

## 心瓣流体动力学研究进展

康振黄 雷明

(成都科技大学)

**提要** 心瓣流体动力学是近年来才形成的一门新兴边缘学科分支。本文比较全面地介绍了该学科的主要研究内容、研究特点、发生发展的历史和现状,以及笔者及其同事在这方面的的工作,提出并论述了对学科发展有重大影响的几个富有挑战性的问题,从而预示了学科的发展方向。

**关键词** 流体动力学; 心脏瓣膜; 血流动力学

### 1

心瓣流体动力学是心血管系统流体动力学领域中形成较晚的一个分支学科, 1960年以后, 特别在70—80年代取得大量研究成果。现在它还处在建立和发展阶段, 并已走向应用。促使它发展的主要因素是临床医学和流体力学的结合。人工心瓣的问世, 更促进了这项结合。

在心血管系统流体动力学领域中, 比心瓣流体动力学形成较早的分支学科有: 动脉与静脉中的血液流动(包括分叉、狭窄、塌陷等); 血管中波的传播(包括压力波、流量波、反射、干涉、阻抗等); 微循环力学(包括特殊效应、传质、传热等); 血液流变学(包括微观结构与宏观效应等); 心血管系统动力学(包括系统的整体动态特性与控制等), 以及其他有关的研究项目。

与上述这些分支和项目不同, 心瓣流体动力学研究心瓣流场中的血液流动及其响应。它既包括血流与瓣膜运动的耦联问题, 也包括血流与动脉管壁运动的耦联问题; 对主动脉瓣来说, 包括在Valsalva窦内的流动问题; 对二尖瓣来说, 还包括血流与乳头肌腱索的作用问题。此外, 心房、心室的收缩与舒张相位与瓣膜运动之间的关系问题, 也在心瓣流体动力学研究之列。对于发生病变的心瓣和人工心瓣来说, 还必须特别进行对血液流动的剪应力、冲击力等的测定和分析, 因而涉及研究溶血与血栓现象的问题。这些流动现象都不能不影响瓣膜的疲劳特性和耐久性, 不能不涉及瓣膜本身的应力分布与变形, 因而也必然包括瓣膜的材料特性, 以及人工心瓣的设计及工艺等问题。为了解决这些问题, 流体力学的分析方法、实验方法、计算方法和临床医学的测试、实验以及诊断等方法, 都可供应用。此外, 有些问题,

还需借助其他有关学科的知识 and 手段。因此，心瓣流体力学的研究内容很丰富，研究方法不断发展。其主要目的是：①了解天然心瓣的性质与功能；②帮助对瓣膜病变及其并发症的诊断和研究；③指导人工心瓣的研究与开发。心瓣流体力学的形成和发展，在很大程度上，依靠临床医生和流体力学工作者以及其他科技人员的密切合作。当前，心瓣流体力学也是生物医学工程和生物力学的重要内容之一。

## 2

心瓣流体力学成为一个分支学科，是近10—20年来的事。但是，有些认识却很早就提出来过。例如，心瓣开启后怎样关闭，和什么因素有关？对这个问题，早在欧洲文艺复兴时期，1513年意大利的 Leonardo da Vinci 就预言过，漩涡对主动脉瓣的运动有重要作用。尽管这方面以后长时期很少研究，但是，现在看来，这个预测是很有道理的。当然，大量工作是在60, 70年代以后。心瓣流体力学迄今的主要进展可大致归纳为以下几个方面。

### 2.1 流场理论

最初，心瓣处的流场被视作孔口流动，因而，在考虑定常流情况时，应用 Bernoulli 方程来表示压力与流量的关系，得到了著名的 Gorlin 公式

$$\Delta p = KQ^2 \quad (\text{Gorlin, 1951})$$

其后，考虑了非定常流，Yellin (1972) 提出如下的公式：

$$\Delta p = K_1 Q[Q] + K_2 \frac{dQ}{dt}$$

其中  $K_1 = \frac{\rho}{2} \int \frac{dA}{A^3}$  为阻抗系数； $K_2 = -\rho \int \frac{dx}{A}$  为惯性系数； $A = A(t)$ ， $x$  为流动方向坐标，

$t$  为时间， $\rho$  为流体密度。 $K_1, K_2$  是在一维流动并且  $A$  随  $t$  的变化不太大的情况下得出的。

此后瓣膜流场研究有了很大发展。有以下主要方面：①由定常流研究发展到脉动流研究 (Wormersley, 1955)；②由一维流研究扩展到二维流研究 (Peskin, 1972)；③由层流研究进到湍流研究 (Yoganathan, 1985)；④研究流体与瓣膜运动的耦联 (Peskin, 1972)；⑤计算方法的引入 (Greenfield, 1972)；⑥用高速摄影法作体内观察和记录 (Van Steenhoven, 1982a)；⑦心瓣流场的模型化 (Phillips, 1983)。这些都表明，借助于多种研究方法，心瓣流场理论正在取得不断深入的进展。

### 2.2 瓣膜运动

测量表明，心脏收缩开始后，经过53毫秒瓣膜才开启，再过47毫秒达到全开位置。这说明开启时间非常短，流动是高度加速的。因此，在 Navier-Stokes 方程中的粘性项远比加速项小，可以忽略。这样，在瓣膜开启相的血液流动可以作为势流来处理。这项研究的目的是，主要是测量压力梯度、瓣叶位置以及描述开启过程等。对此，Bellhouse 与 Talbot (1969) 做过实验叙述。Hung 和 Schuesslar (1977) 做过数值分析。研究结果表明，主动脉压力对瓣叶形状和运动速度很敏感。改变瓣叶的几何形状和材料特性，对主动脉瓣的血流动力学特性有很大影响。

瓣膜的关闭运动机制，比开启运动更为重要，它既涉及心泵的效率，也涉及回流冲击等

问题。早期曾有人认为心瓣的关闭主要靠回流，后来这种误解得到了澄清。1912年，Henderson-Johnson 提出“射流断裂”理论，认为心瓣的关闭来源于瓣口射流在流动减速期出现断裂，即这时周围流体从旁涌入以填充射流间隙。但是这种解释没有得到实际生理现象的证实。后来还有人认为主动脉瓣的关闭是主动脉根部的弹性回缩引起的，并认为二尖瓣在心室收缩前发生的部分关闭是由心房收缩引起的。事实证明，这些都是对心瓣关闭运动的一些猜测。

