

# 人工机械瓣/血液耦合系统瞬态有限元分析\*

陈大鹏 张建海

(西南交通大学计算工程科学研究所, 成都 610031)

邹盛铨

(四川联合大学结构工程与应用力学系, 成都 610065)

## 摘 要

本文将人工机械心瓣/血液耦合系统作为研究对象, 采用有限元法, 分析了热解碳、钛合金钢、钴-铬合金钢及陶瓷四种材料机械瓣关闭状态下受突加阶梯压力荷载时的瞬态动力行为。结果表明, 人工机械瓣瞬态动力行为为近乎刚性, 导致瓣叶上产生较高冲击压力。减小机械瓣的弹性模量, 可以降低瓣/血液耦合系统的冲击压力。

**关键词** 人工机械瓣 固液耦合系统 瞬态动力分析 有限元

## 一、前 言

对人工心瓣系统的力学分析, 多采用隔离的研究方法。例如: 假设人工心瓣所受外载已知, 仅研究人工心瓣的变形及应力分布, 而不考虑血液的运动<sup>[1]~[5]</sup>; 或者假设瓣位已知, 只研究一定瓣位下的血液流动性质<sup>[6]~[7]</sup>。事实上, 血液及心瓣组成了一个耦合系统。流体的振荡将影响到周围结构, 而结构的位移反过来又将影响流体的动力响应, 因此, 有必要将心瓣/血液作为一个耦合系统进行研究。对心瓣/血液系统进行的早期研究可见文献[8]、[9]。文献[8]、[9]中的数学模型是一维的, 且其研究方法是较粗糙的。采用有限元法对血液/心瓣耦合系统的研究则还有待于发展。

本文基于理想可压流体压力传输方程及Mindlin板理论, 建立了壳/液耦合系统的有限元方程, 编制了相应的计算机程序, 分析了热解碳、钛合金钢、钴-铬合金钢及陶瓷四种材料机械瓣关闭状态下的瞬态动力行为。

## 二、基本理论<sup>[10]、[11]</sup>

设流体为理想可压且忽略对流项, 则N-S方程简化为:

\* 本文得到国家自然科学基金及国家教委博士点基金资助。1994年5月30日收到。

$$\begin{aligned} \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} &= -\frac{1}{\rho^f} \nabla p \\ \frac{\partial p}{\partial n} &= -\rho^f u_n \end{aligned} \quad (2.1)$$

其中  $P$  为压力,  $\mathbf{n}$  为外法向,  $\rho^f$  为流体密度,  $u_n$  为法向加速度.

$$\text{连续性条件 } \nabla \cdot \mathbf{v} = -\frac{1}{B} \dot{p} \quad (2.2)$$

其中  $\mathbf{v}$  为流体速度矢量,  $B$  为流体弹性模量.

由方程(2.1), (2.2)可得控制方程:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \ddot{p} = 0$$

其中  $c = \sqrt{\frac{B}{\rho^f}}$ ,  $c$  为流体压力波速.

边界条件:

$$\text{a) 耦合边界 } \partial\Gamma_I: \frac{\partial p}{\partial n} = -\rho^f u_n$$

$$\text{b) 自由边界 } \partial\Gamma_F: \frac{\partial p}{\partial n} = -\frac{\dot{p}}{g}$$

$$\text{c) 无限辐射边界 } \partial\Gamma_R: \frac{\partial p}{\partial n} = -\frac{\dot{p}}{c}$$

$$\text{d) 已知压力边界 } \partial\Gamma_P: p = p^*$$

据 Galerkin 法:

$$\int_v \left( p_{,jj} - \frac{1}{c^2} \ddot{p} \right) \delta p dv = 0$$

设  $p = \sum L_i p_i$ ,  $\dot{p} = \sum L_i \dot{p}_i$ ,  $\ddot{p} = \sum L_i \ddot{p}_i$  (其中  $L_i$  为流体形函数,  $p_i$  为节点压力).

