

大动脉调转手术规划的生物力学机理研究进展

顾兆勇¹, 潘友联¹, 贾荣玺¹, 刘迎龙², 董念国³, 乔爱科¹

(1. 北京工业大学生命科学与生物工程学院, 北京 100124;

2. 首都医科大学附属北京安贞医院小儿心脏中心, 北京 100029;

3. 华中科技大学同济医学院附属协和医院心血管外科, 武汉 430022)

摘要: 大动脉调转术是治疗完全性大动脉转位的理想手术方式,其主要目的是矫正其畸形的解剖结构;手术近期和远期效果满意. 根据临床医生的经验和设想,提出了目前大动脉调转手术面临的问题. 综述了关于大动脉调转手术临床上的手术技巧;综述了国内外主动脉根部生物力学机理研究的有限元模型、实验研究等方面的最新研究进展;综述了几何构型因素对主动脉瓣关闭功能影响的研究进展. 在此基础上,对改进大动脉调转手术方案的生物力学机理研究进行了展望.

关键词: 完全性大动脉转位; 大动脉调转术; 主动脉瓣关闭不全; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: Q 66

文献标志码: A

文章编号: 0254 - 0037(2016)01 - 0152 - 09

doi: 10. 11936/bjtxb2015030082

Advance in Biomechanical Mechanism of Surgical Planning for Arterial Switch Operation

GU Zhaoyong¹, PAN Youlian¹, JIA Rongxi¹, LIU Yinglong², DONG Nianguo³, QIAO Aike¹

(1. College of Life Science and Bio-Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;

2. Center of Infant Heart, Beijing Anzhen Hospital, Capital Medical University, Beijing 100029, China;

3. Department of Cardiovascular Surgery, Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430022, China)

Abstract: The arterial switch operation (ASO) is now the preferred surgical approach to the patient with complete transposition of the great arteries (TGA). Early and midterm results of the arterial switch operation are good. The problems and prospects of arterial switch operation were presented according to surgical experience and assumption of clinicians. The following three aspects were mainly reviewed in this paper. 1) A brief overview of surgical techniques for arterial switch operation. 2) An introduction on finite element modeling and experimental investigations for aortic root. 3) Research progress in the biomechanical mechanism of the influence of various geometric configurations for aortic valve on aortic insufficiency. Finally, based on the research, several modified geometric configurations for ASO was proposed while the biomechanical mechanism needs to be investigated so as to know the postoperative influence of the modified geometric configurations for ASO on aortic insufficiency.

Key words: transposition of the great arteries; arterial switch operation; aortic insufficiency; finite element analysis; biomechanics

收稿日期: 2015-03-25

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(11472023,81270297)

作者简介: 顾兆勇(1982—),男,博士研究生,主要从事生物力学方面的研究, E-mail: 61821551@qq.com

通信作者: 乔爱科(1967—),男,教授,主要从事生物力学方面的研究, E-mail: qak@bjut.edu.cn

1 大动脉调转术的临床背景

完全性大动脉转位(transposition of the great arteries, TGA)指主动脉和肺动脉对调位置,主动脉瓣接右心室,而肺动脉瓣接左心室,是一种比较多见的小儿复杂性先天性心脏病.大动脉调转术(arterial switch operation, ASO)是治疗TGA的理想手术方式,其主要目的是矫正其畸形的解剖结构;手术近期和远期效果满意.图1所示为完全性大动脉转位和大动脉调转手术后的解剖结构示意图.在全麻下建立体外循环,将主动脉于根部切断、主肺动脉于分叉前切断,再将左右冠状动脉及附近的主动脉壁切下,吻合在肺动脉根部.之后将肺动脉近端与升主动脉远端吻合以形成“新”的主动脉.再将主动脉近端与肺动脉远端吻合以形成“新”的肺动脉.ASO术后,肺动脉瓣将与主动脉远端相连接,成为新主动脉瓣,在基础病变及体循环压力长期作用下,新主动脉瓣远期容易发生关闭不全^[1].对TGA患者施行大动脉调转术后,随访10年内新主动脉根部扩张发生率多达49%,主动脉根部扩张会引发瓣膜关闭不全^[2].新主动脉瓣关闭不全是动脉调转术常见的失效形式和患者术后死亡原因^[3].国内外临床医生在相关手术设计方面都有不断的创新.中国医学科学院中国协和医科大学阜外心血管病医院胡盛寿院士、首都医科大学附属北京安贞医院刘迎龙教授、华中科技大学同济医学院附属协和医院董念国教授等人在大动脉调转术临床实践和创新方面取得良好的效果^[4-6].

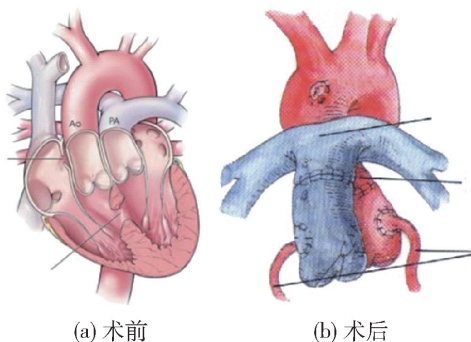


图1 完全性大动脉转位和大动脉调转手术后的解剖结构

Fig.1 Transposition of the great arteries and anatomical structure after arterial switch operation

手术中游离冠状动脉起始部,将两冠状动脉开口呈纽扣状切下;通过控制纽扣状血管片的大小和冠状动脉的吻合位置,可以实现手术后窦部直径的

控制;使主动脉根部接近正常解剖,特别是主动脉窦和窦管交界重建,产生主动脉窦达芬奇涡流,使主动脉瓣开关更符合生理^[7].如果窦部直径过小,心脏收缩期瓣叶和新主动脉壁碰撞而致瓣叶退行性变或主动脉窦无扩张引起瓣叶皱曲^[8].然而窦部直径的选择仍然是大动脉调转术面临的重要问题.

