

# 人体体循环输入阻抗的T-Y型管模型\*

吴望一<sup>1</sup> 戴国豪<sup>1</sup>

(1996年3月20日收到, 1997年6月17日收到修改稿)

## 摘 要

本文提出了模拟人体体循环输入阻抗的 T-Y 型管模型, 它是 O'Rourke<sup>[1]</sup>提出的, 柳兆荣等<sup>[2]</sup>发展的非对称 T型管模型的改进和推广。我们在非对称 T型管基础上加添了代表人体两条腿的倒Y字型分叉管, 从而形成了 T-Y型模型, 同时将模型中所有分支管都处理成具有纵向约束的粘弹性管, 上肢终端小动脉床采用弹性腔模型, 下肢终端小动脉床则采用传统的纯阻力形式。选取了适当参数值后, 计算了正常生理情形下和高血压病理情形下的人体体循环的输入阻抗。结果显示理论模拟值和实测结果无论是生理情形或是病理情形都有良好的符合程度。T-Y型管模型比非对称 T型管模型更接近人体体循环的生理结构, 同时又比过份复杂的多重分叉管模型简单了得多, 因此在考察各种参数对升主动脉输入阻抗的影响, 研究心室和血管的耦合机制中将是一个有实用价值的模型。

**关键词** T-Y模型 升主动脉输入阻抗 多肢管模型

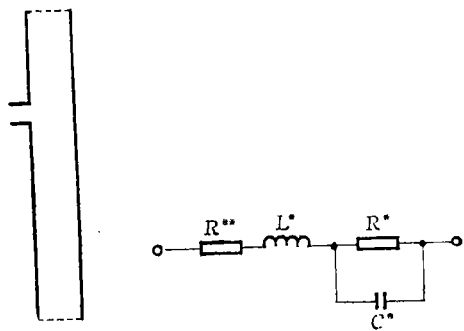
## 一、T-Y型管模型

升主动脉的输入阻抗具有特殊的重要意义, 它不仅描述了整个体循环的物理和几何特性, 而且也是左心室后负荷的合适度量, 因此国内外许多学者对其进行了大量的实验和理论研究。实测表明<sup>[3]</sup>, 升主动脉的输入阻抗模及相位曲线和分支动脉的不同, 其阻抗模曲线极值发生频率不存在倍频关系, 正因为如此, 在分布参数范畴内采用简单管模型不能很好地模拟升主动脉输入阻抗。O'Rourke<sup>[1]</sup>首先指出升主动脉和分支动脉输入阻抗之所以存在这种差异是由于升主动脉和分支动脉的具体解剖结构所决定的。从体循环的解剖结构看, 升主动脉的血流要供给上肢和头部以及下肢和躯干这两个不同的血管床, 因此在体动脉树中存在两个功能反射点, 而分支动脉床仅有一个功能反射点。据此他提出了计算升主动脉输入阻抗的非对称 T型管模型, 模型的入口端代表升主动脉根部, 上、下分支分别代表上肢和头部以及下肢和躯干的动脉床, 上下分支的终端分别代表两动脉床的终端小动脉床。由于下支比上支长, 所以T型管是非对称的。O'Rourke 和 Avolio<sup>[4]</sup>曾利用非对称T型管模型计算了人体的升主动脉输入阻抗。他们将管道处理成弹性管, 终端处理成纯阻力形式, 所得的结果与实测有较大差距。尔后, O'Rourke 和Avolio<sup>[4]</sup>提出了模拟真实体动脉树解剖结构的多重分

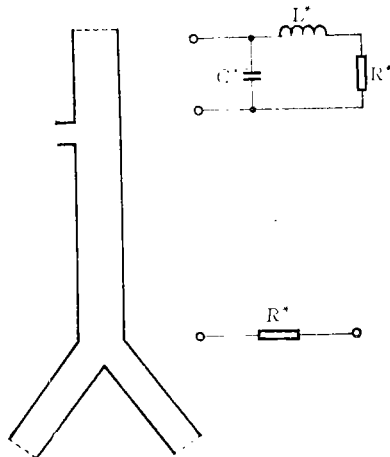
\* 国家自然科学基金重点资助项目

<sup>1</sup> 北京大学力学与工程科学系, 北京 100871

叉模型，用传输线理论算得的升主动脉输入阻抗与实验结果符合得甚好。然而此模型过份复杂，很难在实际中推广应用。1989年柳兆荣等人<sup>[2]</sup>考虑到血管在生理条件下具有明显的粘弹性性质，且深埋在组织中，对非对称T型管模型作了进一步改进，使之更接近生理实际。他们的改变主要有两点：1) 将非对称T型管的上、下分支都处理成纵向受约束的均匀粘弹性管。2) 将上下支终端小动脉用如图1所示的弹性腔模型表示。选取了与人体正常生理情形相对应的一组参数值后，他们得到的升主动脉输入阻抗模曲线和相位曲线和实验值符合得较好，只是在频率7~12赫芝这一段符合程度稍差。为了进一步改进和发展计算升主动脉输入阻抗的动脉树模型，本文提出了T-Y型管模型(图2)，它与柳兆荣等人提出的改进非对称T型管模型的主要异同处在于：



