

# 两种人工机械心瓣启闭过程的 ALE有限元分析\*

陈大鹏<sup>1</sup> 张建海<sup>1</sup>

(1995年4月3日收到, 1995年11月5日收到修改稿)

## 摘 要

本文采用任意拉格朗日-欧拉(ALE)有限单元法, 将血液视为不可压缩粘性流体, 同时将人工机械瓣简化为定轴转动刚体, 建立了机械心瓣/血液耦合运动的二维计算模型。在此基础上, 计算了顺向人工机械瓣(DDM)的启闭过程, 并与 St. Jude 瓣(SJM)进行了对比。由本文研究可得以下主要结论: 1. DDM 瓣与 SJM 相比, 开启较为迅速, 关闭则较为柔和。2. DDM 瓣的峰值回流量较之 SJM 瓣小。本文研究表明 DDM 瓣由于更好利用了天然心瓣的关闭机理, 而具有较高的耐久性潜力。

**关键词** 人工机械心瓣 ALE有限元 固液耦合

## 一、引 言

天然心瓣不仅在其血流动力学方面是最优的, 而且在于其开启迅速, 关闭渐近而柔和, 回流量小, 水击微弱。虽然目前使用的人工心瓣模拟了天然心瓣的被动启闭, 但人工心瓣关闭时伴随显著回流, 从而引起水击效应, 产生较高峰值跨瓣压力梯度(PPG)。在管壁刚硬的体外实验条件下, 水击问题尤为突出<sup>[1]</sup>。因此对人工心瓣的启闭方式的研究对于其设计和优化具有重要的意义。对此问题的早期研究可见文献[1]~[8]。这些研究中所建立的计算模型<sup>[3]、[7]</sup>的共同缺点在于仅仅适用于生物瓣这类柔顺性极好的材料, 难以推广应用用于人工机械瓣; 另外, 这种计算仅适用于瓣叶的开启过程。事实上, 人工心瓣与血液是耦合运动的。血流推动心瓣的运动, 而心瓣的运动反过来又将引起流场的改变。因此, 有必要发展人工机械瓣-血液耦合运动计算模型。本文以此为出发点, 着重对比研究了两种人工机械瓣的启闭过程。

目前性能最为优良且在临床上广泛应用的是双叶型机械瓣。典型的双叶瓣有 St. Jude 瓣、Carbomedics 瓣及 Duromedics 瓣等。但所有这些类型的机械瓣均有以下两个主要问题: 1. 中心流道狭窄。这导致两瓣叶之间的高剪力。2. 开启及关闭的方向与天然心瓣

\* 国家自然科学基金及国家教委博士点基金资助课题

<sup>1</sup> 西南交通大学工程科学研究所, 成都 610031

相反,使得瓣在关闭中不起作用,关闭时回流量大。Steenhoven,等<sup>[25]</sup>实验测得天然主动脉瓣峰值回流百分比为5%,BSM为26%,而SJM则达45%。为解决以上问题,顺向瓣(DDM)(图1)模拟天然心瓣的开闭,其开闭方向与天然心瓣一致。其主要优点在于:1.中心流道较宽;2.可较好利用窦的作用,从而减小峰值回流量。

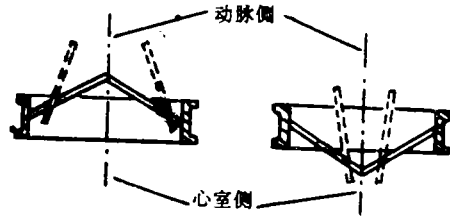


图1 DDM及SJM瓣示意图(虚线为开启位置)

## 二、基本理论

任意拉格朗日-欧拉法(ALE)兼顾了欧拉法和拉格朗日法的优点,单元网格点独立于流体的运动,既可象拉格朗日网格一样追踪运动的边界面,又可如欧拉网格一样处理复杂流体运动,所以,本文采用ALE描述法,以方便地描述运动的瓣边界。

基本假设:

- 血液为粘性不可压缩牛顿流体;
- 血液流动为非湍流流动;
- 人工机械瓣作刚体转动;
- 忽略血管及组织的变形;
- 系统等温绝热。

由以上假设可得ALE描述法中的控制方程:

i) 连续性方程:

$$v_{i,i} = 0 \quad \Omega \text{中} \quad (2.1)$$

ii) Navier-Stokes 方程:

$$\rho \frac{d^* v_i}{dt} - \frac{1}{Re} \Delta v_i + c_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + P_{,i} = f_i \quad \Omega \text{中} \quad (2.2)$$

