

天然心瓣关闭机理研究

雷明 康振黄

(成都科学技术大学工程力学系, 1986年2月7日收到)

摘 要

本文在二维模型假定的基础上, 从一个新的角度, 通过理论分析和实验研究, 解决了心脏瓣膜在射血加速相的部分关闭机理以及旋涡在瓣关闭中的作用这两个心瓣关闭机理研究中长期以来一直悬而未决的问题, 并指出了窦(或瓣叶后空腔)对有效瓣膜关闭的决定性作用。此外, 本文还研究了瓣长、频率等对瓣运动的影响。估计本文的研究对人工心瓣的研制有一定参考作用。

一、引 言

从工程观点看, 人的心脏恰似一血泵, 而瓣膜则是导致血液循环流动的一些单向阀, 但是, 其效率之高却是工程阀门所望尘莫及的。心瓣瓣叶由坚韧柔软的纤维质薄膜构成, 在通常情况下是漂浮于血液中的, 它们本身没有力源, 是一些纯粹受流体动力学作用控制的被动配置。它们只需要很小的压差便能打开, 并且在打开后对流动几乎没有阻力。其关闭过程也与普通阀门大不一样, 在血液还在向前流动时即开始关闭, 甚至于在射血加速相也能产生部分关闭, 其最终关闭时动作平稳, 而且几乎没有回流。心瓣不仅效率高, 而且耐久。一个人活70岁, 其心脏瓣膜要连续不断地开闭约30亿次。显然, 心瓣如此有效和耐久, 除与其特殊的结构有关外, 还与其关闭方式有很大关系。因此, 为了使我们的工人心瓣设计得更加有效和耐久, 我们必须首先对天然心瓣的关闭机理有一个正确的了解。

二、现状分析

最早对天然心瓣关闭机理进行研究的是Leonardo da Vinci(1513)。他第一个认识到在主动脉瓣叶背后存在着窦, 并预言在窦内将有旋涡形成, 这些涡在瓣的关闭中起着重要作用。但是, 在他以后, 由于很少有人专门研究, 这方面工作进展不大。直到本世纪60年代, 由于人工心瓣的出现, 这项工作才迅速开展起来。1968年, B. J. Bellhouse等^[1]首先就主动脉瓣的关闭机理进行了系统的理论分析和实验研究, 提出了著名的“旋涡关闭理论”。以后又将该理论推广到了二尖瓣。他们认为瓣后旋涡在瓣尖一凸入窦内便产生, 一直持续到瓣关闭为止; 瓣后旋涡可以用Hill球涡来近似, 它是瓣关闭的决定性因素; 流动减速产生的逆压力梯度必须通过旋涡才能产生跨膜压差, 瓣在该压差推动下作关闭运动。其结论是, 如果没有一个强大的旋涡, 瓣将无明显的早期关闭, 那么, 在瓣最终关闭时必然要伴随相当大的回

流。但是，后来有许多学者，如Van Steenhoven等(1979,1982)^{[2][3]}及H. Reul等(1981)^[4]，经实验发现，瓣在涡很小或完全无涡的情况下一样能关闭，且关闭规律不变。于是，他们提出了瓣关闭的另一种理论——“逆压力梯度理论”，认为流动减速所产生的逆向压力梯度才是瓣关闭的主要因素，旋涡在瓣的整个关闭过程中是可有可无的。然而，很明显，该理论只适合于射血减速相，它不能解释瓣在射血加速相部分关闭这个现象。1982年，Peskin等^[5]提出了“对流波理论”和“潜伏涡理论”，试图解释这个问题，但是没有得出一个明确的结果。总之，到目前为止，关于瓣在开启相及射血减速相的运动机理问题基本上已经解决，这就是由血流加、减速运动所产生的压力梯度。但是关于瓣在射血加速相的部分关闭机理仍然是个谜。针对这个问题，我们提出了自己的研究工作。

