

[文章编号] 1674-8115(2011)09-1325-03

• 综 述 •

计算流体力学在先天性心脏病手术方式模拟中的研究进展

刘玉洁, 郑景浩

(上海交通大学医学院附属上海儿童医学中心心胸外科, 上海 200127)

[摘要] 计算流体力学是直观、可视化的研究方式,随着学科间合作的加强,通过计算流体力学技术对生理和病理状态下的心血管系统进行模拟成为可能。计算流体力学可用于术前血流动力学评估、术后结构区域血流评价以及手术方式模拟等领域。文章就计算流体力学在先天性心脏病手术方式模拟中的研究进展进行综述。

[关键词] 计算流体力学;先天性心脏病;手术方式;模拟

[DOI] 10.3969/j.issn.1674-8115.2011.09.026

[中图分类号] R654.2

[文献标志码] A

Research progress of computational fluid dynamics in surgical approach simulation for congenital heart disease

LIU Yu-jie, ZHENG Jing-hao

(Department of Cardiovascular and Thoracic Surgery, Shanghai Children's Medical Center, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200127, China)

[Abstract] Computational fluid dynamics is an intuitive and visualised method, which facilitates the simulation of cardiovascular system under physiological and pathological states with multidisciplinary intergration. Computational fluid dynamics can work in estimation of hemodynamics preoperation, evaluation of blood flow of structure region postoperation and surgical approach simulation. The research progress of computational fluid dynamics in surgical approach simulation for congenital heart disease is reviewed in this paper.

[Key words] computational fluid dynamics; congenital heart disease; surgical approach; simulation

随着先天性心脏病手术技巧的不断成熟和各种手术方式的开展,患者的早期存活率和手术质量在一定程度上获得很大保障。越来越多的学者开始将手术区域的解剖结构与手术后可能的血流动力学改变相结合,并探讨其对远期生存质量的影响。

计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)是利用电子计算机和离散化的数值方法对流体力学问题进行数值模拟和分析的一门学科,是一种直观、可视化的研究方式。近年来,随着学科间合作的加强,通过CFD技术对生理和病理状态下心血管系统进行模拟成为可能^[1,2]。通过该技术的应用,能获得其他医学实验难以测量的指标,如速度、压力和壁面剪切力等流动特性参数。

CFD可用于术前血流动力学评估、术后结构区域血流评价以及手术方式模拟等领域。文章就CFD技术在先天性心脏病的应用,尤其是手术方式模拟

中的研究进展进行综述,旨在为后期实验提供新的方法。

1 数学模型的建立

CFD是研究心血管疾病流体动力学机制行之有效的方法,最初应用于大动脉狭窄、动脉粥样硬化和动脉瘤等外周大动脉病变时血流动力学变化的研究中^[3]。在与先天性心脏病相关的领域,CFD主要应用于腔肺吻合术、主动脉缩窄术、体肺分流术(Ballock-Taussig shunt, BTs)等部分血管重建时角度和接触面的研究中^[4]。

1.1 简化模型

早期受到三维重建技术和计算软件等多方面的限制,常使用简化的数学模型,血管多为直径恒定的管道,其他初始条件则设定为简单的数值。以下介绍常用的简化数学模型及其对应的研究成果。

[作者简介] 刘玉洁(1987—),女,住院医师,硕士;电子邮箱:liuyujie0116@126.com。

[通信作者] 郑景浩,电子邮箱:zjh210@yahoo.cn。

CFD 最先应用于 Fontan 术中血管连接区域的研究,该区域内的空间结构以及管道中的流体特征十分复杂。de Leval 等^[5]对结构区域进行简化,定义连接区域由 4 根光滑、直径恒定的管道和中央连接区域构成。实验中通过调整管道位置、直径大小、吻合口特征等临床相关因素,得到了许多重要结论。

在随后对 BTs 的研究中,Pennati 等^[6]对 BTs 进行了简化的数值模拟。其定义无名动脉和肺动脉为均质性刚性管道,与 Gore-tex 管道在空间上呈三角状态,通过改变各管道位置、角度、直径等数值特征,指出该手术中影响术后血流分布的最重要因素为该三者间的空间角度,并提出了这些因素的数学表达式。

Corno 等^[7]对肺动脉分叉处的血管连接进行简化,定义肺动脉主干及分支为均质性刚性管道,对各管道连接区域进行组合。实验过程中,分别对管道吻合口界面为椭圆形和传统圆形的两种模型进行模拟,结果显示前者的压力分布更为均匀,左肺动脉血流更为流畅,指出手术中吻合口为椭圆形情况下对管壁的扩大更为有利,术后远端梗阻或狭窄的发生率会降低。

