

人工机械心瓣启闭过程的ALE 有限元分析*

张建海¹ 陈大鹏¹ 邹盛铨²

(1995年3月31日收到)

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-血液耦合运动二维计算模型, 解决了人工机械瓣启闭过程的计算问题。对St. Jude瓣启闭过程的数值分析表明: 1. St. Jude瓣启闭过程包括四个阶段, 即: I. 开启相; II. 开启保持相; III. 关闭相; IV. 关闭保持相。2. St. Jude瓣关闭时回流明显, 伴有显著水击效应。3. 在启闭过程中, 高剪力区位于两瓣叶间及瓣环附近。本文的研究突破了以非耦合的方法研究心瓣启闭过程的局限性。

关键词 人工机械心瓣 ALE有限元 固-液耦合

一、前 言

提高人工心瓣的耐久性是目前人工心瓣研究中的最主要问题^{[1][10]}, 而人工心瓣的启闭方式则与其耐久性直接相关, 因此, 对人工心瓣启闭方式的研究对于人工心瓣的设计和优化具有十分重要的意义。

早在1969年至1973年, B. J. Bellhouse等人^{[1][2][6]}就进行了一系列的模型试验研究, 提出了心瓣关闭的“漩涡关闭”理论, 并发展了简化理论分析方法。随后, C. S. F. Lee及L. Talbot(1979)^[6], Van. Steenhoven(1979)^[6]等人在实验研究的基础上, 又提出了心瓣关闭的另一种理论——“逆压力梯度关闭”理论。T. K. Hung和Schuesser(1972)最早采用计算方法研究心瓣运动。在他们的二维有限差分计算模型中, 假设血液为理想流体, 且假设心瓣十分柔顺, 对流场无任何影响, 将心瓣简化为若干段铰接在一起的无重杆, 瓣膜与流体法向速度相等, 由此计算出各时刻瓣膜的运动形态。N. V. Gillani及W. M. Swanson(1976)^[3]同样采用有限差分法, 将血液处理为粘性不可压缩流, 对心瓣则作了与T. K. Hung等人相似的简化。易见, T. K. Hung等人以及N. V. Gillani等人的简化仅仅适用于生物瓣这类柔顺性极好的材料, 难以推广应用于人工机械瓣。事实上, 人工

* 本文得到国家自然科学基金和博士点基金资助。

1 西南交通大学计算工程科学研究所, 成都 610031

2 四川联合大学工程力学系, 成都 610065

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. 这正是本文的研究目的.

二、基本理论

A. 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.

由以上假设可得简化计算模型如图1.

B. 流体域动力学方程

在流体力学中最常用的是欧拉描述法, 但这种方法由于网格固定于空间, 不易处理运动的边界, 例如启闭过程中的瓣边界. 另一方面, 拉格朗日网格跟踪流体质点运动, 则易引起网格畸变. 因此, 在计算人工机械瓣启闭过程中, 直接采取欧拉法或拉格朗日法, 都会遇到相当的困难.

任意拉格朗日-欧拉网格(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, 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.

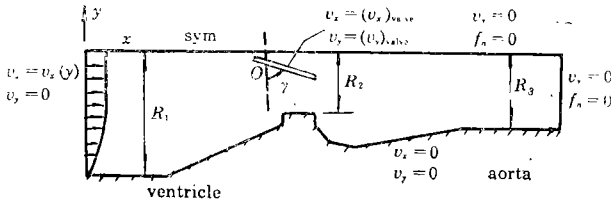


图1 计算模型及边界条件(壁面及瓣边界施加无滑移条件. 点O为机械瓣转动中心)

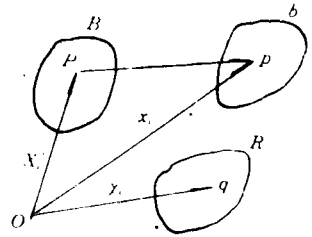


图2 ALE描述法中的坐标系

设在 $t=0$ 时, 物体的初始构形为 B (图2), 物质点 P 的位置向量为 \mathbf{X} , 即物质坐标. 在时刻 t , 物体运动到现时构形 b , 物质点 P 运动到 p , 位置向量为 \mathbf{x} , 即空间坐标. 一般地, 设存在运动规律 $\mathbf{x}=\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$. 另外, 定义一个参考坐标系 R , 设其为时间及空间的函数, 即 $\mathbf{X}=\mathbf{X}(\mathbf{x}, t)$. 分别用点号($\dot{\quad}$)和星号(\ast)表示物质点固定和参考点固定时的时间导数, 可得此二导数之间关系为^{[12]~[16]}:

$$\dot{\mathbf{f}} = \dot{\mathbf{f}}^* + \mathbf{c}_i f_i \quad (2.1)$$

其中 \mathbf{c} 称为对流速度, 为质点速度 \mathbf{v} 和网格速度 \mathbf{w} 之差:

$$\mathbf{c}_i = v_i - w_i \quad (2.2)$$

易见, 若网格速度 $\mathbf{w}=0$, 则(2.1)式退化为流体力学中常用的欧拉描述法.

