

文章编号: 1004-7220(2014)01-0053-07

人体二尖瓣建模及生物力学分析

钟琪^a, 曾文华^b, 黄晓阳^c, 王博亮^c

(厦门大学 a. 信息科学与技术学院, 智能科学与技术系; b. 软件学院; c. 信息科学与技术学院, 计算机科学系, 厦门 361005)

摘要: 目的 建立人体心脏二尖瓣仿真模型, 模拟二尖瓣闭合的工作过程, 分析二尖瓣各组件应力分布, 探讨二尖瓣瓣叶和腱索的相互作用, 并探寻腱索受力大小与腱索粗细之间的相关性。方法 构建二尖瓣几何模型, 在此基础上定义模型单元类型、材料属性、接触、载荷及约束, 建立有限元模型, 计算模型的应力、速度和位移等参数。结果 瓣膜上的应力分布不均匀, 后瓣叶亚区之间的裂口位置所受应力最大; 不考虑腱索连接至瓣叶时, 瓣叶负载后外翻至心房一侧; 考虑腱索连接至瓣叶时, 前、后瓣叶关闭良好; 各腱索受力不同, 与前瓣叶相连的支持腱索受力最大, 腱索受力大小与腱索粗细之间的线性相关系数为 0.954。结论 瓣叶中心和后瓣叶亚区之间的裂口两处应力较大区域是临床上二尖瓣裂的常发生部位; 与瓣叶相连的腱索可在瓣叶负载时, 施加牵拉力使瓣叶不致发生翻转, 前、后瓣叶恰好关闭; 解剖结构粗壮的腱索受力较大。

关键词: 二尖瓣; 腱索; 瓣叶; 应力分布; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Numerical modeling and biomechanical analysis of the human mitral valve

ZHONG Qi^a, ZENG Wen-hua^b, HUANG Xiao-yang^c, WANG Bo-liang^c (a. Cognitive Science Department, School of Information Science and Engineering; b. Software School; c. Computer Science Department, School of Information Science and Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: Objective To establish a numerical model of human mitral valve and simulate its closing process, so as to analyze stress distributions on the valve apparatuses, study the interaction between leaflets of mitral valve and chordae tendineae, and explore the relationship between the force of chordae tendineae and their thickness. **Methods** A geometric model of human mitral valve was constructed. On the basis of the geometric model, the finite element model was established by defining the element type, material attributes, contacts, loads and constraints. Parameters such as stress, velocity and displacement were calculated after solving the model. **Results** The stress distribution on the valve was non-uniform. The clefts between the scallops in the posterior leaflet were always under the highest load. When no chordae tendineae were attached, the leaflets turned over to the side of the atrium. When chordae tendineae were attached, the anterior and posterior leaflet could close up successfully. Different chordae tendineae applied different forces to the valve. The strut chordae tendineae attached to the anterior leaflet applied highest force among all the chordae tendineae. The correlation coefficient between the thickness of chordae tendineae and their force was 0.954. **Conclusions** The two zones with higher stresses, namely the center of the leaflet and the clefts between the three scallops in the posterior leaflet, are also the positions of mitral valve cleft in clinic. Chordae tendineae can apply the pulling force on the leaflets while the mitral valve is under load, thus the leaflets won't turn over to the side of atrium and the valve can close up in time. Chordae tendineae with thicker anatomic structure always apply a higher force on the leaflets.

Key words: Mitral valve; Chordae tendineae; Valve leaflets; Stress distribution; Finite element analysis

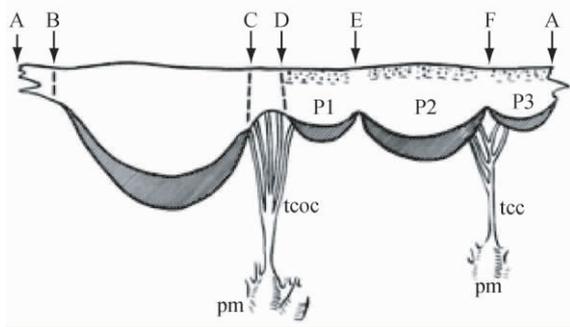
收稿日期: 2012-10-31; 修回日期: 2012-12-03

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61102137), 福建省自然科学基金资助项目(2011J01366), 福建省创新医学科研基金(2009-CXB-59)。