1.2 个体化模型

基于医学影像学技术的发展和相应医学图像处理软件(3D-doctor、MIMICS 和 Simple nase 等)的开发,直接依靠磁共振、CT 和导管资料获取相关的图像和数据资料、建立个体化的生物仿真模型成为可能。模型在一定程度上具有可信性,当前的研究基本集中于大血管和少数心室的几何模型的获取^[8]。

2 CFD 计算方法和参数设定

通过数值模拟的 CFD 计算方法主要包括有限差分法(finite difference method, FDM)、有限体积法(finite volume method, FVM)、有限元法(finite element method, FEM)和有限解析法(finite analytic method, FAM)。其中, FEM 对不规则区域的适应性最好,是目前最常用的一种有限元流场数值计算方法,主要用于求解不可压缩流场的数值。利用 FEM 法进行心脏手术后的血流模拟研究时,必须注意几何模型、材料性质和边界条件的准确性。

2.1 几何模型

建立简化模型或个体化模型后,需要进一步网格化处理成为计算机能识别的信息。在行网格化处理时,一般采用非结构化网格。网格的大小和数量可直接影响计算的准确度,同时也要求较高级别的

计算机操作系统和较长的计算时间^[9],故在实验条件允许的情况下,可以对模型进行网格数验证,寻找合适的网格数,以提高计算准确度和节省计算时间。

2.2 材料性质

在定义心脏大血管的材料性质时,数据通常由生物力学的相关研究提供。在 FEM 中,组织中的精确描述是可信的,生物结构具有非均质性和非线性等特征。其中非均质性的组织在各个方向上对受力的反应具有各向异性;非线性表现为由针对力增加而引起的变形大小是非线性相关的。在多数研究中,由于计算的复杂性和计算时间的影响,多将生物材料定义为线性和均质性,满足 Womersley 理论。这种计算条件的简化可能会对结构研究中压力分布的绝对值有影响,但对于整个结构的压力分布特征描述并无明显差异^[10]。

在利用 FEM 计算的模型中,血管设定为刚性、不可渗透性,流体性质为牛顿流体,密度恒定为 $1\ 060\ \text{kg/m}^3$,动力学黏度为 $3.5 \times 10^{-3}\ \text{Pa}\cdot\text{s}$ 。对于管壁性质的设定,实验中利用杨氏模量和泊松比进行描述。其中杨氏模量反映固体材料抵抗形变的能力;泊松比则反映横向变形的弹性常数。动脉管壁杨氏模量定义为 $2 \times 10^6\ \text{Pa}$,泊松比为 0.45;肺动脉管壁杨氏模量定义为 $1 \times 10^6\ \text{Pa}$,泊松比为 0.45^[11,12]。

2.3 边界条件

边界条件用来界定模型的参数以及周围组织的相互关系,在实验中边界条件可以被假定或者直接设定为相对真实的数据。在对有限元(finite element, FE)结构模型进行模拟时,计算结果的准确性很大程度上依赖于边界条件的真实性。当边界条件不准确或难以准确反映机体真实的内环境时,会出现虚假的结果。Vignon-Clementel 等^[13]对大血管以及外周血管的 FE 模型中出口边界条件进行了详细研究,提出了一系列可行的边界条件,并尝试在血管模型计算中引入阻力模型计算。

通常在 Fontan 模型的研究中,在入口条件设定为临床上所能获取的流量速度曲线图,而肺动脉远端作为出口多定义为压力出口,其值选定为 10 mmHg ($1\ \text{mmHg} = 0.133\ \text{kPa}$),研究中多忽略周围组织和呼吸运动对肺血管的影响^[14]。

3 虚拟手术在 CFD 中的应用及临床意义

随着 CFD 技术在心血管系统研究中的应用,我们可尝试寻找恰当的结合点,赋予合理的计算条件,

有针对性地在局部区域进行相应的数值模拟,进而对指标进行分析。结合不同的手术设计方案,有助于医师在术前对手术有一定的感官验证及选定最佳的手术方案。

Plasencia 等^[15]对法洛四联症(tetralogy of Fallot, TOF)根治术中在疏通右心室流出道时是否必须进行跨环补片进行了个体化研究。其对 1 例 TOF 患儿术前的 CT 资料进行结构区域图像提取,通过医学图像处理软件,在 ANSYS 软件中进一步进行模拟;其后又模拟了该例患儿行保留肺动脉瓣环手术方式后的血流变化;通过 CFD 的数值模拟,术后目标区域压差为 9.24 mmHg,为正常值的上限,指出对该例患儿保留肺动脉瓣环并不会造成术后的右心室流出道梗阻。该结论在随后的临床手术中得到了验证。

