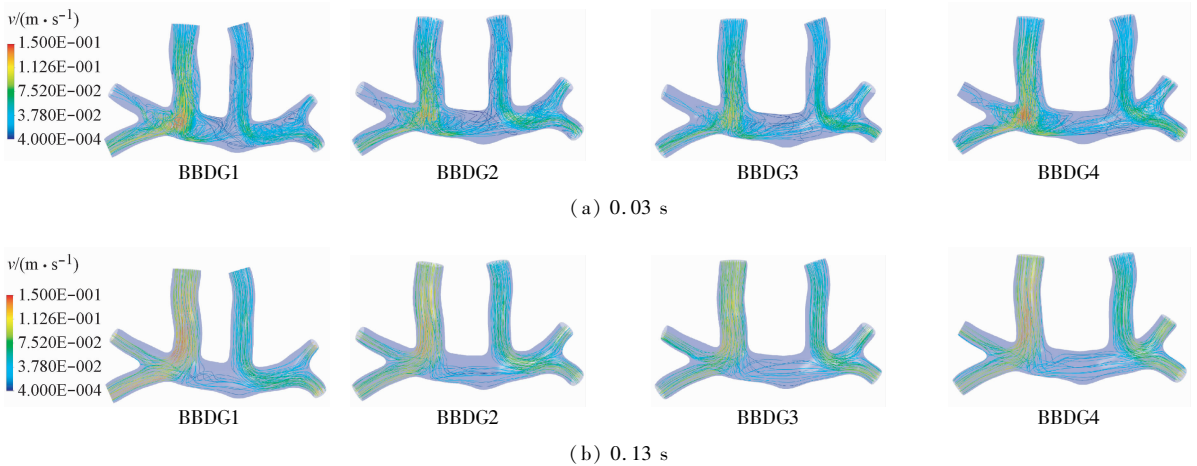


图 4 0.03 s 和 0.13 s 时的流线图

Fig. 4 Streamlines at 0.03 s and 0.13 s

2.2 能量损失

能量损失 (W_{loss}) 和能量转化效率如表 1 所示。4 个模型的能量损失在 0.90~1.56 mW,能量转化效率在 0.974~0.985。

表 1 能量损失和分流比

Tab. 1 Power loss and flow distributions

模型	W_{loss}/mW	η	$R_{LPA/RPA}$
BBDG1	1.56	0.974	0.65
BBDG2	1.12	0.981	0.93
BBDG3	0.90	0.985	1.04
BBDG4	1.21	0.980	1.11

2.3 壁面切应力

壁面切应力是动脉系统中影响内皮细胞功能和结构的重要因素^[19]。0.03 s 和 0.13 s 的壁面切应

力分布如图 5 所示。各模型中壁面切应力的最大值均出现在 RSVC 和 RPA 吻合口的转角处。在流速取得最大值时,壁面切应力在 0~1.8 Pa 取值;在流速取得最小值时,壁面切应力在 0~0.8 Pa 取值。

3 讨论

本文利用 CFD 方法进行 BBDG 手术的瞬态仿真分析,研究了左、右上腔静脉间不同距离对 BBDG 手术的血流动力学影响。

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^[17-18]。本研究中,在 BBDG 手术前基于患者 CT 图像重建出三维解剖结构,然后通过虚拟手术的方式得到手术后的解剖学几何模型。虚拟手术过程中,外科医生尽量全面地对此病人设计所有可能的