**图1 非对称T-管模型** (模型的入口、上管和下管分别表示主动脉根、头部动脉血管床和上肢以及躯干动脉血管床和下肢。上管和下管的终端分别表示两个动脉床的远中小动脉。假定T-管上下部分为均匀、具有粘弹性和纵向约束的管。每一管的终端采用一弹性腔模型表示，其中 $R^{**}, R^*, C^*, L^*$ 分别是终端特征阻抗，外周阻力，顺应性和流感)



**图2 T-Y模型** (增加的两肢表示髂动脉和股动脉。上管的终端小动脉用一弹性腔模型表示，每一下肢管终端用纯阻力表示)

1) 在下支部位增加了两个分叉管，代表人体的髂动脉和股动脉。由于髂动脉和股动脉相对来说也是较大的动脉，它的左右两末端和上肢末端及下肢分叉点一样起着功能反射点的作用，因此将会对升主动脉的输入阻抗发生影响。考虑到人体左右两边基本上是对称的，所以我们认为新增分叉管的两个分支也应该是对称的。T-Y型管模型从整体上说和人体体动脉树更为接近，因此我们期望利用它能得到更加符合生理情况的输入阻抗结果。

2) 文[2]中将血管处理成粘弹性的，从而显著地改进了结果，我们认为这是一个正确的考虑。在本文中继续保留，也就是说，将T-Y型管模型中的各分支管都处理成纵向受约束的均匀粘弹性管。

3) 文[2]中将终端阻抗改成弹性腔模型，我们认为必要性不大，因为终端小动脉主要是阻力血管，弹性和惯性都可以忽略不计。将弹性，惯性都包括进去，除了使参数增加，问题复杂化外，不会对结果有多大改进。其次在图1中将流感 $L^*$ 和分支管特性阻抗 $R^{**}$ 串联起来将使频率趋于无穷时阻抗变成无穷大，这显然是不符合生理实际的。基于这样的考虑，我们仍然象O'Rourke等在文[1]中一样将上下分支管的终端小动脉处理成纯阻力元件。

根据Womersley<sup>[5]</sup>的脉动流理论, 特性阻抗 $Z_{C_i}$ 和传播因子 $\gamma_i$ 分别为

$$Z_{C_i} = \left[ \frac{\rho a_0}{\pi R^2 \sqrt{1 - \sigma^2}} (1 - F_{1_0})^{-1/2} e^{j\varphi/2} \right]_i \quad (i=1, 2, 3) \quad (1.1)$$

$$\gamma_i = \left[ j \frac{\omega}{a_0} \left( \frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{1_0}} \right)^{1/2} e^{-j\varphi/2} \right]_i \quad (i=1, 2, 3) \quad (1.2)$$

式中 $j = \sqrt{-1}$ ,  $\rho$ 和 $\nu$ 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杨氏模量,  $\varphi$ 是一个表征管壁粘性程度的参量,  $\varphi$ 越大, 管壁的粘性越大,  $\varphi=0$ 相当于完全弹性管情形. 计算中采用了Taylor<sup>[6]</sup>的经验公式

$$\varphi = \varphi_0 (1 - e^{-k\omega}) \quad (1.3)$$

$\varphi_0$ ,  $k$ 是常数,  $F_{1_0} = 2J_1(\alpha j^{3/2}) / [\alpha j^{3/2} J_0(\alpha j^{3/2})]$ , 其中 $J_0$ ,  $J_1$ 是第一类零阶和一阶Bessel函数, Womersley数 $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$ , 公式(1.1)、(1.2)中的下标 $i=1, 2, 3$ 分别代表上支、下支和分叉管.

根据阻抗的定义 $Z=P/Q$  ( $P$ 是压力,  $Q$ 是流量), 升主动脉分叉口处压力 $P_{00}$ 等于上下两分支的始端压力 $P_{00}=P_{01}=P_{02}$ 以及连续性方程 $Q_{00}=Q_{01}+Q_{02}$ 我们得到升主动脉输入阻抗为

$$(Z_{in})^{-1} = (Z_{in1})^{-1} + (Z_{in2})^{-1} \quad (1.4)$$

其中 $Z_{in1}$ 和 $Z_{in2}$ 分别是上、下分支管的输入阻抗. 利用传输线理论, 它可以由下式算出

$$(Z_{in})_i = \frac{1 + \delta L_i \exp[-2\gamma_i L_i]}{1 - \delta L_i \exp[-2\gamma_i L_i]} Z_{C_i}, \quad \delta L_i = \frac{Z_{L_i} - Z_{C_i}}{Z_{L_i} + Z_{C_i}} \quad (i=1, 2, 3) \quad (1.5)$$

