

窦管交界和窦部直径对主动脉瓣关闭功能影响

乔爱科¹, 潘友联¹, 董念国²

(1. 北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124;
2. 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: 为了探讨窦管交界和窦部直径对主动脉瓣关闭功能的影响, 首先按照 Labrosse 提供的临床手术指导尺寸, 建立基本的主动脉根部几何模型; 改变窦管交界直径(分别为基本模型的 1.2 倍和 0.8 倍)、窦部直径(分别为基本模型的 1.2 倍和 0.8 倍)以及窦管交界直径和窦部直径(均为基本模型的 1.2 倍), 共建立 6 组几何模型. 窦部和瓣叶均施加 0 ~ 10.665 kPa 线性变化的压力负载, 用计算机数值模拟的方法定量研究主动脉根部从接近关闭到完全关闭过程中, 模型受到的最大应力数值和位置、瓣环直径变化以及对合区域面积比. 计算结果表明: 6 组模型的主动脉根部最大应力值均出现在瓣叶和窦部接合位置, 且最大应力值的范围是 567 ~ 601 kPa, 与 Marom、Labrosse 和 Katayama 的计算结果接近; 窦管交界直径增大为基本模型的 1.2 倍时, 瓣环直径扩大 8.3%; 6 组模型的对合区域面积比计算结果相对变化不超过 5%. 结果表明: 窦管交界变化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.

关键词: 主动脉瓣; 窦管交界直径; 窦部直径; 瓣环直径; 对合区域面积比

中图分类号: Q 66

文献标志码: A

文章编号: 0254 - 0037(2014)05 - 0776 - 05

Effects of Diameters of Sinotubular Junction and Maximum Sinus on Aortic Valve Closure

QIAO Ai-ke¹, PAN You-lian¹, DONG Nian-guo²

(1. College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;
2. Department of Cardiovascular Surgery, Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430022, China)

Abstract: The aim of present study was to determine the effects of diameters of sinotubular junction and maximum sinus on aortic valve closure function. The 3-dimensional geometry of a base aortic valve was reconstructed using the geometric constraints and modeling dimensions suggested by Labrosse, and then the diameters of sinotubular junction and maximum sinus were modified to create six geometric models with different dimensions. The models were simulated in a controlled situation which focused on the closing diastolic phase of the valve, starting with an almost closed valve. The pressure was rapped from 0 up to 10.665 kPa. The performance of the aortic root was quantified in terms of value and position of maximum stress, annulus diameter as well as normalized ratio of cusp coaptation area. Results show that the maximum stress values occur at the connection between valve leaflets and sinuses for all models.

收稿日期: 2013-06-16

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81270297); 高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(20111103110012); 北京市自然科学基金资助项目(KZ201210005006)

作者简介: 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

通信作者: 董念国(1963—), 男, 教授, 主要从事婴幼儿复杂先心病、冠心病、心脏和心肺联合移植方面的研究, E-mail: dongnianguo@hotmail.com

Annulus diameter was increased 8.3% with sinotubular junction diameter increased 1.2 times. Relative changes of normalized cusp coaptation area were less than 5% for all six models. Compared with the maximum sinus diameter, sinotubular junction diameter has far more influence on annulus diameter, namely, on the function of aortic valve, because increasing the annulus diameter decreases the leaflet effective coaptation for the same aortic root.

Key words: aortic valve; sinotubular junction diameter; maximum sinus diameter; annulus diameter; normalized cusp coaptation area

主动脉瓣根部由瓣叶、瓣环、瓣间纤维三角和瓣窦组成^[1]。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^[2]。主动脉根部与升主动脉连接处,称为窦管交界。临床医生在主动脉瓣修复手术后,发现采用不同的窦管交界和窦部直径的组合,会影响到主动脉瓣的关闭功能。Monica等^[3]认为主动脉根部直径增大会引起主动脉瓣关闭不全。