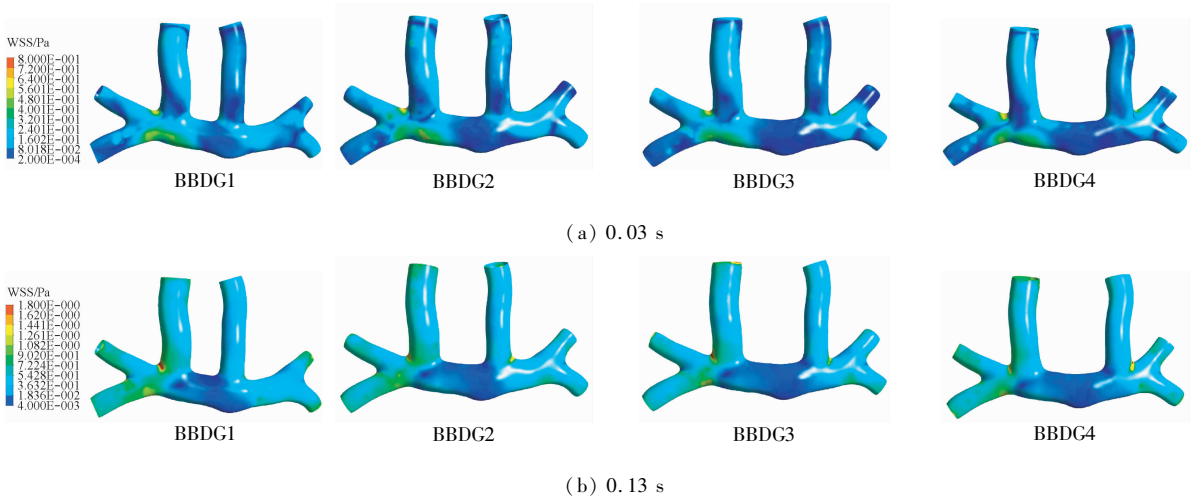


图5 0.03 s 和 0.13 s 时壁面切应力分布

Fig. 5 Wall shear stress distributions at 0.03 s and 0.13 s

手术方案;因为进行的是虚拟手术,所以不必担心手术对患者的损伤,之后通过数值模拟选择此病人最理想的手术方案。此方法在儿科预测最优的 BBDG 手术方案上有很大的帮助。最近,利用 CFD 方法进行格林手术的数值仿真与手术规划的研究结果表明,这种方法与实验方法所得的结论有很强的一致性^[5,11]。相信 CFD 仿真分析对本文的 BBDG 手术研究提供了十分有力的支持。

评价格林手术对单心室患者心脏功能补偿好坏及长期效果的标准中,能量损失是决定性的^[4-5,11-12]。本文的结果显示,搭桥时如果将 RSVC 和 LSVC 分别与肺动脉的吻合口设计的过于接近,将导致更高的能量损失。选取两者距离为 3D 时能量损失最小,距离为 2D 时比其他模型将产生更大的能量损失,这可能是受到了 LPA 分支中血流的影响。因此,避免在手术中使 LSVC 与 RSVC 距离过近,并选择一个合适的距离(例如本研究中的 3D)能有效减小能量损失。

流入左、右肺动脉平衡的血流对于左、右肺动脉的发育来说是很重要的^[11]。当左上腔静脉与右上腔静脉间距离很近时,观察到有不平衡的血流灌注到左肺与右肺动脉,其中流入右肺动脉的血流量比较多。因此,这种血流量的不平衡可能会增加右肺的负担。而模型 BBDG3 的分析结果显示出比较平衡的左、右肺动脉灌注。从血液流量分配的角度来看,可以认为当治疗有左上腔静脉的单心室心脏缺

陷综合征病人时,外科医生应该避免左上腔静脉与右上腔静脉相距太近的情况发生。

壁面切应力值和其分布是影响内皮细胞功能和基因表达的重要因素^[19]。高 OSI 值与关注区域的动脉粥样硬化有很大的关系^[20]。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 6)。结果显示,BBDG3 的 OSI 值最小,可以认为适当增大左、右上腔静脉之间距离能够减小动脉粥样硬化的可能性。

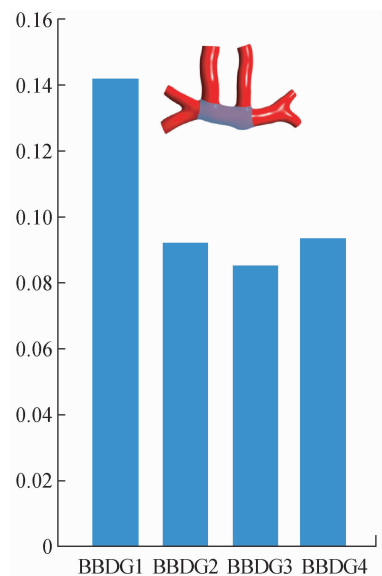


图6 OSI 分布

Fig. 6 OSI distributions

出口的边界条件为本研究一个比较大的局限性。众所周知,大动脉血液流动控制方程的求解,需要高度依靠施加于血管床模型下游区域的出口边界条件。而肺动脉出口压力或者几何模型出现稍许的改变,都会给肺动脉分流产生非常大的改变^[21]。本研究的边界条件以及几何模型的数据均来自于临床获得。虽然对于拥有自动调节的原因、心血管系统的生理条件不会发生特别大的改变,但是这些细微的改变会给研究带来不可避免的误差。近年来,多尺度的方法逐渐被一些研究者提出来,即把3D局部的血流动力学模型与0D的整个循环系统的集中参数模型在搭桥血管处耦合起来研究^[22-23]。该方法有利于把局部血流动力学与全部生理反馈循环联系起来一起分析,而且它更加有利于计算研究,可以预测整体循环的反馈变化以及为局部几何模型提供边界条件。

本研究存在一些其他不足之处。首先,主要比较不同搭桥血管的位移为血流动力学模拟的主要研究因素,从而得到最优的搭桥方式。本研究很好总结了该趋势,但是对于具体临床手术可能会有局限。其次,重建的解剖模型是通过具体病人的数据进行三维重建的。因此,具体病人的解剖分析不具有普遍性。没有进行体外实验和临床实验对CFD模拟进行验证。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^[6-7,10]。为了方便计算,血液属性设置比较简单。壁面切应力虽然被提及,但是没有深入的分析。切应力在1.0~1.5 Pa之间诱导内皮细胞基因表达产生动脉粥样硬化,而切应力在0.4 Pa会诱导细胞产生动脉粥样硬化^[24]。因此,高壁面接应力梯度会增加壁面的渗透性以及动脉粥样硬化的损害^[25]。如果这些影响因素被证实与死亡有关,需要特别对待。在未来的研究中这些限制都应该被考虑到,从而使外科手术规划的方法更好地应用到临床上。