其中 $Z_{L_i}$ 是终端阻抗,  $\delta L_i$ 称为反射系数,  $L_i$ 是分支管长度, 式中的 $Z_{C_i}$ 和 $\gamma_i$ 由(1.1)、(1.2)式确定, 上分支管及下支分叉管的终端阻抗为

$$Z_{L_1} = \frac{R_1^* + j\omega L_1^*}{1 - \omega^2 C_1^* L_1^* + j\omega R_1^* C_1^*}, \quad Z_{L_3} = R_3^* \quad (1.6)$$

其中 $R_1^*$ 和 $R_3^*$ 是支管1和3的外周阻力. 下分支管的终端阻抗 $Z_{L_2}$ 至今还是不知道的, 它可以通过以下的方法求出. 考虑到管2分叉为两个管3, 在分叉处, 根据推导(1.4)式时的同样做法我们有

$$Z_{L_2}^{-1} = Z_{in3}^{-1} + Z_{in3}^{-1}$$

即

$$Z_{L_2} = Z_{in3}/2 \quad (1.7)$$

管3的输入阻抗 $Z_{in3}$ 由(1.5)、(1.6)式算出.

至此, 给出 $\rho, \nu, E, h, R, L, \sigma, \varphi_0, k$ 等参数后, 通过(1.1)~(1.7)式可以求出升主动脉输入阻抗 $Z_{in}$ 和 $\omega$ 的依赖关系.

## 二、正常人和高血压情形

O'Rourke<sup>[7]</sup>根据升主动脉输入阻抗, 计算了人的功能反射点位置, 由此得到了人的非对称T型管模型的上、下分支长管长, 它们分别是29cm和41cm. 与非对称T型管相比, T-Y型管模型在下支分支后, 增加了两段对称的支管, 因此下支的当量长度不应再取41cm, 而应取短一些, 本文取为34cm, 管3长度取为21cm, 上支长度则保持不变.

根据正常人的生理值，我们为 T-Y 型管模型选取了一组典型的参数值，用以模拟人体正常生理情形，具体数据如下： $\rho=1.05\text{g/cm}^3$ ， $\mu=0.04\text{poi}$ ，其他参数值在表 1 中列出：

表 1 T-Y型管参数 (正常生理情形)

	$E$ dyn/cm <sup>3</sup>	$h$ cm	$R$ cm	$L$ cm	$\varphi_0$	$k$	$\sigma$	$R^*$ dyn·s·cm <sup>-5</sup>	$L^*$ dyn·s <sup>2</sup> ·cm <sup>-5</sup>	$C^*$ dyn <sup>-1</sup> ·cm <sup>5</sup>
上支管 1	$1.08 \times 10^7$	0.08	0.9	29	12°	2	0.5	$4.0 \times 10^3$	180	$5.0 \times 10^{-6}$
下支管 2	$7.05 \times 10^6$	0.1	1.2	34	12°	2	0.5			
分支管 3	$2.0 \times 10^7$	0.08	0.9	21	12°	2	0.5	$6.9 \times 10^3$		

选取了以上参数值后，经过计算我们得到了正常情形下人体的升主动脉输入阻抗，并与 Gundel 等人<sup>[3]</sup>的实验结果进行了比较 (图 3)。可以看到，无论是阻抗模或是位相曲线，理论计算结果与实验结果都符合得很好。同图还和柳兆荣等人利用改进非对称 T 型管模型计算所得的结果进行比较。可以看出，它们的趋势是一致的，但 T-Y 型管模型比非对称 T 型管模型更接近实验，特别在 7~12 赫兹的中频段。

可以证明，零频时输入阻抗模等于外周阻力，相位为零，而当频率趋于无限时，输入阻抗趋于特性阻抗，相位趋于  $\varphi_0/2$  (见附录)。我们采用与图 3 相同的参数值，计算了频率 0~50 Hz 范围内的输入阻抗，如图 4 所示。阻抗模曲线从零频时的一个很大的外周阻力值迅速下降，然后经过多次振荡后，渐渐趋于一个值，这个值就是血管的特性阻抗。相位曲线也有类似的规律，当频率很大时，相位并不趋于 0，而是趋于一个常值 ( $\varphi_0/2$ )，与理论的预示是一致的。

