

心脏和血管系统动态耦合对人体 体动脉搏波传播的影响*

王英晓^① 吴望一^① 温功碧^①

(1997 年 3 月 24 日收到)

摘 要

本文首次在心脏和血管动态耦合的基础上,研究了人体体动脉中压力和流量脉搏波的传播。左心室采作 $E(t)_R$ 模型,体动脉树用 T_Y 模型,应用传输线理论和傅氏分析,选取了合适的心血管参数,得到了沿体动脉各处压力和流量的波形,并研究了心血管各参数对脉搏波传播的影响,对于实际工作很有帮助。

关键词 心血管动态耦合 传输线理论 傅立叶变换 脉搏波

中图分类号 O368, O174

§ 1. 引 言

人们已经对于动脉内血液脉搏波的传播进行了不少的研究。Womersley^[1]应用解析的方法导出了圆柱管中压力和流量的表达式,而 Lambert^[2], Streeter, et al^[3]和 Anliker, et al^[4]等则用一维管流方程对血液流动进行了数值计算。另外的一些作者则用传输线理论及特征线法研究了动脉脉搏波的传播特性,取得了一些进展。然而,综观以前的工作,都是将主动脉根部的压力取为系统的给定输入,这种做法虽然方便,却割裂了心脏和血管相互耦合的关系,在生理实际上,血管参数的变化不仅改变血管的传播特性,还会影响主动脉入口的输入波形,从而具有双重的效应。这就需要我们提出一个新的框架,以准确地描述人体内血液流动的生理特性。首先,我们要解决心脏—血管的动态耦合的问题,因为只有这样才能把握住生理上心脏和血管相互联系,相互影响的特点,以得到较为符合实际的主动脉入口处的压力波形,这一步的工作已经得到了较为满意的解决。

吴望一、温功碧^[5]以 $E(t)_R$ 模拟左心室,以 T_Y 型管模型模拟体动脉^[6],应用脉冲响应法,得到了动态耦合状态下主动脉入口处的压力波形。这便为我们进一步研究脉搏波在体内的传播提供了较好的基础。本文正是在文[5]的基础上来进行研究,首次模拟了心血管系统动态耦合时压力波和流量波在体动脉树中的传播规律,得到了压力波和流量波沿动脉树各处的数值解。我们用 T_Y 型管模型来模拟体动脉树,先进行心室—血管的动态耦合,然后将耦合

* 本文为国家自然科学基金委员会资助的重点项目

① 北京大学力学与工程科学系,北京 100871

结果作为入口条件, 计算了入口波形在此 T_Y 型管内传播时各处的压力和流量波形, 所得结果与有关文献[7]公布的实验数据比较符合。最后, 文章还讨论了几个心血管参数的变化对体动脉树内各处压力和流量波形的影响, 对临床应用有一定的价值。

§ 2. 左心室与体动脉的动态耦合模型

应用文[6]的理论和模型, 我们对体动脉树采用 T_Y 型管模型(见图1), 左心室采用 $E(t)_R$ 模型, 利用脉冲响应法, 得到了心血管相互耦合情况下主动脉根部的压力 $P_{\omega}(t)$ 以及 T-Y 型管内各处的输入阻抗 Z_{in} , 特征阻抗 Z_c 和传播因子 γ , 主要公式如下(参阅文献[6]):

$$Z_{in}^1 = Z_{in1}^1 + Z_{in2}^1 \quad (2.1)$$

$$(Z_{in})_i = \frac{1 + \delta_{Li} e^{-2\gamma L_i}}{1 - \delta_{Li} e^{-2\gamma L_i}} Z_{ci}, \quad \delta_{Li} = \frac{Z_{Li} - Z_{ci}}{Z_{Li} + Z_{ci}} \quad (i = 1, 2, 3) \quad (2.2)$$

$$Z_{L1} = \frac{R_1^* + j\omega L_1^*}{1 + j\omega C_1^* R_1^* - \omega^2 L_1^* C_1^*} \quad (2.3)$$

$$Z_{L3} = R_3^*, \quad Z_{L2} = Z_{in3}/2 \quad (2.4)$$

$$Z_{ci} = \left[\frac{\rho a_0}{\pi R^2 \sqrt{1 - \sigma^2}} (1 - F_{10})^{1/2} e^{j\varphi/2} \right]_i \quad (i = 1, 2, 3) \quad (2.5)$$

$$\gamma_i = \left[j \frac{\omega}{a_0} \left(\frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}} \right)^{1/2} \xi^{-j\varphi/2} \right]_i \quad (i = 1, 2, 3) \quad (2.6)$$