三、实验研究

目前常用的实验模型不外乎是一维轴对称模型、二维模型和天然瓣模型，其中前两种因其结果便于分析采用最多。为了与本文理论分析一致，我们采用了拟二维模型：正方形截面的主动脉，半圆柱窦穴，窦半径 R 是主动脉截面边长 a 的 $1/2$ 。瓣叶为厚约 0.5mm 的矩形牛心包片。所用流体为生理盐水。采用直径几十到几百个 μm 的中性树脂微粒显示流场。瓣的运动及瓣附近的流型采用 16mm 电影机同时拍摄，摄影速度每秒36幅。所拍胶卷经GP—200型胶片运动分析仪(film motion analyzer)处理得到瓣的运动曲线 $\theta(t)$ 。实验中还同时记录了流量曲线和瓣附近各点(见图1)的压力变化。实验在我们自己设计制作的体循环模拟台上

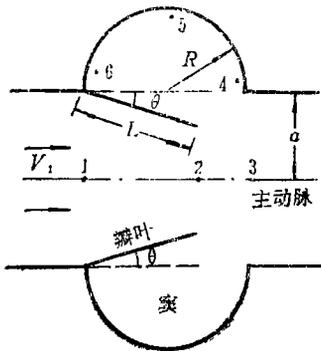


图1 拟二维实验模型

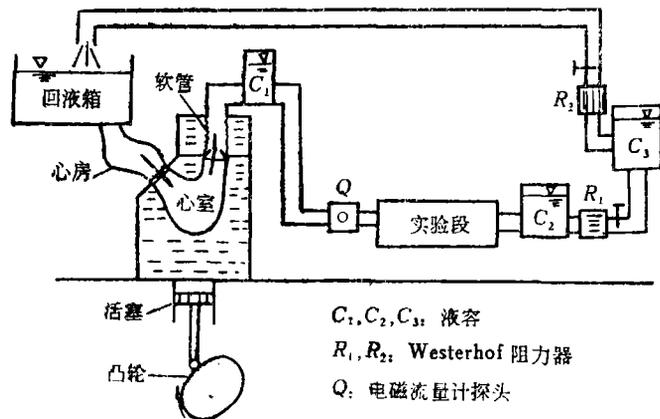
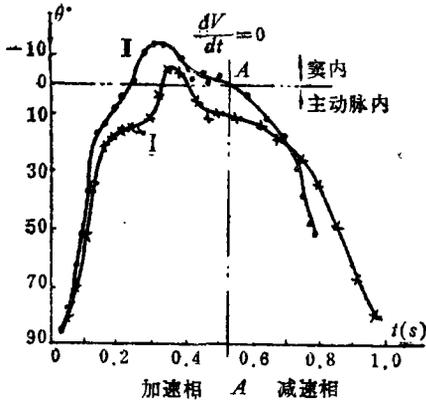


图2 脉动流实验台示意图

进行，如图2。它由凸轮驱动系统、体循环模拟系统和二维实验段组成，其中凸轮是按标准心容积曲线制作的，它使循环系统具有约 100ml 的每搏量。实验还比较了不同的瓣长和频率。由于比例 $1:1$ 和忽略粘性，实验只考虑模型与原型的Strouhal数相似。根据实验，我们得到如下结果：

1. 窦涡对瓣运动有显著影响。我们由实验发现，当两个瓣叶后旋涡强度相等时，它们同步关闭，但当我们把实验段绕水平轴转动一个小的角度，造成两个窦涡强度不一时，结果总是旋涡强度大的那个瓣叶先开始关闭，产生不同步关闭现象。图3为不同步关闭时两叶的关闭曲线。该图表明，瓣叶在加速相的早期关闭是旋涡引起的。此外还表明旋涡对防止瓣叶