已经有人用计算机数值模拟的方法定量研究主动脉瓣关闭功能。Monica对比研究治疗主动脉根部瘤手术前后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,来评估主动脉瓣的功能^[3]。Marom等^[4-5]研究了具有不同瓣环直径的6种主动脉根部模型,发现减小瓣环直径可以增大瓣叶的对合区域面积,从而提高了主动脉瓣膜关闭性能。Labrosse等^[6]通过对比瓣膜对合区域面积,研究治疗主动脉瓣叶脱垂的3种修复手术。Thubrikar^[7]认为主动脉瓣膜关闭性能与最大应力有关,因为应力超过瓣膜的承载范围会损坏瓣叶,并且影响瓣膜性能的长期有效性。然而,有关窦管交界和窦部最大直径对主动脉瓣关闭功能的影响还研究较少。

为了研究主动脉瓣膜手术中窦管交界和窦部直径对主动脉瓣关闭的影响,本文用计算机数值模拟的方法,仿真分析了从瓣膜接近关闭到完全关闭的过程;从计算结果中提取数据,比较不同窦管交界和窦部直径模型的最大应力、瓣环直径和对合区域面积。

1 构建计算模型

1.1 几何模型

主动脉根部三维几何模型构建与 Marom 和 Labrosse 的模型相似^[8]。图 1 说明主动脉瓣根部模型的基本结构,主要包括窦管交界、窦部和瓣叶。窦

部模型不考虑冠状动脉,且设定 3 个窦的形状相同。3 个瓣叶最低点形成的假想圆是瓣环,其直径为瓣环直径。根据以上的模型简化原则,首先按照 Labrosse 提供的临床手术指导尺寸,建立基本的主动脉根部几何模型(模型 a);在此基础上,改变窦管交界直径(DSTJ),分别为基本模型的 1.2 倍(模型 b)和 0.8 倍(模型 c),改变窦部最大直径(Dsinus),分别为基本模型的 1.2 倍(模型 d)和 0.8 倍(模型 e),以及窦管交界直径和窦部直径均为基本模型的 1.2 倍(模型 f),共建立 6 组如图 2 所示的几何模型,尺寸见表 1。几何模型使用 ADINA8.8 软件的 native 方式建立。

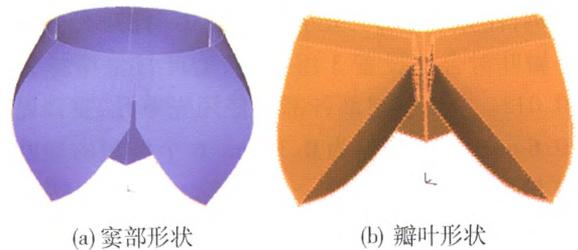


图 1 主动脉瓣几何模型

Fig. 1 Aortic valve model

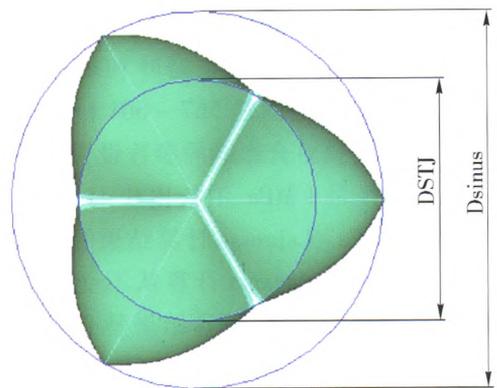


图 2 主动脉根部几何模型

Fig. 2 Aortic root model

1.2 材料属性和边界条件

尽管主动脉根部组织材料具有各向异性和超弹

表 1 主动脉根部窦管交界和窦部直径
Table 1 Diameters of DSTJ and Dsinus

| 模型 | DSTJ | Dsinus |
|----|------|--------|
| a | 26.0 | 40 |
| b | 31.2 | 40 |
| c | 20.8 | 40 |
| d | 26.0 | 48 |
| e | 26.0 | 32 |
| f | 31.2 | 48 |

性的属性,然而为了提高分析问题的简洁和可行性,模型中假定材料属性为线弹性,且各向同性.密度设置为 $1\ 100\ \text{kg/m}^3$,泊松比为 $0.45^{[9]}$. 窦部 ($E = 1 \times 10^7\ \text{Pa}$) 和瓣叶 ($E = 2 \times 10^6\ \text{Pa}$) 设置不同弹性模量. 本文主要研究窦部和瓣叶施加 $0 \sim 10.665\ \text{kPa}$ 线性变化的压力负载时,主动脉瓣从接近关闭到完全关闭的过程.