手术中起源于左心室的肺动脉近心端与升主动脉远心端吻合时,主动脉管径小,肺动脉管径大,可在肺动脉近心端后壁进行等距环缩,或者主动脉远心端前壁进行“V”字切开,可以实现控制新主动脉窦管交界直径^[9].临床观察和研究表明,将直径不匹配的动脉吻合在一起之后,吻合部位容易形成湍流,导致主动脉瓣瓣叶对合不良,并出现主动脉瓣反流^[10-11].窦管交界直径的选择仍然是手术中需要解决的问题.

从大动脉调转手术后新主动脉瓣膜关闭不全的患者的CT图像观察到,瓣膜开口方向和主动脉轴线存在夹角 α (见图2).在瓣膜关闭时,血流的主要能量可能会集中作用于某个瓣叶,从而影响瓣叶关闭.此外,大动脉调转术后心室流腔也发生了改变,有的流腔狭长,有的流腔较短.作为主动脉瓣膜运动的上游流腔,心室流腔的形状会影响瓣膜的运动和力学行为.再者,瓣叶对合长度从结合线到中心逐渐减小;中心位置3个瓣叶对合部分存在扭转冗余,以防心脏舒张期主动脉瓣关闭时中心反流.而有关问题在临床观察和力学机理方面都有待于深入探讨.



图2 瓣膜开口方向和主动脉中心轴夹角
Fig.2 Angle between valve opening direction and aortic center shaft

上述几个方面的临床经验和推断提示,大动脉调转术后发生新主动脉瓣关闭不全的危险因素及机制存在较多争议^[1].在医生看来,主动脉根部几何构型和尺寸选择是科学更是艺术^[12].临床医学迫

切需要针对大动脉调转术中有关升主动脉根部几何构型对主动脉瓣关闭功能的影响做深入地理论分析,进一步指导以证据为基础的手术决策,改进大动脉调转手术方案,以提高对完全性大动脉转位疾病的治疗效果。

2 大动脉调转术的生物力学研究现状

2.1 主动脉根部生物力学模拟和实验研究

大动脉调转手术规划的生物力学机理的研究可以为了更好地解决手术中的临床医学问题提供科学依据,将该术式中的“艺术”性和“科学”性有机地联系起来;通过揭示其中生物力学机理,有助于临床医生更加方便高效、科学合理、有依据地制定大动脉调转术的治疗方案,以提高对完全性大动脉转位疾病的治疗效果,也可以为人工瓣膜和血管吻合器的设计和检验提供理论指导。

大动脉调转手术后主要问题是关闭不全。临床医生认为几何构型的选择是大动脉调转术后新生主动脉瓣关闭不全的重要因素,需要在手术前根据病人的实际情况选择相对较好的主动脉根部几何构型。主要有2种方法:一是建立结构动力学模型和流固耦合模型等力学模型进行数值模拟研究;二是用动物的主动脉根部或者是人造模型进行体外实验研究。由于数值模拟方法可以方便地计算各种手术方案主动脉根部结构和血流的运动特征,因而在主动脉根部的力学规律和相关疾病的手术规划研究领域得到广泛地应用。Labrosse等^[13]提出一种计算瓣叶对合面积的方法,即从结构力学模型的计算结果中提取瓣叶接触压力,认为瓣叶接触压力大于2 666 Pa的单元为有效对合面积。Marom等^[14]计算了主动脉瓣关闭阶段瓣叶阻尼系数与对合长度的关系,结果表明随着阻尼系数的减小,瓣叶对合长度会增加。Hammer等^[15]用结构有限元方法计算心脏舒张期主动脉瓣关闭状态时瓣叶最小对合长度,用于评估瓣叶宽度和高度对主动脉瓣关闭性能的影响。未来可以采用计算机数值模拟的方法,针对大动脉调转手术几何构型进行术前规划,以期提高完全性大动脉转位疾病的治疗效果。

为数值模拟而创建几何模型的方法主要有2类:一类是用医学影像数据或主动脉根部实物测量等直接三维重建;另一类是先用CAD软件设计主动脉根部的参数化几何模型,再从影像数据中提取特征尺寸,然后输入到CAD软件设计的三维模型,最后生成主动脉根部几何模型。

对于第1类主动脉根部建模方法,Conti等^[16]认为用MRI的方法获取的主动脉根部图像不能得到瓣叶组织厚度尺寸,在力学建模时,需要估计瓣叶厚度值,这会对计算结果带来不确定性;Hammer等^[15]提出一种主动脉根部结构力学模型,该模型可以用于计算心脏舒张末期主动脉瓣的关闭状态瓣叶的对合长度。该结构力学模型中几何模型创建方法是:先把瓣叶放置在平面,此时瓣叶处于无应力状态,生成一个瓣叶的几何模型;再在主动脉瓣的结合线处连接3个平面瓣;最后绕中心轴卷成圆筒形,此时3个瓣叶处于零应力状态。