I 的涡强于 I', $L=1.8a$, $f=1.017$

图3 瓣叶运动曲线

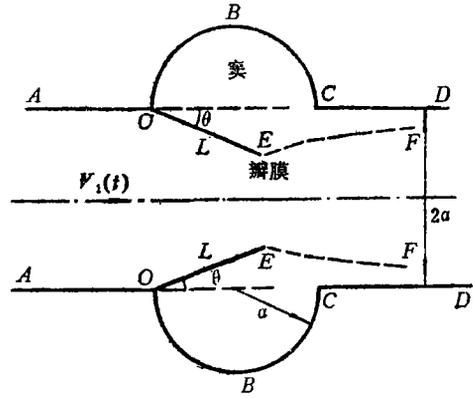


图4 分析模型

关闭后期的突然关闭有所帮助。

2. 漩涡在瓣叶进入室内时产生，当瓣离开室内时迅速减小，直到消失。在漩涡扩散过程中，瓣下游缘附近有一小的反向次生漩涡产生。

3. 瓣叶在 $\theta=0^\circ$ 附近作振荡运动。在该位置，它要停留一个相对较长的时间，表明瓣叶在该处有一相对的平衡位置。

4. 瓣叶在运动中除接近关闭外，基本上保持平直，微微凸向运动方向。

5. 跨膜压差相当小，用SC16型光线记录示波器记录的压力曲线对此没有明显的显示。

6. 增加瓣长和降低频率可减缓瓣的后期关闭速率。

7. 频率增加，加速相早期关闭量减少。

四、理论分析

本文采用图4所示二维分析模型。根据我们的实验及文献[1]、[2]等，我们发现，瓣作为一柔性轻质薄膜，其瓣叶在运动中除接近关闭外，基本上保持平直，绕其附着缘象刚体一样转动。因此，我们假定瓣叶是一块质量、厚度均无限小，有铰装置的平板。但是，即便是采用了二维模型，由于室的存在，问题仍然是异常复杂的，要想用纯解析的方法求解包括室内流体的流场是一个很复杂的问题。针对这个情况，我们采用了将瓣的两个侧面的流场分别研究的方法：对主动脉面流场，采用简化的解析方法；对室内流场，采用先作设定，然后通过分界线上的条件，利用瓣主动脉面的解析结果，加以确定的方法。这样，寻找瓣叶主动脉面的压力分布便成了问题的关键。

1. 瓣主动脉面的压力分布 P_a

文献[3]、[6]等的实验资料表明，瓣下主动脉流的速度剖面在整个射血期均是平坦的，说明其边界层非常薄，而且由于在平板情况下，粘性阻力对瓣的运动没有多大影响，因而，对于瓣叶表面的压力分布，可用理想流体的解来近似。另外，我们所考虑的瓣叶是被动可动的，对流体有很好的跟随性，基本上不产生流线分离，脱落涡很少^[7]，因此，在理想流体和不考虑脱落涡及室内漩涡的情况下，我们认为瓣叶处于除自身外处处无旋的流场中。这样，因流

场无旋, 速度有势, 由势函数 φ 及流函数 ψ 构成的复势 $\chi = \varphi + i\psi$ 是解析函数。根据解析函数的性质, 只要流场边界条件一定, 流场便是确定的。于是, 我们在保证瓣主动脉面流场的边界条件, 即瓣本身的形状及运动规律、瓣尖流线(EF)形状以及瓣前主动脉壁(AO)为流线的条件不变或近似不变的前提下, 可将有界流场扩张成无界流场(见图5), 将有界情况下的问题作为无界情况去求解。图5中附加长度 $l_0(\theta)$ 保证 AO 为滞流点流线, 分布压力 P'_l 保证 $\dot{\theta}(t)$ 不变。

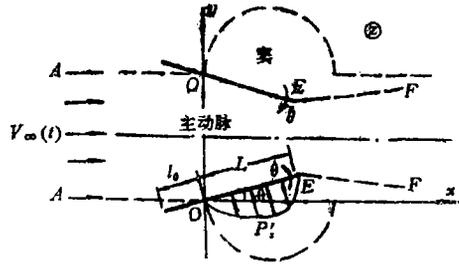


图5 无界流场中的二维心瓣

目前, 有关平板绕流的解析方法有好几种, 其中环量绕流解法不仅简单而且对于求解无流线分离情况下的平板表面压力分布具有相当高的精度。因此, 下面我们采用该法来求 P_a 。

参见图5, 将流场置于②平面上, 假定无穷远来流 $V_\infty(t)$ 均匀, 流场无旋, 平板具有角速度 $\dot{\theta}(t)$ (待求)。因坐标系 $x-y$ 固结在铰点上, 是静止不动的, 所以它是一惯性系。在此坐标系中, 对于不考虑重力的理想不可压缩流体的无旋流动, 其基本方程可写成:

$$\begin{cases} \nabla^2 \varphi = 0 & (4.1) \\ \frac{\partial \varphi}{\partial t} + \frac{V^2}{2} + \frac{P}{\rho} = f(t) & (4.2) \end{cases}$$