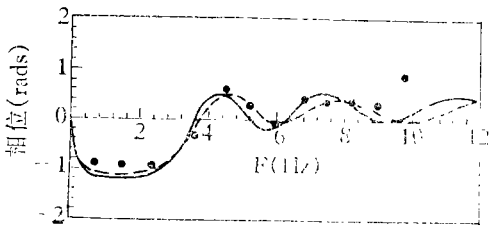
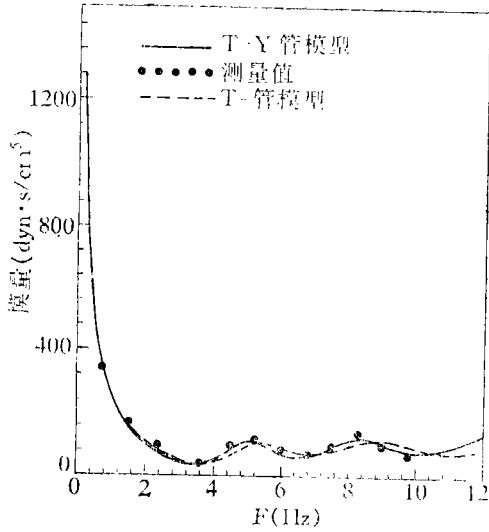


图 3 T-Y管和T-管计算的升主动脉输入阻抗 (测量数据取自Gundel等人[3])

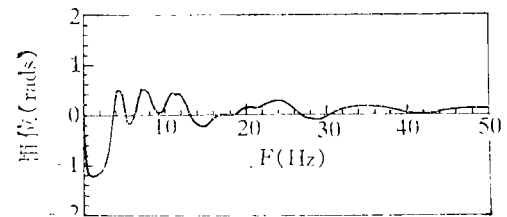
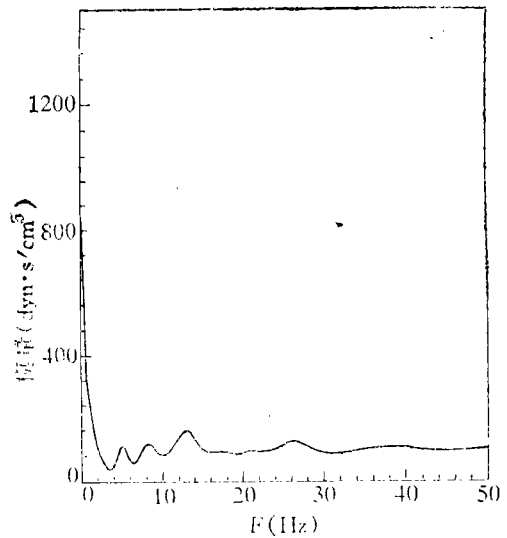


图 4 T-Y管模型计算的频率在 0~50 Hz 范围的输入阻抗

图5说明了血管壁粘弹性对主动脉输入阻抗的影响,如果血管壁完全为弹性 ( $\varphi_0=0^\circ$ ),则阻抗曲线出现很大的振荡,幅值比粘弹性时大得多,且不随频率的增大而衰减。如果血管粘性很大(例如  $\varphi_0=24^\circ$ ),则图5显示,振幅随着频率的增大很快衰减了。有趣的是,三条曲线的极值点的位置都是一样的,只是幅度各不相同,从这里可以看出血管壁的粘弹性对于阻抗模的衰减是有显著影响的,且粘性越大,衰减越厉害。只有完全弹性的 T-Y 管,阻抗模不衰减,且形成尖峰,这显然与实测不符。说明单纯用弹性管来模拟血管对于输入阻抗而言是不理想的,此时应该采用血管具有粘弹性的模型。

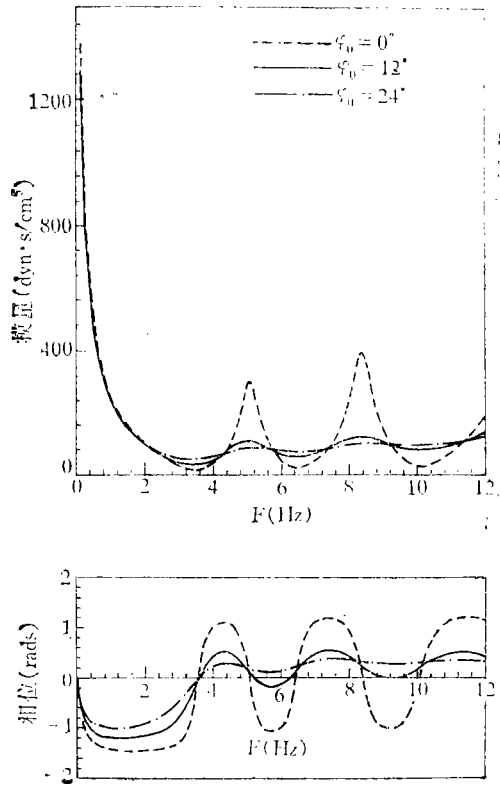


图5 血管粘弹性对输入阻抗的影响 ( $\varphi$ 是描述管壁粘弹性的参数, $\varphi$ 愈大,粘性愈大, $\varphi=0$ 对于纯弹性管)