对于第2类主动脉根部几何模型主要有以下几种创建方法:Labrosse等^[17]提出8参数(分别是3个瓣叶的高度和游离缘长度、瓣膜厚度)和15个空间坐标点创建对称主动脉瓣的方法,该模型可以计算瓣叶应力、瓣膜开口面积和对合区域面积,用于评估手术后主动脉瓣在生理条件下的性能;Haj-Ali等^[18]提出用5条独立的参数化曲线(其中2条是瓣叶的边界,1条用于表示窦部,其余曲线表示瓣叶和窦部之间的连接曲线)生成曲面的方法进行主动脉根部参数化建模的方法,创建该通用三维参数化几何的目的是用于建立预测各种参数主动脉根部行为的力学模型以及描述主动脉瓣疾病状态行为的力学模型;Morganti等^[19]提出一种主动脉根部离线快速参数化三维重建的方法,该方法用常规的二维经胸腔超声心动图测量主动脉根部4个参考截面(左心出口和主动脉连接截面、窦管交界截面、窦部最大直径截面以及升主动脉截面)长轴和短轴方向尺寸和几何的特征参数,在CAD软件中分4个步骤生成主动脉根部三维模型。上述几何模型中主动脉瓣叶是均匀的结构。随着研究的不断深入,发现瓣叶在周向和径向具有不同的力学属性,由此提出了各向异性物理模型的主动脉根部几何模型创建方法。Marom等^[20-21]提出胶原纤维(用沿瓣叶周向分布的梁单元表示胶原纤维)嵌入弹性体(用壳单元表示弹性体)建立复合结构瓣叶模型;该模型可以计算整个心动周期应力、流动剪切应力、瓣膜开口面积和心输出量等参数。此外,Weinberg等^[22-24]提出在细胞、组织和器官3个尺度上建立主动脉根部力学模型;该模型以变形为基本变量,联系3个尺度的模型,在各自的尺度上揭示力学规律;在细胞层面可以用于计算瓣叶上单个细胞的变形,在组织层面可以用于计算瓣叶局部组织在运动过程的形态特征,在器官层面可以用于计算整个心动周期瓣膜打开和关

闭过程中血流、瓣叶和主动脉根部其他组件的运动。对于主动脉根部几何模型的构建方法随着研究具体内容需要不断地发展,瓣叶从均匀的几何模型向考虑纤维膜、室肌以及之间的松质3层结构的复合结构模型发展。由此带来的改变是力学模型不仅可以计算瓣叶的整体运动,而且也可以计算局部组织的形态变化,甚至可以计算瓣叶上细胞的变形。

近20年流固耦合方法广泛应用于人体心脏瓣膜生物力学研究^[25]。主动脉根部流固耦合分析具有以下特征:血液周期性地由左心室流向主动脉,瓣膜在血流作用下发生往复地大变形运动;此外,主动脉窦、瓣环和窦管交界等部分径向尺寸随时间发生动态变化。Marom^[26]对主动脉根部流体结构耦合模型数值计算方法和医学应用的研究进展做了详细的论述。流固耦合仿真的计算方法可以分为2类:边界一致方法(boundary-conforming methods)和非边界一致方法(non-boundary conforming methods)。边界一致方法又称为任意拉格朗日-欧拉(arbitrary-Lagrangian-Eulerian, ALE)方法,该方法中计算网格随着计算区域边界动态变形,且保持一致。ALE方法已经用于计算血液流过主动脉^[27]和主动脉瓣^[28]的流固耦合仿真。非边界一致方法不需要移动边界来保持网格一致。该方法中,流体区域离散化为结构网格,而结构的表面离散化为朗格朗日网格节点,这些节点追踪结构在流体区域内的运动。依据处理流体和结构界面的不同,非边界一致方法可以分为diffused-interface和sharp-interface方法。diffused-interface分类中,主要有Peskin的经典浸入边界(immersed boundary, IB)法^[29],Griffith在Peskin的经典浸入边界法的基础上提出二阶精度的算法,此改进方法结合自适应网格加密可以提高浸入边界附近区域的计算精度^[30]。该方法已经应用于血液流过心脏^[31]以及流过主动脉瓣^[32-33]相关问题的仿真。3D流固耦合模型需要较大的计算量,大多数情况用于计算简化的人体主动脉瓣模型,例如直管主动脉轴对称模型^[32]。diffused-interface分类中,另一种方法是虚拟区域(fictitious domain)法。虚拟区域法与Peskin的经典浸入边界的主要差异是用拉格朗日乘数或者当地体积力耦合流体和固体边界^[34]。虚拟区域方法已经应用于血液流过二维和三维主动脉瓣模型的仿真^[35-38],以及应用于血液流过心脏^[32]以及流过主动脉瓣^[33-34]相关问题的仿真。