初始条件:

$$v_i(x_j, t|_0) = v_i^0(x_j) \quad \Omega \text{中} \quad (2.3)$$

边界条件:

a. Dirichlet 边界条件:

$$v_i = v_{0i} \quad \Gamma_0 \text{上} \quad (2.4)$$

b. Neumann 边界条件:

$$\partial v_i / \partial n = g_i \quad \Gamma_1 \text{上} \quad (2.5)$$

其中雷诺数  $Re = UL/\nu$ ,  $U$  为特征速度,  $L$  为特征长度,  $\nu$  为运动学粘性系数。星号(\*)表示网格坐标固定的时间导数。 $c$  称为对流速度:

$$c_i = v_i - w_i \quad (2.6)$$

式(2.6)中,  $v$  为质点速度,  $w$  为网格速度。

分别用与时间无关的基函数近似速度和压力, 即:

$$v_i = \sum_{n=1}^N v_{in} \phi_n \quad (i=1,2) \quad (2.7)$$

$$P = \sum_{m=1}^M P_m \psi_m \tag{2.8}$$

采用 Galerkin 法离散控制方程并利用边界条件, 可得以下矩阵方程:

$$\begin{cases} \mathbf{M}\ddot{\mathbf{v}} + (\mathbf{S} + \mathbf{N}(\mathbf{C}))\mathbf{v} + \mathbf{L}^T \mathbf{M}_P^{-1} \mathbf{L}\mathbf{v} = \mathbf{F}_b + \mathbf{B} + \mathbf{F}_N \\ \mathbf{P} = \tau \mathbf{M}_P^{-1} \mathbf{L}\mathbf{v} \end{cases} \tag{2.9}$$

$$\tag{2.10}$$

其中:  $\mathbf{N}$ 为对流阵:

$$(N_{v_k v_l})_{ij} = \int_{\Omega} \delta_{kl} \phi_i C_{\alpha}^{n-1} \frac{\partial \phi_j}{\partial x_{\alpha}} dv + \int_{\Omega} \phi_i \frac{\partial v_k^{n-1}}{\partial x_l} \phi_j dv \tag{2.11}$$

( $i, j = 1, \dots, N; k, l, \alpha = 1, 2$ )

$\mathbf{F}_N$ 为对流荷载阵:

$$(F_{N_k})_i = \int_{\Omega} \left\{ (w_{\alpha}^n + C_{\alpha}^{n-1}) \frac{\partial v_k^{n-1}}{\partial x_{\alpha}} \right\} \phi_i dv \tag{2.12}$$

( $i = 1, \dots, N; k, \alpha = 1, 2$ )

其它矩阵定义可参阅文献[17]、[18]、[21]、[22]。

方程组(2.9)、(2.10)可用 $\theta$ 法求解。本文中采用了满足 LBB 条件的谐调二次 ( $P_2^+$ ,  $P_1$ )三角形单元<sup>[21],[22]</sup>。

由于人工机械瓣作刚体转动, 故其动力学方程为:

$$I\ddot{\gamma} = M \tag{2.13}$$

其中 $M$ 为合力矩,  $I$ 为转动惯量,  $\ddot{\gamma}$ 为角加速度。

图2所示为 SJM 瓣简化计算模型及边界条件。定义启闭参数 $\lambda$ 为有效开口面积与最大有效开口面积之比, 即

$$\lambda = \frac{A_e}{A_{\max}} = \frac{R_2 - l \cos \gamma}{R_2 - l \cos \gamma_{\max}} \tag{2.14}$$

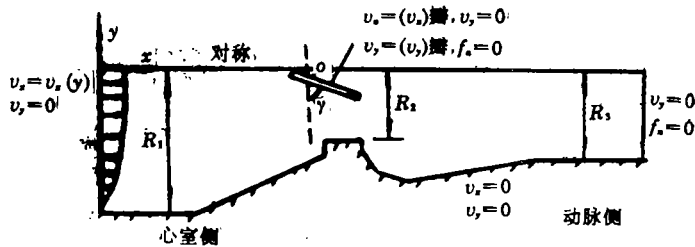
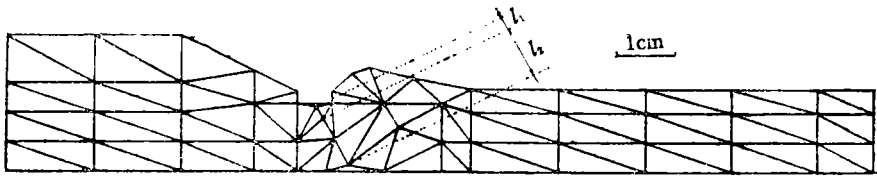