$$\varphi = \varphi_0 (1 - e^{-k\omega}) \quad (2.7)$$

$$Z_l = j\omega \rho (\pi R^2)^{-1} (1 - F_{10})^{-1} \quad (2.8)$$

$$Z_i = \rho a^2 (j\omega \pi R^2)^{-1} (1 - F_{10})^{-1} \quad (2.9)$$

式中, $j = \sqrt{-1}$, ρ 是血液的密度, R 是管内径, σ 是血管壁的泊松比, ω 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, φ 是一个表征管壁粘性程度的参量, 计算中采用 Taylor^[8] 的经验公式(2.7), 其中 φ_0, k 是常数, $F_{10} = 2J_1(\alpha^2)/[\alpha^2 J_0(\alpha^2)]$, 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, 其中 ν 是血液的运动学粘度, 公式(2.2), (2.5), (2.6)中的下标 $i = 1, 2, 3$ 分别代表上支, 下支和分叉管, Z_{in}, Z_L, Z_C 和 δ_L 分别是输入阻抗, 终端阻抗, 特征阻抗和反射系数, L 是分支管长度, R^* 是外周阻力, L_1^*, C_1^* 是管1终端的流感和流容。

另外, 左心室的 $E(t)_R$ 模型(见文[9], [10])可表为:

$$P(t) = E(t)[V(t) - V_d] + R(t)dV(t)/dt \quad (2.10)$$

式中, V_d 为死体积, $P(t), V(t)$ 为心室的压力和体积, $R(t)$ 为流阻力, 在等体收缩阶段, $P(t)$

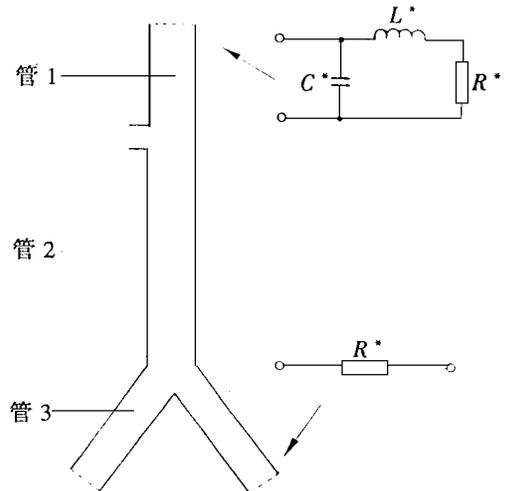


图1 T_Y型管模型示意图

$= P_{iso}(t) = E(t)(V_{ed} - V_d)$, V_{ed} 为收缩期末体积, P_{iso} 为等体压力, Shroff^[11] 等人假定流阻力正比于等体压力, 即 $R(t) = K \times P_{iso}(t)$, $K = 0.0015(\text{s/ml})$ 为实验拟合常数。

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, 一般由实验确定, $E(t)$ 从 $t = 0$ 时的 E_d 逐渐增加, 在收缩期达到最大, 然后下降, 在松弛后期某时刻 T_r 之后近似为一常值, 基于这一特点, 温功碧^[12] 假定 $E(t)$ 为时间的三次多项式, 即

$$\begin{aligned} E(t) &= E_0 + E_1 t + E_2 t^2 + E_3 t^3 \quad (0 \leq t \leq T_r) \\ E(t) &= E_d \quad (T_r \leq t \leq T) \end{aligned} \quad (2.11)$$

其中, E_d 为常数, 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, 根据经验^[12], $S = 1.4 \sim 2.2$, (2.11) 式中系数由下列条件确定, $E(0) = E_d$, $E(T_r) = E_d$, $E(T_m) = E_{\max}$ 及 $E'(T_m) = 0$, 由此得:

$$\begin{aligned} E_0 &= E_d, \quad E_1 = -E_r T_r (3T_m - 2T_r) \\ E_2 &= E_r (3T_m^2 - T_r^2), \quad E_3 = E_r (T_r - 2T_m) \end{aligned} \quad (2.12)$$

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, $E(t)$ 的形状便可确定。

在等容收缩或等容舒张期, 主动脉瓣关闭, 心室和血管内血液各自独立运动, 当左心室开始射血时, 心室和血管按下列公式耦合求解^[13]

$$P_{ao} = Z_c Q(t) + \int_{-\infty}^t SIR^*(t - \tau) Q(\tau) d\tau \quad (2.13)$$