通信作者: 黄晓阳, 硕士研究生导师, E-mail: xyhuang@xmu.edu.cn。

二尖瓣是人体心脏中的重要瓣膜组织,位于左心房与左心室之间,在心脏压力及与血液耦合下做反复开闭运动,对维持心脏的正常功能具有重要作用。功能完好的二尖瓣保证了血液由左心房到左心室的单向流动,而二尖瓣的功能完好取决于二尖瓣复合组件(即瓣环、瓣叶、腱索和乳头肌)的正常功能和相互协调^[1]。

二尖瓣有两个瓣叶,分别为前瓣叶和后瓣叶。二尖瓣的开闭即为前、后瓣叶的对合与分离。前瓣叶只有1个宽的瓣尖,后瓣叶可细化为3个较窄的瓣尖,即P1、P2、P3 3个亚区结构(见图1)^[2]。瓣叶上的斜线区域为粗糙带(rough zone),点区域为基底带(basal zone),其他为透明带(clear zone)。腱索是连接瓣叶与心室内壁乳头状的肌腱(乳头肌)或左心室内壁的树枝状纤维结构^[3]。腱索连接瓣叶的位置各不相同,粗细不均匀,主要用于抵抗作用在瓣膜上的应力,调节瓣膜的闭合。



B-C 部分为前瓣叶, C-D 及 A-A' 部分为连合处, D-E 及 F-A' 为后侧瓣叶, 分别为 P1、P3 亚区, E-F 为后中瓣叶, 即 P2 亚区

图1 展开的二尖瓣轮廓图^[2]

Fig.1 Profile of the spread mitral valve

通过建立模型的方法对二尖瓣进行仿真研究,可以进一步认识和理解二尖瓣的力学机理,对模拟二尖瓣脱垂等病理结构以及指导心脏外科进行瓣膜成形术等方面具有重要的意义。

目前,国内学者主要围绕人工瓣膜进行建模及有限元分析,包括生物瓣膜的造型设计和受力分析^[5-8];由于人工瓣膜的形状与人体真实二尖瓣形状上存在差异,故国内对人体真实二尖瓣建模仿真的研究还较为空缺。国外一些专家学者从20世纪90年代开始建立人体真实二尖瓣模型。伴随着建模理论和工具的发展和创新,各研究团队建立的二尖瓣

模型日益精细,模型结构、材料和运动逐步逼近人体真实瓣膜。Kunzelman 等^[9]研究正常和病态两种情况下的二尖瓣模型,成功模拟出瓣叶开闭的过程,但该模型将后瓣叶简化为1个瓣尖。Lau 等^[10]的模型在 Kunzelman 等^[9]的基础上将后瓣叶细化为3个亚区,但在前、后瓣叶的连合处添加了2个尖端,与二尖瓣实际生理结构不符,且该模型并未考虑瓣叶与腱索之间的接触和相互作用。Prot 等^[11]进一步比较不同类别腱索受力的差异,但其模型中的后瓣叶亦仅有1个瓣尖。

以上模型将所有腱索视为同一形状的枝状结构,且腱索都与乳头肌相连,这与人体二尖瓣相连的腱索还存在一端与左心室内壁直接相连的实际生理情况不符,腱索模型与真实腱索结构差异较大,而腱索与瓣叶连接部位、瓣叶的形状直接关系到模型能否客观准确地还原瓣叶的开闭功能、开口面积等真实情况。

考虑到现有二尖瓣模型在瓣叶形态、腱索连接部位等方面不够精确,本文建立几何结构上更为精细的二尖瓣三维有限元模型,将后瓣叶细分为3个亚区、腱索连接位置和腱索形状贴近真实解剖结构,并在此基础上模拟二尖瓣闭合的工作过程。分析模型中瓣叶的应力分布;通过模拟有、无腱索两种情况下瓣叶的运动,以此说明腱索对瓣叶开闭的作用;比较连接到瓣叶上不同部位的腱索的受力大小,并进一步探寻腱索受力大小与腱索粗细之间的相关性。

1 方法

根据二尖瓣解剖结构,采用UG软件建立二尖瓣的几何模型。将模型导入ANSYS中进行前处理,定义模型单元类型、材料属性、载荷及约束等,以此建立有限元模型。采用LS-DYNA求解器进行有限元求解,求解后的数据通过LS-PREPOST后处理软件可得到可视化的结果。

