

正常与钙化变厚度生物心瓣应力分布的数值模拟¹⁾

李 珏 匡震邦

(西安交通大学建筑工程与力学学院, 西安 710049)

摘要 采用八结点超参数板壳元, 对猪主动脉瓣在闭合承载状态下的应力分布进行了非线性有限元数值模拟. 分析了变厚度瓣膜和等厚度瓣膜应力分布的差别, 发现厚度对应力分布具有较大影响. 进一步分析了正常及具有几个散布钙化点的瓣膜的应力分布, 发现钙化区域应力显著增大. 本文结果与临床病变瓣膜的观察结果较为符合.

关键词 生物心瓣, 猪主动脉瓣, 应力分布, 钙化

引 言

生物心瓣被用于治疗风湿性心瓣膜疾病的置换术已有几十年的历史, 但瓣膜的衰变(钙化与撕裂)严重影响了其有效使用寿命. 瓣膜的钙化与撕裂均和其所受的机械应力有关, 因此对瓣膜应力分布的研究有助于了解瓣膜衰变的力学机理. 瓣膜应力分布的测试至今仍无可靠的实验手段; 数值模拟是一种既经济又有效的方法, 可以模拟许多复杂的情况. 瓣膜在闭合状态时承受最大载荷压力(约16kPa); 因此分析此状态的应力分布具有很重要的意义. 学者们最初采用薄膜模型分析生物心瓣在闭合状态时的应力分布及变形, 忽略了瓣膜的弯曲效应^[1-3]. 近年来的研究发现弯曲应力对瓣膜的应力分布的影响不容忽视, 则四边形壳元、三维壳元及20结点等参元模型均被用于心脏瓣膜的数值模拟^[4-6]. 这些研究均是模拟分析正常生物心脏瓣膜的应力分布及变形.

本文以猪主动脉瓣制成的人工生物心瓣(简称猪主动脉瓣)为对象, 针对生物心瓣所承受的应力和钙化、撕裂之间的关系进行数值分析. 采用超参数八结点板壳元, 并计及几何非线性和材料非线性, 基于增量理论编制的有限元程序; 对等厚正常猪主动脉瓣在闭合状态下的应力分布进行数值模拟; 猪主动脉瓣是变厚度的, 且使用一段时间后易产生钙化点, 但迄今未有研究报导, 本文首次对变厚模型及含有局部钙化的情况进行分析; 以探求生物心瓣的应力分布与钙化之间的相互关系, 以及厚度对应力分布及钙化点的影响.

1 数值方法

1.1 有限元方程的建立

生物心瓣是由很柔软的生物组织材料组成的, 受力后变形很大, 且其材料性质为非线性粘弹性. 在本文分析中, 因只考虑闭合状态下的静应力分布, 故暂略去粘弹性的影响, 而采用非线性大变形理论来建立有限元方程. 本文采用的是瞬时Lagrange (ULD) 法^[7]. 以 t

¹⁾ 陕西省自然科学基金和国家自然科学基金资助项目.

1995-07-03收到第一稿, 1995-10-30收到修改稿.

时刻的构形为参照构形, 由虚功率原理, 采用增量型本构方程, 经推导可得 $t + \Delta t$ 时刻的增量型方程

$$\int_V C_{ijrs} \Delta \epsilon_{rs} \delta \Delta \epsilon_{ij} \, dV + \int_V {}^t \sigma_{ij} \delta \Delta \eta_j \, dV = {}^{t+\Delta t} R - \int_V {}^t \sigma_{ij} \delta \Delta e_{ij} \, dV \quad (1)$$

其中 C_{ijrs} 为 t 时刻的增量材料性质张量, $\Delta \epsilon_{ij}$ 是以 t 时刻为参考状态的 $t + \Delta t$ 时刻的 Green 应变增量张量, Δe_{ij} , $\Delta \eta_j$ 为 $\Delta \epsilon_{ij}$ 的线性部分和非线性部分, ${}^t \sigma_{ij}$ 为 t 时刻的 Euler 应力张量, ${}^{t+\Delta t} R$ 为外力虚功.