经过一系列理论分析和实验研究，1968年 Bellhouse 等提出了“涡流理论”，认为主动脉瓣的关闭，主要是由于 Valsalva 窦内的旋涡作用。如图 1 所示的模型， $\bar{p}_s$  为窦涡作用在瓣叶上的平均压力。并且得出：

$$\text{对于准定常流,} \quad (\bar{p}_s - p_1) / \left( \frac{1}{2} \rho u_1^2 \right) = 0.308 \quad (3)$$

$$\text{对于减速流动,} \quad \bar{p}_s - p_1 = 0.308 \left( \frac{1}{2} \rho u_1^2 \right) - 2 \rho a \frac{du_1}{dt} \quad (4)$$

上式中第一项为旋涡作用，第二项为减速作用。

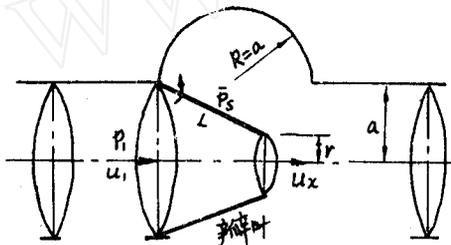


图 1 Bellhouse的主动脉瓣模型图

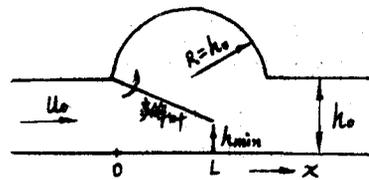


图 2 Steenhoven的主动脉瓣模型图

其后若干作者发表的研究结果表明，没有窦涡，瓣叶也可以关闭。其中有代表性的是 Van Steenhoven (1979, 1982a) 和 Reul (1981) 等人。他们提出“逆向压力梯度理论”，认为射血减速时的逆向压差是决定瓣叶关闭的主要原因，并为实验证实。图 2 是 Van Steenhoven 等 (1979) 在理论分析中采用的模型。其中  $\lambda = h_{min}/h_0$  称为关闭参数。在  $(1-\lambda) \ll 1$  的条件下，推证出  $\lambda$  的微分方程如下：

$$\frac{d^2 \lambda}{dt^2} + \frac{16}{3} \frac{u_0}{L} \frac{d\lambda}{dt} - (1-\lambda) \left[ 4 \frac{u_0^2}{L^2} + \frac{8}{3} \frac{1}{L} \frac{du_0}{dt} \right] = \frac{A}{L} \frac{du_0}{dt} \quad (5)$$

式中  $A$  为常数，轴对称情况下  $A=2$ 。此理论认为  $du_0/dt < 0$  是瓣叶关闭的决定性因素。

以后 Peskin (1982) 提出“隐涡理论”和“对流波理论”等，但具体结果甚少。

### 2.3 人工心瓣

心脏瓣膜在循环系统中起着一种单向逆止阀的作用。天然心瓣长期以来被认为是一种不受神经控制，实际上被动的流体动力学元件。正因为这样，人工心瓣的研制主要依靠流体力学。我们所考虑的诸如什么样的人工心瓣形状在血液流场中流型最好，湍流剪应力最小；什么样的型面在开启时受力最小或对血流的阻力最小；什么样的瓣叶具有满意的关闭性能，生理效应最好等问题，实际都是心瓣流体动力学的内容，对于人工心瓣来说，选定材料以后，主要的设计考虑来自流体力学。

回顾人工心瓣的发展，自60年代初开始临床应用以来，已有近30年的历史。迄今已开发应用的，有笼球瓣、笼式平碟瓣、斜碟瓣等单叶瓣和双叶瓣等各种形式的机械瓣，以及具有不同叶面形状的生物瓣（主要有猪心瓣和牛心包瓣等）。不难看出，这段发展过程和流体动力学性能的改进密切相关。第一例成功地植入人体的人工心瓣是笼球瓣（Starr-Edwards, 1960）。显然，这种设计的出发点是从流体动力学角度考虑其功能，而从生理学与医学方面的直接模拟考虑甚少。Starr-Edwards球瓣以及随后出现的 Braunwald-Cutter, Magovern 和 Smeloff-Cutter 等各种形式的球瓣，由于构造简单、功能可靠而被广泛应用。但是，绕这种瓣膜的流动，从流体动力学看来，不同于天然心瓣的中心流型，而是边缘流型，如图3所示。对这种流型来说，它的跨瓣压差较大，湍流剪应力较高，

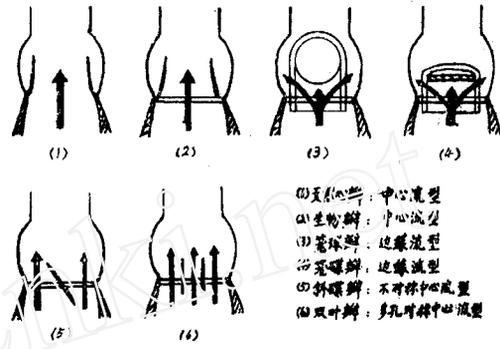


图3 各种瓣膜的流型特征

加上有较大的滞流区，这些不利的血流动力学特性导致生理上易产生溶血和血栓等不利特性。并且，这种心瓣是靠回流使之关闭的，这种相当大的回流量也增加了心脏的负担。因此，心瓣的功能虽然得到实现，但其性能却不理想。后来，为了便于植入，出现了笼式平碟瓣，设计的目的是降低笼架高度。但是，如图3所示，这种瓣的流体动力学性能更差，绕平板的流场比绕球体的流场更紊乱，因而没有得到广泛应用。此后在瓣膜开发中，越来越重视心瓣流体动力学性能的改进。例如，60年代末70年代初出现的以 Björk-Shiley (1969) 和 Lillehei-Kaster (1970) 瓣为代表的斜碟式机械瓣，其流型为不对称的中心孔口流型。这种流型的跨瓣压差、湍流剪应力以及滞流区范围，都比球瓣的大为降低。并且由于利用了旋涡关闭机制，关闭性能也有改善，回流减少，在应用中发展显著。此后，在70年代后期，出现了双叶瓣（如 St. Jude Medical, 1978），其流体动力学性能有更多的改善。流型更接近天然心瓣的中心流型，跨瓣压差、湍流剪应力、血栓栓塞率以及回流量等都有明显的下降，