Tang 等^[16]在对大动脉转位术中螺旋转位以及 Lecompte 转位手术后的患儿进行肺动脉及其分叉区数值模拟时,发现当大动脉之间的螺旋结构得以重建时(行螺旋转位时),肺动脉区域内血流的特征更为理想,而其他可靠的指标在一定程度上也提示术后狭窄的发生率较 Lecompte 转位手术低。

在先天性心脏病中,关于 Fontan 术的 CFD 模拟研究最为广泛。在 de Zélicourt 等^[17]的研究中,对双侧双向 Glenn 术后行外管道 Fontan 术后的特例患者进行分析,通过调整心外管道的位置,对能量损耗、血流量分配和压力分布等指标进行分析,指出在 Fontan 结构中将下腔静脉吻合于两侧上腔静脉与肺动脉吻合口的中间能量损耗最低,肺动脉血流灌注最均匀。其提出了对该例患者在理论上最优化的手术区域的结构分布。随着研究的不断深入和实验真实性的提高,在术前预测相应术后可能的血流状态,合理选择最优化的手术方式成为可能。

在新的手术方式的探讨中,Soerensen 等^[18]提出将上、下腔静脉纵向分开并相互吻合成“◇”形状来减少连接结构的能量损耗,并对该手术方式进行了数值模拟。该手术方式的临床应用还有待进一步的探索和研究,但该研究为探讨新的手术方式提供了思路。

除了上述针对手术方式的模拟外,也有研究在针对手术可视化方面进行了探讨。通过 Surgem(一种针对患者解剖结构的特异性结构编辑器),外科医师可以从感官上模拟手术过程,通过双手控制机器人手臂、一系列简单的手势对已有的解剖结构进行重建和修改,重建或修改后的管腔结构可直接在计算机中进行网格划分^[19]。通过与其他模拟相似的处理步骤,可及时对该段手术区域进行 CFD 模拟,从而针对术中所需要的角度、管径大小以及位置等相关问题进行比较和优化。可为医师提供直接的视觉感受,也减少了通过个体化的医学影像资料转化的时间,节省了大量的时间和分析成本,为术前 CFD 模拟手术方案的设计提供了可能。

综上所述,随着计算机计算软件、医学影像学技术和医学图像处理软件的不断进步,CFD 在心血管系统中的应用不断深入。不同计算方法和参数准确性的提高,使得 CFD 模拟的结果为临床实践所接受。但同时也必须明确,除了解决计算中的基础问题,目前对血流的研究手段基本均为数值计算,而数值计算的结果与实际情况可能存在偏差,今后还需改进实验方法。此外,作为医学研究的辅助手段,CFD 的相关结果应得到临床实践的检验。有学者^[20]对 TOF 术后左肺动脉狭窄的 CFD 模型数据与磁共振成像数据进行了对比,得出一定的相关性。而大多数研究尚未找到确切的检验标准。然而,个体化血流动力学研究应成为今后的热点和趋势,将来应在大量的个体化血流动力学研究的基础上建立相应的数据库,便于临床快速地个性化诊断和适应手术规划的需要。

【参考文献】

- [1] Pekkan K, Dasi LP, Nourparvar P, et al. *In vitro* hemodynamic investigation of the embryonic aortic arch at late gestation[J]. J Biomech, 2008, 41(8): 1697-1706.
- [2] 乔爱科,刘有军. 面向医学应用的血流动力学数值模拟(1): 动脉中的血流[J]. 北京工业大学学报, 2008, 34(2): 189-196.
- [3] Hoi Y, Meng H, Woodward SH, et al. Effects of arterial geometry on aneurysm growth: three-dimensional computational fluid dynamics study[J]. J Neurosurg, 2004, 101(4): 676-681.
- [4] Migliavacca F, Dubini G. Computational modeling of vascular anastomoses[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2005, 3(4): 235-250.
- [5] de Leval MR, Dubini G, Migliavacca F, et al. Use of computational fluid dynamics in the design of surgical procedures: application to the study of competitive flows in cavo-pulmonary connections[J]. J Thorac Cardiovasc Surg, 1996, 111(3): 502-513.
- [6] 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.
- [7] Corno AF, Mickaily-Huber ES. Comparative computational fluid dynamic study of two distal Contegra conduit anastomoses[J]. Interact Cardiovasc Thorac Surg, 2008, 7(1): 1-5.