1.1 几何模型

二尖瓣由4个组件组合而成,分别是瓣环、瓣叶、腱索和乳头肌。图2所示为本文建立的几何模型,各组件模型的几何形状的尺寸的设置主要依据文献[2-3]中有关的生理测量值及相关描述。建立的几何模型为二尖瓣张开时的形态。模型中瓣环可近似为字母“D”形态,整个瓣叶包括前瓣叶、后

瓣叶、连合处 3 个部分,后瓣叶也细分为 P1、P2 和 P3 3 个亚区,其中 P2 面积大于 P1、P3。前瓣叶从瓣环到游离缘的距离较后瓣叶更长,但后瓣叶附着边更宽,这使得前、后瓣叶面积相差不大。乳头肌在模型中简化为两个与腱索一端相连的点,腱索用直线表示。

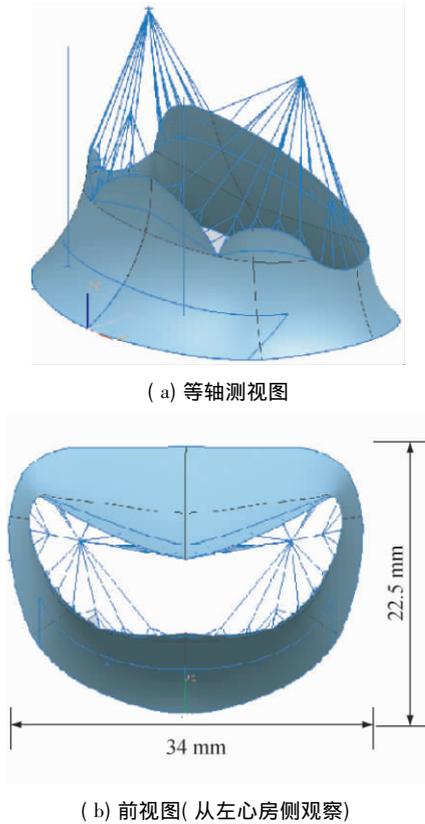


图 2 二尖瓣几何模型
Fig.2 Geometric model of the mitral valve (a) Isometric view, (b) Front view observed from the left atrium

根据文献[3]中有关腱索与瓣叶相连的位置及形状的详细描述,建立与真实腱索相仿的形态结构,模拟腱索与瓣叶的真实连接位置及分叉部位。模型中与前瓣叶相连的腱索有 11 根,都与前瓣叶的粗糙带相连,每根腱索分成 3 个分支,其中 1 支与瓣叶的游离缘相连,1 支与闭合线相连,还有 1 支连接在以上两个分支连接处的中间位置。与前瓣叶相连的腱索中,有 2 根为支持腱索,其连接位置在前瓣叶的 4 点和 8 点钟区域。与后瓣叶相连的腱索一般有 14 根,其中 10 根与后瓣叶粗糙带相连,2 根与亚区之间的裂口相连,还有 2 根一端与瓣叶基底相连,另一端直接与左心室内壁相连。此外,连合处游离缘上有 2 根末梢成伞状的腱索与之连接。

1.2 网格划分

将 3D 的二尖瓣几何模型导入 Ansys 有限元软件中进行有限元网格划分(见图 3)。瓣叶由 920 个 Belytschko-Tsay 壳单元组成,厚度为 0.5 mm;腱索由 375 个 Hughes-Liu 桁架单元组成,横截面积为 0.6 mm^2 。模型中瓣叶的网格划分采用 4 边形自由网格划分方式。

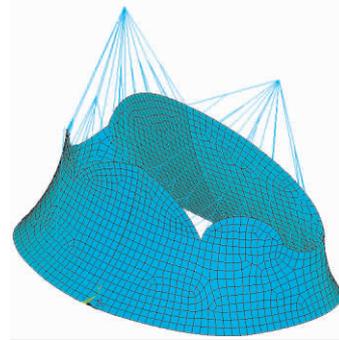


图 3 二尖瓣网格模型
Fig.3 Meshed model of the mitral valve

1.3 材料特性

瓣叶与腱索密度设置为 1040 kg/m^3 [12],泊松比取 0.45[15]。瓣叶简化为各向同性的弹性材料,弹性模量设置为 4 MPa [15];腱索为超弹性材料,其应力-应变曲线来自文献[12]中生理测量数据(见图 4)。