由(2.1)式可得ALE描述法中的控制方程(无量纲形式):

i) 连续性方程:

$$v_{i,i}=0 \quad (\text{在}\Omega\text{内}) \quad (2.3)$$

ii) Navier-Stokes方程:

$$\delta - \frac{1}{Re} \Delta v_i + c_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + P_{,i} = f_i \quad (\text{在}\Omega\text{内}) \quad (2.4)$$

$$\text{初始条件: } v_i(x_j, t|_0) = v_i^0(x_j) \quad (\text{在}\Omega\text{内}) \quad (2.5)$$

$$\text{边界条件: a. Dirichlet边界条件: } v_i = v_{0i} \quad (\text{在}\Gamma_0\text{上}) \quad (2.6)$$

$$\text{b. Neumann 边界条件: } \frac{\partial v_i}{\partial n} = g_i \quad (\text{在}\Gamma_1\text{上}) \quad (2.7)$$

其中雷诺数 $Re = \frac{UL}{\nu}$, U 为特征速度, L 为特征长度, ν 为运动学粘性系数.

C. 对流项的牛顿线性化

方程(2.4)中含有非线性项, 即对流项

$$c_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} = (v_j - w_j) \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \quad (2.8)$$

因此, 必须对此项进行线性化.

设第 n 步的速度 \mathbf{v}^n 及对流速度 \mathbf{c}^n 与第 $n-1$ 步的速度 \mathbf{v}^{n-1} 及 \mathbf{c}^{n-1} 存在关系:

$$\mathbf{v}^n = \mathbf{v}^{n-1} + \delta \mathbf{v}^{n-1} \quad (2.9)$$

$$\mathbf{c}^n = \mathbf{c}^{n-1} + \delta \mathbf{c}^{n-1} \quad (2.10)$$

对流项

$$\begin{aligned} \mathbf{c}^n \cdot \nabla \mathbf{v}^n &= (\mathbf{c}^{n-1} + \delta \mathbf{c}^{n-1}) \cdot \nabla (\mathbf{v}^{n-1} + \delta \mathbf{v}^{n-1}) \\ &= \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^n + (\mathbf{c}^n - \mathbf{c}^{n-1}) \cdot \nabla (\mathbf{v}^{n-1} + \delta \mathbf{v}^{n-1}) \\ &= \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^n + \mathbf{c}^n \cdot \nabla \mathbf{c}^{n-1} - \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^{n-1} + \delta \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \delta \mathbf{v}^{n-1} \end{aligned}$$

略去二阶微量得:

$$\begin{aligned} \mathbf{c}^n \cdot \nabla \mathbf{v}^n &\approx \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^n + \mathbf{c}^n \cdot \nabla \mathbf{v}^{n-1} - \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^{n-1} \\ &= \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^n + \mathbf{v}^n \cdot \nabla \mathbf{v}^{n-1} - \mathbf{w}^n \cdot \nabla \mathbf{v}^{n-1} - \mathbf{c}^{n-1} \cdot \nabla \mathbf{v}^{n-1} \end{aligned} \quad (2.11)$$

D. 方程的空间离散及求解

分别用与时间无关的基函数近似速度和压力, 即:

$$v_i = \sum_{n=1}^N v_{in} \phi_n \quad (i=1, 2) \quad (2.12)$$

$$P = \sum_{m=1}^M P_m \psi_m \quad (2.13)$$

用基函数 ϕ_n 和 ψ_m ($n=1, \dots, N; m=1, \dots, M$) 作试函数, 采用 Galerkin 法离散控制(2.3)(2.4), 并利用边界条件(2.5)(2.6)(2.7), 可得以下矩阵方程:

$$\mathbf{M}\dot{\mathbf{v}} + (\mathbf{S} + \mathbf{N}(\mathbf{c}))\mathbf{v} + \mathbf{L}^T \mathbf{P} = \mathbf{F}_\delta + \mathbf{B} + \mathbf{F}_N \quad (2.14)$$