T-Y管模型与人体体动脉树总体结构很相似,可利用它计算体动脉树不同部位的阻抗。图6画出了根据 T-Y型管模型得到的动脉树不同部位阻抗曲线的典型形状,它们分别代表升主动脉、胸主动脉、腹主动脉和股动脉。图7表出实验测出的相应阻抗曲线。可以看出,两者的趋势和形状是一致的。这些阻抗曲线具有以下几个特点: 1. 不论何种部位,阻抗曲线的共同特点是阻抗模从零频的外周阻力急剧下降,在某频率处达到极小值,对应的相位曲线穿过零点,然后在某一阻力值附近略有波动。2. 对动脉系统的不同部位,阻抗值的第一极小值频率不同,越远离心脏,极小值频率越向右移,这是因为此时离功能性反射点越近的缘故。3. 离心脏越远,阻抗模的幅值越大。

对于器质性高血压病人,动脉产生了器质性病变,因此它的弹性模量和外周阻力增大。据此我们选取了一组参数值,模拟计算了高血压对体循环输入阻抗的影响。这组参数值是: $\rho=1.05\text{g/cm}^3$ ,  $\mu=0.04\text{poi}$ ,其他参数值见表2。

表2 T-Y型管参数 (高血压情形)

	$E$ dyn/cm <sup>3</sup>	$h$ cm	$R$ cm	$L$ cm	$\varphi_0$	$k$	$\sigma$	$R^*$ dyn·s·cm <sup>-5</sup>	$L^*$ dyn·s <sup>2</sup> ·cm <sup>-5</sup>	$C^*$ dyn <sup>-1</sup> ·cm <sup>5</sup>
上支管 1	$1.2 \times 10^7$	0.055	0.5	29	$10^\circ$	2	0.5	$2.6 \times 10^3$	120	$3.0 \times 10^{-6}$
下支管 2	$8.0 \times 10^6$	0.1	1.0	34	$10^\circ$	2	0.5			
分支管 3	$2.0 \times 10^7$	0.08	0.65	21	$10^\circ$	2	0.5	$5.3 \times 10^3$		

图8表示高血压情形的升主动脉输入阻抗模 $Q$ 位相曲线,同图还画出了Nichols等人<sup>[8]</sup>的实验结果。可以看出,计算所得的体循环输入阻抗曲线与实验测量结果符合得很好。这充分说明,本文提出的 T-Y 型管模型,不仅能很好地模拟人体体循环正常情形下的输入阻抗,而且也能很好地模拟高血压病变时人体体循环的输入阻抗。图9比较了升主动脉入口处高血压病人的输入阻抗曲线和正常人的输入阻抗曲线。发现有如下几点不同: 1. 阻抗曲线明显

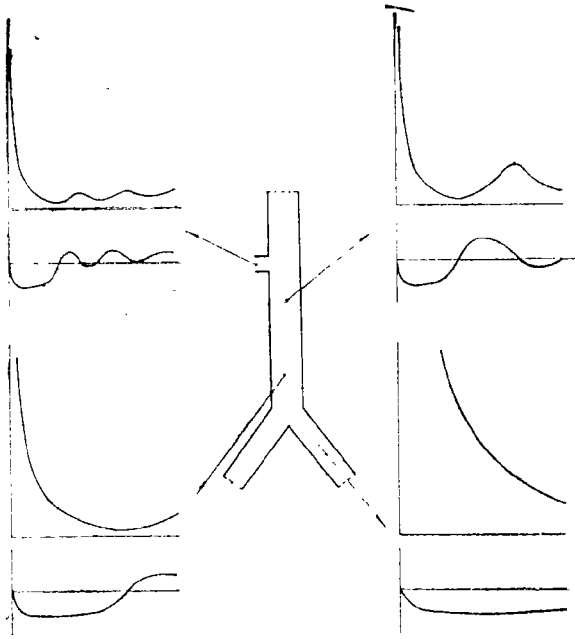


图6 在动脉树不同位置计算的输入阻抗

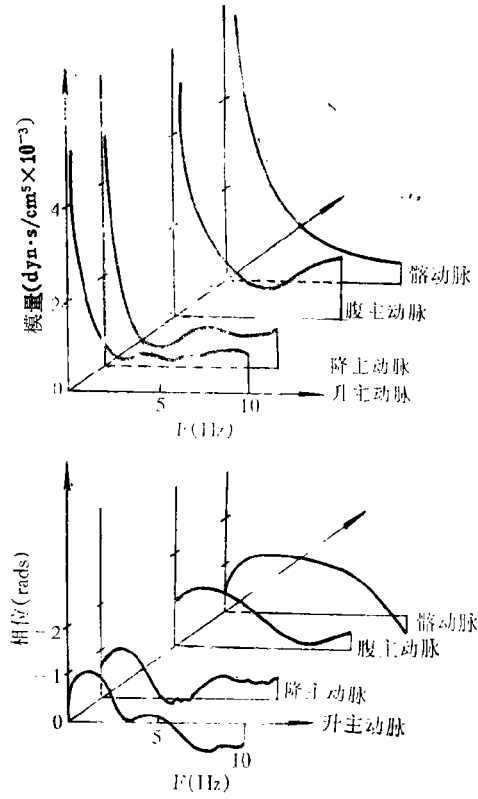


图7 在动脉树不同位置测量的典型阻抗和相位 (取自Gessner[9])