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} Z(\omega) = Z_c \quad (2.14)$$

$$SIR^* = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} Z^*(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (2.15)$$

$$Z(\omega) = Z_c + Z^*(\omega) \quad (2.16)$$

$$\begin{cases} P_{lv} = P_{ao} \\ P_{ao} = Z_c Q(t) + \int_{-\infty}^t SIR^*(t - \tau) Q(\tau) d\tau \\ P_{lv} = E(t)(V - V_d) - RQ(t) \\ \frac{dV}{dt} = -Q(t) \quad 0 \end{cases} \quad (2.17)$$

初始条件是 $t = 0$ 时, $V = V_{ed}$, P_{ao} 和 Q 为主动脉根部的压力和流量, P_{lv} 为左心室压力, SIR^* 是脉冲响应函数。这样便得到动态耦合时, 主动脉根部的压力 $P_{ao}(t)$ 、流量 $Q(t)$ 及体动脉树各处的输入阻抗 Z_{in} 。

§ 3. 脉搏波的传播

对于单纯脉搏波传播的研究方法, 应该说是比较成熟的了。Womersley 理论给出了无限长直圆管内的结果, 应用特征线法可数值求解整个时一空域内的解。但我们研究的是一维的分支粘弹性腔管系。因此用传输线理论比较方便。另外, 我们是在动态耦合的基础上进行研究, 并且已经求出了沿体脉树的 T_Y 管模型各处的输入阻抗。这样, 我们便可以应用一种比较简单的办法来模拟脉搏波的传播。为了便于分析, 我们认为心室舒张—收缩所引起的动脉

中脉动的周期是恒定的。而大量的实验又表明, 血管系统基本上是一个线性系统。这样, 我们便可用傅氏分析的方法来研究压力和流量的传播特性。根据定义, 输入阻抗:

$$Z(\omega) = P(\omega)/Q(\omega) \quad (3.1)$$

这样, 只要我们知道入口处的压力波形及输入阻抗, 就可以求出入口处的流量波形, 然后应用直圆管内的传输线理论, 求出管内任一点及出口处的压力、流量波形, 再利用出口端的压力、流量波形作为入口条件, 计算下一阶段分支管内脉搏波的传播。就这样由中心向外周逐次递进, 重复应用上述方法即可获得我们感兴趣的各物理量的值。到此为止, 我们便已建立了一套心血管系统动态耦合时脉搏波传播的具体模型和计算方法。下面, 让我们来看看具体的步骤和公式。我们先考虑直圆管的情形, 设圆管各处的压力和流量波形分别为 $P(x, t)$ 和 $Q(x, t)$, 对 $P(x, t)$ 和 $Q(x, t)$ 作傅氏变换, 即

$$P_n(x, \omega) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} P(x, t) e^{jn\omega t} dt \quad (3.2)$$

$$Q_n(x, \omega) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} Q(x, t) e^{jn\omega t} dt \quad (3.3)$$

研究其中任一单波 $P_n(x, \omega)$, $Q_n(x, \omega)$ 的结果, 由传输线理论可得

$$\partial P_n(x, \omega)/\partial x = -Z_l Q_n(x, \omega) \quad (3.4)$$

$$\partial Q_n(x, \omega)/\partial x = -Z_i^{-1} P_n(x, \omega) \quad (3.5)$$

解得

$$P_n(x, \omega) = A_1 e^{-Yx} + A_2 e^{Yx} \quad (3.6)$$

$$Q_n(x, \omega) = Z_c^{-1}(A_1 e^{-Yx} - A_2 e^{Yx}) \quad (3.7)$$

由入口条件, 即 $x = 0$ 处, 对 $P_n(0, t)$, $Q_n(0, t)$ 作傅氏变换:

$$P_n(0, \omega) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} P(0, t) e^{jn\omega t} dt \quad (3.8)$$

$$Q_n(0, \omega) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} Q(0, t) e^{jn\omega t} dt \quad (3.9)$$

求得 $P_n(0, \omega)$, $Q_n(0, \omega)$, 代入(3.6), (3.7), 即可求得常数 A_1, A_2

$$A_1 = (P_n(0, \omega) + Q_n(0, \omega)Z_c)/2 \quad (3.10)$$

$$A_2 = (P_n(0, \omega) - Q_n(0, \omega)Z_c)/2 \quad (3.11)$$

这样, 我们便得到沿直圆管各处的 $P_n(x, \omega)$, $Q_n(x, \omega)$, 然后对 $P_n(x, \omega)$, $Q_n(x, \omega)$ 进行傅氏反变换, 得到空域上的 $P(x, t)$, $Q(x, t)$

$$P(x, t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} P_n(x, \omega) e^{jn\omega t} \quad (3.12)$$

$$Q(x, t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} Q_n(x, \omega) e^{jn\omega t} \quad (3.13)$$