关于实验研究,临床上术前/术后的CT、超声等影像数据可以显示几何形态以及血流情形,可以观

察、检验手术效果。二维超声心动图是获取患病区域几何形态和尺寸结构的重要手段;彩色多普勒超声可以观察手术后瓣膜处是否有返流,以及返流程度;用频谱多普勒定量测量血流的速度,应用Bernoulli公式估算平均跨膜压差。评价瓣叶对合力、瓣叶对合长度和对合面积等主动脉瓣关闭性能参数,除采用上述建立力学模型数值模拟外,还可以通过医学影像方法。对于主动脉瓣关闭不全病情的诊断和手术效果的检查,已有研究表明采用经食管测量主动脉瓣叶对合面积和对合长度是有效方法。Sohmer等^[39]提出一种使用三维经食管超声心动图测量主动脉瓣膜对合面积的方法。具体来说主动脉瓣叶对合面积为梯形,瓣叶中部对合高度和侧部对合高度作为梯形的底边、瓣叶长度为梯形的高,由此可以计算出瓣叶对合面积。测量主动脉瓣对合面积,可以用于评估主动脉瓣膜的关闭不全的程度。Imai等^[40]提出用三维经食管超声心动图测量主动脉瓣膜对合长度来评估被测对象瓣叶对合长度的差异,以及左、右和无冠状窦瓣叶对合长度之间的差异。上述2项研究中提出的采用医学影像的方法测量主动脉瓣叶对合面积和对合长度的方法,也可以用于大动脉调转手术后随访观察主动脉瓣手术后的关闭情况。若有关闭不全问题存在,可以用于观察关闭不全程度的进展情况。除采用医学影像评估主动脉瓣膜性能外,也有研究用体外实验的方法。Kemp等^[41]通过实验验证了人工主动脉瓣膜流固耦合结果。结论是峰值跨膜压力梯度、瓣膜快速打开和关闭时间等关键性能参数的数值计算结果与实验结果差异小于12.5%,瓣膜打开和关闭过程中瓣叶形态变化的预测值与实验值具有较好的一致性。Dumont等^[42]用CCD摄像方法完成了体外实验,验证用FLUENT动网格技术、流固耦合方法对心脏瓣膜力学分析的计算结果。Lansac等^[43]把石英晶体植入到主动脉瓣瓣环、瓣叶结合处、窦管交界和升主动脉,用声呐微测量方法测量到窦部周长、主动脉根部的扭转角和倾角随时间变化量。Weiler等^[44]把在瓣叶上做了标记的主动脉根部放入可以产生生理脉动流的左心模拟器,采用双摄像头立体的方法测量整个心动周期瓣叶的伸长量。为解决临床上提出的新问题,需要对比研究数值模拟、医学影像观察和体外实验测试3种方法的结果。

2.2 几何构型对主动脉瓣关闭功能的影响

在大动脉调转术中,所有主动脉根部重建过程均以不同方法改变主动脉根部的动态几何形状^[45]。

外科医师需考虑主动脉根部复合体所有组成部分(如图3所示),并优化病人个体术式。

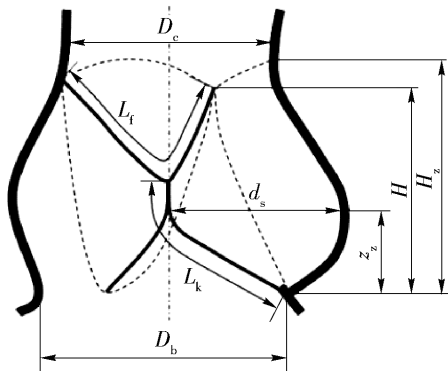


图3 主动脉根部的结构和尺寸

Fig.3 Structure and size of aortic root

国内外已经有学者研究主动脉根部几何构型引起主动脉瓣关闭不全的相关生物力学问题。主动脉根部由瓣叶、瓣环、瓣间纤维三角和瓣窦组成。主动脉根部与升主动脉连接处,成为窦管交界。主动脉瓣功能正常必须依赖于主动脉根部解剖结构的正常,其中任何一部分发生病理改变,均可导致主动脉瓣功能的障碍。已经发表的研究集中在升主动脉、窦管交界、窦部和瓣环等主动脉根部直径以及瓣叶高度、游离缘长度等瓣叶的几何尺寸对主动脉瓣膜力学行为的影响。

Soncini 等^[46]通过对比研究心脏舒张相的模型瓣叶对合(接触力和对合区域面积)和应力等力学行为,认为主动脉根部直径增大会引起主动脉瓣关闭不全。Labrosse 在 2006 年的论文中报道,其课题组测量硅橡胶模型获得以瓣环直径为参考值,保持主动脉瓣功能正常的瓣叶高度、游离缘长度和结合处直径的尺寸范围,并用解析方法描述三叶型主动脉瓣开放和关闭状态的模型。使用这个几何尺寸指南可以确保瓣膜手术的安全^[47]。Labrosse 在 2011 年的论文中报道,其课题组建立有限元模型,采用 15 点 8 参数的方法创建主动脉瓣几何模型,瓣膜在部分关闭位置时为计算初始状态,假设瓣叶高度方向为直线,瓣叶游离缘为正弦曲线。材料假设为各向同性超弹性 Fung-like 模型。瓣叶施加 0 ~ 10 665 Pa 线性增加的均匀载荷。用最大瓣叶应力、瓣膜开口面积、打开和关闭特性以及舒张期对合区域面积等指标,评价治疗瓣叶脱垂的中央折叠术和瓣叶游离缘悬浮术的手术效果^[13]。Labrosse 在 2013 年的论文中报道其对主动脉壁材料属性的研究成果,对年龄为 38 ~ 77 岁的 24 名受试者主动脉壁压力测

试,评估周向残余应力^[48]。这一研究成果对于用有限元方法研究主动脉瓣关闭不全,具有重要的实用价值。Hammer 在 2012 年的论文中报道,其课题组使用主动脉瓣结构有限元模型(忽略血液流动和主动脉根部动力学行为),瓣叶假设为各向异性非线性本构模型;跨膜压差为零时,假设瓣叶为零应力状态;固定主动脉根部节点,压力均匀地作用在瓣叶表面。作者假设在 10 665 Pa 压力作用下,瓣膜对合如果正常,那么手术修复有效。研究植入一个自体心包瓣叶,这个瓣叶与 2 个自体瓣叶组合成瓣膜治疗主动脉瓣返流。用瓣膜关闭状态瓣叶最小对合高度评价手术的有效性^[15]。这些研究从理论和临床等方面证实了对主动脉瓣关闭不全理论研究的重要性。文献中建立有限元模型的方法,包括几何模型、材料属性和边界条件的设置,为后续生物力学机理研究提供了参考。