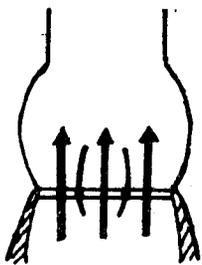


图4 双叶翼型瓣示意图

应用前途是广阔的。St. Jude Medical 瓣的双叶是平板型，型面形状没有可以调整的机制，难以进一步满足流体动力学性能要求。正是由此出发，康振黄等（1983a）提出将飞机空气动力学中的薄翼理论应用于人工心瓣设计，将双叶瓣的瓣叶改为微弯曲面型，利用微弯曲面的几何参数可调性，更好地改善人工心瓣流体动力学特性，不仅可使回流量明显减少，而且瓣膜的关闭性能可有较大的改善。这种瓣膜的流型如图4所示。

生物瓣是另一类人工心瓣，形状更接近天然心瓣，流场特性也接近天然心瓣。生物瓣以 Hancock 猪心瓣（1970）和 Ionescu-Shiley 牛心包瓣（1971）为代表。目前，由于材料方面的原因（如产生钙化）和瓣型设计尚不够完善，生物瓣只是部分地达到了改善人工心瓣性能的目的。流型属中心流型，抗溶血和抗血栓形成的性能有明显提高，关闭性能和回流量较好。但在避免瓣口的湍流射流形成、降低跨瓣压差方面，仍与天然心瓣差别很大。加上由于材料的原因，耐久性较差，因而在实际应用中，与机械瓣比较，各

自有较适宜的场合。两者都还没有达到具有绝对的优越性，从而可以和天然心瓣相比的地步。

#### 2.4 模型试验

模型试验是心瓣流体动力学研究的一个重要方面，同时又是人工心瓣优化设计和性能评价的一个重要手段。模型试验的发展和人工心瓣的开发有着密切关系。美国食品与药物管理局（FDA）规定，任何人工心瓣在植入人体以前，必须提供有关瓣膜品质的定常流、脉动流、疲劳试验以及动物实验结果，经检查合格后，方允许进入临床。由此可以看出心瓣模型试验是开发人工心瓣的必要条件。

心瓣模型试验通常包括定常流试验，脉动流试验，在体观测和计算机模拟。试验用模型有一维轴对称模型（如 Bellhouse 等，1969），二维模型（如 Steenhoven 等，1979），天然心瓣模型（如 Reul 等，1981），以及其他形式的人工心瓣实体模型。

定常流试验是模拟实验中最简单常用的。虽然其流动状态不完全和生理流动状态一样，因而不能完全模拟体内实际情况，但是，第一，它可以比较方便地用作不同瓣膜相对性能的比较研究；第二，它可以用作模拟瓣膜在峰值射血时的准定常（ $dv/dt=0$ ）情况，给出这时的流速和剪应力分布等。无论在流场显示或流型的定量研究方面，都是一种十分有用的方法。不少作者如 Bellhouse 等（1969）的理论分析，其主要结论是根据定常流试验结果推证出来的。近年来才发展起来的人工心瓣的湍流射流研究（如 Stevenson 等，1985；Yoganathan 等，1986），都是从定常流研究入手的。在人工心瓣的性能评价中，用定常流试验来检测瓣的开口度与跨瓣压力梯度，既简单又迅速，是常用的一种筛选瓣膜的经济易行的方法。

瓣膜的脉动流试验，能更好地模拟生理流动的特征，以达到用离体试验方法再现和研究在体流动情况的目的。对于人工心瓣来说，它的实际流场情况，如属层流或湍流，尾流区及滞流区的位置与范围，流速与剪应力分布，前流量与回流量的测定，跨瓣压差与能量损失的测量等，以及这些参量在心动的一个周期内的变化情况，都需要用离体的脉动流试验来确定。比起计算机模拟来，物理的脉动流试验更为可靠、易行。同时，这种脉动流试验又不象在体观察那样受包括生理条件在内的诸多条件的限制。它可直接采用不便于在体应用的测试手段，如热线流速仪、激光多普勒测速仪等，可以方便地使用一些流场显示技术。而且，它可以有意识地排除一些生理因素变化之间的交互影响，选准主要因素，求得因素与效应之间的函数关系，找出有关规律。对于任何一种人工心瓣的开发，不仅其设计需要由脉动流试验提供理论依据，而且试制后还必须经过脉动流试验，进行诸如开闭情况、跨瓣压差、回流量以及流场情况等品质因素的鉴定，合格后才进行动物实验，最后才进入临床应用的研究。进行脉动流试验的关键设备，是脉动流模拟试验台。在以往的模拟试验台设计中，少有严格按照相似理论来要求的，往往是根据理论分析或测试的需要，进行大量的简化，如 Bellhouse，Steenhoven，Yoganathan 等的试验装置，有些只要求产生脉动流即可，而不要求试验台得出的有关参数变化的波形与实际生理波形相似。近年来的趋势，则是越来越重视模拟试验的生理相似性。在这方面做出贡献的，有 Casci 等（1977），Reul 等（1981，1983），Huang（参见 Abdallah 等，1983）以及 Tsuchiya 等（1986）。国内清华大学席葆树等，在人工心瓣模拟试验台的研制和应用方面，也较早地开展了工作。成都科技大学的康振黄、陈君楷等近年来专门进行了脉动流试验台的研究工作（Kang, et al, 1983b, 1986；陈君楷，1987a，

1987b), 他们工作的特点是提出了新的血液循环系统模拟理论, 并且据此制造成功一种用于心瓣模拟试验和性能评价的体循环模拟系统。由于建立在控制系统理论的基础上, 该系统具有良好的生理相似性, 并能借助电子计算机对心瓣的多项动力学参数进行自动检测 (陈君楷等, 1987c; 袁支润等, 1987)。