现在我们来研究 T_Y 型管内脉搏波的传播规律, 如图 1, 在管 1、管 2 入口处 A 点, 我们已耦合求得入口处的 $P(t) = P_{\omega}(t)$, 取 A 点为管 1、管 2 的坐标原点, 由 A 点压力连续的条件, 我们可分别求得管 1、管 2 入口的压力 $P_1(0, t) = P_2(0, t) = P_{\omega}(t)$, 对 $P_1(0, t)$, $P_2(0, t)$ 进行傅氏变换, 求得 $P_1(0, \omega)$ (管 1), $P_2(0, \omega)$ (管 2), 由输入阻抗的定义, 求得:

$$Q_1(0, \omega) = P_1(0, \omega)/Z_{i1}(\omega) \quad (3.14)$$

$$Q_2(0, \omega) = P_2(0, \omega) / Z_{in2}(\omega) \quad (3.15)$$

这样, 由(3.6)、(3.7)、(3.10)、(3.11)、(3.12)、(3.13)即可得管 1, 管 2 内任意各点处压力 $P_1(x, t)$, $P_2(x, t)$ 及流量 $Q_1(x, t)$, $Q_2(x, t)$, 于是管 2 终端, 也即管 3 入口处 B 点的压力和流量也可求得, 为 $P_2(L_2, t)$, $Q_2(L_2, t)$, 然后取 B 点为管 3 的坐标原点, 和 A 点的处理方法一样, 我们可得到管 3 任意各点的莫大 $P_3(x, t)$, $Q_3(x, t)$ •

§ 4. 结果和讨论

1. 我们分别模拟了狗体动脉和人体动脉搏波的传播, 由于人体和狗的差异性, 我们选取了两组心血管参数, 一组对应于狗, 见表 1, 表 2; 一组对应于人体, 见表 3, 表 4•

表 1 T_Y型管参数(狗体动脉)

	E dyn/cm ³	h cm	R cm	L cm	Φ_0	k	σ	R^* dyn. s. cm ⁻⁵	L^* dyn. s ² . cm ⁻⁵	C^* dyn ⁻¹ . cm ⁵
管 1	4.3×10^6	0.04	0.39	22	22°	2	0.5	5.4×10^3	180	0.8×10^{-6}
管 2	3.2×10^6	0.06	0.66	29	22°	2	0.5			
管 3	7.5×10^6	0.05	0.5	18	22°	2	0.5	12.0×10^3		

表 2 心室参数(狗左心室)

E_{\max} dyn/cm ⁵	R_{LV} mmHg. s/ml	V_d ml	V_{ed} ml	E_d	T s	T_r s	T_m s
4200	0.0975	8	65	0	0.55	0.31	0.187

表 3 T_Y型管参数(人体动脉)

	E dyn/cm ³	h cm	R cm	L cm	Φ_0	k	σ	R^* dyn. s. cm ⁻⁵	L^* dyn. s ² . cm ⁻⁵	C^* dyn ⁻¹ . cm ⁵
管 1	9.5×10^6	0.08	0.9	29	9°	2	0.5	4.0×10^3	160	3.0×10^{-6}
管 2	7.0×10^6	0.11	1.3	34	9°	2	0.5			
管 3	18.0×10^6	0.08	0.9	21	9°	2	0.5	6.9×10^3		

表 4 心室参数(人的左心室)

E_{\max} dyn/cm ⁵	R_{LV} mmHg. s/ml	V_d ml	V_{ed} ml	E_d	T s	T_r s	T_m s
7500	0.0775	12	98.5	0	0.93	0.59	0.399

2. 图 2 为沿狗动脉不同部位上求得的压力曲线, 我们取的是 T_Y 型管中管 2 的各个部位, 大致相当于生理上狗的胸主动和腹主动脉的位置• 可以看到, 在 0cm 和 4cm 两个部位的压力曲线形状几乎完全一样, 只是下游部位的波形稍稍滞后, 可见压力脉动象波一样沿动脉传播, 如果知道两点的位置, 除以滞后的时间, 即可估计波的速度• 同时, 我们还可看到, 当压力波沿动脉往下游传播时, 它的波形也在变化• 它越来越滞后, 收缩期部分变窄, 达到较大的峰