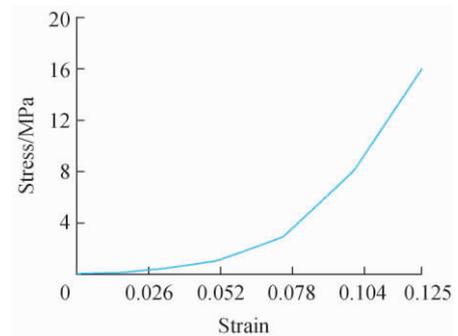


图 4 腱索材料的应力-应变曲线
Fig.4 Stress-strain curve of the chordae tendineae

1.4 边界与负载条件

考虑到二尖瓣的近似面对称结构,在对称面上的结点施加对称约束。由于瓣环与乳头肌在心动周期内的相对位置保持不变,可假定瓣环与乳头肌不移动。

二尖瓣承受来自心房与心室两边的压力,图 5 (a) 为心房与心室在 1 个心动周期内压力值的临床数据^[13]。图 5 (b) 是在图 5 (a) 基础上得到的心房心室压差曲线。在瓣膜的闭合阶段,瓣膜所承受的动态载荷近似成线性增长,属于加载的过程,容易出现应力集中等现象,故本文着重分析此阶段,即图 5 (a) 中心脏收缩初期压力斜坡(early systolic pressure ramp, ESPR)区(即 200~425 ms)瓣膜的受力情况。在 0.4 s 左右,瓣膜承受的负载最大,可达 16 kPa。

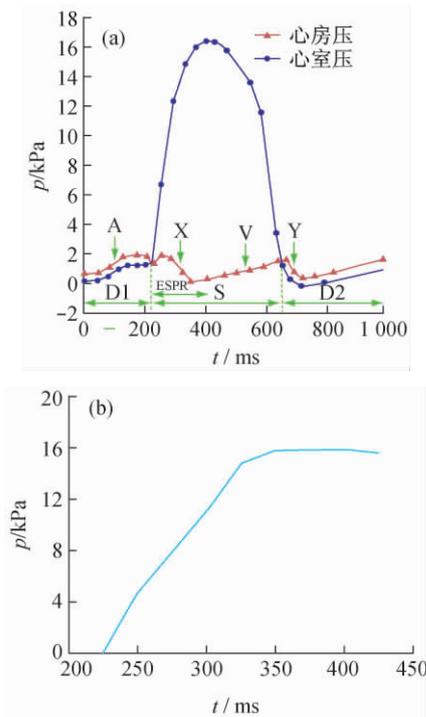


图 5 心房压与心室压随时间变化曲线 (a) 心房与心室在 1 个心动周期内压力值的临床数据 (b) 心房与心室在 ESPR 区的压力差值随时间变化曲线

Fig. 5 Time-dependent atrial pressure and ventricular pressure curve (a) Clinical data of atrial pressure and ventricular pressure in a cardiac cycle, (b) Curve of the difference value of atrial pressure and ventricular pressure in the ESPR period

1.5 接触定义

二尖瓣承受心房与心室压力后,前、后瓣叶将对合,故模型中需定义瓣膜的接触。此处瓣叶的接触设置为自动单面接触。此外,考虑到腱索对瓣叶的牵连作用,定义腱索与瓣叶的接触类型为固-连点面接触。

1.6 模型求解

二尖瓣瓣叶在心房、心室压作用下由张开到闭合,发生了较大的形变,又由于二尖瓣闭合过程中前、后瓣叶之间相互接触,这都导致了有限元模型的高度非线性。本研究采用 LS-DYNA 求解器进行求解,得到二尖瓣模型的位移、速度、应力分布随时间变化的情况,并用 LS-PREPOST 后处理软件生成可视化结果。

2 结果

二尖瓣的作用是保证血液由左心房到左心室的单向流动,二尖瓣病变的结果往往是瓣叶关闭不全造成血液返流,故本文主要模拟二尖瓣由开到完全关闭的运动过程。为明确腱索与瓣膜的协同作用,建立有、无腱索与瓣叶连接的两种模型,以分析腱索对瓣膜闭合的影响。各类别腱索在瓣膜闭合过程中对瓣叶的牵拉力大小不同,本文对各类腱索牵拉力大小进行量化分析。