图2 SJM瓣计算模型及边界条件, 壁面及瓣边界施加无滑移条件, 点O为机械瓣转动中心

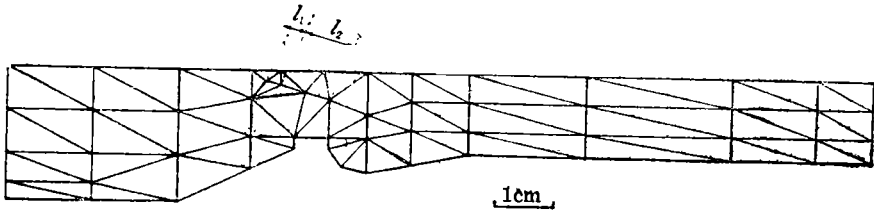
### 三、结果及讨论

基于以上理论, 本文计算了图3所示网格的无厚度 DDM 瓣及图4所示无厚度 SJM瓣的动力启闭过程。图3中共划分218个节点, 88个单元, 图4中划分196个节点, 78个单元。在计算中, 瓣叶上的节点均视为拉格朗日点, 而其它边界上的节点均视为欧拉点。开闭范围  $\gamma_{\min} = 30^\circ$ ,  $\gamma_{\max} = 80^\circ$ ,  $l_1 = 0.25\text{cm}$ ,  $l_2 = 0.9\text{cm}$ 。设瓣叶重  $m = 1.5(\text{g})$ , 厚度  $h = 0.15\text{cm}$ , 则可得均质方板转动惯量为  $I = 0.3266(\text{g} \cdot \text{cm}^2)$ 。因为收缩期动脉血流量与时间的关系接近正弦曲线(图5), 故设心室入流速度:



$(R_1=2.3\text{cm}, R_2=1.15\text{cm}, R_3=1.4\text{cm})$

图3 DDM瓣单元网格



$(R_1=2.3\text{cm}, R_2=1.15\text{cm}, R_3=1.4\text{cm})$

图4 SJM瓣单元网格

$$u = U_{\max} \cdot \sin\left(\frac{2\pi}{T_e} t\right) \quad (3.1)$$

且设入流速度呈抛物型分布, 即:

$$v_z = u \left(1 - \frac{y^2}{R_1^2}\right) \quad (3.2)$$

取  $T_e = 0.45(\text{s})$ ,  $U_{\max} = 32.0\text{cm/s}$ , 运动学粘性系数  $\nu = 0.03\text{cm}^2/\text{s}$ , 时间步长  $dt = 5.0 \times 10^{-4}(\text{s})$ .

图6所示为启闭参数  $\lambda$  与时间之间的关系曲线。可见, SJM 及 DDM 瓣的启闭规律是相同的, 均包括四个阶段: I. 开启相。此时有效开口面积迅速增大。II. 开启保持相。此

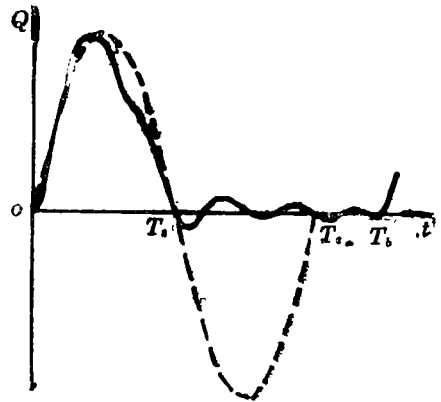
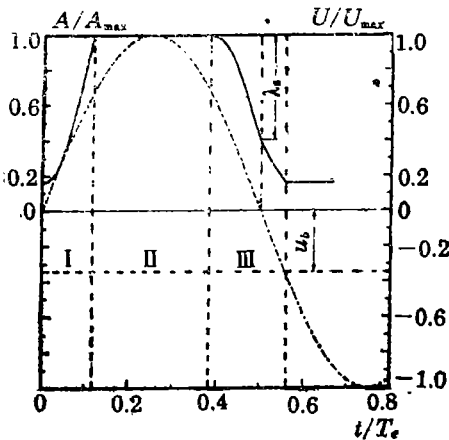
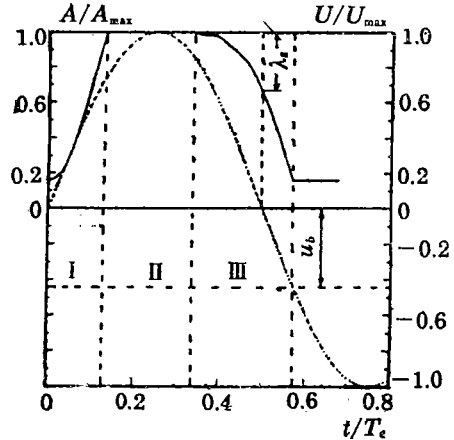