本文采用八结点超参数板壳元, 考虑了瓣膜的弯曲应力, 且划分较少的单元就可获得满意的精度. (x, y, z) 和 (ξ, η, ζ) 分别为壳体的整体坐标和局部坐标, V_{1i}, V_{2i}, V_{3i} 为壳元中面结点 i 在流动坐标系中沿轴 x, y, z 的单位矢量(图 1). 则 t 时刻到 $t + \Delta t$ 时刻的位移增量为

$$\begin{aligned} {}^{t+\Delta t} \begin{Bmatrix} \Delta u \\ \Delta v \\ \Delta w \end{Bmatrix} &= {}^{t+\Delta t} \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix} = \\ &= \sum_{i=1}^8 N_i(\xi, \eta) \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} + \\ &= \frac{Q_i}{2} \begin{bmatrix} V_{1ix} & -V_{2ix} \\ V_{1iy} & -V_{2iy} \\ V_{1iz} & -V_{2iz} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \alpha_i \\ \beta_j \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (2)$$

图1 大变形八结点超参数板壳元

Fig. 1 Large deformation 8-node superparameter shell element

式中 $N_i(\xi, \eta)$ 为形函数, h_i 为第 i 结点处壳体的厚度. α 和 β_j 分别为 t 时刻到 $t + \Delta t$ 时刻 V_{3i} 绕 V_{2i} 和 V_{1i} 的微小转角.

根据此位移增量模式及增量型方程, 并在每一增量步采用修正的牛顿-拉斐逊迭代, 经过推导可得矩阵形式的有限元迭代方程^[7, 8]

$$\left. \begin{aligned} ({}^t K_L + {}^t K_{NL}) \Delta U^{(k)} &= {}^{t+\Delta t} R - {}^{t+\Delta t} F^{(k-1)} \\ {}^{t+\Delta t} U^{(k)} &= {}^{t+\Delta t} U^{(k-1)} + \Delta U^{(k)}; \quad ({}^{t+\Delta t} U^{(0)} = {}^t U) \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

${}^t K_L$ 为 t 时刻的线性刚度矩阵, ${}^t K_{NL}$ 为 t 时刻的非线性刚度矩阵, $\Delta U^{(k)}$ 为第 k 次迭代的位移增量列阵, ${}^{t+\Delta t} F^{(k-1)}$ 为 $k-1$ 次迭代后的不平衡力列阵, ${}^{t+\Delta t} U$ 为 $t + \Delta t$ 时刻的位移列阵.

1.2 猪主动脉瓣的力学模型

猪主动脉瓣瓣叶厚度不均匀, 瓣叶中部凹处最薄, 游离缘中点最厚. 瓣叶在自然(无载荷)状态下的几何形状可用三维壳面来模拟. 以往采用的模拟壳面有旋转抛物面、椭圆抛物

面及球面等^[1,3-5]. 由于本文分析的是瓣膜的宏观应力分布, 因此在保证整体精度的条件下, 为了便于数值分析, 做以下简化假设: (1) 心脏瓣膜的三个瓣叶相等, 每个瓣叶形状对称; 分为等厚度(取0.6 mm)和厚度沿膜面按抛物面分布两种情况分析; (2) 瓣叶材料为均质、各向同性材料, 性质为非线性弹性, 泊松比取为0.45; (3) 瓣架取为刚性支架, 瓣叶与瓣架接合紧密.

基于猪主动脉瓣叶的真实几何形状, 用非对称椭球壳面被圆柱面及斜面相截形成的壳面来模拟瓣叶无载荷时的几何形状. 此模型与以往的模型不同. 如图2 (a), 2 (b) 所示, 心瓣直径为27 mm, 瓣架高15 mm, 瓣叶凹深3 mm, 瓣叶游离缘中点高5 mm. 有限元分析时取1/2瓣叶, 并划分为55个八结点单元, 196个结点. 图2 (c) 为有限元网格图. 更精细的网格分析表明, 上述网格划分已能保证精度. 瓣叶材料为非线性弹性材料, 计算中做为分段线性处理, 如图3所示^[9].