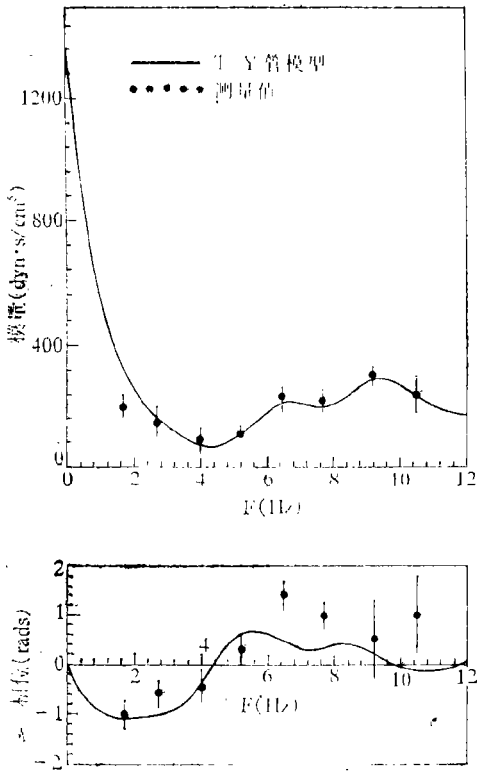


图8 T-Y管模型计算的高血压病人的输入阻抗 (测量数据取自Nichols等人[8])

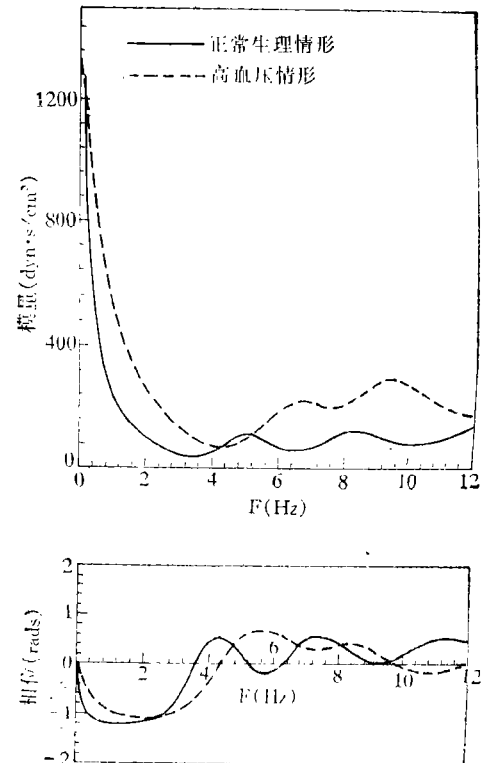


图9 高血压病人的输入阻抗与正常人的比较

右移, 极值发生频率增大, 这是由于高血压病人的动脉壁弹性变差, 波速增加所致。2. 由于动脉硬化, 特征阻抗增大。3. 外周阻力增大。

### 三、改进的T-Y模型

为了考虑上肢详细的解剖结构, 本文进一步改进了 T-Y 管模型, 就是上肢用头臂躯干动脉、左颈动脉和左锁骨下动脉三个肢管表示, 它们的终端阻抗用纯阻力描述(参见图10), 表3和图11分别表示有关的参数与阻抗值。由图11可以看出, 模与相位都与实验符合很好。

表3 改进T-Y型管模型采用的参数值 (正常生理情形)

	$E$ dyn/cm <sup>3</sup>	$h$ cm	$R$ cm	$L$ cm	$\varphi_0$	$k$	$\sigma$	$R^*$ dyn·s·cm <sup>-5</sup>
管 1	$1.0 \times 10^7$	0.07	0.8	29	12°	2	0.5	$4.0 \times 10^3$
管 2	$1.1 \times 10^7$	0.07	0.46	24	12°	2	0.5	$4.0 \times 10^3$
管 3	$1.1 \times 10^7$	0.07	0.46	24	12°	2	0.5	$4.0 \times 10^3$
管 4	$7.0 \times 10^6$	0.1	1.2	34	12°	2	0.5	
管 5	$2.0 \times 10^7$	0.08	0.9	21	12°	2	0.5	$6.9 \times 10^3$