利用复势 χ 求解 φ , 其定解条件如下:

<1> 无穷远来流条件

$$\left. \frac{d\chi}{dz} \right|_{z \rightarrow \infty} = V_\infty \quad (4.3)$$

<2> 物面条件

$$(\vec{V} \cdot \vec{n})_b = \theta l \quad (-l_0 \leq l \leq L) \quad (4.4)$$

式中 l 为沿瓣长方向的坐标, b 表示边界值。

<3> 环量条件

透过平板边界的流量为零, 只有环量, 即

$$\oint_l \frac{d\chi}{dz} dz = \Gamma + iQ = \Gamma \quad (4.5)$$

<4> 角点速度有限条件

$$\left. \frac{d\chi}{dz} \right|_{\text{下游角点 } E} = \text{常数} \quad (4.6)$$

<5> 对称轴为流线

$$\psi(x+ia) = \text{常数} \quad (4.7)$$

以上定解条件都是非齐次的。为此, 我们将 χ 进行分解, 令

$$\chi(z) = \chi_\infty(z) + \chi_a(z) \quad (4.8)$$

式中 $\chi_\infty(z) = V_\infty z$ 是已知的, 称为未扰流场复势, 而 χ_a 与平板的存在有关, 称为扰动复势, 其定解条件可由 χ_∞ 及 χ 的定解条件推出, 其中无穷远来流条件变为:

$$\left. \frac{d\chi_a}{dz} \right|_{z \rightarrow \infty} = 0 \quad (4.9)$$

该条件表明, χ_a 所表示的流场实质上等于平板在原静止流场中作任意不定常运动时所产生的有环量绕流流场。对于这样一个流场, 直接求解是很繁的工作。由于圆柱绕流有现成的解可供利用, 因此我们可以利用变换函数:

$$z = f(\xi) = e^{i\theta} \left[c - l_0 + \frac{c}{2} \left(\xi + \frac{1}{\xi} \right) \right] \quad (4.10)$$

式中 $c = (L + l_0)/2$, 将②平面上的平板变成辅助平面③上的单位圆(先考虑单叶情况)。在③平面上, 我们利用“边界函数方法¹⁾”, 可求得绝对运动的复势 χ_a :

$$\chi_a(\xi) = -i \frac{c}{\xi} \left[V_\infty \sin\theta + \dot{\theta} \left(c - l_0 + \frac{c}{4\xi} \right) \right] - \frac{i\Gamma}{2\pi} \ln\xi \quad (4.11)$$

根据角点速度有限条件可求得:

$$\Gamma = 2\pi c \left(V_\infty \sin\theta + \frac{3}{2} \dot{\theta} c - \dot{\theta} l_0 \right) \quad (4.12)$$

利用反变换即得 $\chi_a(z)$, 再由叠加原理得:

$$\begin{aligned} \chi(z) = & V_\infty z - i \left\{ c(z_0 - \sqrt{z_0^2 - 1}) \left[V_\infty \sin\theta + \dot{\theta}(c - l_0) + \frac{c}{4} \dot{\theta}(z_0 - \sqrt{z_0^2 - 1}) \right] \right. \\ & \left. + c \left(V_\infty \sin\theta + \frac{3}{2} \dot{\theta} c - \dot{\theta} l_0 \right) \ln(z_0 + \sqrt{z_0^2 - 1}) \right\} \end{aligned} \quad (4.13)$$

$$\bar{V}(z) = \frac{d\chi}{dz} = V_\infty - j e^{-i\theta} \left\{ (V_\infty \sin\theta + \dot{\theta}(c - l_0)) \left(1 - \sqrt{\frac{z_0 - 1}{z_0 + 1}} + \dot{\theta} c (z_0 - \sqrt{z_0^2 - 1}) \right) \right\} \quad (4.14)$$