值,重搏切迹也因受阻尼而逐渐衰减。这些结果和实验所得的结论十分相似。

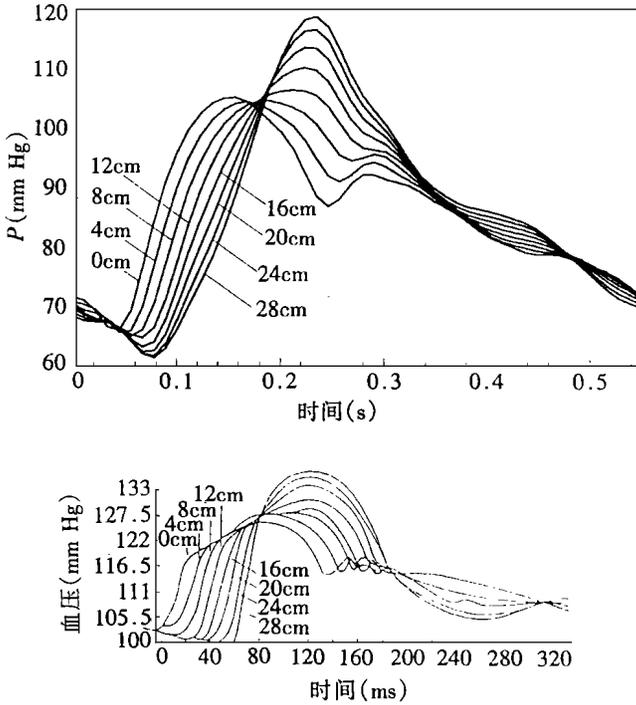


图2 上图为沿狗动脉各部位求得的压力(P)曲线(距管2入口分别为0cm, 4cm, 8cm, 12cm, 16cm, 20cm, 24cm, 28cm), 下图为实验测得的血压曲线(引自文[7])

3. 图3为沿狗动脉不同部位上求得的压力和流量曲线,我们取的是T_Y型管中管2,管3的各个部位,大致相当于生理上狗的胸主动脉,腹主动脉及股动脉的各个位置。我们发现,在逐渐远离心脏的各点上研究压力和流量波形,可以看到压力波是越来越高,而流量波则逐渐减小。这也符合生理实际,由于流量是负反射,因此越往下游,流量减少,另外,由于分支管的分流作用,使得各支管中的流量小于母管中的流量。而对于压力来说,阻抗不匹配产生正反射,当压力沿主动脉向下游传播时,波峰逐渐升高,尤其是分叉处,更为显著。进入分支管后,更由于动脉腔的缩小和刚度增加,加上压力在管端的反射,压力峰值明显上升。

4. 图4为沿管2,管3各处的压力、流量、输入阻抗模和相位的曲线。可以看出压力逐渐上升、流量逐渐下降而阻抗的模却逐渐增大,这恰好和有关文献[14]的结果一致。图5为管1各处压力流量的波形,尽管管1描画的是上行动脉的性状,而管2、管3描画的是下行动脉,我们仍可以得到一致的结论。图6~图8则为人体体动脉各处的压力流量曲线,虽然波形和狗的数据有差别,但传播规律却具有相同的特点。

5. 下面我们讨论参数变化的影响。 V_{ed} 为心室舒张末期体积,它的增大可引起主动脉流量、压力增加,可以看到压力、流量同时向上平移(见图9),这和Starling定律是相一致的。 E_{max} 表征心脏收缩强度,当 E_{max} 增大时,主动脉入口流量明显增加(如图10),导致全身动脉血流量加大,保证充分的供血,这一点和运动员的情形非常相似。人在运动时,也是心脏剧烈收缩,以提供大量的血流量。而外周阻力 R_1^* 和 R_3^* 的增加均会引起主动脉各处压力的升高,

流量的下降(见图 11, 12), R_1^* , R_3^* 长期超过正常值, 会引起病理状态, 从生理学的角度来看, 高血压病患者由于动脉发生器质性病变, 外周阻力增大, 可以引起上述情况•

