

文章编号: 1000-0887(1999) 07\_0661\_14

# 心室\_血管的动态耦合\*

吴望一, 戴国豪, 温功碧

(北京大学 力学和工程科学系, 北京 100871)

摘要: 心血管系统是一个复杂的耦合系统, 研究心脏和血管之间的相互作用有助于揭示心血管疾病的机理及发病规律. 左心室的  $E(t)_R$  模型和体动脉树的 T\_Y 管模型被用来研究心室\_血管的动态耦合, 得到了与生理实验符合得很好的结果. 并详细探讨了各参数对心功能的影响及最优耦合问题, 所得结果具有临床应用价值.

关键词: 心室\_血管耦合; T\_Y 管模型; 脉冲响应函数

中图分类号: R318.01 文献标识码: A

## 引 言

人体的心血管系统是心脏和血管相互作用的复杂的耦合系统. 血管系统特性改变如血管弹性模量变化, 外周阻力变化必将影响心室功能. 反之, 心室参数的变化如心室收缩无力, 舒张末期容积减少也将影响动脉中血液的流动. 研究心室和血管的相互影响和匹配耦合不仅对心血管系统的生理研究是不可少的, 而且它对临床诊断和防治以及揭示心血管疾病的机理及发病规律等方面也具有重要的意义. 在这个领域内需要解决的关键问题有: 1) 如何描述相互独立的心室特性和血管后负荷特性. 2) 设计耦合框架预测压力和流量波形. 3) 研究血管参数对心室功能的影响以及心室参数对血管中血液流动的影响. 4) 探讨心室\_血管的最佳耦合问题.

自从 70 年代, 人们开始研究心室和血管耦合问题以来, 已经取得了一系列成果. 在静态耦合方面, 以 Sunagawa 等人<sup>[1]</sup> 为代表的研究取得了很大的进展, 目前已比较成熟. 他们提出的 ESPVR(End Systolic Pressure-Stroke Volume Relationship) 至今仍广泛地被引用. 但是由于在生理状况下压力和流量是脉动的, 还需要研究更加符合生理实际的心室和血管的动态耦合. 这方面的研究尚处于初期阶段. Campbell<sup>[2]</sup> 的文章是目前见到的实验和理论方面都比较完整的一个工作. 在他的工作中, 心室采用准静态的  $E(t)_R$  模型, 血管采用 Westerhof 三元件模型. 由于模拟血管后负荷的 Westerhof 模型过份简单, 它的升主动脉输入阻抗曲线无法反映脉搏波的有限波速和功能反射点的反射特性, 因此结果与实验相差较大. 最近, 本文前二位作者发展了模拟体动脉体的 T\_Y 型管模型, 它的输入阻抗曲线和生理曲线相当符合, 能很好地反映出脉搏波的有限波速及功能反射点的特性. 利用这个分布参数模型代替 Westerhof 集中参数模型并采用脉冲响应法, 研究了心室和血管的动态耦合, 得到了与 Campbell<sup>[2]</sup> 的实验几乎完全一致的

\* 收稿日期: 1998\_03\_01; 修订日期: 1999\_03\_11

基金项目: 国家自然科学基金委员会资助的重点资助项目(19332040)

作者简介: 吴望一(1933~), 男, 博导, 教授, 研究室主任

结果。在此基础上我们研究了心室和血管参数对心室功能的影响以及最佳耦合问题。

## 1 血管的 T<sub>Y</sub> 型管模型

血管的输入阻抗的概念最早是由 McDonald<sup>[3]</sup>, Womersley<sup>[4]</sup> 和 Taylor<sup>[5]</sup> 等人引进, 尔后 Milnor<sup>[6]</sup> 提出血管输入阻抗是描写心室后负荷的合适参数。从此, 升主动脉输入阻抗作为度量心室后负荷的重要标准已被广大研究者所接受, 并得到了广泛的应用。它的最大优点是不受心室参量的影响, 包含了血管顺应性, 流阻, 流感和脉搏波反射等反映血管主要特性的因素, 因此是独立于心脏描述血管特性的最合适的参量。由此可见, 建立能正确模拟体动脉树输入阻抗的血管模型是研究心室\_血管耦合的一个重要问题。最近, 我们考虑到人体体动脉树的解剖形态, 在非对称 T 型管模型基础上提出了 T<sub>Y</sub> 型管(如文[7]图 2 所示), 该模型由四个粘弹性管组成, 分别代表上肢动脉, 胸主动脉, 腹主动脉以及左右髂动脉和股动脉。下肢管的终端阻抗取成纯阻力形式, 上肢管的终端取成弹性腔模型, 有关的计算公式列举如下<sup>[7]</sup>:

$$Z_{in}^1 = Z_{in1}^1 + Z_{in2}^1, \quad (1)$$

$$(Z_{in})_i = \frac{1 + \delta_{Li} e^{-2\gamma_i L_i}}{1 - \delta_{Li} e^{-2\gamma_i L_i}} Z_{Gi}, \quad \delta_{Li} = \frac{Z_{Li} - Z_{Gi}}{Z_{Li} + Z_{Gi}} \quad (i = 1, 2, 3), \quad (2)$$

$$Z_{L1} = \frac{R_1 + j\omega L_1^*}{1 + j\omega C_1^* R_1^* - \omega^2 L_1^* C_1^*}, \quad (3)$$

$$Z_{L3} = R_3, Z_{L2} = Z_{in3}/2, \quad (4)$$

$$Z_{Gi} = \left[ \frac{\rho a_0}{\pi R^2 \sqrt{1 - \sigma^2}} (1 - F_{10})^{-1/2} e^{j\varphi/2} \right]_i \quad (i = 1, 2, 3), \quad (5)$$

$$\gamma_i = \left[ j \frac{\omega}{a_0} \left( \frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}} \right)^{1/2} e^{-j\varphi/2} \right]_i \quad (i = 1, 2, 3), \quad (6)$$

$$\varphi = \varphi_0 (1 - e^{-k\omega}), \quad (7)$$

式中  $j = \sqrt{-1}$ ,  $\rho$  和  $\mu$  分别是血液的密度和动力学粘度,  $R$  是管内径,  $\sigma$  是血管壁的泊松比,  $\omega$  是角频率,  $a_0 = \sqrt{Eh/(2\rho R)}$  是 Moens\_Korteweg 波速, 其中  $h$  和  $E$  分别是管壁的厚度和弹性模量,  $\varphi$  是一个表征管壁粘性程度的参量, (7) 式是 Taylor<sup>[5]</sup> 的经验公式, 其中  $\varphi_0, k$  是常数,  $F_{10} = 2J_1(\alpha^{3/2})/[ \alpha^{3/2} J_0(\alpha^{3/2}) ]$ , 其中  $J_0, J_1$  是第一类零阶和一阶 Bessel 函数。  $\alpha = R \sqrt{\omega/\nu}$  是 Womersley 数, 公式(2), (5), (6) 中的下标  $i = 1, 2, 3$  分别代表上支, 下支和分叉管,  $Z_{in}, Z_L$  和  $\delta$  分别是输入阻抗, 终端阻抗和反射系数,  $L$  是分支管长度,  $R_1$  是外周阻力,  $L_1^*, C_1^*$  是管 1 终端的流感和流容。