有关几何构型改变对主动脉瓣关闭不全影响方面的研究,研究人员也尝试了从生物力学的角度来进行探讨。Marom 在 2012、2013 年的 3 篇论文中分别报道了对主动脉瓣关闭问题的相关研究成果^[14]。该课题组首先建立了可以计算主动脉瓣关闭状态瓣叶对合的流固耦合模型,研究关注瓣膜的关闭阶段,初始几何为几乎关闭的位置。血液初始流动采用初始几何稳态的求解结果,不考虑瓣膜的关闭运动。结构部分单元类型假定为壳单元。采用主从接触算法,假定瓣叶之间无摩擦接触。用瓣叶对合面积、接触力、瓣叶轴向位移、关闭时间和有效对合长度等指标,来精确求解关闭阶段的主动脉瓣和瓣叶对合情况。随后,用该有限元模型,通过提取计算结果中最大主应力、能量密度、对合区域面积和有效对合长度的数据,研究瓣环直径对主动脉瓣关闭性能的影响。近期,该课题组用上述有限元模型研究了窦管交界直径与瓣环直径的比值对主动脉瓣有效对合长度、舒张期应力分布和收缩期峰值时刻瓣叶上受到的血流剪切应力值等血流动力学和组织力学指标的影响^[49-50]。Conti 等人基于舒张末期 MRI 图像建立有限元模型,单元类型假定为三节点壳单元。瓣叶组织假设为纤维增强的材料,其他组织假定为线弹性各向同性。假设瓣膜在开放位置时,瓣叶为零应力状态。定量研究二叶型主动脉瓣和根部生物力学机理,结果表明二叶型的几何会产生异常的瓣叶应力分布,这是瓣叶过早退化的影响因素之一^[51]。Conti 等人用上述方法建立 10 名健康受试者的有限元模型,模拟主动脉瓣的整个心动周期的生理过程,认为

主动脉根部解剖结构的差异导致应力和应变分布的不同^[16]。Weltert等建立正常尺寸、保持窦管交界直径不变扩大瓣环直径、保持瓣环直径不变扩大窦管交界直径以及瓣环直径和窦管交界直径均扩大等4个主动脉根部模型,研究瓣环和/或窦管交界直径扩张对瓣叶应力分布的影响。结论是制定手术方案时,相对应窦管交界直径扩张,对主动脉瓣膜手术中瓣环直径的扩张应予以更多考虑^[52]。Nötzold等人用体外实验的方法研究几种无支架主动脉瓣膜窦管交界扩张与主动脉瓣返流的关系。结论是与自体移植和异种移植相比较,主动脉瓣自体移植具有较高阻力,这可以减小由于窦管交界直径扩张带来的返流^[53]。Maselli等人用体外实验的方法研究改变主动脉瓣环和窦管交界直径尺寸对主动脉瓣根部几何和主动脉瓣功能的影响。结论是主动脉瓣再次植入手术中,通过优化窦管交界尺寸可以实现优化主动脉瓣的功能和瓣叶对合性能^[54]。Furukawa等^[55]研究发现,窦管交界直径扩张会引发主动脉瓣关闭不全。Grande-Allen等^[56]研究主动脉根部扩张5%、15%、30%、50%对瓣叶对合面积的影响,结果表明与正常主动脉瓣相比较,主动脉根部扩张5%和15%时,与正常主动脉瓣相比较瓣叶对合面积减小量小于2%;而当主动脉根部扩张30%和50%时,瓣叶对合面积减小量为8%和17%。作者认为当主动脉根部几何发生微小的改变时,补偿机制发挥作用维持瓣叶的对合面积不变;当主动脉根部几何继续变化时,这种适应机制不足以抵消几何变化,引起瓣叶对合面积受到显著影响。

本文作者在前期研究中得到了一些有意义的研究结果^[57-60]。1)当冠状窦口位于窦底部时,窦部最大直径处出现局部高压;当冠状窦口位于窦中部时,由于冠状动脉入口的存在,在窦最大直径处不会出现局部高压;此处的局部高压有利于3个窦产生对称的变形,降低瓣叶对合错位的风险。2)窦管交界比窦部直径变化对瓣环直径的影响大,而同样的主动脉根部结构,增大瓣环直径会减少瓣叶的有效对合,从而影响主动脉瓣关闭功能。后续将对主动脉根部最优的几何构型进行理论研究,包括窦管交界、窦部、瓣叶、瓣环的尺寸和几何关系;探索由于这些尺寸和几何关系的变化引起主动脉瓣关闭不全的生物力学机理。上述量化的理论分析结果可以作为大动脉调转手术规划的理论依据。

以上这些工作对于揭示几何构型对主动脉瓣关闭不全的机理都有重要作用,但是对于主动脉瓣关

闭不全的生物力学机理,还有许多问题等待解决。特别是窦管交界直径锥度、冠状动脉切片大小、瓣叶开口与主动脉中心轴夹角大小、心室流腔形状等几何因素对主动脉瓣关闭不全影响方面,还需要深入研究。