分步积分上式并考虑以上边界条件, 可得以下离散形式的有限元方程:

$$\mathbf{M}^f \ddot{\mathbf{p}} + \mathbf{C}^f \dot{\mathbf{p}} + \mathbf{K}^f \mathbf{p} = \mathbf{f}^f + \rho^f \mathbf{Q}^T \ddot{\mathbf{q}} \quad (2.3)$$

其中 流体质量阵:

$$M_{ij}^f = \frac{1}{g} \int_{\Gamma_F} L_i L_j da + \frac{1}{c^2} \int_v L_i L_j dv$$

流体阻尼阵:

$$C_{ij}^f = \frac{1}{c} \int_{\Gamma_R} L_i L_j da$$

$$\text{流体刚度阵: } K_{ij}^f = \int_v L_{i,k} L_{j,k} dv$$

$$\text{耦合阵: } Q_{ij} = \int_{\Gamma_I} N_i n_i^* L_j da$$

其中  $n_i^*$  为壳域法向量,  $N_{ij}$  为壳域形函.

将方程(2.3)与众所周知的壳域域动力方程联立, 且考虑耦合项, 可得固液耦合系统的动力方程:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M}^s & \mathbf{0} \\ -\rho^f \mathbf{Q}^T & \mathbf{M}^f \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ \ddot{\mathbf{p}} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{C}^s & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{C}^f \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\mathbf{q}} \\ \dot{\mathbf{p}} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{K}^s & \mathbf{Q} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^f \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{q} \\ \mathbf{p} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} -\mathbf{f}^s \\ -\mathbf{f}^f \end{Bmatrix}$$

$$-\{0\}$$

上式中, 上标 $s, f$ 分别代表壳域和流体域中的量,  $p, q$ 分别为壳节点位移和流体节点压力。

基于以上理论, 本文编制了 $C^0$ 类8节点板元与8节点三维流体元耦合的有限元程序, 采用Newmark积分法解方程。在每一时间步将壳体法向加速度传到流体域, 且将流体压力数据传至耦合面上。与文[10]进行了算例比较, 结果吻合良好, 映证了本文所编程序的正确性。

### 三、模型的建立

基本假设:

1. 双叶人工机械瓣两片瓣叶大小相等, 形状对称, 故仅需研究一片瓣叶。
2. 在人工心脏中, 瓣环及血管变形很小, 故忽略瓣环及血管变形。

图1所示为瓣叶关闭状态下的计算模型及瓣叶的支承条件。由对称性, 塔接边 $AB$ 无 $z$ 方向位移。此处取瓣径 $R_0=1.3\text{cm}$ , 厚度 $h=0.15\text{cm}$ , 所取材料常数如表1。

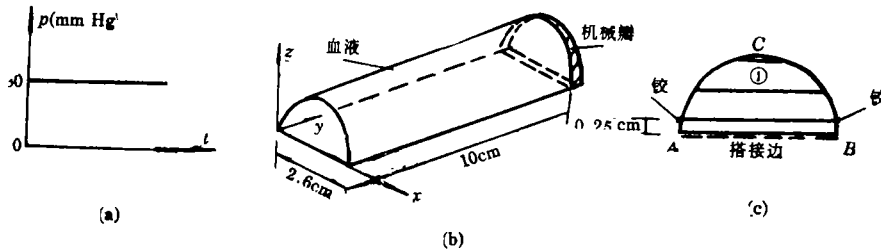


图 1

表 1

| 材料    | 力学性质 | 弹性模量( $\text{dyn/cm}^2$ ) | 泊 柏 比 | 密度( $\text{g/cm}^3$ ) | 来 源    |
|-------|------|---------------------------|-------|-----------------------|--------|
| 热解碳   |      | $2.758 \times 10^{11}$    | 0.23  | 2.1                   | 文献[12] |
| 钛合金钢  |      | $1.0 \times 10^{12}$      | 0.30  | 7.8                   | 文献[12] |
| 钴铬合金钢 |      | $2.0 \times 10^{12}$      | 0.33  | 7.8                   | 文献[14] |
| 陶瓷    |      | $3.0 \times 10^{12}$      | 0.30  | 3.0                   | 文献[14] |