图5 主动脉血流量



a) DDM



b) SJM

图6 瓣叶开闭曲线

时人工机械瓣处于最大开启位置，且保持不动。Ⅲ. 关闭相。此时有效开口面积迅速减小。Ⅳ. 关闭保持相。此时机械瓣保持关闭状态。图6表明 SJM 瓣在关闭时，峰值回流速度  $u_b$  达到最大入流速度的43%，DDM 瓣的峰值回流速度  $u_b$  为最大入流速度的34%。由图6也可见，在收缩期结束时，DDM 瓣关闭量  $\lambda_s = 60\%$ ，而 SJM 瓣仅关闭35%。

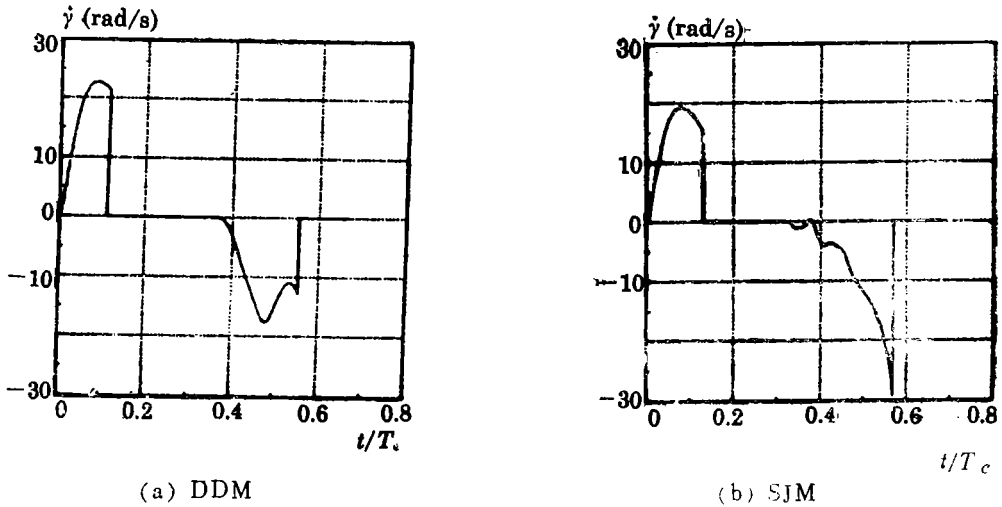


图7 瓣叶转速 $\dot{\gamma}$ (rad/s)

图7所示为DDM及SJM瓣在启闭过程中，瓣叶角速度的变化曲线。在开启时，DDM瓣和SJM瓣的角速度变化规律相同，均经过了加速开启及减速开启两个阶段，但DDM瓣开启速度较快，达到最大开启位置时，角速度 $\dot{\gamma} = 20.91(\text{rad/s})$ ，而SJM在达到最大开启位置时，角速度 $\dot{\gamma} = 15.18(\text{rad/s})$ 。值得注意的是，SJM瓣关闭时基本上是加速关闭的，到达关闭位置时 $\dot{\gamma} = -29.29(\text{rad/s})$ ，而DDM瓣则是先加速关闭，而后减速关闭，在达到关闭位置前虽是加速关闭，但到达关闭位置时的角速度 $\dot{\gamma} = -12.88(\text{rad/s})$ ，仅为SJM瓣的44%，故而DDM瓣的关闭要柔和得多。