式中 $z_0 = (z e^{-i\theta} - c + l_0)/c$, l_0 由铰点为滞流点的条件确定。由式(4.13)与(4.14), 我们可以求得势函数 φ 及速度 V , 代入基本方程(4.2)即得 P_a :

$$\begin{aligned} P_a = & \rho \{ f(t) - A_1 c^2 \ddot{\theta} - A_2 \dot{\theta}^2 c^2 - A_3 c \dot{\theta} V_1 \cos\theta - A_4 V_1^2 \cos^2\theta \\ & - A_5 c \frac{dV_1}{dt} \cos\theta - \frac{dl_0}{dt} (A_6 \dot{\theta} + A_7 V_1 \sin\theta) \} \end{aligned} \quad (4.15)$$

这里, 我们取 $V_\infty =$ 瓣环截面的平均流速 V_1 。式中各系数 A_i ($i=1, \dots, 7$; 表达式略) 均为 l 的函数。

2. 瓣窦面的压力分布 P_s :

实验表明, 涡的存在将在瓣叶背面产生一附加作用力。因此, 我们首先将 P_s 分解成定常压力分量 P_{s1} 、不定常压力分量 P_{s2} ($\dot{\theta}$ 项) 与旋涡作用力分量 P_{sv} , 即:

$$P_s = P_{s1} + P_{s2} + P_{sv} \quad (4.16)$$

(1) P_{s1} : 在无旋涡、瓣作定常转动的情况下, 瓣叶后流体腔内压力均匀且等于瓣尖压力。于是, 根据式(4.15)。

$$P_{s1} = P_a(l=L, \dot{\theta}=0) = \rho \left\{ f(t) - \frac{1}{2} L^2 \dot{\theta}^2 + L \dot{\theta} V_1 \sin\theta - \frac{1}{2} V_1^2 \cos^2\theta - L \frac{dV_1}{dt} \cos\theta \right\} \quad (4.17)$$

(2) P_{s2} : 瓣叶两面流体的动量传递是通过瓣叶的运动来完成的。对于窦面流体而言, 瓣的运动是主动的。当瓣叶作变速运动时, 我们利用附加质量的概念, 通过瓣与流体的动量

1) 参见清华大学工程力学系《流体力学基础》上册, p245—251。

传递关系求得:

$$P_{s2} = -\frac{1}{3} \rho \left(\frac{1}{2} \pi a^2 + aL \sin \theta \right) l \dot{\theta} / L \quad (4.18)$$

(3) P_{sv} : 实验表明, 当瓣尖凸入窦时, 瓣尖流线在窦下游缘 C 处(参见图4)发生滞止, 窦内产生旋涡。由式(4.2), 滞流点压力为:

$$P_C = P_E + \rho \left\{ \frac{\partial \varphi_E}{\partial t} + \frac{V_E^2}{2} - \frac{\partial \varphi_C}{\partial t} \right\} \quad (4.19)$$

显然, 窦涡是由 $\Delta P_v = P_C - P_E$ 引起的。假定 ΔP_v 在 窦隙 EC 呈线性分布, 取其中点值作为 窦内平均附加压力, 则:

$$P_{sv} = \frac{1}{2} \Delta P_v = \frac{1}{2} \rho \left\{ \frac{\partial \varphi_E}{\partial t} + \frac{V_E^2}{2} - \frac{\partial \varphi_C}{\partial t} \right\} \quad (4.20)$$

由式(4.13)、(4.14)求得 φ_E , φ_C 及 V_E 后代入上式得:

$$P_{sv} = \frac{1}{2} \rho \left[\frac{1}{2} V_1^2 \cos^2 \theta - (2a - L) \frac{dV_1}{dt} \right] \cos \theta \cdot \gamma e^{-\beta \theta} \quad (4.21)$$