血液密度取为 $1.05\text{g/cm}^3$ [13], 其体弹性模量近似等于水的体弹性模量, 可得血液波速 $c=1.43333 \times 10^5\text{cm/s}$ 。

流体域共计划分88个节点, 30个单元, 瓣叶划分成18个节点, 3个单元。Newmark积分常数 $\alpha=0.25$ ,  $\delta=0.5$ 。时间增量步取为 $\Delta t=0.25 \times 10^{-5}(\text{ms})$ 。

### 四、结果 与 讨 论

图2所示为血管左端突加阶梯荷载 $p=1.046 \times 10^5\text{dyn/cm}^2(8\text{mmHg})$ 时, 与机械瓣单元(1)(见图1)耦合的流体单元中心处所受压力与时间的关系曲线。由图线可见, 相同瓣

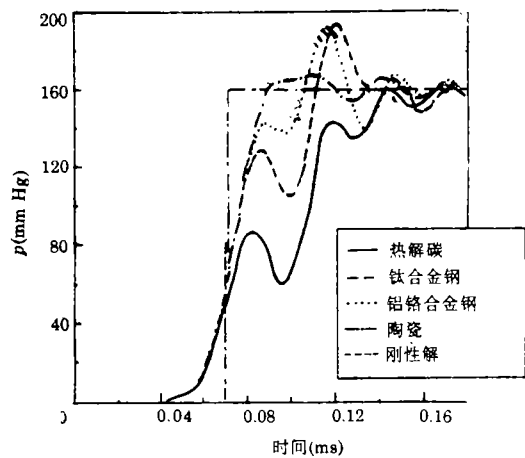


图 2

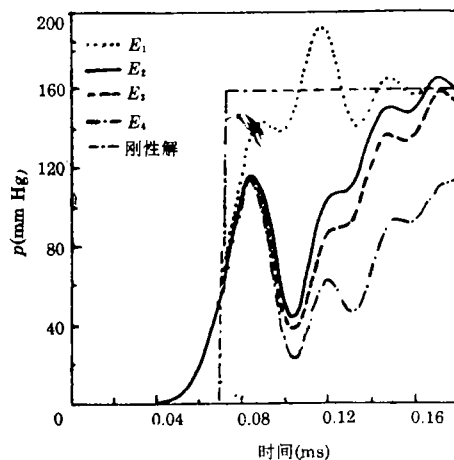


图 3

厚及支承条件下,机械瓣弹性模量对压力历程有较大影响。在0.12ms前,瓣叶所受冲击压力随弹性模量的增大而增大,而0.12ms以后,压力近乎刚性解,即瓣叶所受冲击压力近似为所施压力的2倍。

为观察弹性模量对压力历程的影响,取钴-铬钢为例,保持其泊松比和密度不变,依次取其弹性模量 $E_1=2.0 \times 10^{12} \text{ dyn/cm}^2$ ,  $E_2=0.25 \times 10^{12} \text{ dyn/cm}^2$ ,  $E_3=0.2 \times 10^{12} \text{ dyn/cm}^2$ 及 $E_4=0.1 \times 10^{12} \text{ dyn/cm}^2$ ,计算可得图3。由图3可见,保持材料密度、泊松比及瓣叶厚度、约束条件不变,随着弹性模量的降低,瓣叶所受冲击压力变小。

本文亦对突加荷载 $p$ 为40mmHg及200mmHg情况下的瓣叶压力历程进行了计算,发现其规律仍如图2,只是幅值不同,故未示出。

## 五、结 论

本文采用固液耦合系统有限单元法,分析了双叶机械瓣/血液系统在承受突加压力作用下的动力响应。由本文计算结果可得以下结论:

1. 四种制瓣材料(热解碳、钛合金钢、钴-铬合金钢及陶瓷)所制机械瓣关闭状态下的瞬态动力行为近乎刚性。以热解碳刚性程度最小。这与临床上常见的机械瓣水击效应大,导致溶血的现象相吻合。