大动脉调转术中有关升主动脉根部几何构型对主动脉瓣关闭功能的影响是临床医生非常关注的问题。主动脉根部的几何构型直接影响到各个组分的协调运动,其本质问题就是主动脉根部的生物力学机理在起作用。无论是数值模拟还是模型实验研究,都需要准确、定量地描述主动脉根部各个部分的几何及力学属性,能从生物力学的角度做深入地理论分析并且提出合理的评价指标,进而提出大动脉调转术的创新术式,指导以证据为基础的手术决策。

3 大动脉调转手术生物力学机理的研究展望

大动脉调转手术是治疗完全性大动脉转位的理想手术方式,矫形不满意是术后新主动脉瓣关闭不全的重要原因。本文作者与心外科专家通过病例分析和讨论后认为,单就大动脉调转术的几何构型对术后新主动脉瓣关闭不全的影响而言,有关窦部直径、主动脉根部直径、瓣叶高度和长度等几何因素对主动脉瓣关闭不全的影响研究比较多,而许多创新性的手术方案还有待尝试和探索。

根据临床医生的经验和设想,作者提出了一些改进手术方案,如窦管交界直径呈现一定的锥度、改变瓣叶开口与主动脉中心轴夹角的大小、改变冠状动脉切片大小从而改变窦部成形、改变心室流腔形状等等,可能会对术后新主动脉瓣关闭产生不同的影响和疗效。但其中的生物力学机理还不很清楚,需要从力学原理上了解改进几何构型对术后主动脉瓣关闭不全的影响。研究方法可以是建立有限元模型并进行静态、动态和流固耦合数值模拟,制作离体模型进行流场和运动/力学实验,以及对临床病例进行回顾性分析和随访观察,探讨治疗完全性大动脉转位的大动脉调转手术中改进几何构型对主动脉瓣关闭不全影响的生物力学机理;开发简单易用的手术规划系统。

参考文献:

- [1] 潘湘斌,胡盛寿,李守军,等. 动脉调转术后中期主动脉瓣反流的危险因素分析[J]. 中国循环杂志, 2009, 24(4): 296-299.
- PAN X B, HU S S, LI S J, et al. Risk factors for mid-

- term aortic regurgitation after arterial switch operation[J]. Chinese Circulation Journal, 2009, 24(4): 296-299. (in Chinese)
- [2] YURASEK G K, GAUVREAU K, POWELL A J, et al. Great vessel root and artery dimensions in transposition of the great arteries repaired with atrial switch operation[J]. Pediatric Cardiology, 2014, 35(3): 457-462.
- [3] 董念国, 孙宗全, 苏伟, 等. 一期大动脉调转术治疗完全性大动脉转位[J]. 临床心血管病杂志, 2009, 25(2): 122-124.
DONG N G, SUN Z Q, SU W, et al. One-stage arterial switch operation on transposition of the great arteries[J]. Journal of Clinical Cardiology, 2009, 25(2): 122-124. (in Chinese)
- [4] 胡盛寿, 李守军, 王欣, 等. 改良主、肺动脉根部置换术治疗伴左室流出道梗阻的大动脉错位[J]. 中华胸心血管外科杂志, 2007, 14(1): 1-5.
HU S S, LI S J, WANG X, et al. Modified aortic and pulmonic translocation in management of transposition of great arteries with ventricular septal defect and left ventricular outflow tract obstruction[J]. Chinese Journal of Clinical Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2007, 14(1): 1-5. (in Chinese)
- [5] 刘迎龙, 胡盛寿, 沈向东. 动脉调转术治疗合并肺动脉高压的室间隔缺损型心室大动脉连接异常患儿的手术适应症探讨[J]. 中华医学杂志, 2006, 86(1): 23-25.
LIU Y L, HU S S, SHEN X D, et al. Indications of arterial switch operation for complex congenital heart defect with severe pulmonary hypertension and ventriculoarterial discordant connection [J]. National Medical Journal of China, 2006, 86(1): 23-25. (in Chinese)
- [6] 陈义初, 董念国, 邹明辉. 全性大动脉转位的冠状动脉分类及处理[J]. 医学综述, 2010, 16(13): 2014-2027.
CHEN Y C, DONG N G, ZOU M H. Anatomical classifications and surgical strategies for transposition of great arteries with complex coronary anomaly[J]. Medical Recapitulate, 2010, 16(13): 2014-2027. (in Chinese)
- [7] 杨娅. 超声心动图在主动脉瓣病变诊断和治疗中的应用[J]. 心血管外科杂志: 电子版, 2012, 1(1): 3-6.
YANG Y. Application of echocardiography in the diagnosis and treatment of aortic lesions [J]. Journal of Cardiovascular Surgery: Electronic Edition, 2012, 1(1): 3-6. (in Chinese)
- [8] 任书南, 张卫. 主动脉根部瘤外科治疗技术演变[J]. 中国现代手术学杂志, 2010(4): 316-319.
REN S N, ZHANG W. Technology evolution of aortic root aneurysm surgery [J]. Chinese Journal of Modern Operative Surgery, 2010(4): 316-319. (in Chinese)
- [9] 董念国, 孙宗全, 苏伟, 等. 一期大动脉调转术的主要问题及对策[J]. 华中科技大学学报(医学版), 2008, 37(4): 514-516.
DONG N G, SUN Z Q, SU W, et al. Key issues and surgical strategies for one-stage arterial switch operation for transposition of the great arteries [J]. Acta Medicinæ Universitatis Scientiæ ET Technologiæ Huazhong, 2008, 37(4): 514-516. (in Chinese)
- [10] BLUME E D, WERNOVSKY G. Long-term results of arterial switch repair of transposition of the great vessels [J]. Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu, 1998, 1: 129-138.
- [11] MARINO B S, WERNOVSKY G, KREB D L, et al. Neo-aortic root dilation and regurgitation are progressive following the arterial switch operation[J]. Journal of the American College of Cardiology, 2002, 39: 413.
- [12] DAVID T E, ARMSTRONG S, IVANOV J, et al. Results of aortic valve-sparing operations[J]. Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2001, 122(1): 39-46.
- [13] LABROSSE M R, BOODHWANI M, SOHMER B, et al. Modeling leaflet correction techniques in aortic valve repair: a finite element study [J]. Journal of Biomechanics, 2011, 44(12): 2292-2298.
- [14] MAROM G, HAJ-ALI R, RAANANI E, et al. A fluid-structure interaction model of the aortic valve with coaptation and compliant aortic root [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2012, 50(2): 173-182.
- [15] HAMMER P E, CHEN P C, PEDRO J, et al. Computational model of aortic valve surgical repair using grafted pericardium[J]. Journal of Biomechanics, 2012, 45(7): 1199-1204.
- [16] CONTI C A, VOTTA E, DELLA CORTE A, et al. Dynamic finite element analysis of the aortic root from MRI-derived parameters [J]. Medical Engineering & Physics, 2010, 32(2): 212-221.
- [17] LABROSSE M R, BOODHWANI M, SOHMER B, et al. Modeling leaflet correction techniques in aortic valve repair: a finite element study [J]. Journal of biomechanics, 2011, 44(12): 2292-2298.
- [18] HAJ-ALI R, MAROM G, ZEKRY S B, et al. A general three-dimensional parametric geometry of the native aortic valve and root for biomechanical modeling[J]. Journal of biomechanics, 2012, 45(14): 2392-2397.
- [19] MORGANTI S, VALENTINI A, FAVALLI V, et al. Aortic root 3D parametric morphological model from 2D-