(下转第 1351 页)

规律,此时为达到低流量、高扬程的转流要求,需要提高血泵转速,泵内压力增大,溶血破坏增加。另外,还需要较为密集的转速覆盖范围和压力覆盖范围数据才能保证所得的数据可以为临床应用提供支持,并为血泵的改进提供参考。

[参考文献]

- [1] Legendre D, Antunes P, Bock E, et al. Computational fluid dynamics investigation of a centrifugal blood pump[J]. *Artif Organs*, 2008, 32(4): 342-348.
 - [2] 韩占忠,王敬,兰小平. FLUENT 流体工程仿真计算实例与应用[M]. 北京:北京理工大学出版社,2004:1-26.
 - [3] 王福军. 计算流体动力学分析[M]. 北京:清华大学出版社,2004:20-133.
 - [4] Zhang Y, Xue S, Gui XM, et al. Design optimization of an axial blood pump with computational fluid dynamics[J]. *ASAIO*, 2008, 54(2): 150-155.
 - [5] Fill B, Gartner M, Johnson G, et al. Computational fluid flow and mass transfer of a functionally integrated pediatric pump-oxygenator configuration[J]. *ASAIO*, 2008, 54(2): 214-219.
 - [6] Husain SA, Gonzolo W, Fricker FJ, et al. Ventricular assist device implantation in the pediatric population: does pump size selection and associated hemodynamics impact outcomes[J]. *ASAIO*, 2008, 54(5): 474-478.
 - [7] 云忠,谭建平. 基于血液剪切损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析[J]. *中山大学学报:自然科学版*, 2008, 47(1): 47-50.
 - [收稿日期] 2011-04-29 [本文编辑] 张哲康
-
- (上接第 1327 页)
- [8] Yang C, Tang D, Haber I, et al. *In vivo* MRI-Based 3D FSI RV/LV Models for Human Right Ventricle and Patch Design for Potential Computer-Aided Surgery Optimization [J]. *Comput Struct*, 2007, 85(11-14): 988-997.
 - [9] Moaveni S. 有限元分析 - ANSYS 理论与应用[M]. 王崧,刘丽娟,董春敏,译. 北京:电子工业出版社,2008.
 - [10] Hashim S, Richens D. Finite element method in cardiac surgery [J]. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 2006, 5(1): 5-8.
 - [11] Richens D, Field M, Hashim S, et al. A finite element model of blunt traumatic aortic rupture[J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2004, 25(6): 1039-1047.
 - [12] Gnyaneshwark R, Kumar RK, Balakrishnan KR. Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model[J]. *Ann Thorac Surg*, 2002, 73(4): 1122-1129.
 - [13] 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 Engrg*, 2006, 195: 3776-3796.
 - [14] Sun Q, Wan D, Liu J, et al. Patient-specific computational fluid dynamic simulation of a bilateral bidirectional Glenn connection [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(11): 1153-1159.
 - [15] Plasencia J, Babiker H, Richardson R, et al. Virtual surgical modification for planning tetralogy of Fallot repair[C]// Bouman CA, Pollak I, Wolfe PJ. *Computational Imaging VIII*. San Jose, SPIE, 2010.
 - [16] Tang T, Chiu IS, Chen HC, et al. Comparison of pulmonary arterial flow phenomena in spiral and lecompte models by computational fluid dynamics[J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2001, 122(3): 529-534.
 - [17] de Zélicourt DA, Pekkan K, Parks 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.
 - [18] Soerensen DD, Pekkan K, de Zélicourt D, et al. Introduction of a new optimized total cavopulmonary connection [J]. *Ann Thorac Surg*, 2007, 83(6): 2182-2190.
 - [19] Rossignac J, Pekkan K, Whited B, et al. Surgem: Interactive patient-specific anatomy-editor for hemodynamic analysis and surgery planning[R]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 2007.
 - [20] Chen MJ, Wu MT, Wang HL. Numerical investigation of regurgitation phenomena in pulmonary arteries of tetralogy of Fallot patients after repair[J]. *J Biomech*, 2008, 41(14): 3002-3009.
 - [收稿日期] 2011-04-25 [本文编辑] 刘晓华