由于此模型抓住了体动脉树的几个主要功能反射点, 因此能够很好地模拟人体动脉树的输入阻抗。文[7]中图 3 和图 8 画出了正常人和高血压时升主动脉的输入阻抗曲线, 选取的参数在生理和病理范围内, 可以看出, 无论是正常还是高血压情形, T<sub>Y</sub> 模型的阻抗模和位相在整个频率范围内都与实验十分符合。

## 2 心室的 $E(t)$ $R$ 模型

目前心室功能的研究大致沿着心肌力学和心室泵功能模型两个方向进行。由于心室的主动运动机制非常复杂, 心肌力学方向上的成果还远没有发展到能在实际中应用的地步。心室泵功能模型则采用集中参数研究心室的整体性能, 例如压力和体积的关系。由于泵功能模型

简单, 便于应用, 所以在研究心室\_血管耦合问题时普遍地采用它来模拟心室. 描述心室功能的压力\_体积关系应满足: 1) 不受后负荷影响, 仅取决于心室本身特性. 2) 便于与后负荷耦合. 长期以来, 研究者们争论应用什么参数来描写心室收缩力, 心室功能曲线应如何表达? 直到 Sunagawa<sup>[8]</sup> 等在实验中发现收缩末期压力与体积基本上成线性关系(简称 ESPVR), 提出用斜率  $E_{es}$  表示心室收缩的弹性度(elastance), 才得到广泛的承认. ESPVR 可表示成下列公式:

$$P_{es} = E_{es}(V_{es} - V_d), \quad (8)$$

式中  $P_{es}$ ,  $V_{es}$  分别为收缩末期压力和体积, 斜率  $E_{es}$  是心室弹性度,  $V_d$  表示死体积. 若  $V_{ed}$ ,  $S_V$  表示舒张末期的体积和射血量, 则  $V_{es} = V_{ed} - S_V$ , 于是(8)式又可表为:

$$P_{es} = E_{es}(V_{ed} - S_V - V_d), \quad (9)$$

Manghan 等人<sup>[9]</sup> 用狗孤立的心脏作实验, 采用三元弹性腔模拟后负荷, 发现当特征阻抗和顺应性改变四倍, 对 ESPVR 影响很小, 但当外周阻力改变时 ESPVR 左移或右移, 说明血管参数对 ESPVR 仍有影响. 尽管如此, 由于 ESPVR 对后负荷不敏感, 它目前仍是在静态情况下描述心室最好的功能曲线.

心功能的动态描述比静态要复杂得多, 目前大多数动态研究仅限于准静态. 事实上, 心肌收缩的惯性力只是静态的 1%, 当心室体积和压力变化不是太激烈时, 惯性力或许可以忽略.

Suga<sup>[10]</sup> 等人将(8)式推广到准静态情形, 认为

$$P(t) = E(t)[V(t) - V_d], \quad (10)$$

其中  $V_d$  为  $P(t) = 0$  时的死体积, 一般随时间变化不大, 可视为常数. (10) 式表明, 在心搏周期的同一时刻,  $P_V$  仍维持线性关系. 为了检验此公式的正确性, Little<sup>[11]</sup> 等人在六条狗身上进行实验, 采用静脉堵塞的方法调整后负荷. 结果表明, 对于不同的后负荷, 在心脏搏动的同一时刻,  $P_V$  基本上是线性的, 它们的斜率  $E(t)$  随时间变化. Little 的实验还发现,  $E(t)$  模型只是在射血前的头 70ms 预示了心室压力, 而在收缩中期和射血期过低地估计了心室压力. 为了克服以上缺陷, 以预测心室射血时的压力, Hunter<sup>[12]</sup> 等人提出流阻力概念, 即在射血期, 压力要进一步减少, 减少的程度正比于流量, 于是(10)式应修改为下述  $E(t)R$  模型:

$$P(t) = E(t)[V(t) - V_d] + R_{LV} \frac{dV}{dt}, \quad (11)$$

在等体收缩阶段  $dV/dt = 0$ ,  $P(t) = P_{iso}(t) = E(t)(V_{ed} - V_d)$ ,  $P_{iso}(t)$  是等体压力. Shroff 等人<sup>[13]</sup> 假定流阻力正比于等体压力, 即  $R_{LV} = K P_{iso}(t)$ ,  $K$  是根据他的实验进行拟合得出  $K = 1.5s/m^3$ .

描述心室功能的关键参数是  $E(t)$ , 它描述了心室收缩力的强度. 一般说来, 它只能由实验确定, 其形状大体如图 1 所示. 可以看出,  $E(t)$  从  $t = 0$  时的  $E_d$  值逐渐增加, 在收缩期达到最大, 然后下降, 在松弛后期至冲盈期某一时刻  $T_r$  之后近似为一常值. 基于  $E(t)$  的这一形态, 温功碧<sup>[14]</sup> 假定  $E(t)$  为时间的三次多项式, 即:

$$\left. \begin{aligned} E(t) &= E_0 + E_1 t + E_2 t^2 + E_3 t^3 \quad (0 \leq t \leq T_r), \\ E(t) &= E_d \quad (T_r \leq t \leq T), \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

其中  $T$  为心动周期,  $T_r = ST_m$ ,  $T_m$  为  $E(t)$  达到最大值  $E_{max}$  时的时间,  $S$  为一参数, 根据经验<sup>[15]</sup>  $S = 1.4 \sim 2.2$ , (12) 式中的系数由下列条件确定  $E(0) = E_d$ ,  $E(T_r) = E_d$ ,  $E(T_m) = E_{max}$  及  $E'(T_m) = 0$ , 由此可得

$$\left. \begin{aligned} E_0 &= E_d, & E_1 &= -E_r T_r (3T_m - 2T_r), \\ E_2 &= E_r (3T_m^2 - T_r^2), & E_3 &= E_r (T_r - 2T_m), \end{aligned} \right\} \quad (13)$$