图2 (a), (b) 生物心脏瓣膜的几何形状图; (c) 有限元网格图

Fig. 2 (a), (b) Geometry of the bioprosthetic heart valve;
(c) The finite element mesh

图3 正常瓣叶的应力-应变曲线

Fig. 3 The stress-strain curve
of the normal leaflet

1.3 边界条件的处理

由瓣叶的对称性, 可得在对称边 AC 上: $u = 0, \beta = 0$ (β 为中面法线绕流动坐标轴 x 的转角). 由于瓣架为刚性的, 瓣叶与瓣架接合边 BC 上为: $u = 0, v = 0, w = 0$; 游离缘 AB 与相邻瓣叶搭接; 若瓣叶上某点到达图2 (a) 所示 $\theta = 60^\circ$ 的位置时, 按斜约束处理: $u = v / \tan 60^\circ$; 并对这些结点的支反力进行计算, 若支反力为拉力, 说明该接触点有离开接触面的趋势, 下一步计算时, 应放开这些点的斜约束; 对于未接触的结点, 在每一步计算后都要对位移进行检查, 若达到接触位置, 则下一步计算时, 此点做为接触点, 加斜约束.

因瓣膜开启所需的压差较小 (一般不大于1.33kPa), 而瓣膜关闭后所承受的压力最大 (一般为16kPa左右). 因此本文选取瓣膜承载最大时的情况进行应力分析. 由于瓣叶所承受的壁面剪应力很小; 因此计算时可只取瓣叶的上面 (主动脉面) 承受垂直于瓣叶面的均布压力载荷, 瓣叶下面 (心室面) 的载荷为零. 本文采用变步长的增量加载方式. 最大载荷为16kPa, 共分为60步加载, 当载荷在0~4kPa时, 每步增量载荷为0.133kPa; 当载荷在0~4kPa时, 每步增量为0.133kPa; 当载荷在4~6.67kPa时, 每步增量为0.267kPa; 当载荷在6.67~10.67kPa时, 每步增量为0.4kPa; 当载荷在10.67~16kPa时, 每步增量为0.533kPa.

2 计算结果

本文计算模拟的为瓣叶在承受最大静载时的应力分布, 以下计算结果均为瓣叶上面承受均布压力 (16kPa) 时的结果.

1) 等厚正常猪主动脉瓣的应力分布: 图4为等厚正常猪主动脉瓣叶的上、中、下三个面的第一主应力和最大剪应力分布图. 由图中可以观察到, 最大应力的位置均发生在瓣叶和瓣架接合边的最高部位 *B* 附近, 但并不在接合边上; 上、中、下三个面的应力分布有一定差异, 说明弯曲应力的影响不可忽视. 中面的应力即为瓣叶的膜应力. 图5为瓣叶弯矩分布图. 由图中可见, 游离缘中点 *A* 附近及靠近瓣架接合边附近区域弯矩较大.

图4 (a) 和 (b), (c) 和 (d) 与 (e) 和 (f) 分别为等厚瓣叶上面、中面与下面的第一主应力和最大剪应力分布图. 图中等值线单位为 kPa

Fig. 4 (a) and (b), (c) and (d), (e) and (f) are contour maps of first principal stress and shear stress on top, mid- and bottom surface of uniform thickness leaflet, respectively. The values on the contours are given in kPa

2) 变厚度正常瓣叶的应力分布: 本文取瓣叶凹心处厚 0.2 mm, 游离缘中点厚 1 mm; 厚度沿膜面呈椭球抛物面分布. 图6为变厚度正常瓣叶的第一主应力分布图, 与图4相比较有所不同; 除瓣架接合边顶点 (*B*) 附近应力较高外, 瓣叶基底部, 侧边缘及中部亦有几个应力较高区. 上、中、下三个面的最大应力发生部位有所不同; 且明显看出变厚度模型的承载能力得到了充分发挥, 而这两种模型的最大应力差别并不太大 (等厚: 428 kPa, 265 kPa; 变厚度: 491 kPa, 272 kPa). 说明变厚度模型具有类似等强度的意义.