计算模拟也是对心瓣试验的一种方法, 特别是当脉动流试验台迄今还难以对瓣区流场进行全面精确的定量测定时 (Yoganathan 等, 1986), 用计算模拟是全面了解整个心瓣流场的较好方法。这种方法也就是利用数值分析的理论和技术, 来计算出心瓣的流场以及瓣叶运动的情况。1978年 Mueller 从“涡传输方程”和流函数概念出发, 利用有限差分法对平碟瓣膜流场进行了数值计算, 得到了不同雷诺数 ( $Re \leq 1300$ ) 下的流速、涡量、剪应力分布, 以及分离区长度等参数随雷诺数变化的情况。1985年 Stevenson 等在定常湍流条件下, 对不同狭窄度的主动脉瓣膜模型进行了数值计算, 获得了瓣口射流的速度和剪应力分布等定量结果。此外, 对天然的二尖瓣和二尖瓣位的人工心瓣, Peskin 等 (1982) 采用涡的方法进行了流场和心瓣启闭情况的计算研究; 对双叶翼型机械瓣的流场, 康振黄、杨金林指导研究生郭仲三, 采用有限元法进行了数值分析 (郭仲三、康振黄, 1985), 并根据流场及剪应力的计算结果, 提出了改进瓣型设计措施。较早一些的计算模拟, 还有 Greenfield 等 (1972), Underwood 等 (1979), 以及 McQueen 等 (1980) 的工作。

离体模拟方法的优点已见前述。但是, 这并不意味着可以代替在体观测。因为, 最终的判断还离不开在体情况的证实。在体观测包括动物实验和临床观测。Yellin 及其同事在这方面做了大量的工作 (Yellin 等, 1981, 1983, 1987)。他们应用超声心动图仪、心血管活动摄影技术等, 配合心内直视手术, 在狗身上观测了瓣膜的运动过程以及通过瓣的流量和跨瓣压力梯度等。此外, 还有 Laniado Frater 等 (1973) 进行过类似的工作。1973年, Taylor 和 Wade 采用示踪法配合心血管活动摄影图, 进行了体内二尖瓣流型的研究, 对心室内旋涡的形成过程作出精采的描述。1982年 Steenhoven 等应用体内高速摄影技术, 在狗身上对主动脉瓣的运动及瓣叶附近的流型进行了研究, 以此来验证其对瓣膜运动机制所作的理论分析。上述这些动物实验, 都是有创伤性的。1979年, Kalmanson 利用脉冲超声多普勒仪, 对人体的正常心瓣、病变心瓣以及人工心瓣的瓣口流速, 进行了全面的在体实测, 从而开创了用于人体的无创伤探测。目前, 由于技术条件限制, 无损探测技术还多属定性方面的应用。随着新的观测、显示技术的发展, 如核磁共振技术等的应用, 可以预计心瓣流体动力学的在体实验研究, 将会有更大的进步。

### 3

心瓣流体动力学的研究, 迄今已经取得了一系列的成就。但是, 发展到现在, 新的挑战性问题又出现在研究工作者面前。这些问题也即是当前心瓣流体动力学研究的前沿性问题。主要的问题有: ①天然心瓣的关闭机制; ②人工心瓣的湍流射流效应; ③模型试验的设计与标准化; ④其他。现分述如下。

#### 3.1 天然心瓣的关闭机制问题

如前所述, Bellhouse 的涡流理论遇到困难。因为事实证明, 即使没有涡流, 瓣膜确实

仍可进行关闭。Van Steenhoven 用逆向压差说明瓣膜关闭的动力所在，这在一般情况下是能说明问题的。但是，问题在于当血流还没有减速，因而还没有形成逆向压力梯度时，瓣膜是否就没有关闭运动呢？事实恰恰相反，即血流仍处于加速射血相时，天然心瓣即开始关闭。这个问题之所以具有挑战性意义，在于迄今研究开发的所有人工心瓣都没有这种性能，唯独天然心瓣（主动脉与二尖瓣）有这种性能。根据 Van Steenhoven 等（1982a, 1982b）提供的统计数值，可将这种早期关闭和血流减速相关联的程度见表 1。

表 1

瓣 型	血流加速相的瓣膜关闭量 (关闭面积/全开面积)	血流减速相的瓣膜关闭量 (关闭面积/全开面积)
天然心瓣	16%	74%
生物瓣	0	45%
机械瓣	0	5%

不难看出，由于天然心瓣在加速相即已关闭 16%，减速相再关闭 74%，两者合计达 90%，因而最后在射血中止后，只靠少许回流即可全关。这样的关闭过程是平缓渐进的，既防止了瓣膜关闭时的冲击，也排除了产生高值剪应力和冲击力，从而减少溶血和血栓栓塞的形成。与此形成鲜明对照的是，所有人工心瓣迄今都还无法实现射血加速相的早期关闭，而主要靠回流实现部分或大部分的关闭，因而关闭不是平滑过渡而是比较突然的，于是水击现象发生，促使溶血和血栓栓塞形成，对人体的危害相当严重。因此，研究天然心瓣的关闭机制，并借以指导研制性能满意的人工心瓣，便成为一个确具挑战性意义的课题（Kang Z. H., et al, 1987）。

目前，就这个问题所发表的研究工作，一是针对主动脉瓣的（雷明、康振黄，1986），二是针对二尖瓣的（Yellin, 1987）。雷明、康振黄采用的分析模型是二维流动中的有铰薄板，其质量与厚度均设为无限小量。由于粘性对瓣叶运动的影响甚微（Steenhoven, 1982a），因而假定瓣叶处于除自身外处处为无旋的非定常流场中。他们利用复势的概念，在保证边界条件不变的情况下，对瓣叶两侧的压力分别进行了研究。首先将心瓣流场作为有环量的非定常平板绕流问题，用保角变换法求得瓣叶主动脉面的压力分布，然后采用计算与设定相结合、并经证实的方法，求得主动脉瓣的瓣面压力分布，最后根据瓣叶的力矩平衡原理，推导出瓣叶运动的微分方程。这样考虑瓣叶运动全过程、全因素分析的结果证明，在瓣叶运动的因素项中，确有由旋涡引起的力矩项。此外，还有与惯性、角速度、阻力、恢复因素等分别有关的力矩项。上述分析的模型如图 5 所示。