其中

$$E_r = \frac{E_{\max} - E_d}{T_m^2 (T_r - T_m)^2}$$

因此只要给定  $E_{\max}$ ,  $E_d$ ,  $T_m$ ,  $T_r$  四个参数,  $E(t)$  的形状就完全定下来了。

### 3 心室\_血管的动态耦合

众所周知, 心室功能是通过时域内的  $E(t)$   $R$  关系描述的, 而血管后负荷则是通过频域内升主动脉输入阻抗曲线描述的。两者要耦合就必须在一个统一的域内进行, 或者都在频域内, 或者都在时域内。如果耦合在频域内进行就必须对心室引入阻抗概念, 它的前提是: 1) 输入与输出成线性关系。2) 定义的参量不随时间变化。这两点在动脉中基本满足, 而在心室中则不然。事实上, 描写心室的参量如弹性度随心室收缩和舒张强烈地依赖于时间, 因此心室不适宜于在频域上采用 Fourier 分析方法, 剩下的可能性是在时域内进行耦合, 这就要求能在时域内描述血管的性质。在这方面存在着两种方法:

a) 直接解方程法。将描述心室的公式与描述后负荷由弹性腔模型或传输线模型所提供的微分方程联合起来直接在时域中求解。Campbell<sup>[2]</sup> 等人的工作采用了这种方法, 这个方法的缺点是如果模拟血管的模型比较复杂, 所列的微分方程数目增多, 求解就比较复杂, 这或许是该方法至今仍局限于应用三元件模型的原因。

b) 脉冲响应法。大量实验表明, 血管系统基本上是一个线性系统。如果将流量看成是输入, 压力看成输出, 则脉冲响应法的基本思想是将输入的流量看成是一系列脉冲流量之和, 每个脉冲流量输入, 在主动脉根部必将产生一压力输出波形, 称为响应函数。将一系列脉冲响应通过卷积技术迭加起来就得到主动脉根部的压力输出。然后, 让主动脉根部的压力在每一时刻都与左心室压力相等, 得到心室\_血管耦合求解方程。

脉冲响应法最初是由 Latson<sup>[16]</sup> 提出的, 但他只根据实验结果结合 Westerhof 三元件模型作了简单的分析, 并无计算结果。本文将在心室  $E$ - $R$  模型, 血管  $T$ - $Y$  模型的基础上利用脉冲响应法提出一套计算脉冲响应函数, 耦合求解的具体公式, 并进行详细的计算和分析, 从而具体地实现了脉冲响应法。

由于单个脉冲不是周期函数, 它不能展成 Fourier 级数形式, 而应该写成 Fourier 积分形式, 我们让:

$$\delta(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{j\omega t} d\omega, \quad (14)$$

其次将主动脉根部压力  $P_a(t)$  和流量  $Q_a(t)$  也表成如下 Fourier 积分形式:

$$P_a(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega) e^{j\omega t} d\omega, \quad (15)$$

$$Q_a(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} Q(\omega) e^{j\omega t} d\omega, \quad (16)$$

根据定义, 输入阻抗

$$Z(\omega) = \frac{P(\omega)}{Q(\omega)}, \quad (17)$$

令  $Q_a(t) = \delta(t)$ , 由(16) 及(14) 式得  $Q(\omega) = 1/2\pi$ 。代入(17) 及(15) 式得单个流量脉冲的响应函数 SIR 为

$$\text{SIR}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} Z(\omega) e^{j\omega t} d\omega, \quad (18)$$

由此可见, 时域中的单个脉冲响应函数事实上是频域内的响应函数即输入阻抗的 Fourier 逆变换。只要知道输入阻抗, 就能根据(18) 式求出 SIR 和输入阻抗一样, SIR 不随压力, 流量以及心室参数而变化, 它反映的是血管本身的特性。

从 SIR 的表达式(18) 可以看出, 它要求有连续的阻抗频谱, 但从实验中测出的数据只有在与基频成倍数的倍频时才有阻抗值, 即只有离散的频谱, 中间的阻抗值并不知道。而且由于信噪比在高频时变得恶化, 使得实验中测得的阻抗值都局限在较低频率范围内, 利用这种离散频谱和低频截断的阻抗值求出的 SIR 必将严重偏离真实情况。幸运的是, 我们发展的 T\_Y 管模型不仅能模拟生理上的输入阻抗曲线, 而且与实验不同, 具有连续的频谱, 并能计算到任意频率, 从而可以得到准确的单个脉冲响应函数 SIR。

(18) 式只有当  $\lim_{\omega \rightarrow 0} Z(\omega) = 0$  时才有意义, 而 T\_Y 模型中  $\lim_{\omega \rightarrow 0} Z(\omega) = Z_c$  (特征阻抗), 故在  $Z(\omega)$  中应减去  $Z_c$ , 即令  $Z(\omega) = Z_c + Z^*(\omega)$ ,  $Z_c$  单独处理, 对  $Z^*(\omega)$  则可进行 Fourier 变换。代入(18) 式得:

$$SIR = Z_c \delta(t) + SIR^* \tag{19}$$

式中

$$SIR^* = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} Z^*(\omega) e^{j\omega t} d\omega \tag{20}$$

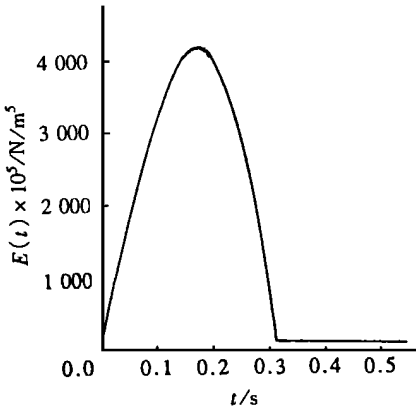


图1 典型的心室弹性度  $E(t)$

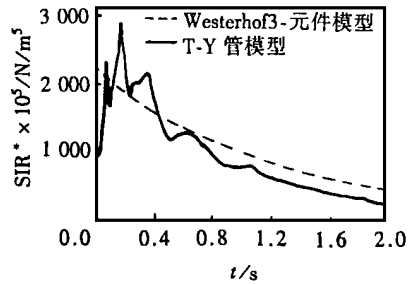


图2 T\_Y 管模型和 Westerhof 3 元  
件模型的单个脉冲响应

图2 是根据 Westerhof 三元件模型和 T\_Y 模型计算出来的 SIR。当流量脉冲进入 Westerhof 模型系统时, 它立即传遍整个系统, 压力升高与容积的改变成正比, 然后保存在流容中的血液渐渐流向外周, 压力随之以指数规律下降。而在 T\_Y 型管模型中, 当有限波速的压力波从下游反射回来时, 使压力升高形成一个尖端, SIR 曲线上的几个尖峰反映了上肢和下肢功能反射点的影响。这些反射波在功能反射点之间来回传播时逐渐衰减最后消失, 这时候压力越来越接近于以指数规律衰减 Westerhof 模型的压力。

知道了脉冲响应函数, 当流量给定后, 可应用迭加原理和卷积技术求得主动脉根部的压力:

$$P_a(t) = \int_{-\infty}^t SIR(t - \tau) Q(\tau) d\tau = \int_{-\infty}^t Z_c \delta(t - \tau) Q(\tau) d\tau + \int_{-\infty}^t SIR^*(t - \tau) Q(\tau) d\tau =$$

$$Z_C Q(t) + \int_{-\infty}^t \text{SIR}^*(t-\tau) Q(\tau) d\tau, \quad (21)$$

在等容收缩或等容舒张期, 主动脉瓣关闭, 左心室流量为零, 心室和血管内血液各自按(11), (21)式独立运动。当心室压力大于主动脉根部压力  $P_a$  时, 主动脉瓣打开, 左心室开始射血, 心室和血管要按下列公式耦合求解:

$$\left. \begin{aligned} P_a &= P_{LV}, \\ P_a &= Z_C Q(t) + \int_{-\infty}^t \text{SIR}^*(t-\tau) Q(\tau) d\tau, \\ P_{LV} &= E(t)(V - V_d) - R_{LV} Q(t), \\ \frac{dV}{dt} &= -Q(t). \end{aligned} \right\} \quad (22)$$