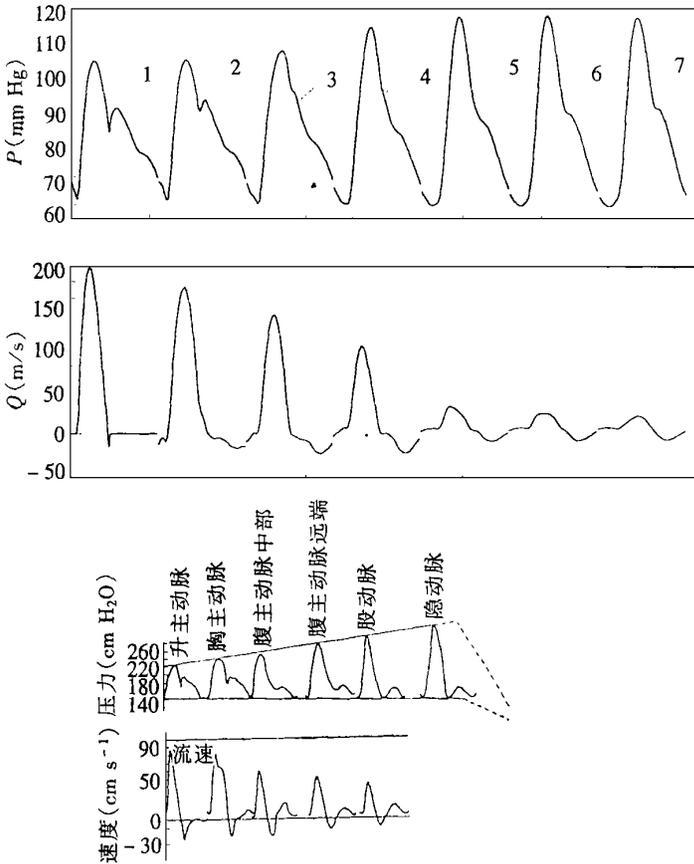


图 3 上图为沿狗动脉各部位求得的压力(P)和流量(Q)曲线(曲线 1 表示升主动脉入口处、曲线 2 表示距管 2 入口 4cm 处、曲线 3 表示距管 2 入口 11cm 处、曲线 4 表示距管 2 入口 21cm 处、曲线 5 表示距管 3 入口 4cm 处、曲线 6 表示距管 3 入口 9cm 处、曲线 7 表示距管 3 入口 17cm 处), 下图为实验曲线(引自文[7])

§ 5. 结 论

1. 在动态耦合基础上, 采用传输线理论可以较好地模拟脉搏波的传播规律•
2. 脉搏波沿主动脉离开心脏传播时, 压力波形变窄变尖, 流量减小, 阻抗增大•
3. 沿血管向下游传播时, 压力、流量波形逐渐滞后, 产生相位差•
4. 压力波形重搏切迹因受阻尼而逐渐消失•

5. 心血管各参数的变化不仅通过心血管系统的动态耦合改变血管入口处的压力、流量波形, 而且对血管中压力、流量的传播产生影响•

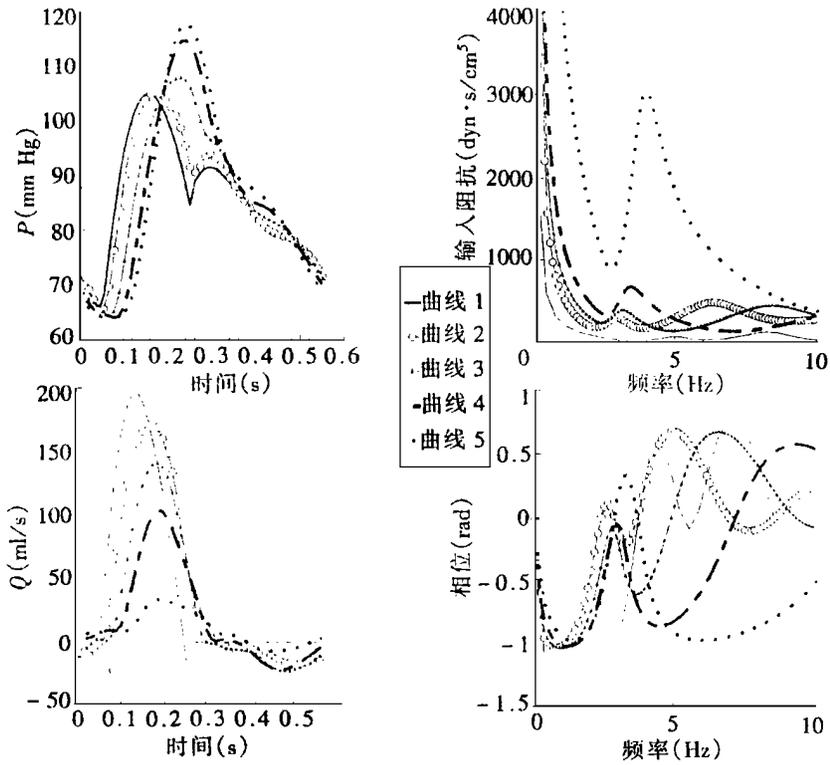


图4 沿狗动脉各处压力(P)、流量(Q)、输入阻抗模(Modulus)和相位(Phase)的曲线(曲线1表示升主动脉入口处、曲线2表示距管2入口4cm处、曲线3表示距管2入口11cm处、曲线4表示距管2入口21cm处、曲线5表示距管3入口4cm处)