为了同现有理论和实验结果比较，雷明、康振黄在设定流量曲线为  $Q = Q_0 \sin \omega t$  条件下，就上述推出的方程，分别对有涡和无涡两种情况求解，得出如图 6(a) 所示的两种关闭曲线。曲线 I ( $m_v = 0$ ) 表示无涡情形，曲线 II ( $m_v \neq 0$ ) 表示有涡情形。 $\lambda$  为关闭参数， $\lambda > 1$  表示瓣叶伸入室内。由图 6 可见，对于无涡的情况，关闭开始于发生  $dQ/dt = 0$  的时刻以后，即射血峰值之后，因而没有早期关闭现象，这和逆向压差理论在减速相部分的说明是一致的。对

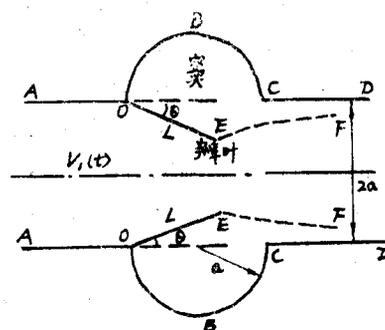


图 5 主动脉瓣关闭机制分析模型

于有涡情况，则瓣膜开始关闭，即曲线跨过  $\lambda = 1$  的时刻，是在  $dQ/dt = 0$  所对应的时刻之

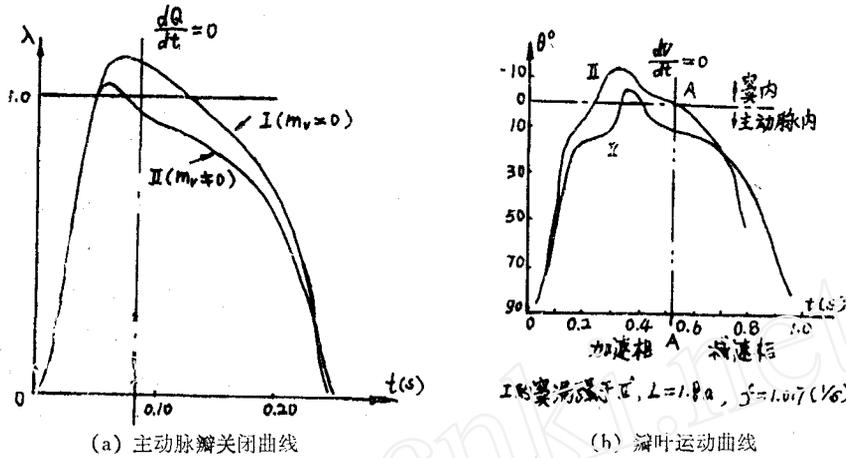


图 6

前。这种情况与 Van Steenhoven 的动物实验结果 (1982a) 是基本一致的。雷明、康振黄的脉动流试验结果，如图 6(b) 所示，也证明涡量越强，早期部分关闭发生越早。由此，可以得出对于天然主动脉瓣关闭机制的初步结论如下：①瓣膜运动是多种因素综合作用的结果，瓣后旋涡只是引起瓣的关闭运动的因素之一；②涡的存在不是瓣能否关闭的决定因素，而是瓣能否有加速相早期关闭的决定因素；③在减速相，关闭的主要因素是逆向压力梯度；④对于人体主动脉瓣来说，窦对其运动有十分重要的作用，涡的发生和逆向压差作用都同窦的存在有关。

另一个方面的问题是对二尖瓣的。Yellin (1987) 提出，二尖瓣同样有在加速射血相即开始关闭的现象。通过实验，他认为这与连结在二尖瓣叶上的乳头肌腱索的张力有关。Yellin 用狗作实验，发现乳头肌腱索存在时有这种部分早期关闭现象；而切断乳头肌腱索后这种现象便消失。根据 Yellin 的实验，二尖瓣的流动是否仍可作为一种类似流体“被动”元件的运动，也是一个问题。

总之，关于天然心瓣特有的关闭机制问题，尚待深入研究。联系到所有人工心瓣在这方面与天然心瓣的差异，研究这个问题就显得迫切而重要。

### 3.2 人工心瓣的湍流射流效应

Kalmanson (1979) 通过用脉动超声多普勒测速仪在体测量指出，所有病态的和人工制造的心瓣，都有湍流射流形成，而正常的天然心瓣则无。其后，不少作者作离体试验时，都证明对于人工心瓣有湍流射流产生 (Alchas, 1980; Phillips, 1983; Stevenson 等, 1985; 毛养年与康振黄, 1986, 等等)。并且, Yoganathan, Woo 等 (1986, 1987) 使用激光多普勒流速仪对心瓣下游流场进行定量测试，得出：①所有人工心瓣都存在明显的湍流射流和滞流区；②最大剪应力 ( $\tau_m$ ) 发生在射流边缘处的狭窄区域内，对不同的人工心瓣，其数值见表 2；③所有机械瓣都存在有较大的壁面剪应力 ( $\tau_w$ )，其数值见表 3。

此与一般情况下血细胞和血管内皮层受剪切应力而破坏的阈值相比，情况是相当严重的。这些阈值如下：

表 2 不同瓣型人工心瓣的流场最大剪应力

瓣 型	$\tau_m$ (dyn/cm <sup>2</sup> )
球瓣与笼碟瓣	1900—3500
斜 碟 瓣	1800—3400
双 叶 瓣	~2000
猪 心 瓣	2500—3600
牛 心 包 瓣	1130—2500

表 3 机械瓣壁面剪应力

瓣 型	$\tau_w$ (dyn/cm <sup>2</sup> )
笼 球 瓣	~1940
斜 碟 瓣	680—1380
双 叶 瓣	~630

红血球	500 dyn/cm <sup>2</sup> (Sutera, 1975)
血小板	100—500 dyn/cm <sup>2</sup> (Hung, 1976)
白血球	300 dyn/cm <sup>2</sup> (Martin, 1979)
血管内皮层	400 dyn/cm <sup>2</sup> (Patel, 1979)

由此看来,关于人工心瓣湍流射流效应的研究,也是紧迫的课题。

在流体力学中,关于湍流射流,目前研究得比较充分的是定常自由湍流射流。瓣膜射流则比定常自由射流复杂得多。主要特点有:

①由于心瓣流场不是恒压的,加上射流边缘或壁面剪应力很大,因此,动量沿程守恒的条件,不能得到满足,这就很难借用已有的射流动力学研究成果。

②由于瓣口形状不是规则的简单形状,瓣叶本身又在运动,因此,流场所受的干扰是相当大的,由此激发的湍流结构也不符合一般的假设,例如 Prandtl 的混合长度理论及其他通用的湍流模型。

③心瓣射流是非定常的,属于完全脉动型。虽然脉动自由射流也具有自模性,它的卷吸率和边界扩展也正比于轴向距离( $x$ ),轴心速度与 $1/x$ 成正比(Bremhorst, 1977),但是,根据 Binder 等(1981)的研究结果,发现脉动流的势流核心区很短,和出口直径相当;其湍流度初始陡然上升,然后迅速下降,直到某个距离处(约为出口直径的20倍处)始达到一平衡值( $\sqrt{u'^2}/u_0$ ) $\approx 0.26$ 。与此相反,定常射流则是湍流度从出口处为零开始随轴向距离逐渐上升,最后在 $x \geq 20d_0$ 处达到同一平衡值。另外,脉动流的频率对速度、湍流度的衰减和卷吸率大小等,也有一定的影响。

④由于管壁的限制,射流的卷吸和扩展受环流强度和环流区大小强烈干扰。对这种有界射流来说,射流宽度和轴心速度的衰减不再是轴向距离 $x$ 的线性函数,自模性更难成立。尤其是对于人工机械瓣,由于环流区的存在,射流边缘速度梯度比自由射流的要大得多,产生很高的剪应力,而且限制在一个狭小的范围内。另外,有研究表明(Deshpande 等, 1980),狭窄区后的湍流度不是各向同性的,轴向最大脉动速度与横向脉动速度之比为 $1.48 : 0.82$ ,接近 2 倍。

总之,心瓣射流是非恒压、高扰动、脉动的有界湍流射流。即使不考虑血液的非牛顿性和动脉壁的粘弹性,理论上求解这种流动问题也是异常复杂的,迄今还几乎是一个空白。

鉴于上述情况,我们作了如下的初步假定,作为走向分析研究的基础:

①对于心瓣流场,依据单一因素,例如雷诺数  $Re_c$ ,来判断其稳定性是不充分的,必须

建立新的稳定性判据, 即建立一个综合参数  $\alpha$ 。  $\alpha$  可设为  $Re$ , Strouhal 数  $St$ , 瓣膜孔口狭窄度  $\delta$  和瓣口形状特征参数  $\Delta$  的函数, 即  $\alpha = \alpha(Re, St, \delta, \Delta)$ 。 ②据实验分析, 瓣口形状和大小, 以及流动的脉动度, 对湍流度和剪应力有很大影响。因而, 可设  $u' = u'(du/dy, \alpha, \dots)$ ,  $\tau \sim u'$  等关系。③环流区长度  $l = C(\delta) Re$ , 环流区最大速度  $v_m \propto Q_c$  (自由射流卷吸率)。④射流宽度  $b = b(x)$ 。⑤属于中心流型的生物瓣的射流速度剖面, 可由以下的经验公式来模拟:

$$\frac{u}{u_m} = e^{\beta r/b} \cos \frac{\pi r}{2b} - \beta \frac{r}{b} + \beta \left(\frac{r}{b}\right)^2$$

式中的  $u_m$  为轴心速度,  $\beta$  为待定参数。

这项研究工作, 正在进行初步分析和实验测定。

### 3.3 模型试验的设计与标准化问题

近年来, 由于心瓣流体动力学研究以及人工心瓣性能评价的需要, 已经研制了多种不同类型的脉动流模拟装置, 并且取得了不少有用的实验结果。然而, 情况仍然不能令人满意。其中最关键的问题是对同一个瓣膜, 在不同的模拟装置上进行测试, 所得结果很不一致, 甚至互相矛盾。客观性、可比性很差。例如, 对于同一种 27# S. Jude 瓣的跨瓣压差, 采用具有刚性主动脉的模拟装置时, 所得结果可比采用具有弹性主动脉的模拟装置大 50%; 模拟装置的驱动曲线采用生理曲线时, 结果要比采用正弦函数式驱动曲线小 50% 以上, 而最大开口面积则要大 25% 左右, 动态回流百分数要小一半以上 (Abdallah 等, 1983)。很明显, 瓣膜性能的体外测试结果, 不仅取决于瓣本身, 而且还取决于特定的模拟装置和特定的试验条件。要改变目前心瓣模拟试验结果的这种可比性和客观性较差的状况, 最根本的是要努力实现模拟试验的“规范化”或“标准化”。这就不能不涉及模拟装置的设计问题。

目前模拟装置的设计程序大致为: ①由概念化设计, 形成生理系统的物理模型; ②根据生理参数, 直接设计系统元件; ③元件制作与性能测试; ④组装成实体系统; ⑤模拟系统的特性试验。

设计中所用元件的特性, 有的属集总参数型, 有的属分布参数型。例如 Tsuchiya 等 (1986) 所设计的模拟装置, 绝大部分元件属分布参数型, 而 Reul (1983) 研制的体循环模拟系统, 除主动脉根部外, 绝大部分元件属集总参数型。应用这些装置所存在的问题, 主要在于对整个系统缺乏动态分析, 因而不具备在设计阶段就可预知系统特性和调整系统参数的能力, 影响推广应用。实际上, 动态系统分析对于模拟系统的自动控制来说, 是非常必要的。在这方面, 陈君楷 (1987a) 作了较为系统的理论分析和实际研制工作。其特点在于主要强调以下两点:

①高度重视模拟试验的相似律。为了保证在试验段上几何条件、动力学条件、边界条件和初始条件等的相似性, 使系统更加接近生理状况, 采用了“分布参数与分段集总参数”式的混合参数模型。其试验段 (包括左房、左室、升主动脉及主动脉弓) 用分布参数式, 并按几何相似准则, 制成 1:1 的模型, 从而使试验段内的局部流场相似得到保证; 对动脉系统的其余部分, 用三个集总参数单元来模拟, 保证动脉系统的阻抗特性 (左室后负荷) 相似, 使试验段的出口边界条件更加与生理状况接近。同时, 为了使试验段的侧面边界条件更好地得到满足, 实现了试验段主动脉顺应性的定量化准确调节。此外, 仔细选择驱动控制曲线, 使