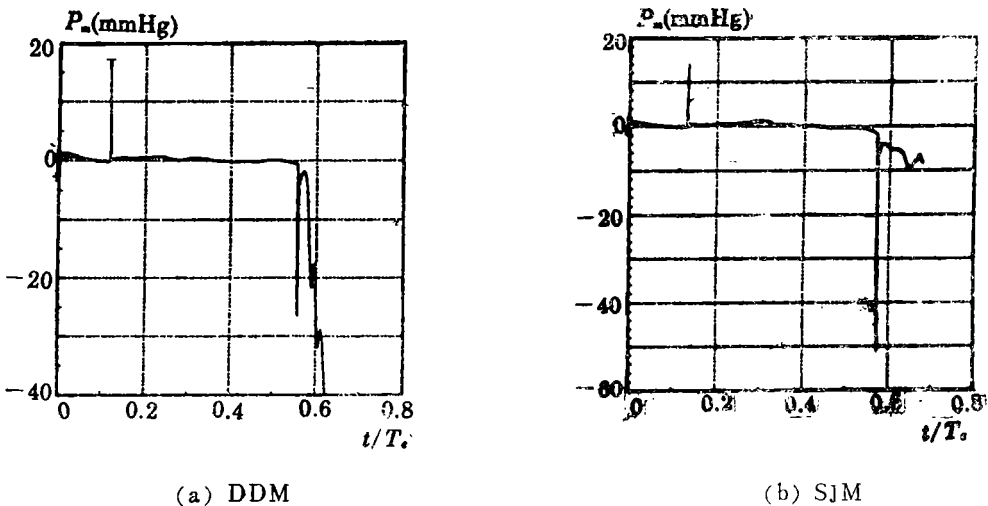


图8 平均跨瓣压差

图8所示 DDM 瓣及 SJM 瓣在启闭过程中，平均跨瓣压差的变化曲线。可见，DDM

及SJM瓣在启闭过程中,跨瓣压差 $P_m$ 很小( $0\sim 2\text{mmHg}$ ),但在刚刚达到开启位置时,瓣叶受机械阻碍,突然停止,造成心室侧血流压力突增,在图8中表现为正的陡峭压力尖峰;在刚刚达到关闭位置时,瓣叶受机械阻碍,突然停止,造成动脉侧血流压力突增,在图8中表现为一负的陡峭压力尖峰.这一现象亦为Swanson等人<sup>[11]</sup>在其实验中发现.应当注意,在这两个特殊时刻,血液应视为可压缩.由于本文将血液视为不可压缩流体,故所得尖峰压力的值是不确切的.由前述知,DDM的峰值回流较小,故而可以预计,DDM瓣关闭时水击压力较小.

图9~14分别示出了各时刻SJM及DDM瓣的速度分布.图15~20分别示出了各时刻剪力 $\tau_{xy}$ 分布图.由图9~14可见,在开闭过程中,DDM瓣背后窝内有旋涡生成,而SJM瓣在启闭过程中无明显旋涡.表1所示为各时刻最大剪应力及其出现的部位.可见,最大剪应力出现在流道狭窄处.

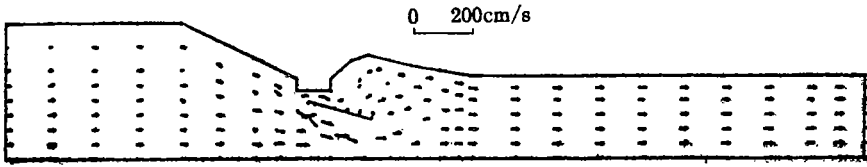


图9 DDM瓣 $t=0.05(\text{s})$ 速度分布. $\gamma=76.2^\circ$ ,  $\dot{\gamma}=21.4(\text{rad/s})$

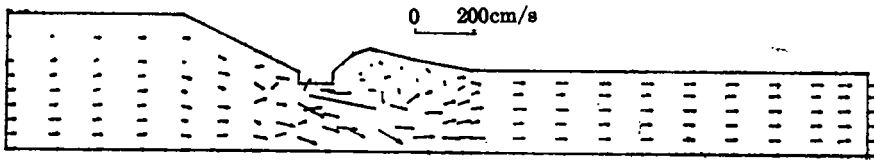


图10 DDM瓣 $t=0.1(\text{s})$ 速度分布. $\gamma=80.0^\circ$ ,  $\dot{\gamma}=0.0(\text{rad/s})$