2.1 瓣膜闭合过程分析及瓣叶的应力分布

仿真过程模拟二尖瓣在 ESPR 时期心房压、心室压作用下的闭合过程。随着负载的增大,前、后瓣叶位置不断向中间靠拢,完成由最初的分离、开始接触到最终实现对合整个过程。图 6 为瓣膜模型闭合过程中 4 个时刻的受力云图。瓣叶上的应力随时间不断增大,前、后瓣叶接近瓣环区域、瓣叶中心区域、腱索与瓣叶连接区域以及后瓣叶 P2 亚区与 P1、P3 亚区之间的裂口位置承受较大的应力。其中裂口位置所受的应力最大, Von Mises 应力值在 387 ms 时

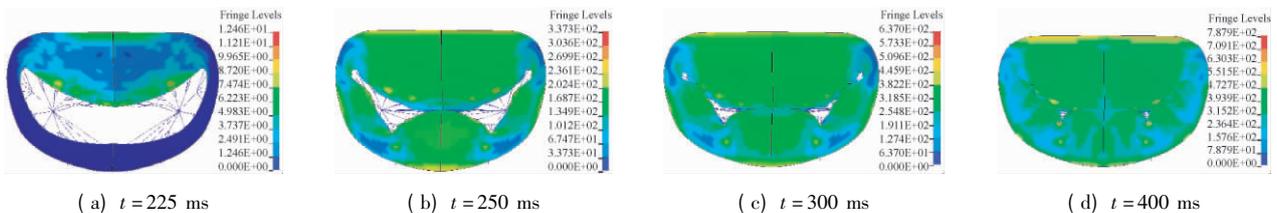


图 6 不同时刻的瓣叶 Von Mises 应力云图(红色表示最大应力,深蓝色表示最小应力)

Fig. 6 Von Mises stress distributions on the valve leaflets at different time

达到最大值 799 kPa ,此时瓣叶承受的负载近似于最大值 16 kPa。

本文着重分析前、后瓣叶中心区域的受力。图

7(b) 描述了图 7(a) 中前、后瓣叶中心区域所在单元的 Von Mises 应力随时间变化的曲线。

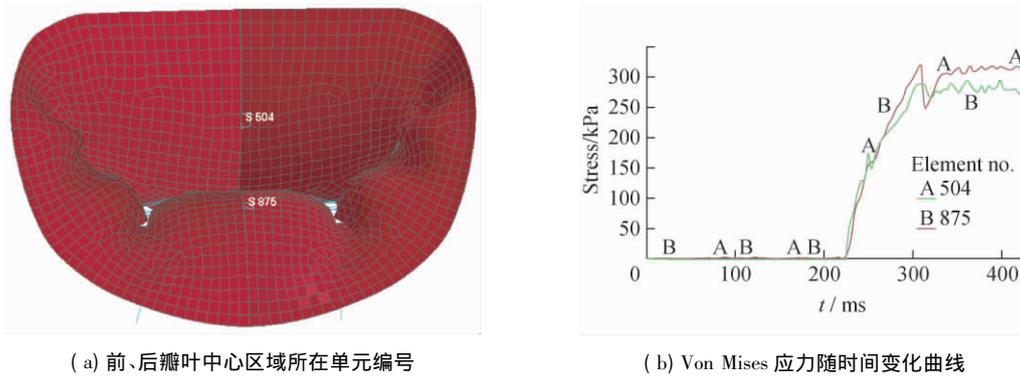


图 7 前、后瓣叶中心区域 Von Mises 应力

Fig.7 Von Mises stresses in the center of the anterior and posterior valve leaflets (a) Element numbers ,(b) Time-Von Mises stress curve

2.2 腱索牵拉作用对瓣叶运动的影响

模拟有、无腱索两种情况下瓣叶负载后的运动。图 8 为瓣叶在 220 ~ 240 ms 随时间的位移变化。无腱索连接时 ,瓣叶负载后迅速翻转至另一侧 , $t = 240$ ms 时 ,垂直于瓣环平面方向速度最大可达 5.782 m/s。当腱索与瓣叶连接时 ,前、后瓣叶缓慢靠