$$\mathbf{L}\mathbf{v} = 0 \quad (2.15)$$

采用罚函数列式, 可将压力从式(2.14)中消去, 得罚函数形式矩阵方程为^[21]

$$\mathbf{M}\dot{\mathbf{v}} + (\mathbf{S} + \mathbf{N}(\mathbf{c}))\mathbf{v} + \tau \mathbf{L}^T \mathbf{M}_p^{-1} \mathbf{L}\mathbf{v} = \mathbf{F}_\delta + \mathbf{B} + \mathbf{F}_N \quad (2.16)$$

$$\mathbf{P} = \tau \mathbf{M}_p^{-1} \mathbf{L}\mathbf{v} \quad (2.17)$$

其中 \mathbf{N} 为对流阵;

$$(N_{\sigma\sigma})_{ij} = \int_{\Omega} \delta_{ki} \phi_i c_a^{n-1} \frac{\partial \phi_j}{\partial x_a} dv + \int_{\Omega} \phi_i \frac{\partial v_k^{n-1}}{\partial x_i} \phi_j dv$$

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

F_N 为对流荷载阵:

$$(F_{Nk})_i = \int_{\Omega} \left\{ (w_a^n + c_a^{n-1}) \frac{\partial v_k^{n-1}}{\partial x_a} \right\} \phi_i dv \quad (i=1, \dots, N; k, \alpha=1, 2)$$

其它矩阵定义可参阅文献[21]、[22]、[17]、[18].

采用有限差分中的 θ 法求解方程(2.16)(2.17)可得:

$$K^* v^{n+1} = F^* \quad (2.18)$$

$$P^{n+1} = \tau M_p^{-1} L v^{n+1} \quad (2.19)$$

其中 $K^* = M + \theta \Delta t (S + N(c^{n+1}) + \tau L^T M_p^{-1} L) \quad (2.20)$

$$F^* = (M - (1-\theta)\Delta t (S + N(c^n) + \tau L M_p^{-1} L)) v^n + \theta \Delta t F^{n+1} + (1-\theta)\Delta t F^n \quad (2.21)$$

本文采用了满足LBB条件的谐调二次(P_2^* , P_1)三角形单元^[22].

E. 人工机械瓣动力学方程

由于人工机械瓣作刚体转动, 故其动力学方程为:

$$I \ddot{\gamma} = M \quad (2.22)$$

其中 M 为合力矩, I 为转动惯量, $\ddot{\gamma}$ 为角加速度. 瓣叶转角应在允许的转角范围内, 即 $\gamma_{\min} \leq \gamma \leq \gamma_{\max}$. 对于St. Jude瓣, $\gamma_{\min} = 30^\circ$, $\gamma_{\max} = 85^\circ$ ^[20]. 对于质量为 m 的均质长方体, 转动惯量为:

$$I = \frac{m}{12} (l^2 + h^2) + m \left(\frac{l}{2} - l_1 \right)^2 \quad (2.23)$$

合力矩:

$$M = \int_{\Gamma} r \times (n\sigma) d\Gamma \quad (2.24)$$

其中 r 为面力作用点位置矢量, Γ 为瓣叶边界.

$$\sigma = -PI + 2\mu e$$

上式中 e 为变形率张量

$$e_{ij} = \frac{1}{2} (v_{i,j} + v_{j,i})$$

定义瓣叶平均压差 P_m 为心室侧节点压力与动脉侧瓣叶节点压力之差的平均值, 即:

$$P_m = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (P_i^v - P_i^a) \quad (2.25)$$

定义启闭参数 λ 为有效开口面积与最大有效开口面积之比, 即:

$$\lambda = A_e / A_{\max} = (R_2 - l \cos \gamma) / (R_2 - l \cos \gamma_{\max})$$

方程(2.22)可用Newmark法求解.