初始条件是  $t = 0$  时,  $V = V_{ed}$ 。解出(22)式求得  $P(t)$ ,  $Q(t)$  后, 很容易算出收缩压  $P_s$ , 舒张压  $P_d$ , 平均压  $\bar{P}_a = \int_0^T P dt / T$ , 脉压  $\Delta P = P_s - P_d$ , 每搏输出量  $S_V = \int_0^T Q(t) dt$ , 每搏输出功  $S_W = \int_0^T P(t) Q(t) dt$ 。氧气消耗量  $MVO_2$  采用 Suga<sup>[10]</sup> 等人的经验公式:

$$MVO_2 = A(PVA) + B, \quad (23)$$

其中  $PVA = S_W + PE$ ,

式中  $PE = \frac{1}{2}(V_{es} - V_d)P_{es}$  是弹性势能,  $A, B$  为常数, 根据 Suga<sup>[10]</sup>, 取  $A = 3.46 \times 10^{-7} / \text{m}^3 \text{O}_2 / \text{beat} / (\text{N} \cdot \text{m}^3)^{-1}$ ,  $B = 0.05 \times 10^{-6} / \text{m}^3 \text{O}_2 / \text{beat}$ 。

## 4 结果和讨论

1) 依照生理情况选取了如下—组参数值:  $\rho = 1.05 \times 10^{-3} / \text{kg} / \text{m}^3$ ,  $\nu = 0.04 \text{poi}$

表 1 T\_Y 型管参数

	$E / \text{N} / \text{m}^3$	$h / \text{N} / \text{m}^3$	$R / \text{N} / \text{m}^3$	$L / \text{N} / \text{m}^3$	$\varphi_0$	$k$	$\sigma$	$R_1, R_3 / \text{N} \cdot \text{s} / \text{m}^5$	$L^* / \text{N} \cdot \text{s}^2 / \text{m}^5$	$C^* / \text{m}^5 / \text{N}$
管 1	$4.3 \times 10^5$	$0.04 \times 10^{-2}$	$0.39 \times 10^{-2}$	$22 \times 10^{-2}$	$22^\circ$	2	0.5	$5.4 \times 10^{-2}$	$180 \times 10^{-5}$	$0.8 \times 10^{-1}$
管 2	$3.2 \times 10^5$	$0.06 \times 10^{-2}$	$0.66 \times 10^{-2}$	$29 \times 10^{-2}$	$22^\circ$	2	0.5			
管 3	$7.5 \times 10^5$	$0.05 \times 10^{-2}$	$0.5 \times 10^{-2}$	$18 \times 10^{-2}$	$22^\circ$	2	0.5	$12.0 \times 10^{-2}$		

表 2 心室参数

$E_{\max} / \text{N} / \text{m}^5$	$R_{LV} / \text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$	$V_d / \text{m}^3$	$V_{ed} / \text{m}^3$	$E_d / \text{N} / \text{m}^5$	$T / \text{s}$	$T_r / \text{s}$	$T_m / \text{s}$
$4200 \times 10^{-5}$	$1.299 \times 10^3$	$8 \times 10^{-6}$	$65 \times 10^{-6}$	0	0.55	0.31	0.187

据此求解了方程(22)得到压力和流量波形, 它们在图 3 中画出, 同图还标出取自 Campbell 的实验值, 可以看出, 理论和实验符合得很好。

表 3 由 T\_Y 模型和 Westerhof 模型预料的心功能

	$S_V / \text{m}^3$	$\bar{P}_a / \text{Pa}$	$P_s / \text{Pa}$	$P_d / \text{Pa}$	$\Delta P / \text{Pa}$	$S_W / \text{J}$	$\text{O}_2 / \text{m}^3$
T_Y 模型	$23.7 \times 10^{-6}$	1.158	1.149	0.872	0.547	0.311	$0.149 \times 10^{-6}$
Westerhof 模型	$21.8 \times 10^{-6}$	1.143	1.508	0.894	0.6131	0.302	$0.150 \times 10^{-6}$

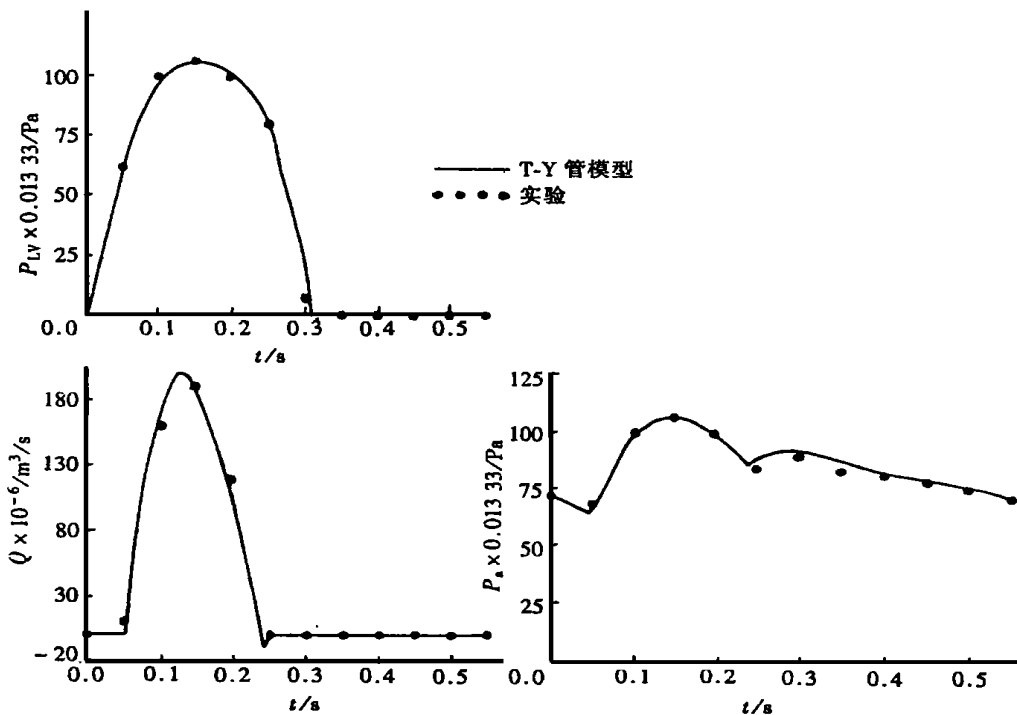


图3 预料的主动脉根部压力  $P_a$ , 左心室压力  $P_{LV}$  和体积流量  $Q$   
(实验数据取自 Campbell 等人<sup>[2]</sup>)