拢 $t = 240$ ms 时 ,垂直于瓣环平面方向速度最大仅为 1.071 m/s ,是无腱索连接时的 1/5。 $t = 230$ ms 时 ,有腱索连接的前、后瓣叶中心单元的 Von Mises 应力分别为 66.3 和 72 kPa; 无腱索连接的前、后瓣叶中心单元的 Von Mises 应力分别为 75.1 和 100 kPa ,大于考虑腱索与瓣叶连接的情况。

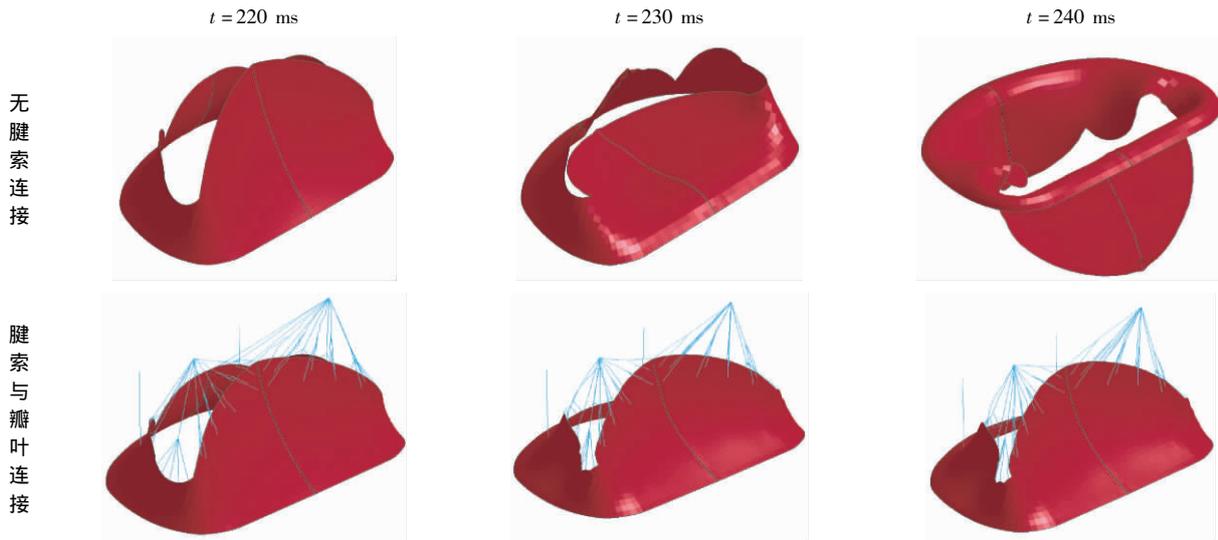


图 8 有、无腱索两种情况下瓣叶随时间运动时的位移变化

Fig.8 Time-displacement variation for the valve leaflets with or without chordae tendineae

2.3 腱索受力分析

腱索与瓣叶的连接部位不同 ,造成了腱索对瓣膜牵拉力的差异 ,可依据腱索与瓣叶的连接部位来

划分腱索类别。表 1 描述了本模型各类别腱索最大受力情况 ,其中基底腱索牵拉力最小 ,支持腱索的牵拉作用最大。图 9 为支持腱索受力随时间变化的曲

线,当 $t = 399$ ms 时,支持腱索受力达到最大值 0.644 N。

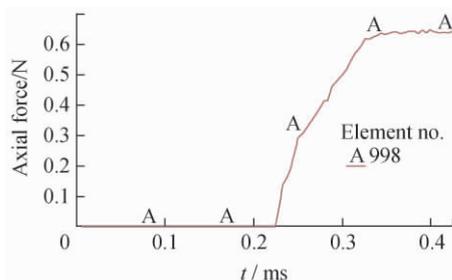


图9 支持腱索受力随时间变化曲线

Fig. 9 Time-force curve of the strut chordae tendineae

表1 各类别腱索直径及最大牵拉力

Tab.1 The diameters and maximum pulling forces of different chordae tendineae

| 腱索类别 | 连合处 腱索 | 后瓣叶腱索 | | | 前瓣叶腱索 | |
|---------|-----------|-----------|----------|----------|-----------|----------|
| | | 粗糙带 腱索 | 裂口 腱索 | 基底 腱索 | 粗糙带 腱索 | 支持 腱索 |
| 牵拉力/N | 0.298 | 0.349 | 0.373 | 0.256 | 0.477 | 0.644 |
| 平均直径/mm | 0.70 | 0.65 | 0.78 | 0.40 | 0.84 | 1.24 |