F. 计算步骤

设上一时刻的速度场及压力场已知,

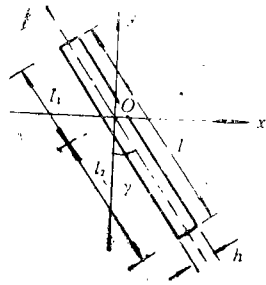


图3 人工机械瓣瓣叶简化示意图

1. 由上一时刻所得压力场据式(2.23)(2.22)计算人工机械瓣的角位移 γ 、角速度 $\dot{\gamma}$ 和角加速度 $\ddot{\gamma}$ 。

2. 检查瓣叶是否已达到极限位置。设TYPE代表瓣叶启闭类型。

TYDE=0 开启

TYPE=1 关闭

a. TYDE=0

若 $\gamma \geq \gamma_{\max}$, 则 $M=0$, $\gamma=\gamma_{\max}$, $\dot{\gamma}=0$, $\ddot{\gamma}=0$, TYPE=1

若 $\gamma < \gamma_{\min}$, 则 $\gamma=\gamma_{\min}$, $\dot{\gamma}=0$, $\ddot{\gamma}=0$

b. TYPE=1

若 $\gamma \leq \gamma_{\min}$, 则 $M=0$, $\gamma=\gamma_{\min}$, $\dot{\gamma}=0$, $\ddot{\gamma}=0$, TYPE=0

若 $\gamma > \gamma_{\max}$, 则 $\gamma=\gamma_{\max}$, $\dot{\gamma}=0$, $\ddot{\gamma}=0$

3. 由机械瓣的角位移 γ 、角速度 $\dot{\gamma}$ 、计算各网格点的速度, 进而求出网格点位移, 进行网格坐标修正;

4. 计算对流速度 $c=v-w$;

5. 由式(2.20)形成总体刚度阵 K^* ;

6. 由式(2.21)形成荷载阵 F^* ;

7. 由式(2.18)计算新一时刻的速度场;

8. 由式(2.19)计算新一时刻的压力场;

9. 判断是否需进行下一时间步的计算。是则回到第1步, 否则结束。

三、算例分析及讨论

基于以上理论, 本文计算了图4所示网格的无厚度St. Jude瓣—血液耦合系统的动力启闭过程。共划分196个节点(未计入单元形心节点), 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。机械瓣启闭范围 $\gamma_{\min}=30^\circ$, $\gamma_{\max}=80^\circ$, $l_1=0.25\text{cm}$, $l_2=0.9\text{cm}$ 。设 $m=1.5(\text{g})$, $h=0.15\text{cm}$, 则可得转动惯量 $I=0.3266(\text{g}\cdot\text{cm}^2)$ 。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 $u=U_{\max}\cdot\sin\left(\frac{2\pi}{T_e}t\right)$, 且设入流速度呈抛物型分布, 即 $v_x=u\left(1-\frac{y^2}{R_1^2}\right)$, 取 $T_e=0.45(\text{s})$,

$U_{\max}=32.0\text{cm/s}$ 运动学粘性系数 $\nu=0.03\text{cm}^2/\text{s}$, 取 $\theta=1.0$, Newmark常数 $\alpha=0.25$, $\beta=0.5$, 时间步长 $dt=5\times 10^{-4}(\text{s})$

图6所示为计算所得启闭参数与时间之间的关系曲线。图6与 Steenhoven 等人(1982)^[25]所得 St. Jude 瓣的实验启闭曲线对比, 可见, 两图所示开启及关闭的规律是相同的。由图6可见, St. Jude瓣的启闭过程包含四个阶段: I. 开启相, 此时有效开口面积 A_e 迅速增大; II. 开启保持相, 此时机械瓣处于最大开启位置, 且保持不动。

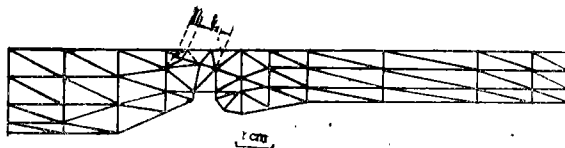


图4 有限元网格图

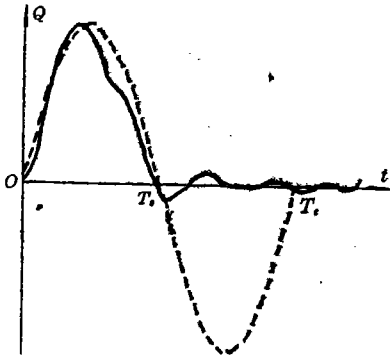
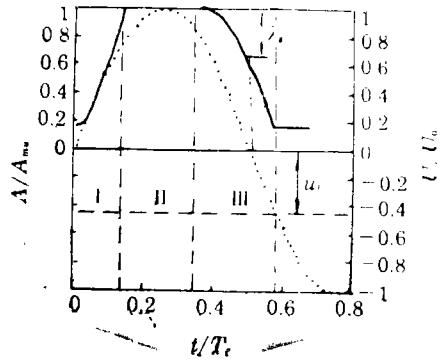


图5 主动脉血流量



$$-\lambda = A_r/A_{max}, \dots u/U_{max}$$

图6 St. Jude瓣启闭过程

Ⅲ. 关闭相, 此时有效开口面积迅速减小; Ⅳ. 关闭保持相. 此时机械瓣处于关闭位置, 由图6可见, St. Jude瓣在关闭时, 有明显回流, 峰值回流速度 u_r 达到最大入流速度的43%. 这与Steenhoven 等人^[25]实验测得St. Jude瓣峰值回流为45%相吻合.