4 结语

在BBDG手术中,选取合适的LSVC与RSVC的距离能够得到较好的血流动力学分布,降低系统能量损失。本研究对于治疗带有左侧上腔静脉的单心室患者的格林手术规划的选择具有重要的意义,

并对从事此类手术的外科医生有一定的指导作用。

参考文献:

- [1] 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 International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon, France: [s.n.], 2007: 202-205.
- [2] Anderson RH, Cook AC. Morphology of the functionally univentricular heart [J]. *Cardiol Young*, 2004, 14 (Suppl 1): 3-12.
- [3] Bardo DME, Frankel DG, Applegate KE, *et al.* Hypoplastic left heart syndrome [J]. *Radio Graphics*, 2001, 21(3): 705-717.
- [4] Hancock Friesen CL, Forbess JM. Surgical management of the single ventricle [J]. *Prog Pediatr Cardiol*, 2002, 16(1): 47-68.
- [5] DeGroof CG. Modeling the Fontan circulation: Where we are and where we need to go [J]. *Pediatr Cardiol*, 2008, 29(1): 3-12.
- [6] 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.
- [7] de Zelicourt DA, Pekkan K, Paks J, *et al.* Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2006, 131(4): 785-791.
- [8] Biffi M, Boriani G, Frabetti L, *et al.* Left superior vena cava persistence in patients undergoing pacemaker or cardioverter-defibrillator implantation: A 10-year experience [J]. *Chest*, 2001, 120(1): 139-144.
- [9] Krishnan U. Univentricular heart: Management options [J]. *Indian J Pediatr*, 2005, 72(6): 519-524.
- [10] Sun Q, Wan DW, Liu JF, *et al.* Patient-specific computational fluid dynamic simulation of a bilateral bidirectional Glenn connection [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(11): 1153-1159.
- [11] de Zelicourt DA, Marsden A, Fogel MA, *et al.* Imaging and patient-specific simulations for the Fontan surgery: Current methodologies and clinical applications [J]. *Prog Pediatr Cardiol*, 2010, 30: 31-44.
- [12] 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.
- [13] Ding JL, Liu YJ, Chai LJ, *et al.* Computational fluid dynamics of two patient-specific systemic to pulmonary shunts [J]. *J Mech Med Biol*, 2012, DOI: 10.1142/S021951941350005X.
- [14] Davies PF. Hemodynamic shear stress and the endothelium in cardiovascular patho-physiology [J]. *Nat Clin Pract Cardiovasc Med*, 2009, 6(1): 16-26.
- [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] Nordgaard H, Swillens A, Nordhaug D, *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.
- [17] Pekkan K, Whited B, Kanter K, *et al.* Patient-specific surgical planning and hemodynamic computational fluid dynamics optimization through free-form haptic anatomy editing tool (SURGEM). *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(11): 1139-1152.
- [18] Ding JL, Chai LJ, Liu YJ. Hemodynamic based cardiovascular surgical planning system [C]//3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Yantai, China; [s. n.], 2010: 290-293.
- [19] Davies PF. Hemodynamic shear stress and the endothelium in cardiovascular patho-physiology [J]. *Nat Clin Pract Cardiovasc Med*, 2009, 6(1): 16-26.
- [20] He XY, Ku DN. Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: Average conditions [J]. *J Biomech Eng*, 1996, 118(1): 74-82.
- [21] Vignon-Clementel IE, Figueroa CA, Jansen KE, *et al.* Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries [J]. *Comput Methods Appl Mech Eng*, 2006, 195(29-32): 3776-3796.
- [22] 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.
- [23] Bove E, Migliavacca F, de Leval M, *et al.* Use of mathematic modeling to compare and predict hemodynamic effects of the modified Blalock-Taussig and right ventricle-pulmonary artery shunts for hypoplastic left heart syndrome [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2008, 136(2): 312-320.
- [24] Jackson M, Wood NB, Zhao SZ, *et al.* Low wall shear stress predicts subsequent development of wall hypertrophy in lower limb bypass grafts [J]. *Artery Res*, 2009, 3(1): 32-38.
- [25] Buchanan JR, Kleinstreuer C, Hyun S, T *et al.* Hemodynamics simulation and identification of susceptible sites of atherosclerotic lesion formation in a model abdominal aorta [J]. *J Biomech*, 2003, 36(8): 1185-1196.

更正声明

在我刊2012年第4期456~459页发表的论著《中医推拿一指禅手法垂直作用力均匀性的量化研究》作者应为吕杰¹,方磊²,严隽陶³,房敏³,曹金凤⁴,马龙龙¹,许世雄¹(1 复旦大学 力学与工程科学系,上海200433;2 上海中医药大学 康复医学院,上海201203;3 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院,上海200437;4 上海大学学报社,上海200444),基金项目应补充两项:1. 国家中医药管理局中医药行业专项(200707013);2. 国家杰出青年基金资助项目(81025022)。特此声明。

《医用生物力学》编辑部
2012-10-25