- echo images [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2013, 43(12): 2196-2204.
- [20] MAROM G, PELEG M, HALEVI R, et al. Fluid-structure interaction model of aortic valve with porcine-specific collagen fiber alignment in the cusps [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013, 135(10): 1-6.
- [21] MAROM G, KIM H S, ROSENFELD M, et al. Fully coupled fluid-structure interaction model of congenital bicuspid aortic valves: effect of asymmetry on hemodynamics [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2013, 51(8): 839-848.
- [22] WEINBERG E J, MOFRAD M R K. Transient, three-dimensional, multiscale simulations of the human aortic valve [J]. *Cardiovascular Engineering*, 2007, 7(4): 140-155.
- [23] WEINBERG E J, MOFRAD M R K. A multiscale computational comparison of the bicuspid and tricuspid aortic valves in relation to calcific aortic stenosis [J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41(16): 3482-3487.
- [24] WEINBERG E J, SHAHMIRZADI D, MOFRAD M R K. On the multiscale modeling of heart valve biomechanics in health and disease [J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2010, 9(4): 373-387.
- [25] VOTTA E, LE T B, STEVANELLA M, et al. Toward patient-specific simulations of cardiac valves: state-of-the-art and future directions [J]. *Journal of Biomechanics*, 2013, 46(2): 217-228.
- [26] MAROM G. Numerical methods for fluid-structure interaction models of aortic valves [J]. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 2015, 22(4): 595-620.
- [27] FERNÁNDEZ M A, MOUBACHIR M. A Newton method using exact jacobians for solving fluid-structure coupling [J]. *Computers and Structures*, 2005, 83: 127-142.
- [28] SHADDEN S C, ASTORINO M, GERBEAU J F. Computational analysis of an aortic valve jet with Lagrangian coherent structures [J]. *Chaos*, 2010, 20(1): 017512.
- [29] PESKIN C S. Flow patterns around heart valves: a numerical method [J]. *Journal of Computational Physics*, 1972, 10(2): 252-271.
- [30] GRIFFITH B E, HORNUNG R D, MCQUEEN D M, et al. An adaptive, formally second order accurate version of the immersed boundary method [J]. *Journal of Computational Physics*, 2007, 223(1): 10-49.
- [31] PESKIN C S, MCQUEEN D M. A three-dimensional computational method for blood flow in the heart I. Immersed elastic fibers in a viscous incompressible fluid [J]. *Journal of Computational Physics*, 1989, 81(2): 372-405.
- [32] GRIFFITH B E. Immersed boundary model of aortic heart valve dynamics with physiological driving and loading conditions [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2012, 28(3): 317-345.
- [33] BORAZJANI I. Fluid-structure interaction, immersed boundary-finite element method simulations of bio-prosthetic heart valves [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2013, 257: 103-116.
- [34] van LOON R, ANDERSON P D, van de VOSSE F N. A fluid-structure interaction method with solid-rigid contact for heart valve dynamics [J]. *Journal of Computational Physics*, 2006, 217(2): 806-823.
- [35] de HART J, PETERS G W M, SCHREURS P J G, et al. A two-dimensional fluid-structure interaction model of the aortic valve [J]. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(9): 1079-1088.
- [36] de HART J, BAAIJENS F P T, PETERS G W M, et al. A computational fluid-structure interaction analysis of a fiber-reinforced stentless aortic valve [J]. *Journal of Biomechanics*, 2003, 36(5): 699-712.
- [37] de HART J, PETERS G W M, SCHREURS P J G, et al. A three-dimensional computational analysis of fluid-structure interaction in the aortic valve [J]. *Journal of Biomechanics*, 2003, 36(1): 103-112.
- [38] de HART J, PETERS G W M, SCHREURS P J G, et al. Collagen fibers reduce stresses and stabilize motion of aortic valve leaflets during systole [J]. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(3): 303-311.
- [39] SOHMER B, HUDSON C, ATHERSTONE J, et al. Measuring aortic valve coaptation surface area using three dimensional transesophageal echocardiography [J]. *Canadian Journal of Anesthesia/Journal Canadien D'anesthésie*, 2013, 60(1): 24-31.
- [40] IMAI K, WATANABE N, SAITO K, et al. Quantitative measurements of aortic valve coaptation by three-dimensional transesophageal echocardiography in patients with aortic regurgitation without primary leaflet disease [J]. *Journal of Echocardiography*, 2010, 8(1): 7-13.
- [41] KEMP I, DELLIMORE K, RODRIGUEZ R, et al. Experimental validation of the fluid-structure interaction simulation of a bioprosthetic aortic heart valve [J]. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 2013, 36(3): 363-373.
- [42] DUMONT K, STIJNEN J M A, VIERENDEELS J, et al. Validation of a fluid-structure interaction model of a heart