1.3 计算方法和控制参数

使用 ADINA 8.8 结构求解器,进行隐式动力学分析^[10-12],自动时间步长,逐步增加压力.步长为 $0.1\ \text{ms}$,计算 200 步.在分析假设中,打开大位移选项.瓣叶对合处设置 3 组接触,瓣叶接触摩擦系数为 0.013 .主动脉根部各部分使用壳单元,窦部厚度为 $0.6\ \text{mm}$,瓣叶厚度为 $0.3\ \text{mm}$.6 个模型的瓣叶对合区域生成相同的网格.

2 计算结果

2.1 窦管交界和窦部直径对主动脉根部最大应力和分布位置的影响

图 3 为 6 组模型主动脉根部应力分布云图.主动脉根部最大应力值均出现在瓣叶和窦部接合位置.最大应力的变化范围是 $567 \sim 601\ \text{kPa}$. Marom 计算瓣环直径对瓣膜对合影响的参数设置为瓣叶厚度 $0.3\ \text{mm}$ 、弹性模量 $1\ \text{MPa}$ 、泊松比 0.45 ,计算结果为最大应力 $800\ \text{kPa}$. Labrosse 计算结果的最大应力为 $862 \sim 1296\ \text{kPa}$. Katayama 计算从不受压开始的心动周期主动脉瓣的受力,计算结果是心脏舒张早期瓣叶与窦部连接处应力为 $600 \sim 750\ \text{kPa}^{[9]}$. 本文计算的最大应力值与上述人员的计算结果接近,且较小.

2.2 窦管交界和窦部直径对瓣环直径和瓣叶对合区域面积比的影响

瓣叶对合区域是指在心脏舒张期,每个主动脉

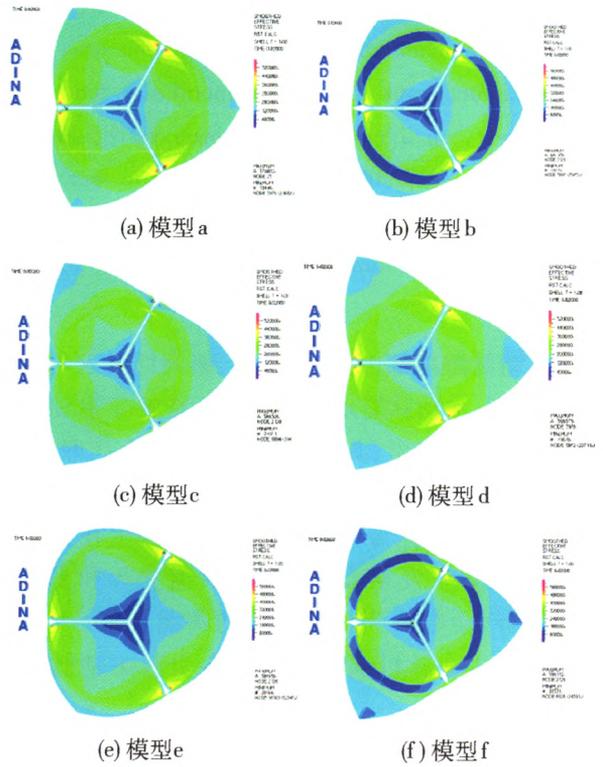


图 3 主动脉根部应力分布云图

Fig.3 Principal stress of aortic root

瓣叶与相邻的 2 个瓣叶存在接触的区域,可以防止血液返流^[5].瓣叶受到载荷作用后发生变形,相邻瓣叶的网格节点会产生接触力,有接触力的节点所在区域的面积占总面积的比认为是瓣叶对合区域面积比.表 2 所示为用不同窦管交界和窦部直径模型计算主动脉瓣环直径和瓣叶对合区域面积比的结果.与基本模型相比,窦管交界直径增大为 1.2 倍时,对瓣环直径的影响较大.窦管交界和窦部直径都扩大为基本模型尺寸的 1.2 倍时,瓣环直径的增加大于窦管交界或窦部直径其中之一扩大为 1.2 倍.