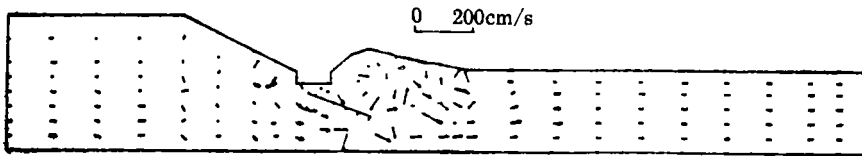


图11 DDM瓣 $t=0.2(\text{s})$ 速度分布. $\gamma=70.0^\circ$ ,  $\dot{\gamma}=-13.1(\text{rad/s})$

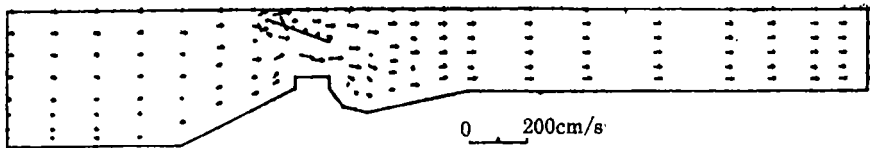


图12 SJM瓣 $t=0.05(\text{s})$ 速度分布. $\gamma=71.15^\circ$ ,  $\dot{\gamma}=17.56(\text{rad/s})$

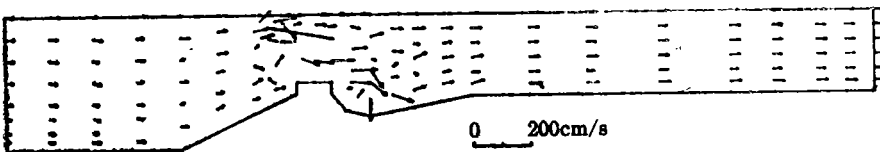


图13 SJM瓣 $t=0.1(\text{s})$ 速度分布. $\gamma=80.0^\circ$ ,  $\dot{\gamma}=0.0(\text{rad/s})$

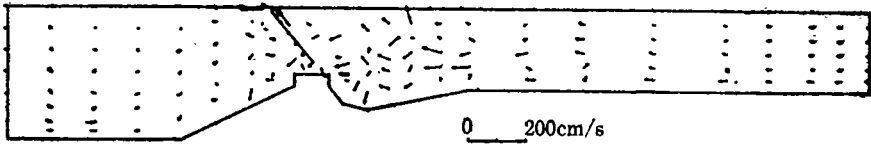


图14 SJM瓣 $t=0.25(s)$ 速度分布。 $\gamma=39.3^\circ$ ,  $\dot{\gamma}=-22.2(\text{rad/s})$