- valve using the dynamic mesh method in fluent [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2004, 7(3): 139-146.
- [43] LANSAC E, LIM H S, SHOMURA Y, et al. Aortic root dynamics are asymmetric[J]. *J Heart Valve Dis*, 2005, 14(3): 400-407.
- [44] WEILER M, HWAI YAP C, BALACHANDRAN K, et al. Regional analysis of dynamic deformation characteristics of native aortic valve leaflets[J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, 44(8): 1459-1465.
- [45] THUBRIKAR M, BOSHER L P, NOLAN S P. The mechanism of opening of the aortic valve[J]. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1979, 77(6): 863-870.
- [46] SONCINI M, VOTTA E, ZINICCHINO S, et al. Finite element simulations of the physiological aortic root and valve sparing corrections[J]. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2006, 6(1): 91-99.
- [47] LABROSSE M R, BELLER C J, ROBICSEK F, et al. Geometric modeling of functional trileaflet aortic valves: development and clinical applications[J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(14): 2665-2672.
- [48] LABROSSE M R, GERSON E R, VEINOT J P, et al. Mechanical characterization of human aortas from pressurization testing and a paradigm shift for circumferential residual stress[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 17(1): 44-55.
- [49] MAROM G, HAJ-ALI R, ROSENFELD M, et al. Aortic root numeric model: annulus diameter prediction of effective height and coaptation in post-aortic valve repair[J]. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2012, 145(2): 406-411.
- [50] MAROM G, HALEVI R, HAJ-ALI R, et al. Numerical model of the aortic root and valve: optimization of graft size and sinotubular junction to annulus ratio[J]. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2013, 146(5): 1227-1231.
- [51] CONTI C A, DELLA CORTE A, VOTTA E, et al. Biomechanical implications of the congenital bicuspid aortic valve: a finite element study of aortic root function from in vivo data[J]. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2010, 140(4): 890-896.
- [52] WELTERT L, DE TULLIO M D, AFFERRANTE L, et al. Aneurysmatic aorta: implications on leaflet quality at the time of surgery. A finite element study[J]. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2013, 17(1): 8-12.
- [53] NÖTZOLD A, SCHARFSCHWERDT M, THIEDE L, et al. In-vitro study on the relationship between progressive sinotubular junction dilatation and aortic regurgitation for several stentless aortic valve substitutes[J]. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 2005, 27(1): 90-93.
- [54] MASELLI D, DE PAULIS R, SCAFFA R, et al. Sinotubular junction size affects aortic root geometry and aortic valve function in the aortic valve reimplantation procedure: an in vitro study using the Valsalva graft[J]. *Annals of Thoracic Surgery*, 2007, 84(4): 1214-1218.
- [55] FURUKAWA K, OHTEKI H, DOI K, et al. Does dilatation of the sinotubular junction cause aortic regurgitation? [J]. *Annals of Thoracic Surgery*, 1999, 68(3): 949-953.
- [56] GRANDE-ALLEN K J, COCHRAN R P, REINHALL P G, et al. Mechanisms of aortic valve incompetence: finite-element modeling of Marfan syndrome[J]. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2001, 122(5): 946-954.
- [57] 乔爱科, 潘友联, 董念国. 窦管交界和窦部直径对主动脉瓣关闭功能影响[J]. *北京工业大学学报*, 2014, 40(5): 776-780.
- QIAO A K, PAN Y L, DONG N G. Effects of diameters of sinotubular junction and maximum sinus on aortic valve closure[J]. *Journal of Beijing University of Technology*, 2014, 40(5): 776-780. (in Chinese)
- [58] QIAO A, PAN Y, DONG N. Effect of position of coronary sinus orifice on aortic leaflet coaptation[J]. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2015, 18(11): 1173-1180.
- [59] PAN Y, QIAO A, DONG N. Fluid-structure interaction simulation of aortic valve closure with various sinotubular junction and sinus diameters[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2015, 43(6): 1363-1369.
- [60] QIAO A, PAN Y, DONG N. Modeling study of aortic root for Ross procedure: a structural finite element analysis[J]. *Journal of Heart Valve Disease*, 2014, 23(6): 683-687.

(责任编辑 张蕾)