图5 正常瓣叶的弯矩分布
(等值线单位 $10^{-3} \text{N} \cdot \text{mm} / \text{mm}$)

Fig. 5 Contour map of bending moment of normal leaflet. The values on the contours are given in $10^{-3} \text{N} \cdot \text{mm} / \text{mm}$

图6 (a), (b) 和 (c) 分别为变厚度瓣叶上面, 中面和下面的第一主应力分布图, 图中等值线单位为 kPa
 Fig. 6 (a), (b) and (c) are contour maps of first principal stress respective on top, mid- and bottom surface of non-uniform thickness leaflet. The values on the contours are given in kPa

3) 变厚度有几个散布钙化区瓣膜的应力分布: 由于变厚度瓣叶的较大应力部位呈散状分布, 则根据机械应力能引起钙化的观点, 假设五个不同部位有钙化存在 (图7) . 瓣叶

钙化后材料性质的改变情况至今尚未研究过. 对从病人身上取下的病变瓣叶的观察可知, 钙化后期瓣叶与正常瓣叶相比很坚硬. 由于钙化使瓣叶材料变硬, 借用文献[10]中关于动脉硬化的资料, 假设钙化后瓣叶材料性质仍为非线性弹性, 材料常数为正常瓣叶的四倍. 未钙化部分的瓣叶材料性质仍取正常瓣叶的性质. 图8为正常瓣叶与钙化瓣叶中面膜应力的第一主应图. 由图中可以观察到钙化点应力明显升高, 呈现应力集中. 钙

图7 变厚度瓣叶钙化区分布图
 Fig. 7 Position of the calcified elements of non-uniform thickness leaflet

图8 (a), (b) 和 (c), (d) 分别为变厚瓣叶钙化前后膜应力的第一主应力和最大剪应力分布图, 图中等值线单位为 kPa
 Fig. 8 (a), (b) and (c), (d) are contour maps of first principal shear stress on the mid-surface of normal and calcified leaflet. The values on the contours are given in kPa

化单元与无钙化单元交界处应力梯度较大。

3 结果讨论

本文分别采用等厚模型和变厚度模型对正常与有局部钙化的瓣叶进行了应力分布的数值模拟。结果表明: 厚度对应力分布有很大影响。等厚正常瓣叶的最大应力均发生在瓣架接合边顶点 (B) 附近 (见图4); 而以真实瓣叶厚度为基础的变厚度瓣叶的最大应力呈散状分布, 不仅上、中、下三个面的最大应力发生点有所不同, 而且应力的最大值发生位置亦有所不同。在变厚度瓣叶中, 上表面的最大应力发生在接合边顶点附近; 中面最大应力位置在基底区; 下表面最大应力位于侧边缘, 且侧边缘区的应力均较大 (图6)。另一方面, 变厚模型与等厚模型相比, 瓣叶所受应力较均衡, 具有等强度的意义; 而等厚模型除接合边顶点附近有最大应力外 (图4), 其余区域应力均较小; 且两模型最大应力并无多大区别。以上分析说明, 真实猪主动脉瓣 (变厚度) 具有等强度这一优化特征。

临床上通过对从病人身上取下的病变瓣叶的观察发现多数瓣叶均在接合边顶点区域有钙化, 也有些瓣叶从底面向上可以观察到基底部有片状钙化。如图9为其中一病变瓣叶的钙化与撕裂部位示意图。与图6相对照可说明钙化与应力之间存在一定的关系。钙化发生的部位往往机械应力亦较大。本文得出的接合边顶点区域为最大应力发生区, 与以往作者得出结论一致; 基底与侧边缘亦为应力最大区域未见报道, 而此结果与临床得到的钙化区亦有一致性。说明瓣叶不仅接合边顶点易钙化, 而且基底区及侧边缘区亦易钙化。通过对有几个钙化区域的瓣叶的数值模拟, 可观察到 (图8), 钙化使得钙化点应力明显增高, 发生应力集中; 因此易导致撕裂与穿孔。图9可见撕裂易在接合边顶点附近开始, 穿孔位置亦与数值模拟的应力集中位置较一致。