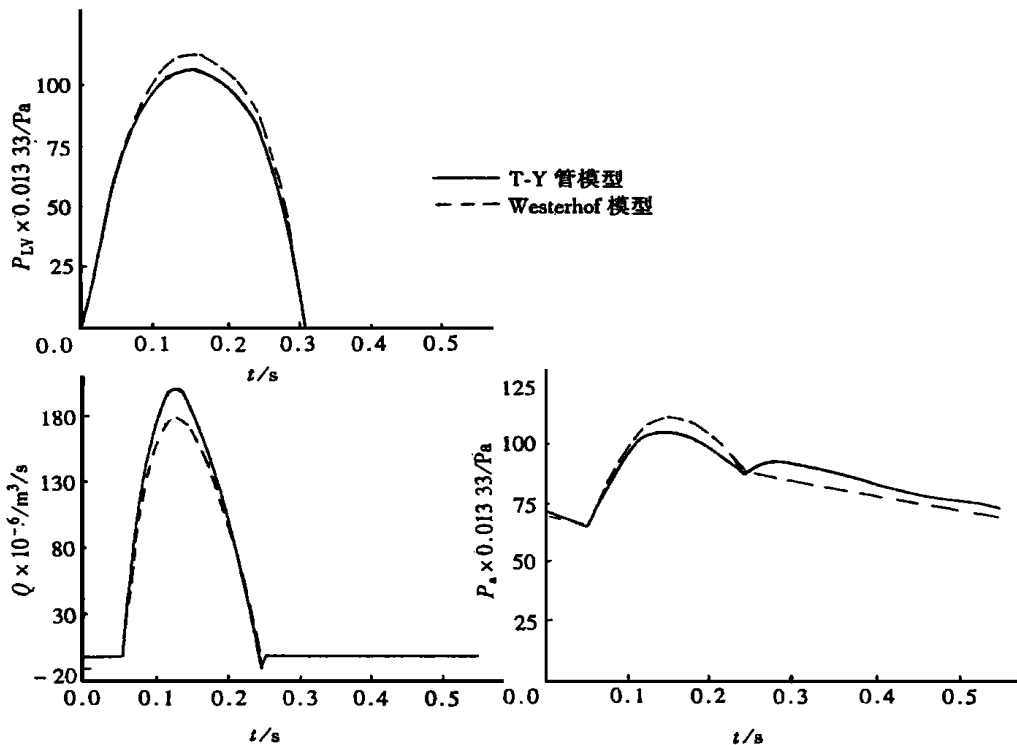


图4 T\_Y 管模型和 Westerhof 模型预料的  $P_a$ ,  $P_{LV}$  和  $Q$

2) 为了讨论有限波速和离散反射的影响, 我们将上述采用 T\_Y 型管模型的耦合结果和与 Westerhof 模型的耦合结果比较。因为两个模型的参数和生理意义不同, 采取如下的方法选取 Westerhof 模型的参数使两模型尽可能接近。即设  $R_{TP}$  为 T\_Y 模型的外周阻力,  $Z_C$  为 T\_Y 模型的特征阻抗。由于 T\_Y 模型的  $SIR^*$  在  $t$  较大时趋于 Westerhof 模型的  $SIR^* = [\exp(-t/CR_{TP})]/C$ , 其中  $C$  为 Westerhof 模型的顺应性。选取  $C$  使 Westerhof 模型的  $SIR^*$  的衰减率等于 T\_Y 模型的  $SIR^*$  在  $t$  很大时的衰减率。根据以上原则, 我们算得  $R_{TP} = 2842 \times 10^5/N \cdot s/m^5$ ,  $C = 4.57 \times 10^{-19}/N^{-1} \cdot m^5$ ,  $Z_C = 256 \times 10^5/N \cdot s/m^5$ 。

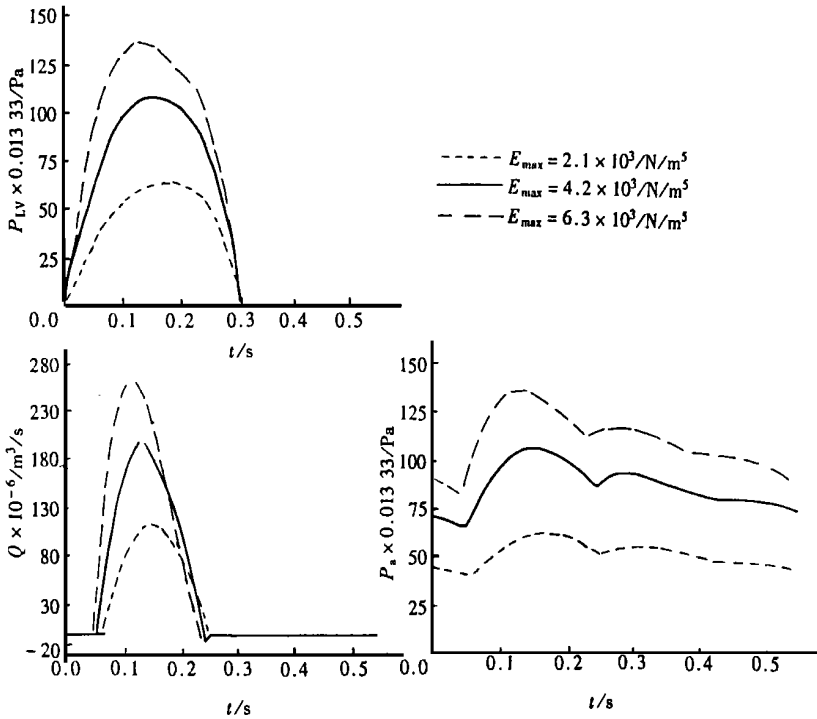


图5 心室最大的弹性度  $E_{max}$  对主动脉根部压力  $P_a$ , 左心室压力  $P_{LV}$  和体积流量  $Q$  的影响

计算结果如上表3及图4所示。可以直出两种模型算出的总体量差别不大, 流量波形相似, Westerhof 模型的流量小于 T\_Y 模型的流量。两种模型的压力波有显著差别。在收缩期, T\_Y 模型的压力波要比 Westerhof 模型低, 而在舒张期则比它高, 且有第二个峰值。这是因为 Westerhof 模型相当于波速无穷的情形, 舒张期压力单调下降, 而 T\_Y 模型则不同, 当主动脉瓣打开时, 压力以波的形式向外传播, 从而减少主动脉根部压力, 有利于减少氧消耗量和增加每搏输出量。当主动脉瓣关闭, 脉搏波反射到主动脉根部, 提高了主动脉压力, 有利于冠状动脉灌注。因为这时, 主动脉瓣已

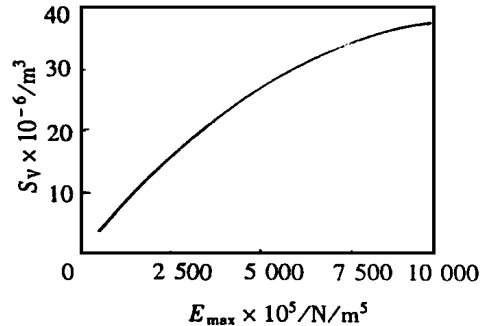


图6 心室最大的弹性度  $E_{max}$  对每搏体积  $S_V$  的影响



关闭, 压力增高不会造成左心室的负担, 还可以更好地推动血液流向外流, 此事实与实验观测一致。可见, 在正常生理情况下, 有限波速的反射对心功能有利。但是在某些病理(如高血压)条件下, 由于血管壁杨氏模量增大或别的原因, 使脉搏波波速增加, 若反射波在主动脉瓣关闭前回到主动脉根部, 那么这时的压力升高将会造成对心室的负担, 使心肌氧消耗量增加, 每搏输出量减少, 这时的情况与 Westerhof 模型接近。