式中系数 $\gamma e^{-\beta \theta}$ 反映 窦涡在瓣离开 窦时的衰减快慢程度, 由实验及精度要求确定。

最后, 将式(4.17)、(4.18)及(4.21)代入(4.16)即得 P_s 。

3. 瓣叶的运动微分方程

求得 P_a , P_s 后, 令 $\Delta P = P_s - P_a$ 即得跨膜压差。由于瓣叶几乎是无质量的, 因此, 由 ΔP 对铰点取矩所得关闭力矩应 为零, 即:

$$M = \int_0^L \Delta P l dl = 0 \quad (4.22)$$

积分后即得瓣的运动微分方程:

$$M_{\ddot{\theta}} + M_{\dot{\theta}^2} + M_{\dot{\theta}v} + M_{v^2} + M_{Dv} + M_v = 0 \quad (4.23)$$

式中 $M_{\ddot{\theta}} = F_1 c^2 \ddot{\theta}$, 称为惯性力矩, 是由瓣叶的变速运动引起的;

$M_{\dot{\theta}^2} = F_2 c^2 \dot{\theta}^2$, 因始终促使瓣关闭, 称为定常关闭力矩;

$M_{\dot{\theta}v} = (F_3 \sin \theta + F_4 \cos \theta) c \dot{\theta} V_1 + (dl_0/dt) (F_5 c \dot{\theta} + F_{10} V_1 \sin \theta)$, 该项始终阻碍瓣的运动, 称其为定常阻力矩;

$M_{v^2} = (F_6 \cos \theta + F_8 \sin \theta) V_1^2 \sin \theta$, 称为恢复力矩, 倾向于使瓣保持在 $\theta = 0^\circ$ 的位置;

$M_{Dv} = (F_7 \sin \theta + F_9 \cos \theta) c dV_1/dt$, 称其为速度梯度力矩;

$M_v = L^2 \gamma e^{-\beta \theta} \cos \theta [V_1^2 \cos^2 \theta - 2(2a - L) dV_1/dt] / 8c^2$, 称为旋涡关闭力矩。

以上各项中所含系数 F_i ($i=1, \dots, 9$; 表达式略) 均是 θ 的函数。为比较各力矩分量对瓣运动的贡献大小, 图6给出了在标准流量曲线 $Q = Q_0 e^{-\alpha t} \sin \omega t$ 下各力矩分量在一个开闭周期内的变化曲线。

4. 结果

在正弦型流量曲线下, 考虑旋涡 ($M_v \neq 0$) 与不考虑旋涡 ($M_v = 0$) 所得瓣的关闭曲线比较于图7中。图中 $\lambda = 1 - (L/a) \sin \theta$ 。 $\lambda > 1$, 瓣凸入 窦内; $\lambda < 1$, 瓣在主动脉内; $\lambda = 0$, 瓣关闭。该图表明旋涡是引起瓣加速相早期关闭的决定性因素。将流量曲线换成标准曲线也将得到同样的结果。

其它如瓣长、频率及峰值流量影响基本上与实验结果一致。

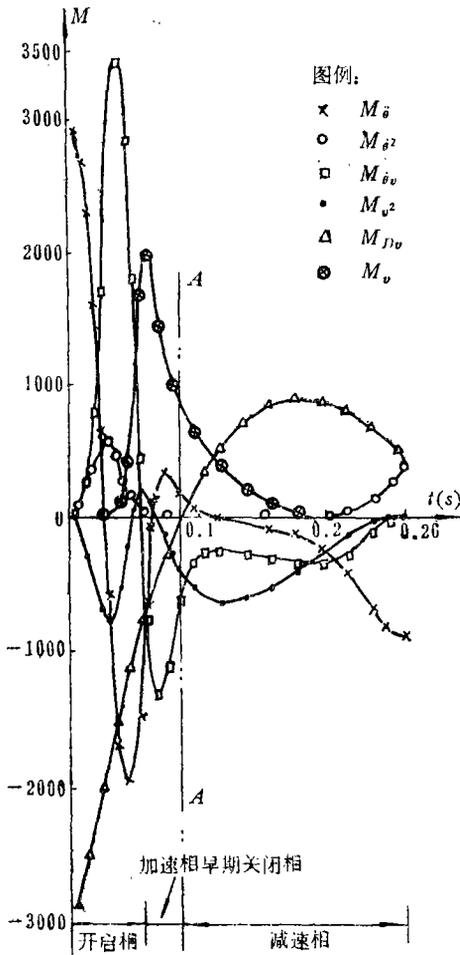
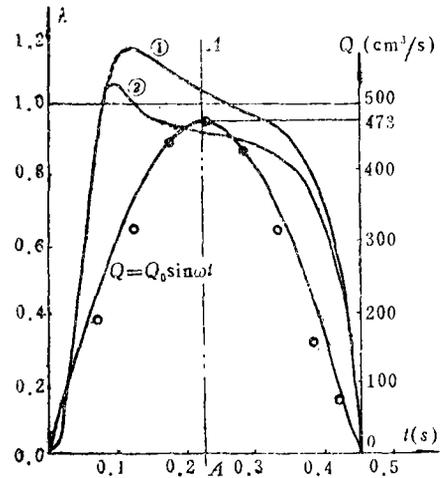