心室容积的变化过程与生理状况十分接近，从而既保证了试验段的入口边界条件相似，又保证了试验段内流体流动的动力学相似。

②力求把模拟装置的设计，建立在严格的理论分析基础上，易于自动控制，增大可调性。为此，采用了将流体流动的 Navier-Stokes 方程转化为相应的“流体传输线方程”，用电路网络模型（图 7）模拟流体动力系统，进行分析和计算。上述装置及其特性曲线见图 7—9。

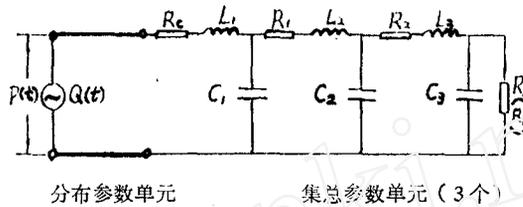


图 7 “分布-分段集总”参数单元网络

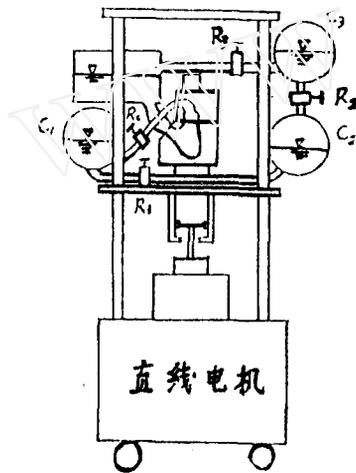


图 8 脉动流模拟试验台

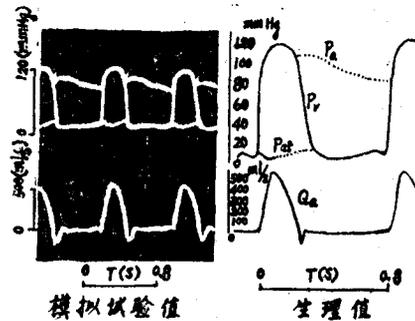


图 9 脉动流模拟试验的特性曲线与生理值比较

该装置配有计算机实时检测与控制系统，可以一次打印输出有关瓣膜模拟试验的全部参数，见表 4。

表 4 计算机打印输出数据

$T=0.846s$	$BM=70\text{beat}/\text{min}$	$TS=0.344s$	$TD=0.502s$
$PAS=119.67\text{mmHg}$	$PAD=82.00\text{mmHg}$	$PAA=98.70\text{mmHg}$	$PAV=11.00\text{mmHg}$
$PVV=11.00\text{mmHg}$	$PA=-0.21\text{mmHg}$	$PVS=117.60\text{mmHg}$	$PVD=6.00\text{mmHg}$
$QPK=459.78\text{ml}/\text{s}$	$QAM=302.28\text{ml}/\text{s}$	$QA=262.41\text{ml}/\text{s}$	$PF=1.66\%$
$DPAPK=14.88\text{mmHg}$	$DPAA=10.88\text{mmHg}$	$DPMAA=11.15\text{mmHg}$	$CO=6.06\text{ l}/\text{min}$
$SV=85.50\text{ml}$	$RF=162.96\text{ml}/\text{s}$	$dp/dt=945.62$	$CI=3.03\text{ l}/\text{min}/\text{m}^2$
$RT=0.98$	$TQ=0.333s$	$AQFC=2.01\text{cm}^2$	

PAS 主动脉收缩压

TS 收舒期时间

CO 心输出量

PAD 主动脉舒张压

TD 舒张期时间

DPAPK 峰值跨瓣压力梯度

PF 回流百分比

SV 每搏量

AQFC 有效孔口面积

对于心血管模拟系统的分析,目前还停留在以“传递函数”的应用为主的经典控制论方法上。这种方法,只适于单变量输入、输出时的不变线性系统。事实上,生理系统是异常复杂的。发展的方向将是在模拟系统中应用现代控制论方法,以“状态空间”手段,结合求解过程中更多的计算机辅助应用,适应多输入、输出变量系统的精确模拟。

心瓣流体动力学面临的挑战性问题,除上述几项外,诸如心瓣流场的在体与离体的对比研究;心瓣耐久性的在体与离体的对比研究;正常与病态心瓣功能、组织的流体动力学研究;更具优良性能的人工心瓣的研究与开发等等,都正在出现在我们面前,期待解决。