进一步探寻模型中各类别腱索牵拉力大小与其直径之间的关系。表2中腱索平均直径来自文献[3]中各类别腱索的解剖参数。线性相关系数 r 是衡量变量之间线性相关程度的重要指标, $|r|$ 值越接近1, 变量间的相关度越大。在此计算出各类别腱索平均直径与牵拉力之间的线性相关系数为0.954。

3 讨论

二尖瓣模型的几何结构与其应力分布密切相关, 而已有模型在瓣叶形态、腱索与瓣叶连接位置及腱索分叉部位与实际生理情况差异较大, 势必会影响到模拟结果的真实性。为此, 本文建立几何结构更为精细的二尖瓣模型, 将整个瓣叶分为前瓣叶、后瓣叶、连合处3个部分, 后瓣叶又细分为3个亚区。腱索模型模拟腱索与瓣叶的真实连接位置及分叉部位, 且考虑一部分腱索还存在一端与左室内壁直接相连的情况(即基底腱索), 而现有模型均未涉及基底腱索结构。本文建立的二尖瓣结构与实际生理结构较为贴近, 为后续瓣膜的受力分析及闭合过程

模拟的真实性奠定基础。

本模型模拟的瓣膜应力分布与Lau等^[10]的模拟结果接近。前、后瓣叶接近瓣环区域、瓣叶中心区域、腱索与瓣叶连接区域以及后瓣叶P2亚区与P1、P3亚区之间的裂口位置承受较大的应力。后瓣叶未划分亚区结构的模型, 如Kunzelman模型^[12]和Dal Pan模型^[15], 未出现裂口位置应力集中现象。而瓣叶中心区域及亚区间裂口两处应力较大区域也是临床上二尖瓣裂的发生部位^[14], 本文模拟结果与二尖瓣撕裂临床表现较为一致。此外, 本文将模型闭合状态下, 前、后瓣叶中心区域的最大Von Mises应力与其他文献的模型进行比较, 比较结果如表2所示。从表2中数据可知, 本文模拟结果与其他模型结果较为一致。本模型的前瓣叶Von Mises应力略小, 其原因是模型中前瓣叶腱索的一部分分支与瓣叶闭合线附近相连, 使得腱索分担了一部分瓣叶的负载; 而其他模型中的腱索仅与瓣叶的游离缘相连(与实际生理结构不符), 没有起到分担负载的作用。本模型的后瓣叶所承载荷大于其他模型, 是因为其他模型后瓣叶大多仅有1个瓣尖, 瓣叶左右区域可抵消中心区域的一部分负载, 而本模型将后瓣叶细分为3个亚区后, 中心区域应力也随之增加。

表2 前、后瓣叶中心区域最大Von Mises应力与其他模型比较结果
Tab.2 Comparison of the maximum Von Mises stress on the center of the anterior and posterior leaflet between the established model and the other models

| 模型 | 前瓣叶 Von Mises 应力/MPa | 后瓣叶 Von Mises 应力/MPa |
|------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Prot 模型 ^[11] | 0.386 | 0.243 |
| Dal Pan 模型 ^[15] | 0.330 | 0.252 |
| Kunzelman 模型 ^[12] | 0.350 | 0.200 |
| Votta 模型 ^[16] | 0.396 | 0.194 |
| 本文模型 | 0.323 | 0.296 |

本文对比了有、无腱索与瓣叶连接的两种模型的瓣叶运动及受力。无腱索连接时, 瓣叶负载后迅速翻转至另一侧。有腱索连接的前、后瓣叶中心单元的Von Mises应力明显大于考虑腱索与瓣叶连接的情况。由此可知腱索在二尖瓣开闭过程中起到调节瓣膜闭合的作用, 一方面它可抵抗作用在瓣膜上