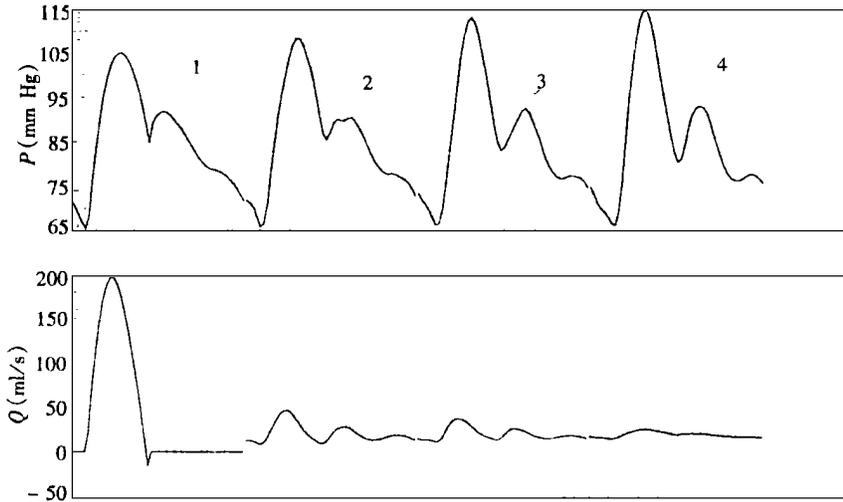


图5 沿狗动脉(曲线1表示升主动脉入口处、曲线2表示距管1入口4cm处、曲线3表示距管1入口12cm处、曲线4表示距管1入口22cm处)各部位的压力(P)、流量(Q)曲线

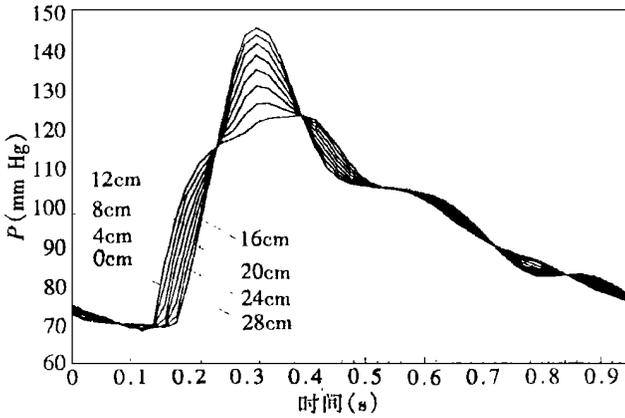


图6 沿人体体动脉(距管2入口分别为0cm, 4cm, 8cm, 12cm, 16cm, 20cm, 24cm, 28cm)各部位的压力(P)曲线

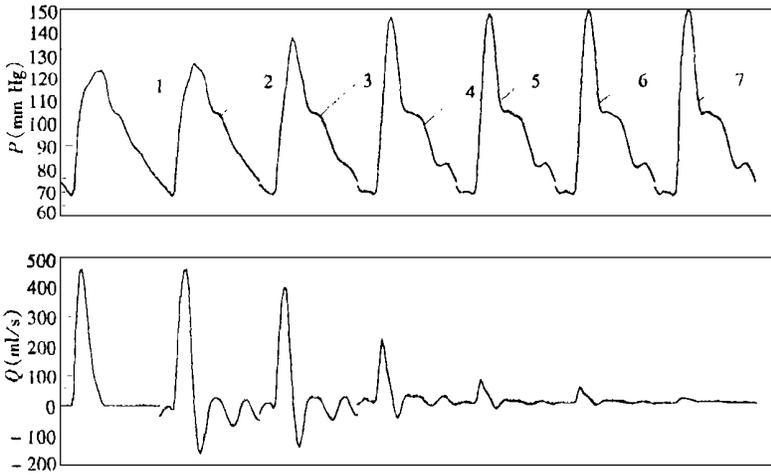
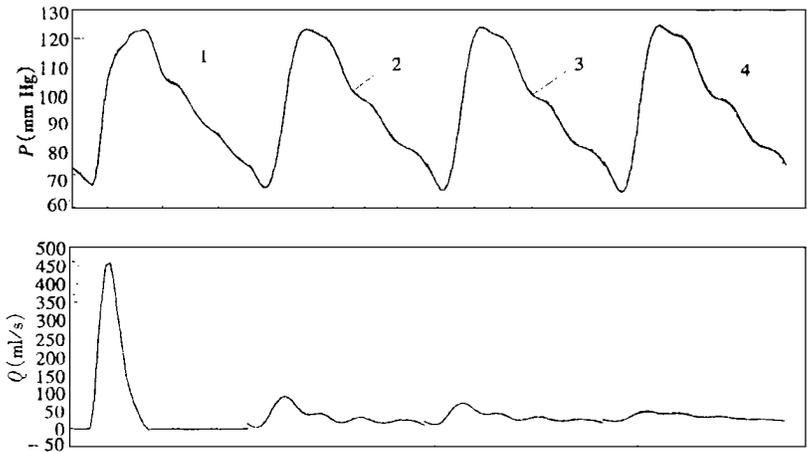