表 2 瓣环直径和瓣叶对合区域面积比
Table 2 Annulus diameter and normalized cusp coaptation area

| 模型 | 瓣环直径变化/mm | 瓣环直径相对变化/% | 对合区域面积比/% |
|----|-----------|------------|-----------|
| a | 1.07 | 0 | 54.98 |
| b | 1.16 | 8.30 | 53.33 |
| c | 1.09 | 2.10 | 52.85 |
| d | 1.13 | 4.10 | 53.39 |
| e | 1.07 | 0.06 | 55.75 |
| f | 1.22 | 13.6 | 54.01 |

窦部直径变化对瓣环直径改变不显著,且窦部直径为原来的0.8倍,增大瓣叶对合区域面积,有利于瓣叶对合。窦管交界直径和窦部最大直径均为原来的1.2倍,瓣环直径相对变化13.6%,而对合区域面积相对变化1%。用该模型计算得出,改变窦管交界和窦部直径对瓣叶对合区域面积比影响较小。

3 讨论

评价主动脉瓣的关闭质量需要参考最大应力值,因为超过承载极限的应力值会破坏瓣膜,影响其长期有效^[4,7]。具体来说,较大的应力作用可能会撕裂瓣膜或者由于失去活性细胞的堆积发生局部组织钙化^[6]。通过分析可以认为,在保证主动脉瓣正常功能的前提下,瓣膜承受较小的应力有利于保持主动脉瓣功能的长期有效。

朱丹、赵强等人测量正常汉族成人主动脉瓣环和窦管交界的直径,统计分析结果显示瓣环比窦管交界小约10%,两者的差值约为2.42 mm^[13-15]。而本文研究的几何模型是在瓣环和窦管交界直径相同的基础上进行的。在明确窦管交界和窦部直径对瓣环直径以及瓣膜关闭的影响后,需要计算瓣环直径一定时最优的窦管交界直径,指导主动瓣膜手术。朱丹采用超声影像的方法研究人主动脉根部在心动周期中的变化,结果是主动脉根部直径在心动周期中仅约5%的差异^[13]。本文分析结果中,窦管交界直径的扩大造成瓣环直径的变化超过生理变化范围,这可能是引起瓣膜关闭不全的原因之一。Marom的研究结果表明瓣环直径增大不利于瓣叶对合,这一发现与超声心动图观察结果吻合^[4],并且与瓣膜修复手术的假设以及主动脉瓣修复手术中观察的现象一致^[16-17]。本文中计算窦管交界直径增大时,瓣环直径增大,相对应模型的对合区域面积没有显著变化。Labrosse用高速摄像机记录硅橡胶主动脉瓣模型的运动轨迹,以验证有限元分析结果的正确性^[18]。本文瓣环直径计算结果也需通过试验进一步验证。文中计算得到的另一项结果是,无论窦管交界直径增大或减小,瓣环直径都是增大,且与窦部直径增大相比较,窦管交界直径增加对瓣环直径的改变较大。

对合区域面积影响主动脉瓣关闭的有效性能,对合区域面积越大则关闭性能越好^[5]。本文计算模型中,窦管交界直径和窦部直径变化对瓣叶对合区域面积的影响不显著。主动脉窦根据其是否发出冠状动脉,分为左冠窦、右冠窦和无冠窦^[19]。此解剖

结构使3个窦内的血液流动分布不对称,造成主动脉根部压力分布不均匀。计算中使用均匀分布的压力作用于主动脉瓣窦部和瓣叶上,这可能是影响对合区域面积计算结果准确性的原因之一。下一步研究将考虑冠状动脉和升主动脉作为血流出口的流场作用下的流场分布不对称问题,并以主动脉根部各部分受到的实际压力作为计算模型的负载,从而用更加真实的生理条件分析计算。

主动脉根部显微结构类似于血管,具有内皮层、中间平滑肌和外层纤维3层组织^[20]。瓣叶厚度沿瓣叶方向尺寸不同^[18,21]。计算模型中主动脉窦和瓣叶分别假设为一层结构,且为相同厚度。这些简化和假设可能会影响对合区域面积的计算结果,下一步研究将使用更为真实的生物组织结构来进行分析。