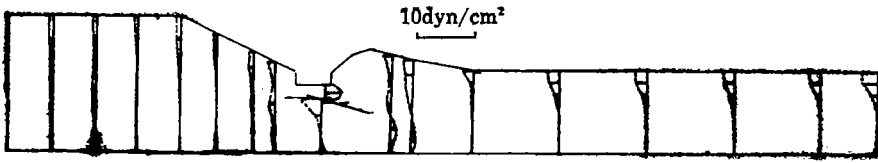


图15 DDM瓣 $t=0.05(s)$ 剪应力 $\tau_{xy}$ 分布

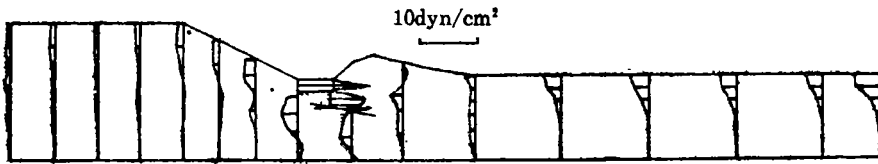


图16 DDM瓣 $t=0.1(s)$ 剪应力 $\tau_{xy}$ 分布

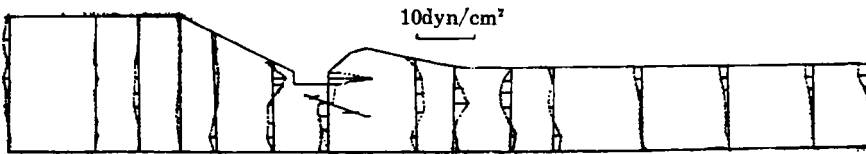


图17 DDM瓣 $t=0.2(s)$ 剪应力 $\tau_{xy}$ 分布

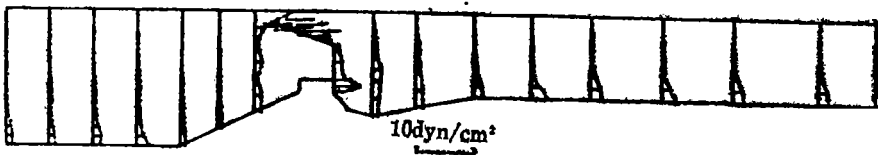


图18 SJM瓣 $t=0.05(s)$ 剪应力 $\tau_{xy}$ 分布

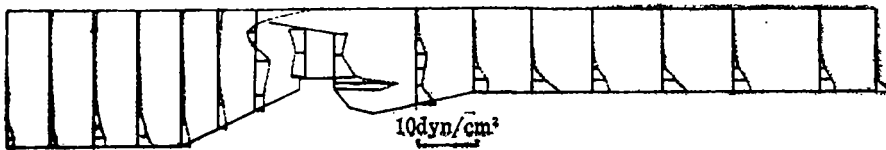


图19 SJM瓣 $t=0.1(s)$ 剪应力 $\tau_{xy}$ 分布

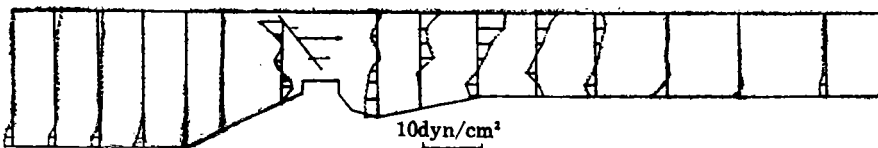


图20 SJM瓣 $t=0.25(s)$ 剪应力 $\tau_{xy}$ 分布

表1 最大剪应力( $\tau_{xy}$ )<sub>max</sub>及其发生的部位单位: (dyn/cm<sup>2</sup>)

t(s)	DDM	SJM
0.05	5.37(瓣叶)	7.4(瓣叶)
0.10	12.14(瓣架)	12.67(瓣叶)
0.15	6.9(瓣叶)	15.5(两瓣叶间)
0.20	5.7(瓣架)	13.1(两瓣叶间)
0.25	35.6(两瓣叶间)	26.0(两瓣叶间)

#### 四、结 论

本文基于任意拉格朗日—欧拉(ALE)有限单元法,对比计算了DDM及SJM瓣的动力启闭过程。本文的研究突破了以非耦合的手段研究人工心瓣运动的局限性。从本文对比研究可得以下结论:

1. DDM瓣较好模拟了天然心瓣的启闭机理,与SJM瓣相比开启较迅速,关闭则较为柔和。
2. DDM瓣的峰值回流量比SJM瓣小,因此具有较高的耐久性潜力。

#### 参 考 文 献

- [1] B. J. Bellhouse, Velocity and pressure distributions in the aortic valve, *J. Fluid Mech.*, 37 (1969), 587.
- [2] B. J. Bellhouse and L. Talbot, The fluid mechanics of the aortic valve, *J. Fluid Mech.*, 35 (1969), 721.
- [3] N. V. Gillani and W. M. Swanson, Time-dependent laminar incompressible flow through a spherical cavity, *J. Fluid Mech.*, 78 (1976), 99.
- [4] J. L. Mercer, The movements of the dog's aortic valve studied by high-speed cineangiography, *Brit. J. Radiol.*, 46 (1973), 344.
- [5] A. A. Van Steenhoven and M. E. H. Van Dongen, Model studies of the closing behaviour of the aortic valve, *J. Fluid Mech.*, 90(1) (1979), 21—32.
- [6] C. S. F. Lee and L. Talbot, A fluid-mechanical study of the closure of heart valves, *J. Fluid Mech.*, 91(1) (1979), 41—63.
- [7] T. K. Hung, Hydrodynamic analysis of the aortic valve mechanics, *Adv. Cardiovasc Phys.*, 5(1) (1983), 106—118.
- [8] W. M. Swanson and R. E. Clark, Aortic valve leaflet motion during systole, *Circulation Res.*, 32 (1973), 42—48.
- [9] 雷明、康振黄,天然心瓣关闭机理研究,应用数学和力学, 7(10) (1986), 897—905.
- [10] 赵世雄、罗征祥,人工心脏瓣膜的现状,生物医学工程杂志, 8(3) (1991), 259—262.
- [11] W. M. Swanson, et. al., Flow and pressure measurement in accelerated fatigue testing of prosthetic heart valves, *Proc. Symp. 14th Annul. Meeting AAMT* (1979).
- [12] T. Belytschko and D. P. Flanagan, Finite element methods with user-controlled meshes for fluid-structure interaction, *Comput. Methods Appl. Mech.*