图6 瓣运动的各作用力项(式4.23)



①: $M_v=0$; ②: $M_v \approx 0$; $L=1.5a$; o: 实测值
图7 正弦型流量曲线下瓣的运动曲线

五、结果讨论与结论

首先，将本文理论分析结果与Steenhoven等1982年所做的动物体内实验结果^[3]比较，如图8。我们将发现，本文的分析不仅与本文的实验吻合，而且与动物实验也一致。这表明尽管本文理论分析作了许多简化性假定，但所得结果是令人满意的。

关于漩涡的作用，本文不管是理论还是实验均证明它是瓣加速相早期部分关闭的决定性因素。此外，涡对准定常相瓣平衡位置的维持以及防止瓣后期关闭的突然性均有一定作用。但是，没有旋涡，瓣一样能够关闭，且关闭过程类似有涡(图7)。这就是说涡对瓣的整个关闭过程来讲不是主要因素。在这里，本文从理论上证明了Reul等^[4]关于无涡时瓣关闭规律不变的实验现象。

B. J. Bellhouse等曾在有关瓣的关闭实验中发现，取消窦后，瓣关闭将伴随25%以上的回流量且没有任何早期关闭。根据本文的研究及瓣后窦室(空腔)的普遍存在性，考虑到Bellhouse等的实验，我们可以断定瓣的有效关闭取决于窦的存在。没有涡可以，没有窦可

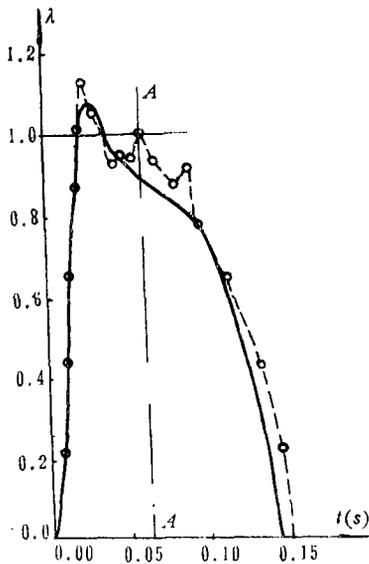


图8 与 Steenhoven 的体内实验结果
(---o---)比较 $St=0.06$

不行。因此，我们在设计心瓣时一定要充分利用窦的稳压腔作用，使瓣能产生足够的早期关闭量，提高瓣的效率。机械瓣之所以回流大，就是因为不能利用窦的作用。如果能改进机械瓣，使之能产生早期关闭，那么，将大大提高机械瓣的效率和寿命。

本文对瓣长的研究表明，适当增加生物瓣的瓣叶长度能减缓瓣的后期关闭速率，提高其耐久性，同时对其过流能力不会有什么不利影响。本文对频率的研究表明，为了使心瓣置换病人能参加剧烈的活动，所置换的心瓣除满足频率响应要求外，还必须在强度校核时考虑瓣突然关闭所产生的冲击荷载。

总之，通过本文的研究，我们基本上弄清了瓣在射血加速相的早期部分关闭机理，并得到如下结论：

1. 瓣后旋涡的作用：瓣后旋涡是瓣在射血加速相产生早期部分关闭的决定性因素，此外，它还是形成瓣运动准稳定相的重要因素，但是，它对瓣的最终关闭影响很小。没有旋涡，瓣一样能有效关闭，且关闭规律除无明显的