的应力,另一方面它对瓣叶的牵拉力可使瓣叶不致翻向心房一侧。

本模型中各类别腱索受力大小的分布与 Prot 模型^[11]相近,其中支持腱索对瓣叶的牵拉力最大,这与 Kunzelman 模型^[9]、Prot 模型^[11]中的支持腱索受力最大结论一致。本模型首次模拟了基底腱索的受力情况,其牵拉力大小较其他类别的腱索较小。各类别腱索平均直径与模拟结果的牵拉力大小之间的线性相关系数接近 1,表明腱索粗细与牵拉力之间具有高度的线性相关性,解剖结构粗壮的腱索牵拉力大。

4 结语

本文根据人体二尖瓣解剖结构,建立几何结构精细的二尖瓣有限元模型,模拟二尖瓣闭合过程。在此基础上分析二尖瓣的应力分布,论证腱索对瓣叶开闭的作用及腱索受力大小与腱索粗细之间的高度关联性。

本模型将瓣膜视为统一厚度的薄壳,而依据文献^[9]可知,瓣叶各区域厚度略有不同,而应力分布与厚度直接关联,在今后的模型中将考虑不同区域厚度的差异。此外,随着计算机医学成像技术的日益进步,将构建个性化真实的二尖瓣几何模型。后续的研究还可以考虑血液与瓣膜之间的耦合作用,以模拟左心室涡流的形成,量化它对瓣膜开闭的影响。二尖瓣建模领域还可以进一步扩展到非正常二尖瓣的病理结构模拟、对二尖瓣成形术后效果的仿真等方面。

参考文献:

[1] Dominik J, Zacek P. Heart valve surgery: An illustrated guide [M]. Berlin: Springer-Verlag, 2010: 10-11.
[2] Ranganathan N, Lam JHC, Wigle ED, et al. Morphology of the human mitral valve: II. The valve leaflets [J]. Circulation, 1970, 41: 459-467.
[3] Lam JH, Ranganathan N, Wigle ED, et al. Morphology of

the human mitral valve: I. Chordae tendineae: A new classification [J]. Circulation, 1970, 41(3): 449-458.
[4] Pick A. "What is the mitral valve annulus?" asks dana [EB/OL]. <http://www.heart-valve-surgery.com/heart-surgery-blog/2008/09/02/mitral-valve-annulus-definition-diagrams-prolapse-calcification-treatment/>, 2008.
[5] 王坚刚, 蒯行成, 任毕乔, 等. 无支架心包二尖瓣的有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2006, 21(1): 43-48.
Wang JG, Kuai XC, Ren BQ, et al. Finite element analysis of stentless pericardial mitral valve [J]. J Med Biomech, 2006, 21(1): 43-48.
[6] 宋卫卫, 郑家骧, 郑彬. 人工生物瓣膜计算机造型研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 2002, 19(4): 579-582.
[7] 袁泉. 生物瓣膜的有限元分析 [J]. 佳木斯大学学报: 自然科学版, 2002, 20(2): 204-206.
[8] 康振黄, 陈君楷, 袁支润, 等. 一种新型人工机械瓣膜——双叶翼型瓣的开发研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 1993, 12(3): 168-177.
[9] Kunzelman KS, Einstein DR, Cochran R. Fluid-structure interaction models of the mitral valve: function in normal and pathological states [J]. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci, 2007, 362(1484): 1393-1406.
[10] Lau KD, Diaz V, Scambler P, et al. Mitral valve dynamics in structural and fluid-structure interaction models [J]. Med Eng Phys, 2010, 32(9): 1057-1064.
[11] Prot V, Haaverstad R, Skallerud B. Finite element analysis of the mitral apparatus: Annulus shape effect and chordal force distribution [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2009, 8(1): 43-55.
[12] Kunzelman KS, Cochran KP. Mechanical properties of basal and marginal mitral valve chordae tendineae [J]. ASAIO Trans, 1990, 36(3): M405-408.
[13] Levick JR. An introduction to cardiovascular physiology [M]. London: Hodder Arnold Publication, 2003.
[14] 卢晓芳, 吕清, 谢明星, 等. 实时三维超声心动图评价二尖瓣裂的初步研究 [J]. 中国医学影像技术, 2006, 22(4): 490-492.
[15] Dal Pan F, Donzella G, Fucci C, et al. Structural effects of an innovative surgical technique to repair heart valve defects [J]. J Biomech, 2005, 38(12): 2460-2471.
[16] Ho S. Anatomy of the mitral valve [J]. Heart, 2002, 88 (suppl 4): 5-10.