图7所示为St. Jude瓣瓣叶在启闭过程中, 角速度的变化曲线. 可见在刚刚开启时, 瓣叶加速开启, 达到最大角速度 $\dot{\gamma} = 19.33(\text{rad/s})$ 后, 进入减速开启阶段, 在即将达到开启位置 γ_{max} 的瞬间, 角速度 $\dot{\gamma} = 15.18(\text{rad/s})$; 瓣叶关闭过程基本上为加速过程, 在即将到达关闭位置 γ_{min} 的瞬间, 角速度 $\dot{\gamma} = -29.29(\text{rad/s})$.

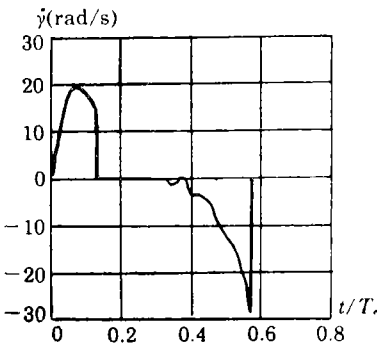


图7 St. Jude瓣瓣叶转速 $\dot{\gamma}$

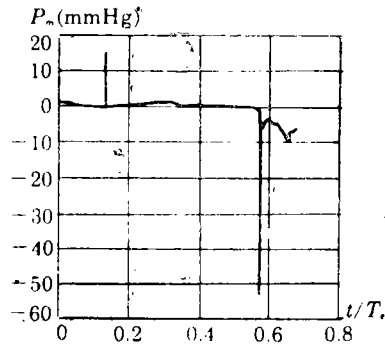


图8 St. Jude瓣平均跨瓣压差

图8所示为瓣叶上的平均压差 P_m 与时间的关系曲线. 由此图可见, 在 St. Jude瓣开启及关闭的大部分时间内, 跨瓣压差很小(0~2mmHg), 这与Chandran 等人 (1989)^[26]等人的实验结果相符. 值得注意的是, 在瓣叶刚刚达到开启位置时, 瓣叶受机械阻碍, 突然停止运动, 造成心室侧血流压力突增, 在图8中表现为一正的陡峭压力尖峰. 这一现象与Swanson 等人 (1979)^[11]在人机械瓣关闭工时测得陡峭尖峰压力的发现相吻合. 证明了人工机械瓣水击现象的存在. 应当注意, 图8所示尖峰压力仅能作为定性分析的依据, 因为此时流体流速突变, 不可压缩的假设已经失效.

图9~11所示分别为 $t = 0.05(\text{s})$ (开启相), $t = 0.1(\text{s})$ (开启保持相) 及 $t = 0.25(\text{s})$ (关闭相) 时的速度分布图. 图12~14所示为各时刻剪力剖面图. 由图9~11可见, 滞流区主要位于主动脉根部粗隆处. 高剪力出现于瓣叶及瓣环附近, 如图12, $t = 0.05(\text{s})$ 时, 计算所得



图9 $t=0.05(s)$ 的速度分布($\gamma=71.15^\circ$, $\dot{\gamma}=17.56(\text{rad/s})$)

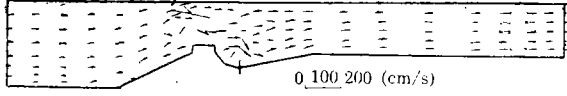


图10 $t=0.1(s)$ 的速度分布($\gamma=80.0^\circ$, $\dot{\gamma}=0.0(\text{rad/s})$)

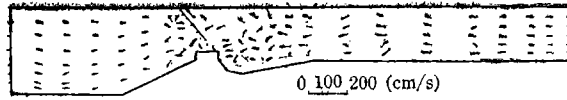


图11 $t=0.25(s)$ 的速度分布($\gamma=39.3^\circ$, $\dot{\gamma}=-22.2(\text{rad/s})$)