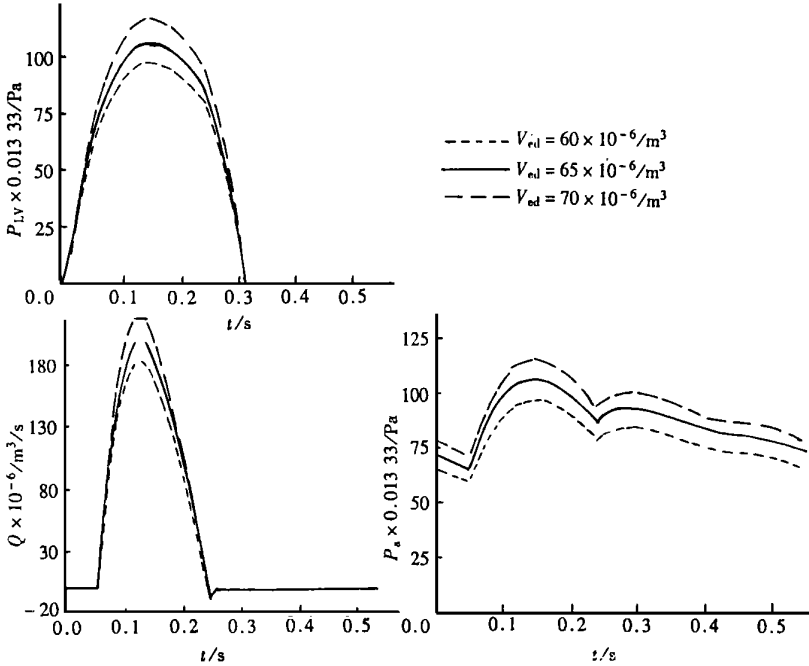


图7 心室舒张末端体积  $V_{ed}$  对主动脉根部压力  $P_a$ , 左心室压力  $P_{LV}$  和体积流量  $Q$  的影响

3) 为了研究参数变化对心功能的影响, 首先确定敏感参数。即将某些参数增加 10%, 然后计算其余参数增加或减少的百分数。大量计算表明(为节省篇幅, 具体数据从略), 心室功能对心室的舒张末期体积  $V_{ed}$ , 心室最大弹性度  $E_{max}$  以及血管外周阻力  $R_1$ (上肢) 和  $R_3$ (下肢) 最敏感。而且在心室和血管的耦合中, 心室本身的参数影响最大, 尤其  $E_{max}$  最显著。

$E_{max}$  是表征心室收缩强度的量, 它变大表示心脏收缩力加大, 可引起  $P_{LV}$ ,  $P_a$ ,  $Q$  的显著增大(图 5), 但波形不变, 只是向上平移了一段。图 6 表示  $E_{max}$  对  $S_V$  的影响, 当  $E_{max}$  增大时, 心输出量显著增大, 但到一定程度,  $S_V$  的增加就缓慢了, 这是因为心室最大的体积也不过  $V_{ed}$  不管多大的收缩力也不可能将心室中的

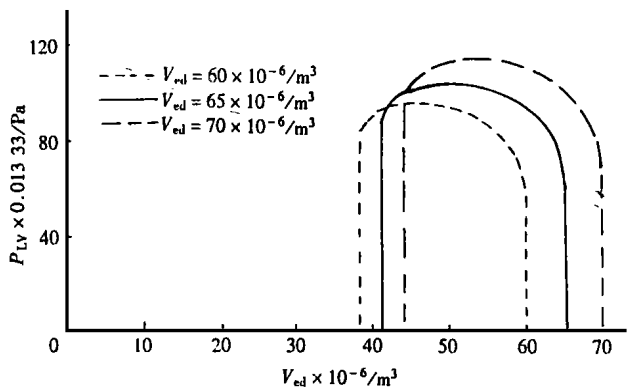


图8 心室舒张末端体积  $V_{ed}$  对左心室压力-体积循环的影响

血液全部射出去。图7和图8表示心室舒张末期体积  $V_{ed}$  (前负荷) 对流量, 压力和心循环图的影响。当  $V_{ed}$  增大时, 心室流量及所作的功都将显著增加, 这一结论与著名的 Starling 定律一