4 结论

通过改变窦管交界直径和窦部最大直径共建立了6组升主动脉窦部的几何模型;利用数值模拟的方法分析了窦管交界直径和窦部最大直径对主动脉根部最大应力和分布位置的影响以及对瓣环直径和瓣叶对合区域面积的影响。结果表明: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。

参考文献:

- [1] CATHERINE M O, ROBERT O B. 瓣膜性心脏病[M]. 李虹伟,译. 北京:北京大学医学院出版社,2012:5-30.
- [2] 张宝仁,徐志云. 心脏瓣膜外科学[M]. 北京:人民卫生出版社,2007:20-100.
- [3] MONICA S, EMILIANO V, SILVIA Z, 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.
- [4] MAROM G, RAMI H A, ROSENFELD M, et al. Aortic root numeric model: annulus diameter prediction of effective height and coaptation in post - aortic valve repair[J]. *Journal Thorac Cardiovasc Surg*, 2013, 145(2): 406-411.
- [5] MAROM G, RAMI H A, EHUD R, et al. A fluid - structure interaction model of the aortic valve with coaptation and compliant aortic root[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2012, 50(2): 173-182.
- [6] LABROSSE M R, MUNIR B, BENJAMIN S, et al. Modeling leaflet correction techniques in aortic valve

- repair: a finite element study [J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, 44(12): 2292-2298.
- [7] THUBRIKAR M. The aortic valve[M]. Boca Raton: CRC Press, 1990: 1-221.
- [8] LABROSSE M R, CARSTEN J B, FRANCIS R, et al. Geometric modeling of functional trileaflet aortic valves: development and clinical applications [J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(14): 2665-2672.
- [9] SUSUMU K, NOBUYUKI U, SEIRYO S, et al. The sinus of Valsalva relieves abnormal stress on aortic valve leaflets by facilitating smooth closure[J]. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2008, 136(6): 1528-1535.
- [10] 岳戈, 陈权. ADINA 应用基础与实例详解[M]. 北京: 人民交通出版社, 2008: 5-135.
- [11] 岳戈. ADINA 流体与流固耦合功能的高级应用[M]. 北京: 人民交通出版社, 2010: 3-85.
- [12] 马野, 袁志丹, 曹金凤. ADINA 有限元经典实例分析[M]. 北京: 机械工业出版社, 2012: 75-250.
- [13] 朱丹. 主动脉根部形态、功能的研究及临床应用[D]. 上海: 复旦大学中山医院, 2011.
ZHU Dan. The anatomy and function study of aortic root and its clinical application [D]. Shanghai: Affiliated Zhongshan Hospital of Fudan University, 2011. (in Chinese)
- [14] ZHU D, ZHAO Q. Dynamic normal aortic root diameters: implications for aortic root reconstruction[J]. *The Annals of Thoracic Surgery*, 2011, 91(2): 485-489.
- [15] ZHU D, ZHAO Q. Aortic valve annulus and sinus-tube joint diameters in normal adults of Chinese Han ethnic group[J]. *Chinese Medical Journal*, 2008, 121(12): 1093-1095.
- [16] DAVID T E, MAGANTI M, ARMSTRONG S. Aortic root aneurysm: principles of repair and long-term follow-up [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2010, 140(6): S14-S19.
- [17] AICHER D, KUNIHARA T, ABOU I O, et al. Valve configuration determines long-term results after repair of the bicuspid aortic valve [J]. *Circulation*, 2011, 123(2): 178-185.
- [18] MICHEL R L, KEEGAN L, CARSTEN J B. Structural analysis of the natural aortic valve in dynamics: from unpressurized to physiologically loaded [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(10): 1916-1922.
- [19] JAN D, PAVEL Z. 心脏瓣膜手术图解[M]. 邓勇志, 陈家军, 译. 北京: 上海科学技术出版社, 2011: 7.
- [20] BUTCHER J T, GRETCHEN J M, LAURA A H. Aortic valve disease and treatment: the need for naturally engineered solutions [J]. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2011, 63(4): 242-268.
- [21] CLARK R E, FINKE E H. Scanning and light microscopy of human aortic leaflets in stressed and relaxed states [J]. *Journal Thorac Cardiovasc Surg*, 1974, 67(5): 792-804.

(责任编辑 张 蕾)