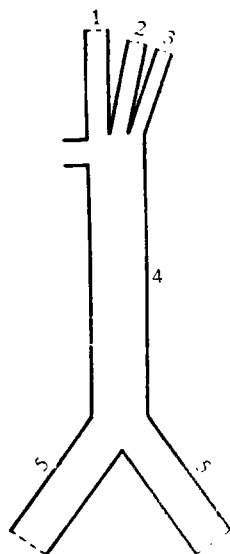


图10 改进的T-Y管模型 (三个上肢管分别表示头臂躯干动脉, 左颈动脉和左锁骨下动脉, 它们的终端阻抗用纯阻力表示)

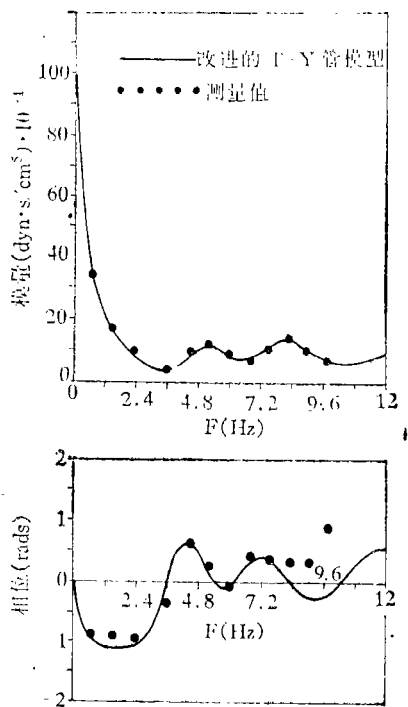


图11 T-Y模型计算的升主动脉输入阻抗 (测量数据取自Gundel等人[3])

## 四、结 论

本文提出了模拟人体体循环的T-Y型管模型,它是非对称T型管模型的进一步改进和发展.根据这个模型计算得到的升主动脉输入阻抗曲线,无论是正常生理情况或是高血压病理情况,都与实测结果符合得很好,其符合程度优于非对称T型管情形.因此我们可以认为T-Y型管模型是模拟人体体循环输入阻抗的一个很好的模型.它保留了非对称T型管模型的简单性,同时又比多重分叉管模型简单明了得多,便于实际应用.本文还通过数值实例论证了T-Y型管模型中血管采用粘弹性假设和终端采用阻力假设的合理性和必要性.

## 附 录

## a) 单管情形

根据(1.1)、(1.2)、(1.5)及(1.6)式我们有

$$Z_{in} = Z_C \frac{1 + \delta_L e^{-2\gamma L}}{1 - \delta_L e^{-2\gamma L}}, \quad \delta_L = \frac{Z_L - Z_C}{Z_L + Z_C}, \quad Z_L = R^* \quad (A)$$

$$Z_C = \frac{\rho a_0}{\pi R^2 \sqrt{1 - \sigma^2}} (1 - F_{10})^{-1/2} e^{i\varphi/2}, \quad \gamma = j \frac{\omega}{a_0} \left( \frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}} \right)^{1/2} e^{-i\varphi/2} \quad (B)$$

式中

$$F_{10} = 2J_1(\alpha j^{3/2}) / [\alpha j^{3/2} J_0(\alpha j^{3/2})]$$

根据Bessel函数的展开式及渐近展式易证:  $\omega \rightarrow 0$  时  $1 - F_{10} \sim o(\sqrt{\omega})$ ;  $\omega \rightarrow \infty$  时,  $1 - F_{10} \rightarrow 1$ , 于是由(B)<sub>2</sub>式有  $\omega \rightarrow 0$  时,  $\gamma \rightarrow 0$ , 将(A)<sub>1</sub>式改写为

$$Z_{in} = Z_C \frac{Z_L + Z_C \tanh(\gamma L)}{Z_L \tanh(\gamma L) + Z_C} \quad (C)$$

不难看出,  $\lim_{\omega \rightarrow 0} Z_{in} \rightarrow Z_L$ .

其次, 由  $\omega \rightarrow \infty$  时,  $\gamma \rightarrow \infty$  及(A)<sub>1</sub>式, 易得

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} Z_{in} \rightarrow Z_C$$

## b) T-Y管情形

由(1.4)式

$$(Z_{in})^{-1} = (Z_{in1})^{-1} + (Z_{in2})^{-1}$$

根据以上证明过的单管结果,  $\omega \rightarrow 0$  时  $Z_{in1}$ ,  $Z_{in2}$  分别等于它们的终端阻抗, 于是有

$$\omega \rightarrow 0 \text{ 时 } (Z_{in})^{-1} = (Z_{L1})^{-1} + (Z_{L2})^{-1} = (R_1^*)^{-1} + (Z_{L2})^{-1} \quad (D)$$