图7 沿人体体动脉(曲线1表示升主动脉入口处、曲线2表示距管2入口4cm处、曲线3表示距管2入口15cm处、曲线4表示距管2入口31cm处、曲线5表示距管3入口4cm处、曲线6表示距管3入口12cm处、曲线7表示距管3入口19cm处)各部位的压力(P)、流量(Q)曲线

图8 沿人体体动脉(曲线1表示升主动脉入口处、曲线2表示距管1入口4cm处、曲线3表示距管1入口14cm处、曲线4表示距管1入口27cm处)各部位的压力(P)、流量(Q)曲线



参 考 文 献

- 1 J. R. Womersley, Oscillatory flow in arteries: The constrained elastic tube as a method of arterial flow and pulse transmission, *Phys. Med. Biol.*, **2** (1957), 178—187.
- 2 J. W. Lambert, On the nonlinearities of fluid flow in nonrigid tubes, *J. Frank. Ins.*, **266**(2) (1958), 83—102.
- 3 V. L. Strettler, et al., Pulsatile pressure and flow through distensible vessels, *Circ. Res.*, **13**(3) (1963), 3—10.
- 4 M. Anliker, et al., Prediction of shape changes of propagation flow and pressure pulses in human arteries, *The Arterial System*, **1** (1978), 15—34.
- 5 温功碧、吴望一, 心室的后负荷、泵功能及与动脉的耦合, *力学进展*, **27**(1) (1997), 70—84.
- 6 吴望一、戴国豪, 人体升主动脉阻抗的 T_Y 管模型, *应用数学和力学*, **18**(12) (1997), 1049—1058.
- 7 C. G. Caro, et al., *The Mechanics of the Circulation*, Oxford University Press (1978).
- 8 M. G. Taylor, The input impedance of an assembly of randomly branching elastic tubes, *J. Biophys.*, **6** (1966), 29—51.
- 9 G. C. Little, et al., Description of LV pressure-volume relations by time-varying elastance and source resistance, *Am. J. Physical*, **253** (1987), H83—H90.
- 10 W. C. Hunter, End-systolic pressure as a balance between opposing effects of ejection, *Circ. Res.*, **64** (1989), 265—275.
- 11 S. G. Shroff, et al., Evidence and quantification of left ventricular resistance, *Am. J. Physiol.*, **249**(Heart Circ. Physiol. 18) (1983), H353.
- 12 温功碧、吴望一、孙东宁, 心室—动脉血管耦合的物理模型, 《全国心血管流体动力学数学模型研讨会论文集》, 岑人经主编, 华南理工大学出版社, 广州 (1994), 8—14.
- 13 W. Y. Wu and G. B. Wen, The analysis of ventricle afterload and left_ventricle/systemic_arterial coupling. Proceeding of the Fourth China_Japan_USA_Singapore Conference on Biomechanics, Ed. by Guitong Yang, et al., International Academic Publishers, Beijing (1995), 23—28.
- 14 U. Gessner, *Cardiovascular Fluid Dynamics*, Vol.1 Ed. by D. H. Bergel, Academic Press, London, New York (1972).

The Influence of Cardiovascular Dynamic Coupling on the Blood Pulse Wave Propagation in Human Body

Wang Yingxiao Wu Wangyi Wen Gongbi

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

Abstract

For the first time, the pressure and flow pulse wave propagation phenomenon is studied in this paper on the basis of the cardiovascular dynamic coupling. $E(t)$ - R model is adopted for left ventricle and T_Y tube model for systemic arteries. Further more, impulse response method and Fourier analysis method are employed. After reasonable cardiovascular parameters and their value have been selected, the pressure and flow waveforms are obtained at any point along the systemic arteries. The results fit to measured data well. In addition, the influences of cardiovascular parameters on pulse wave propagation are studied. The work is useful in practice.

Key words cardiovascular coupling, transmission theory, Fourier transfer, pulse wave