图9 病变猪主动脉瓣叶的撕裂、穿孔和钙化简图。

- (a) 撕裂与穿孔部位及大小, (b) 和 (c) 分别为上面和下面观察的钙化部位简图
 9 The calcified, tearing and perforative areas on a porcine aortic leaflet in pathological changes
 (a) positions and values of the tearing and perforative areas,
 (b) and (c) the top view and bottom view of the calcified positions

致谢 本文承蒙西京医院胸外科刘惟永教授等的帮助, 在此表示衷心的感谢。

参 考 文 献

- Gould PL, Cataloglu A, Dhatt G, Chattopadhyay A and Clark RE. Stress analysis of the human aortic valve. *Computers & Structures*, 1973 (3): 377~ 384
- Christie GW, Medland IC. A non-linear finite element stress analysis of bioprosthetic heart valves. In: Gallagher EH et al, eds. *Finite Elements in Biomechanics*, John Wiley & Sons Ltd. 1982. 153~ 179

- 3 Ham id M S, Sabbah H N, Stein P D. Finite element evaluation of stresses on closed leaflets of bioprosthetic heart valves w ith flexible stents. *F inite E lements in A nalysis and D esign*, 1985, (1): 213~ 225
- 4 Chandran K B, Kin S H, Han G. Stress distribution on the cusps of a polyurethane trileaflet heart valve prosthesis in the closed position. *J B iom echanics*, 1991, 24, (6): 385~ 395
- 5 Black M M, Howard I C, Huang X, Patterson E A. A three-dimensional analysis of a bioprosthetic heart valve. *J B iom echanics*, 1991, 24 (9): 793~ 801
- 6 Krucinski S, Vesely I, Dokainish M A, Campbell G. Numerical simulation of leaflet flexure in bioprosthetic valves mounted on rigid and expansile stents. *J B iom echanics*, 1993, 26, (8): 929~ 943
- 7 匡震邦. 非线性连续介质力学基础. 西安: 西安交通大学出版社, 1989
- 8 Bathe K J. Finite element procedures in engineering analysis. Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, NJ, 1982. 335
- 9 Rousseau E P M, Sauren A A H J, Hout M C, Steenhoven A A. Elastic and viscoelastic material behaviour of fresh and glitaraldehyde-treated porcine aortic valve tissue. *J B iom echanics*, 1983, 16, (5): 339~ 348
- 10 Loree H M, Grodzinsky A J, Park S Y, Gibson L J, Lee R T. Static circumferential tangential modulus of human atherosclerotic tissue. *J B iom echanics*, 1994, 27, (2): 195~ 204

NUMERICAL SIMULATION OF THE STRESSES DISTRIBUTION ON NORMAL AND CALCIFIED NON-UNIFORM THICKNESS BIOPROSTHETIC HEART VALVES

L i J u e K u a n g Z h e n b a n g

(School of Architecture Engineering and Mechanics, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract The stress distributions on the porcine aortic valves in closed position are simulated with nonlinear finite element. Eight-node super-parametric shell element is used during the analysis. The difference of the stress distribution between non-uniform thickness leaflet and uniform thickness leaflet is analyzed. It is found that the leaflet thickness has influence on the stress distribution. Further the stress distributions of normal leaflet and the leaflet with a few calcified areas are analyzed. It is found that the stress in the calcified area increase obviously. The results given by this paper nearly conform to the situation observed clinically.

Key words bioprosthetic heart valve, porcine aortic valve, stress distribution, calcification