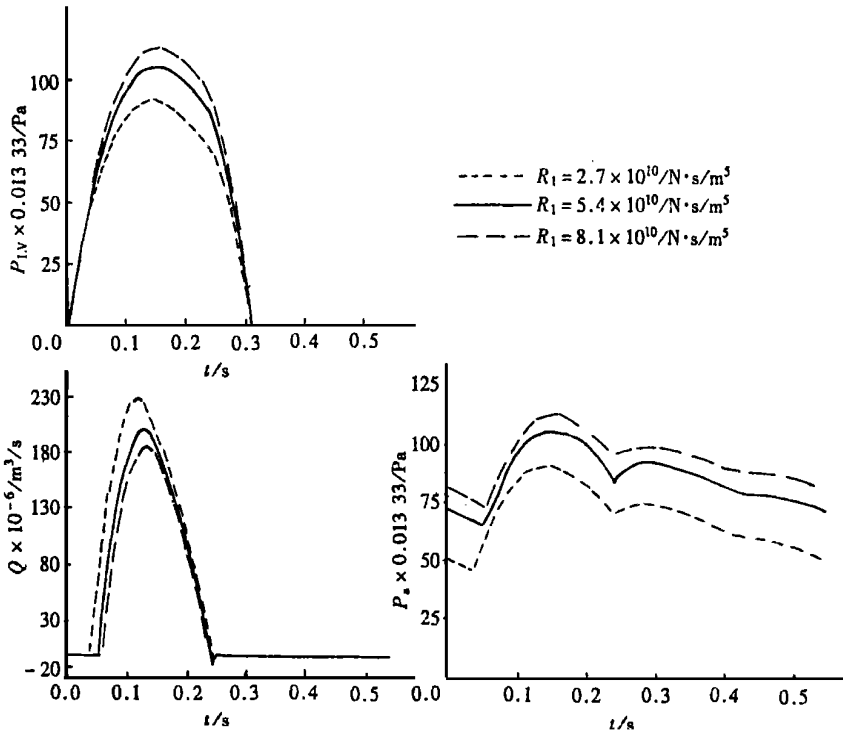


图9 上肢周边阻力  $R_1$  对  $P_a$ ,  $P_{IV}$ ,  $Q$  的影响

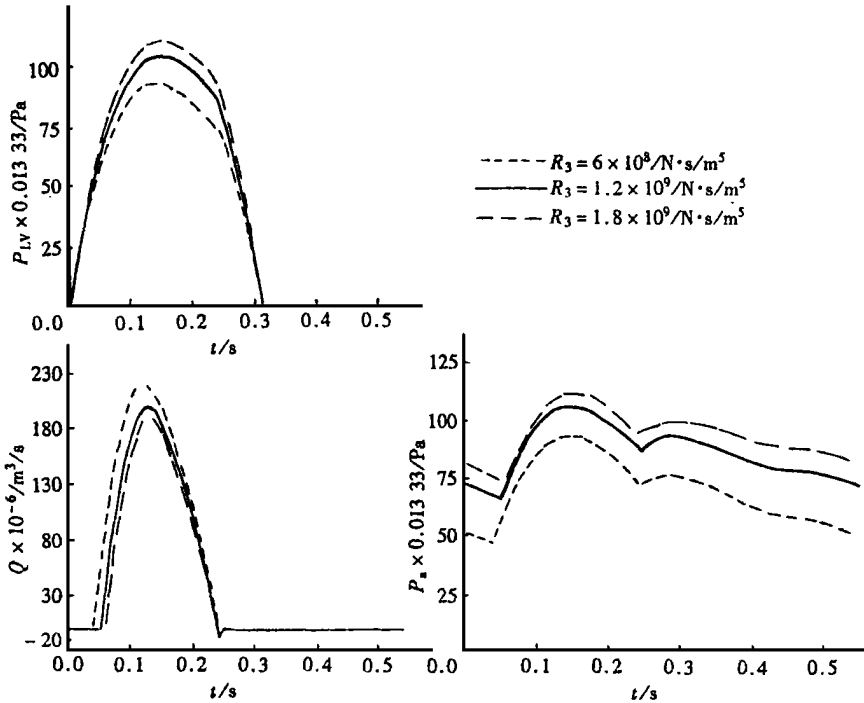


图10 下肢周边阻力  $R_3$  对  $P_a$ ,  $P_{IV}$ ,  $Q$  的影响

致· 图9和图10为外周阻力  $R_1, R_3$  的影响· 当  $R_1$  或  $R_3$  增加时, 可引起血压升高, 流量减少, 脉搏波反射影响更明显· 图11表示  $R_3$  对  $S_V$  的影响· 当  $R_3$  增大时,  $S_V$  减少, 但当  $R_3$  继续增大时,  $S_V$  减少趋于平缓, 每搏输出功  $S_w$  随  $R_3$  的变化有一极值(图12), 与 Sunagawa 提出的最大功原理一致, 即血管的特性处于某一状态时, 可使心室所作的功达到最大值· 从图可以看出, 曲线最大值附近较为平坦, 因此外周阻力可以在相当大的范围内变动, 而心室外功仍然十分接近最大值· 这种特性对于动物的适应性是有好处的, 因为在一般情况下, 外周血管的性质并不总是在使心室外功最大值的, 而且可能有相当的偏差, 但心室的外功基本上维持不变·

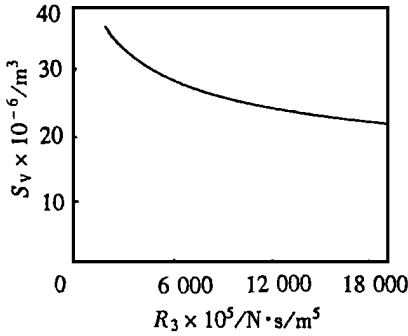


图11  $S_V$  随  $R_3$  的变化曲线

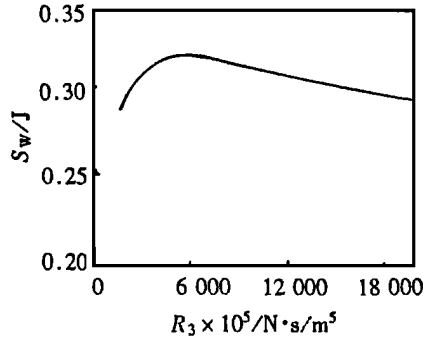


图12  $S_w$  随  $R_3$  的变化曲线, 在某  $R_3$  处  $S_w$  达到极大值

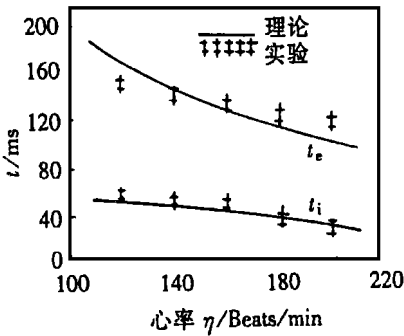


图13 等体积收缩时间  $t_i$  和射血时间  $t_e$  随心率  $\eta$  的变化曲线(测量数据引自 Wallace 等人的文章[17])

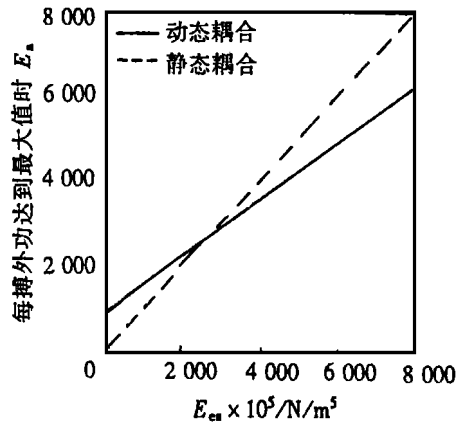


图14 当每搏外功达到最大值时  $E_{es}$  和  $E_a$  的关系

图13还计算了等容收缩期和射血期间隔时间随心动周期的变化, 并与实验值进行了比较·

## 5 心室\_血管的最优耦合

本节应用最大输出功率原理和心肌效率最高原理研究心室\_血管最优耦合问题·

a) 最大输出功率原理· 对于静态的情况, Suga<sup>[10]</sup> 等人得出如下结论: 当  $E_{es} = E_a$  时 ( $E_a$  是血管参量, 满足  $E_a = P_{es} / S_V$ ), 心室所做的外功达到最大· 对于动态的情况, 外功达到最大时,

心室和血管的关系并非这么简单。考虑到脉动部分, 心室的特性和血管的特性都不能用一个常数  $E_{es}$  或  $E_a$  来表示。但为了同静态情形比较, 我们计算了外功达到最大时的  $E_{es}$  和  $E_a$  ( $E_{es}$  取  $E(t)$  收缩期末的值,  $E_a = P_{es}/S_v$ )。由于血管部分的参数较多, 但只有  $R_1, R_3$  的影响最显著, 因此我们只计算了使外功  $S_w$  达到最大值的  $R_1$  和  $R_3$ , 这时整个血管的外周阻力等于  $R_1 R_3 / (R_3 + 2R_1)$ 。图 14 是计算结果。可以看到, 这时  $E_a$  与  $E_{es}$  仍是线性关系, 但与静态情况下的  $E_a$  与  $E_{es}$  有一定差别。图中所示的是  $V_{ed} = 65\text{ml}$  的情况, 当  $V_{ed}$  变动时,  $E_a$  与  $E_{es}$  的关系不变, 静态情况下的  $E_a = E_{es}$  也是与  $V_{ed}$  无关。这一点两者是相同的。

b) 心肌效率最大原理。心肌效率定义为:

$$\text{功} / \text{氧耗量} = S_w / \text{MVO}_2,$$

$\text{MVO}_2$  由 (23) 式确定。静态情况下, Suga<sup>[10]</sup> 推导出, 在心肌效率达到最大值时,  $E_{es}$  和  $E_a$  有如下关系:

$$\frac{E_{es}}{E_a} = \sqrt{\frac{B + \frac{1}{2}A(V_{ed} - V_d)^2 E_{es}}{B}},$$