加速相早期关闭外，与有涡基本上一致。

2. 窦腔的作用：窦腔的存在是瓣有效关闭的前提条件，其主要功用是使瓣在射流反向前产生足够的早期关闭。为此，我们在设计人工心瓣时应充分考虑利用窦的作用，以减少回流和避免突然关闭，提高瓣的效率和耐久性。

3. 对减缓突然关闭而言，增加瓣长是有效的，但在频率很高时，这样做收效不大，因为频率增高将加快瓣的后期关闭，部分或完全抵消改变瓣长所产生的作用。

4. 瓣的整个关闭过程可概括如下：加速相后期，瓣一达到最大开启位置便立即在窦涡作用下产生早期部分关闭。以后，在流动加速所产生的正压梯度、旋涡及恢复力矩作用下，瓣稳定在其平衡位置，形成图 7 曲线②所示关闭相台阶，直到减速相开始。在减速相，随着流动减速，逆压梯度越来越大，最终打破瓣叶表面的受力平衡，产生关闭向的跨膜压差，从而推动瓣关闭。瓣最终关闭时没有明显的回流，只有随关闭瓣叶运动的反向流动。

本文曾得到四川医学院薛振南教授、本校力学系李展举副教授以及实验室陈君楷、王子等老师的帮助。此外，本文实验工作还得到川医电教中心电影组老师们和四川省体委体育科研所仪器分析室同志们的大力协助。作者在此一并表示衷心的感谢。

参 考 文 献

- [1] Bellhouse, B. J., et al, The fluid mechanics of the aortic valve, *J. Fluid Mech.*, **35**, 4 (1969), 721—735.
- [2] Van Steenhoven, A. A., et al, Model studies of the closing behavior of the aortic valve, *J. Fluid Mech.*, **90**, 1 (1979), 21—32.
- [3] Van Steenhoven, A. A., et al, The effect of some hemodynamic factors on the behaviour of the aortic valve, *J. Biomech.*, **15**, 42 (1982), 941—950.

- [4] Reul, H., et al, Fluid mechanics of the natural mitral valve, *J. Biomech.*, **14**, 5 (1981), 361—372.
- [5] Peskin, C. S., The fluid dynamics of heart valves: experimental, theoretical and computational methods, *Ann. Rev. Fluid Mech.*, **14** (1982), 235—259.
- [6] Bellhouse, B. J., Velocity and pressure distributions in the aortic valve, *J. Fluid Mech.*, **37**, 3 (1969), 587—600.
- [7] Tuck, E. O., et al, Cambered valve leaflets that maximize initial rate of closure, *J. Fluid Mech.*, **121** (1982), 517—529.

Study of the Closing Mechanism of Natural Heart Valves

Lei Ming Kang Zhen-huang

(*Research Laboratory of Biomechanics, Department of Engineering Mechanics,
Chengdu University of Science and Technology, Chengdu*)

Abstract

At present, there are still some controversial considerations on the closing mechanism of natural heart valves. In this area, a lot of phenomena still remain mysterious, particularly for the mechanism of earlier partial closure of the valve while the blood ejection is still in its acceleration phase. It is the purpose of this study to focus on the problem of earlier closure mechanism of heart valves by using both theoretical analysis and experimental verifications. A certain two-dimensional mathematical model of closure with all contributing factors and the whole operating process being considered is investigated, with a new analytical method. Several new conclusions are found, the main points are as follows:

1. During the opening phase, the main factor of motion of the valve is the accelerating flow, and the decelerating flow plays a main role during most of the time of the deceleration phase. But during the quasi-steady phase of blood ejection, it is the vortex in the sinus that controls the valve closure.

2. For the earlier partial closure of the valve during the acceleration phase, the vortex is a decisive factor, but its function is limited. It is found at the same time that without the vortex, the valve can still close in a similar manner, but there will be no earlier closure during the acceleration phase which characterizes the situation of being with vortex.

3. It is ascertained that existence of the sinus is essential to the effective closure of the valve.

In addition, the effects of the valve length, frequency and peak flow rate of the motion of the valve are studied in this paper. Such studies are useful for the design of artificial heart valves.