### 参 考 文 献

- Abdallah S A, et al. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organs.* **29** (1983): 296-300
- Bellhouse B J, Talbot L. *J. Fluid Mech.*, **35**, 4 (1969): 721-735
- Bellhouse B J. Fluid mechanics of a model mitral valve. see Kalmanson (1976): 99-110
- Binder G, et al. Some characteristics of pulsating or flapping jets, see Michel, et al (1981): 370-379
- Bremhorst K. Unsteady subsonic turbulent jets. *Recent Development in Theoretical and Experimental Fluid Mechanics*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg (1979): 48-500
- Casci C, et al. Prosthetic heart valves. see Hwang, et al (1977): Ch. 22
- Deshpande M D, et al. *J. Fluid Mech.*, **97**, 1 (1980): 65-89
- Gorlin R, Gorlin S C. *Am. Heart J.*, **41** (1951)
- Greenfield H, Kolff W. *J. Am. Med. Assn.*, **219**, 1 (1972)
- Hung T C, et al. *Trans. Am. Soc. Artif. Int. Organs.* **22** (1976): 285-290
- Hung T K, Schuessler G B. *J. Biomech.*, **10** (1977): 597-606
- Hwang N H C, Normann N A. *Cardiovascular Flow Dynamics and Measurements*. Univ. Park Press, Baltimore (1977)
- Hwang N H C, et al. *Quantitative Cardiovascular Studies—Clinical and Research Applications of Engineering Principles*. Univ. Park Press, Baltimore (1979)
- Kalmanson D. *The Mitral Valve*. Publishing Science Group, Acton, Mass (1976)
- Kalmanson D, Veyrat C. Echo-Doppler velocimetry in cardiology. see Hwang, et al (1979): Ch. 17
- Kang Z H (康振黄), et al. On the design of cardiac valve prostheses with bileaflet of cambered profile. *Proc. Int. Symp. on Hemoperfusion and Artificial Organs*, Tianjin, China (1983a): 126-134
- Kang Z H. Recent studies on artificial cardiac valve dynamics. Presented at the First China-Japan-U. S. A. Conf. on Biomech., Wuhan, China (1983b)
- Kang Z H. Fluid mechanics in cardiovascular research—cardiac valve flow dynamics. *Proc. 5th Meeting of the European Soc. of Biomech.*, Berlin (West), Gernmay (1986): 85-98
- Kang Z H, et al. Some challenging problems of cardiac valve flow dynamics. *Proc. 2nd Japan-U. S. A.-China Conf. on Biomech.*, Osaka, Japan (1987)
- Laniado S, et al. *Circulation*, **47** (1973): 1006-1014
- Martin R R, et al. Alterations in leukocyte structure and function due to mechanical trauma. see Hwang, et al (1979): Ch. 9
- Michel R, et al. Unsteady turbulent shear flows. IUTAM Symp. Toulouse, France (1981)
- Mueller T J. Application of numerical methods to physiological flows. *Numerical Methods in Fluid Dynamics*, Hemisphere Pub. Co., London (1978): 89-154
- Patel D J, et al. Local mechanical properties of the vascular intima and adjacent flow fields. see Hwang, et al (1979): Ch. 5
- Peskin C S. *J. Comp. Physiol.*, **10** (1972): 262
- Peskin C S. The fluid dynamics of heart valves: experimental, theoretical and computational methods. *Ann. Rev. Fluid Mech.*, **14** (1982): 235-259
- Phillips W M. *Adv. Cardiovasc. Phys.*, **5**, 4 (1983): 184-215
- Reul H, et al. *J. Biomech.*, **14**, 5 (1981): 361-372
- Reul H. *Adv. Cardiovasc. Phys.*, **5**, 4 (1983): 43-54

- Steenhoven A A van, Dongen M E H van. *J. Fluid Mech.*, **90**, 1 (1979): 21—32
- Steenhoven A A van, et al. *J. Biomech.*, **15**, 4 (1982a): 441—450
- Steenhoven A A van, et al. *J. Biomech.*, **15**, 11 (1982b): 841—848
- Stevenson D M, Yoganathan A P. *J. Biomech.*, **18**, 12 (1985): 899—908
- Sutera S P, Mehrjardi M H. *Bioophys. J.*, **15** (1975): 1—15
- Taylor D E M, Wade J D. *Cardiovasc. Res.*, **7** (1973): 14—21
- Tsuchiya K, Umezu M. Mechanical simulator of the cardiovascular system. *Advances in System Analysis*, vol 3, Friedv Vieweg, Braunschweig (1987)
- Womersley J R. *J. Physiol.*, **107** (1955a): 38—39
- Womersley J R. *Phil. Mag.*, **46** (1955b): 199—221
- Woo Y R, Yoganathan A P. *J. Biomech.*, **19**, 1 (1986): 39—51
- Yellin E L, et al. Pulsatile flow across the mitral valve; hydraulic, electronic and digital computer simulator. ASME Paper, 72-WABHF-10 (1972)
- Yellin E L, et al. *Am. J. Physiol.*, **241** (1981): 389
- Yellin E L. *Adv. Cardiovasc. Phys.*, **5**, 1 (1983): 137—161
- Yellin E L. Interesting problems in intracardiac flow dynamics. Proc. Int. Conf. on Fluid Mechan., Beijing, China (1987): 974—979
- Yoganathan A P, et al. *J. Biomech.*, **19**, 6 (1986): 433—442
- Yoganathan A P, et al. Laser Doppler and color Doppler flow mapping of mitral heart valve prostheses. Proc. Int. Conf. on Fluid Mechan., Beijing, China (1987): 981—986
- 毛养年, 康振黄. 氦气泡技术及其在双叶翼型瓣血栓形成研究中的应用. 硕士论文, 成都科技大学 (1986)
- 李展举, 陈君楷等. 主动脉瓣初期关闭过程的数学模型. 成都科技大学学报, **2** (1982): 21—27
- 邓小燕, 康振黄. 人工心脏瓣膜流场壁面剪应力的电化学测量研究 (硕士论文). 第2届亚洲流体力学会议论文, 北京 (1983)
- 陈君楷, 邹盛铨等. 人工心脏双叶翼型机械瓣膜定常流模拟实验研究. 大自然探索, **2** (1983): 80—86
- 陈君楷, 薛振南等. 人工心脏展望. 生物力学论文集, 成都科技大学 (1985): 99—116
- 陈君楷. 血液循环系统模拟理论及装置. 第2届全国生物流体力学会议, 上海 (1987a)
- 陈君楷, 袁支润. 血液体循环模拟系统—分布—分段集中三参数模型. 第3届全国生物医学工程年会, 北京 (1987b)
- 陈君楷, 袁支润, 雷明. YPV-1型阿坝牦牛心包生物瓣膜的脉动流模拟试验与评价. 第三届全国生物医学工程年会, 北京 (1987c)
- 袁支润, 陈君楷, 雷明. 人工心脏瓣动力学参数的微机自动检测. 第3届全国生物医学工程年会, 北京 (1987)
- 侯明, 康振黄. 三叶式人工心脏瓣的设计分析 (硕士论文). 成都科技大学 (1986)
- 郭仲三, 康振黄. 人工心脏双叶翼型瓣平面定常流数值研究 (硕士论文). 成都科技大学 (1985)
- 雷明, 康振黄. 天然心脏瓣关闭机理研究. 应用数学和力学, **7**, 10 (1986): 897—905

## THE PROGRESS OF CARDIAC VALVE FLOW DYNAMICS

Kang Zhen-huang Lei Ming  
(Chengdu University of Science and Technology)

**Abstract** Cardiac Valve Flow Dynamics is a quite new frontier science branch formed recently. In this paper, its main contents and features of research, its history and development, and its present situation were reviewed in detail together with the works of the authors and related works of their colleagues. In addition, several challenging problems which may have great influence on the development of this branch of science were also put forward and discussed in this paper, and the trend of development of this discipline was predicted.

**Keywords** *flow dynamics; cardiac valve; hemodynamics*