其次根据(1.7)式

$$Z_{L2} = Z_{in3}/2$$

有  $\lim_{\omega \rightarrow 0} Z_{in3} = R_3^*$ , 代入(D)式得

$\omega \rightarrow 0$  时,  $(Z_{in})^{-1} = (R_1^*)^{-1} + (R_3^*/2)^{-1}$ , 即

$$|Z_{in}| = (R_1^* + (R_3^*/2))^{-1}, \quad \text{Arg} Z_{in} = 0$$

当  $\omega \rightarrow \infty$  时,  $(Z_{in})^{-1} = (Z_{C1})^{-1} + (Z_{C2})^{-1}$

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

因  $\omega \rightarrow \infty$  时,  $1 - F_{10} \rightarrow 1$ ,  $\varphi = \varphi_0(1 - e^{-k\omega}) \rightarrow \varphi_0$ , 故

$$Z_{Ci} \rightarrow \frac{\rho a_0}{\pi R^2 \sqrt{1 - \sigma^2}} \exp[j\varphi_0/2] = |Z_{Ci}| \exp[j\varphi_0/2]$$

于是  $(Z_{in})^{-1} = (|Z_{C1}|^{-1} + |Z_{C2}|^{-1}) \exp[-j\varphi_0/2]$

即,  $\omega \rightarrow \infty$  时,  $|Z_{in}|^{-1} = |Z_{C1}|^{-1} + |Z_{C2}|^{-1}$ ,  $\text{Arg} Z_{in} = \varphi_0/2$ .



从证明过程可以看出, 当 $\omega \rightarrow \infty$ 时,  $Z_{in}$ 只取决于 $ZC_1$ 和 $ZC_2$ 与管3无关, 即在频率为 $(0, \infty)$ 区间内, T-Y型管模型与非对称T型管模型有区别, 但当 $\omega \rightarrow \infty$ , 两者趋于一致。

### 参 考 文 献

- [ 1 ] M. F. O'Rourke, Pressure and flow waves in systemic arteries and the anatomical design of the arterial system, *J. Appl. Physiol.*, **23**(2) (1967), 139—149.
- [ 2 ] Z. R. Liu, F. Shen and Frank C. P. Yin, Impedance of arterial system simulated by viscoelastic T-tubes terminated in windkessels, *Am. J. Physiol.*, **256** (25) (1989), H1087—H1099.
- [ 3 ] W. Gundel, G. Cherry, B. Rajagopalan, L. B. Tan and G. Tee, Aortic input impedance in man; acute response to vasodilator drugs, *Circulation*, **63**(6) (1981), 1305—1314.
- [ 4 ] M. F. O'Rourke and A. P. Avolio, Pulsatile flow and pressure in human systemic arteries; studies in man and a multi-branched model of the systemic arterial tree, *Circ. Res.*, **46**(3) (1980), 363—372.
- [ 5 ] J. R. Womersley, The mathematical analysis of the systemic arterial circulation in a state of oscillatory motion, Wright Air Development Center, Technical Report, WADCTR, 56-614 (1957).
- [ 6 ] M. G. Taylor, The input impedance of an assembly of randomly branching elastic tubes, *J. Biophys.*, **6**(1) (1966), 29—51.
- [ 7 ] M. F. O'Rourke, *Arterial Function in Health and Disease*, Edinburgh, Churchill (1982).
- [ 8 ] W. W. Nichols, C. R. Conti, W. E. Waller and W. R. Milnor, Input impedance of the systemic circulation in man, *Circ. Res.*, **40**(5) (1977), 451—458.
- [ 9 ] U. Gessner, *Cardiovascular Fluid Dynamic*, Vol. 1, Ed. by D. H. Bergel, Academic Press, London, New York (1972).

## T-Y Tube Model of Human Ascending Aortic Input Impedance

Wu Wangyi Dai Guohao

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

### Abstract

This paper proposed a T-Y tube model to simulate the input impedance of arterial system. It improved and extended the asymmetric T-tube model which was first proposed by O'Rourke<sup>[1]</sup> and developed later by Liu et al.<sup>[2]</sup>. Based on the asymmetric T-tube model, a T-Y tube model was proposed by adding branching tubes which represent the iliac arteries. All the tubes are considered to be uniform, viscoelastic, longitudinally tethered cylindrical tubes. The upper tube terminates with a windkessel model, while the terminal arterioles of the lower tube are expressed as a resistance. After proper evaluation of the para-

meters, the impedance of the arterial system is calculated under normal physiological and hypertensive condition. The model can predict impedance in good agreement with the experimentally obtained data no matter in normal physiological condition or in pathological condition. In comparison with the asymmetric T-tube model, T-Y tube model is closer to anatomy structure of the human arterial system and at the same time much simpler than the extremely complex multiple-branching tube model. Therefore it will be a valuable model in studying the influences of various parameters on aorta impedance and ventricular-vascular coupling.

**Key words** T-Y tube model, ascending aortic input impedance, multiple-branching tube model