2. 同厚度情况下,采用低弹性模量的制瓣材料,可减小瓣叶所受冲击压力。

3. 由于机械瓣刚性明显,在分析人工机械血流系统时,应考虑周围组织的变形。

## 参 考 文 献

- [1] Black, M. M., I. C. Howard, X. Huang, and E. A. Patterson, A three-dimensional analysis of a bio-prosthetic heart valve, *J. Biomech.*, 24(9)(1991), 793—801.
- [2] Hamid, S. M., H. N. Sabbah and P. D. Stein, Finite element evaluation of stresses on closed leaflets of bioprosthetic heart valves with flexible stents, *Finite Elements. Anal. Design*, 1(1985), 213—225.

- [ 3 ] Hani, N. S., S.M. Hamid, and P.D. Stein. Estimation of Mechanical Stresses on closed cusps of porcine bioprosthetic valves; Effects of Stiffening, Local calcium and Local Thinning. *Am. J. Cardiol.*, 55(1985), 1091—1096.
- [ 4 ] Huang, X., M. M. Black, I. C. Howard and E. A. Patterson, A two-dimensional finite element analysis of a bioprosthetic heart valve, *J. Biomech.* 23, (1990), 753—762.
- [ 5 ] 张建海、李永年、邹盛铨, 生物力学进展 (杨桂通、吴望一等主编), 科学出版社 (1993), 319—322.
- [ 6 ] Sergio, R. I. Lino, E. Costa and Ricardo Ponso A comparative computational study of blood flow through prosthetic heart valves using the finite element method, *J. Biomech.*, 19(2), 97—115.
- [ 7 ] 余斌、陈君楷、康振黄, 生物力学进展 (杨桂通、吴望一等主编), 科学出版社 (1993), 200—203.
- [ 8 ] David, L. Sikarskie, Paul D. Stein, A mathematical model of aortic valve vibration, *J. Biomech.*, 17(11), (1984), 831—837.
- [ 9 ] Mazumdar J. and D. Woodard-Knight, A mathematical study of semilunar valve vibration, *J. Biomech.*, 17(8)(1984), 639—64.
- [ 10 ] Singh, R.K., T. Kant and A. Kakodkar, Coupled shellfluid interaction problems with degenerate shell and three-dimensional fluid elements, *Computer and Structure*, 38(5/6)(1991), 515—528.
- [ 11 ] Zienkiewicz, O. C. and P. Bettess, Fluid-structure dynamic interaction and wave forces, an introduction to numerical treatment, *Int. J. num. Meth. Eng.*, (13), (1978), 1—6.
- [ 12 ] Annappa A, Prabhu and Ned H. C. Hwang, Dynamic analysis of flutter in disk type mechanical heart valve prostheses, *J. Biomech.*, 21(7) (1988), 585—590.
- [ 13 ] 邹盛铨, 《血流动力学与心血管人工器官》, 成都科技大学出版社 (1991).
- [ 14 ] 李永年、张建海译, 《人工关节置换》, 成都科技大学出版社 (1993).

## Transient Analysis of Artificial Mechanical Valve-Blood Interaction

Chen Da-peng Zhang Jian-hai

*(Institute of Computational Engineering Science, Southwest Jiaotong  
University, Chengdu 610031)*

Zou Sheng-quan

*(Department of Engineering Mechanics, Sichuan Union University,  
Chengdu 610065)*

### Abstract

Using finite element method, this paper has analyzed the blood mechanical heart valve interaction system subjected to a step pressure when the valve is at closing position. As demonstrated in the present study, in such conditions mechanical valves made of pyrolytic carbon, Ti alloy, Co-Cr alloy and ceramics tend to be very stiff which result in high impinging pressure. The impinging pressure acted on the valve of the blood-valve system can be reduced by decreasing the elastic modulus of the mechanical valve.

**Key words** artificial mechanical valve, fluid-solid interaction, transient dynamic analysis, finite element method