$E_{es}/E_a$  是  $V_{ed}$  的函数, 而外功达到最大值时,  $E_{es}$  和  $E_a$  的关系与  $V_{ed}$  无关。图 15 显示了动态耦合时, 心肌效率达到最大时  $E_{es}$  和  $E_a$  的关系。  $E_{es}/E_a$  随  $V_{ed}, E_{es}$  的变大而变大, 定性上与静态一致, 但在数值上两者有一定差别。

## 6 结 论

1) 心室采用  $E(t)_R$  模型, 血管采用 T\_Y 模型进行心室和血管的动态耦合可以得到与生理测量数据符合得很好的结果。

2) 心脏参数的影响比血管参数影响大, 心室部分影响最大的是  $E_{max}, V_{ed}$ , 血管部分影响最大的是  $R_1, R_3$ 。

3) 在正常生理条件下, 有限波速与离散反射有利于心功能的发挥。当波速增大时, T\_Y 模型得到的结果越来越接近于 Westerhof 模型。

4) 当血管处于某一状态时, 可以使心室作的外功达到最大或心肌效率最高。

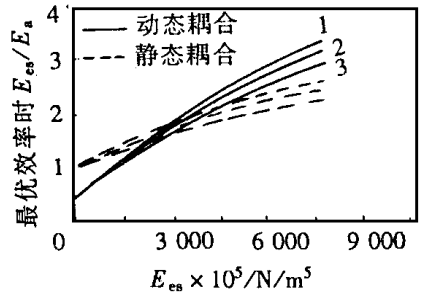


图 15 最优效率时  $E_{es}$  和  $V_{ed}$  对耦合比  $E_{es}/E_a$  的影响  
(1:  $V_{ed} = 70 \times 10^{-6} / \text{m}^3$ ,  
2:  $V_{ed} = 65 \times 10^{-6} / \text{m}^3$ ,  
3:  $V_{ed} = 60 \times 10^{-6} / \text{m}^3$ )

## [ 参 考 文 献 ]

- [1] Sunagawa K, Sagawa K, et al. Ventricular interaction with the vascular system in terms of pressure-volume relationships[ A]. In: Yin F C P Ed. Ventricular / Vascular Coupling[ C]. Ch, 10, New York, Berlin, London, Paris, Tokyo: Springer-Verlag, 1987, 210~ 239.
- [2] Campbell K B, John A. Ringo, Chalapathy Neti, et al. Informational analysis of left\_ventricle/ systemic\_arterial interaction[ J]. Ann Biom ed Eng, 1984, **12**: 209~ 231; London Edward: Arnold, 1974.
- [3] McDonald D A. Blood Flow in Arteries[ M]. London Edward: Arnold, 1974.
- [4] Womersley J R. The mathematical analysis of the systemic arterial circulation in a state of oscillatory motion[ R]. Wright Air Development Center, Technical Repor, WADC\_TR 1957, 56~ 614.
- [5] Taylor M G. The input impedance of an assembly of randomly branching elastic tubes[ J]. J Biophys, 1966, **6**: 29~ 51.
- [6] Milnor W R. Arterial impedance as ventrivar afterload[ J]. Circ Res, 1975, **36**( 5): 565~ 570.
- [7] 吴望一, 戴国豪. 人体体循环输入阻抗的 T\_Y 型管模型[ J]• 应用数学和力学, **18**( 12): 1049~ 1058.
- [8] Sunagawa K L, Maughan L W, Burkhoff D, et al. Left ventricular interaction with arterial load studied in isolated canine ventricle[ J]. Am J Physiol, 1983, **245**: H773~ H780.
- [9] Maughan W L, Sunagawa K, Burkhoff D, et al. Effect of arterial impedance changes on the end\_systolic pressure\_volume relation[ J]. Circ Res, 1984, **54**(5) : 585~ 610.
- [10] Suga H, Hayashy T, Sirahata M, et al. Ventricular systolic pressure volume area as predictor of cardiac oxygen consumption[ J]. Am J Physiol, 1981, **240**: H320~ H325.
- [11] Little W C, Cheng C P, Peterson T, et al. Response of the left ventricular end\_systolic pressure\_volume relation in conscious dogs to a wide range of contractile states[ J]. Circulation, 1988, **78**( 3): 736 ~ 745.
- [12] Hunter W C. End\_systolic pressure as a balance between opposing effects of ejection[ J]. Circ Res, 1989, **64**(2) : 265~ 275.
- [13] Shroff S G, Janick J S, Weber K T. Evidence and quantification of left ventricular resistance[ J]. Am J Physiol, 1985, **249**: H358~ H370.
- [14] Wen Gongbi, Wu Wangyi, Sun D N. Left\_ventricle/ Systemic\_arterial Interaction[ A]. In: Qin Renjing Ed. Proceedings of Cardiovascular Flow Conference[ C]. Guangdong, China, 1994.
- [15] Jorge A Negroni, Elena C Lascano, Ricardo H Pichel. Relationship between changes of chamber mechanical parameters and mean pressure\_mean flow diagrams of the left ventricle[ J]. Ann Biom ed Eng, 1988, **16**: 279~ 297.
- [16] Latson T W, Hunter W C, Burkhoff D, et al. Time sequential prediction of ventricular\_vascular interactions[ J]. Am J Physiol, 1986, **251**: H1341~ H1353.
- [17] Wallace A G, Mitchell J H, Skinner N S, et al. Duration of the phases of left ventricular systole[ J]. Circ Res, 1963, **12**(6) : 611~ 619.

## The Dynamic Coupling of Left Ventricle and Systemic Arteries

Wu Wangyi, Dai Guohao, Wen Gongbi

(Department of Mechanics and Engineering Science, Peking University, Beijing 100871, P.R. China)

**Abstract:** Cardiovascular system is a complex interactive system. The study of ventriculo\_arterial coupling can be greatly helpful to reveal the mechanism and regularity of cardiovascular system diseases. The dynamic process of the ventriculoarterial coupling is considered making use of  $E(t)_R$  model for the left ventricle and T\_Y tube model for the arterial tree. The predicted pressure and flow waveforms agree well with the experimental data. The effects of the SA and LV properties on the LV/SA function and the optimal coupling of ventriculo\_arterial are also discussed. The results have clinical significance.

**Key words:** ventriculo\_arterial coupling; T\_Y tube model; impulse response function