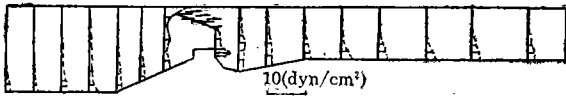


图12 $t=0.05(s)$ 时剪应力 τ_{zy} 的分布

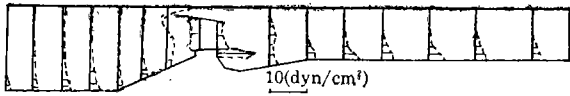


图13 $t=0.1(s)$ 时剪应力 τ_{zy} 的分布



图14 $t=0.25(s)$ 时的剪应力 τ_{zy} 的分布

最大剪应力 $(\tau_{zy})_{\max}=7.4(\text{dyn/cm}^2)$, 出现在瓣叶上. $t=0.1$ 秒时, 计算所得最大剪应力 $(\tau_{zy})_{\max}=12.67\text{dyn/cm}^2$, 也出现在瓣叶上. $t=0.25(s)$ 时, 最大剪应力 $(\tau_{zy})_{\max}=26.0(\text{dyn/cm}^2)$, 出现在两瓣叶间.

四、结 论

本文基于任意拉格朗日-欧拉(ALE)有限单元法, 建立了人工机械瓣-血液耦合系统计算模型. 本文的研究突破了以非耦合的方法研究人工心瓣启闭过程的局限性. 算例分析表明, 利用本文所示方法, 可以得到与实验相吻合的结论, 并可解释实验现象, 从而印证了本

文方法的可行性和有效性。从本文研究可得以下结论:

1. 人工机械瓣的启闭过程由四个阶段构成, 即开启相、开启保持相、关闭相及关闭保持相。
2. St. Jude瓣在关闭时有显著回流。
3. St. Jude瓣的关闭过程为一加速过程, 关闭时水击效应明显。
4. 在St. Jude瓣启闭过程中, 高剪力区位于瓣叶及瓣环附近。

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**, part (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 mechanisms, *Adv. Cardiovasc. Phys.*, **5** (I), (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, 生物医学工程学杂志, **8**(3)(1991), 259—262.
- [11] Swanson et al., Flow and pressure measurement in accelerated fatigue testing of prosthetic heart valves, *Proc. of Symp. at 14th Annu Meeting of AAMT* (1979).
- [12] T. Belytschko and D. P. Flanagan, Finite element methods with user-controlled meshes for fluid-structure interaction, *Comput. Meths. 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. Meths. 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. Meths. 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. Meths. 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. Meths. Appl. Mech. Engng.*, **8** (1976), 51—66.
- [18] D. K. Gartling and E. B. Becker., Finite element analysis of viscous, incompressible fluid flow, Part2, *Comput. Meths. Appl. Mech. Engng.*, **8** (1976), 127—138.
- [19] W. K. Liu, H. Chang, J. S. Chen and T. Belystchko, Arbitrary Lagrangian-Eulerian Petrov-Galerkin finite elements for nonlinear continua, *Comput. Meths. Appl. Mech. Engng.*, **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. Meths. Fluids*, **6** (1986), 427—443.
- [23] T. K. Hung and G. B. Schuessler, An analysis of the hynamics of the opening of the aortic valves, *J. Biomechanics*, **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. Biomech*, **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 Björk-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.

ALE Finite Element Analysis of the Opening and Closing Process of the Artificial Mechanical Valve

Zhang Jianhai Chen Dapeng

*(Institute of Computational Engineering Science, Southwest Jiaotong University,
Chengdu Sichuan 610031, P. R. China)*

Zou Shengquan

*(Department of Engineering Mechanics, Sichuan Union University,
Chengdu Sichuan 610065, P. R. China)*

Abstract

Employing arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) finite element method, this paper studies the opening and closing process of a St. Jude medical valve through a two dimensional model of the mechanical valve—blood interaction in which the valve is regarded as a rigid body rotating around a fixed point, and the blood is simplified as viscous incompressible Newtonian fluid. The numerical analysis of the opening and closing behaviour of as St. Jude valve suggested that: 1. The whole opening and closing process of an artificial mechanical valve is consisted of four phases: I. Opening phases; II. Opening maintenance phase; III. Closing phase; IV. Closing maintenance phase. 2. The St. Jude medical valve closes with prominent regurgitation which results in waterhammer effect. 3. During the opening and closing process of the St. Jude valve, high shear stresses occur in the middle region of the two leaflets and on the valve ring. The present model has made a breakthrough on the coupling computational analysis considering the interactive movement of the valve and blood.

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