- Engrg.*, 33 (1982), 669—688.
- [13] W. K. Liu, T. Belytschko and H. Chang, An arbitrary Lagrangian-Eulerian finite element method for path-dependent materials, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 58 (1986), 227—245.
- [14] J. Donea, S. Giuliani and J. P. Halleux, An arbitrary Lagrangian-Eulerian finite element method for transient dynamic fluid-structure interactions, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 33 (1982), 689—723.
- [15] T. J. R. Hughes, W. K. Liu and T. K. Zimmermann, Lagrangian-Eulerian finite element formulation for incompressible viscous flows, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 29 (1981), 329—349.
- [16] B. Ramaswamy, Numerical simulation of unsteady viscous free surface flow, *J. Comput. Physics*, 90 (1990), 396—430.
- [17] D. K. Gartling and E. B. Becker, Finite element analysis of viscous, incompressible fluid flow, Part 1, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 8 (1976), 51—60.
- [18] D. K. Gartling and E. B. Becker, Finite element analysis of viscous, incompressible fluid flow, Part 2, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 8 (1976), 127—138.
- [19] W. K. Liu, H. Chang, J. S. Chen and T. Belytschko, Arbitrary Lagrangian-Eulerian Petrov-Galerkin finite elements for nonlinear continua, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 68 (1988), 259—310.
- [20] 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, 成都 (1991).
- [21] C. Cuvelier, A. Segal and A. A. Van Steenhoven, *Finite Element Methods and Navier-Stokes Equations*, Reidel, Dordrecht (1986).
- [22] F. N. Van Vosse and A. Segal, A finite element approximation of the unsteady two-dimensional Navier-Stokes equations, *Int. J. Num. Methods Fluids*, 6 (1986), 427—443.
- [23] T. K. Hung and G. B. Schuessler, An analysis of hemodynamics of the opening of the aortic valves, *J. Biomechs.*, 10 (1977), 597—606.
- [24] S. R. Idelsohn, L. E. Costa and R. Ponso, A comparative computational study of blood flow through prosthetic heart valves using the finite element method, *J. Biomechs.*, 18(2) (1985), 97—115.
- [25] A. A. Van Steenhoven, T. J. A. G. Duppen and J. W. G. Cauwenberg, In vitro closing behaviour of Bjork-Shiley, St. Jude and Hancock heart valve prostheses in relation to the in vivo recorded aortic valve closure, *J. Biomechs.*, 15(11) (1982), 841—848.
- [26] K. B. Chandran, et. al., Effect of prosthetic mitral valve geometry and orientation on flow dynamics in a model human left ventricle, *J. Biomechs.*, 22 (1) (1989), 51—65.

# A Comparative Study of the Opening and Closing Process of Two Types of Mechanical Heart Valves Using ALE Finite Element Method

Chen Dapeng    Zhang Jianhai

*(Institute of Computational Engineering Science, Southwest Jiao-  
tong University, Chengdu 610031, P. R. China)*

## Abstract

Using arbitrary Lagrangian-Eulerian(ALE) finite element method, this paper made a comparative study of the opening and closing behaviour of a downstream directional valve(DDM) and a St. Jude medical valve(SJM) through a two dimensional model of mechanical valve-blood interaction in which the valve is considered as a rigid body rotating around a fixed point, and the blood is simplified as viscous incompressible fluid. It's concluded that, 1. Compared with SJM valve, DDM valve opens faster and closes more gently. 2. The peak back-flow of DDM is smaller than that of SJM. The present investigation shows that being a better analogue of natural valve, DDM has a brighter potential on its durability than SJM.

**Key words** artificial mechanical valve, ALE finite element method, fluid-solid interaction