

血液循环系统的建模与分析*

吴捷 陈远征 吴华盛

(华南理工大学无线电与自动控制研究所, 广州)

摘要: 为了分析心血管辅助装置与自然心脏的相互作用, 本文从系统辨识的方法出发, 建立从左心室到主动脉的变结构线性时变系统模型, 对建立的模型进行了仿真. 计算结果表明, 这一建模方法是成功的, 模型在一定范围内有效

关键词: 系统辨识; 建模; 参数估计; 血液循环

1 引言

血液循环系统, 由心脏、动脉、静脉及毛细血管组成, 是维持生命活动的重要组织及功能体系. 随着对这一系统的深入研究及人工心脏的发展, 又由于建立模型的目的和着重点各不相同, 因而有关心血管系统的数学模型的论文和著作几乎难以计数[1]. 在心血管辅助循环装置及人工心脏的研究方面, 需要建立适于分析辅助器械与自然心脏的相互作用及人工心脏的血液动力学效应的数学模型. 人们较多地沿用传统的建模方法, 根据心血管系统与电气元件在数学上的相似特性(如电阻与血液受到的阻力、电容与血管顺应性、电感与血液惯性等), 采用电网络模型作为循环系统的数学模型[2]. 这类模型中, 较典型的有日本的 Takatani 建立的搏动性辅助泵与循环系统的数学模型[3], 郭仲伟和 Mcimis 为研究人工心脏的自动控制而建立的电路模型[4], 以及 Hyndman 建立的循环系统的电路模型[5].

尽管这些模型在一定程度上能模拟循环系统的动力学特征, 但要较精确地反映循环系统时, 电网络又变得相当复杂, 因而不太直观, 也不便于应用计算机进行分析.

为了提供一个既简单明了, 又适于分析辅助循环装置与自然心脏相互作用所引起的血液动力学效应的模型, 本文从系统辨识方法出发, 在对心脏的射血过程进行了较充分研究的基础上, 建立了从左心室到主动脉这一环节的变结构线性时变系统模型.

2 变结构线性时变模型的建立

用系统分析的方法, 建立从心脏到主动脉这一环节的数学模型, 目的在于求出主动脉压对心脏血液输出的响应, 即求出作为激励的心输出与作为响应的主动脉之间的系统函数. 在建立这一数学模型之后, 就可以利用它对各种不同的心输出量所引起的主动脉压的变化作出数值分析. 而建立这一模型的主要目的在于分析自然心脏与搏动性左心辅助泵以主动脉为中间媒介的相互作用, 在仿真的基础上为辅助泵的设计以及应具备的某些功能提供理论上的依据.

* 国家自然科学基金资助项目.

本文于 1989 年 1 月 18 日收到, 1990 年 3 月 10 日收到修改稿.

然而,对于明显地具有非线性和时变特性的心血管系统,模型形式的确定并不是一件容易的事.尽管对主动脉的特性已经有所了解,在进行系统分析时,首先还是将主动脉看成是一个黑箱,并希望得到一个较为简单的结果.

一般说来,大多数非线性系统能用线性子系统和无记忆非线性增益的组合来表示.由于输入信号是作为时间函数的周期性波形,而不是其生理量的平均值,模型的辨识只能用最小二乘法,但在辨识中发现,用这种方法亦不能得到拟合良好的主动脉系模型.

在对整个心动周期中主动脉压的变化及输入、输出曲线形状深入分析的基础上,产生了建立主动脉系的变结构线性时变系统模型的设想.其原因在于,一般可将心动周期分为两个阶段,第一阶段:当心脏开始射心时,主动脉瓣打开,主动脉迅速膨胀,体积增大,从心脏出来的血液动能绝大部分变成主动脉的弹性势能,主动脉压升高,随着心射血量的减少,心室内压下降.当低于主动脉压时,主动脉瓣关闭,射血停止,这时第一阶段结束.这一阶段与心室收缩期相对应.第二阶段:主动脉借助自身的弹性再将存留的血液送到外周,主动脉压随着下降.可以设想这两个阶段是不同的过程,而动脉系的非线性是由其组织结构决定的.动脉管壁较厚,它由内膜、中膜和外膜三层组成.内膜的表层为一层单层扁平内皮,其下是薄层的结缔组织,接近中层处往往有一层弹性纤维组成的弹性膜.中膜较厚,主要由环形平滑肌及弹性纤维等结缔组织所组成.外膜由结缔组织组成,内有营养血管和神经等.由于弹性纤维分布不均匀,而且管壁中钳有各种结缔组织,就使得血管系属于非线性各向异性的粘弹性管系,这种非线性可用线性时变特性加以近似.

由以上分析可知,既然主动脉系具有非线性弹性,我们就可以推测到主动脉在上述两个过程中所表现出来的弹性结构是有差别的.从血压的波形可明显的将心动周期分为收缩期与舒张期以与上述两个阶段相对应.可以设想这两个阶段循环系统具有不同的结构模式,因而,在本文中,提出了用变结构时变线性系统模型作为主动脉系的模型.依照这一设想建立的模型,与原型得到了很好的拟合,而且在仿真过程中,可以看出它的合理性.

3 建模及分析

利用临床数据在 IBM 微机上用 BASIC 语言,采用广义最小二乘法编制了辨识程序.建模采用的数据来自文献[6].

用人体主动脉压力(P_a)数据和左心室容积数据(VL)建立从左心室到主动脉这一环节的数学模型.结果如下:

第一段:从半月瓣打开到关闭,约 0.3 秒.

$$\begin{aligned} P_a(t) = & (0.557 - 0.0938t + 5.573 \times 10^{-3}t^2 - 1.3 \times 10^{-4}t^3 \\ & + 8.896 \times 10^{-7}t^4)(VL)'(t) + 1.438 \times 10^{-3}(VL)'(t-1) \\ & + 1.00P_a(t-1). \end{aligned} \quad (1)$$

第二段:从半月瓣关闭到舒张期结束,约 0.5 秒.

$$P_a(t) = 1.004 - 2.973 \times 10^{-4}(t-46) + 2.512 \times 10^{-6}(t-46)^2. \quad (2)$$

式中 P_a 为主动脉压,单位毫米汞柱. $(VL)' = \frac{d(VL)}{dt}$, (VL) 为主心室容积. $(VL)'$ 即左心室射向主动脉的血流量,单位升/分.

下面求出这一模型的连续系统的系统函数.对于第一阶段,可写成:

1 期

$$P_a(t) = a_1(t)(VL)'(t) + a_2(VL)'(t-1) + b_1P_a(t-1). \quad (3)$$

第 t 个抽样点上的 z 变换:

$$P_a(z) = a_1(t)(VL)'(z) + a_2z^{-1}(VL)'(z) + b_1P_a(z)z^{-1}.$$

即

$$\begin{aligned} P_a(z)/(VL)'(z) &= [a_1(t) + a_2z^{-1}]/(1 - b_1z^{-1}) \\ &= C_0 + C_1(t)/(1 - b_1z^{-1}). \end{aligned} \quad (4)$$

其中 $C_0 = -a_2/b_1, C_1(t) = a_1(t) + a_2/b_1$.

由于 $b_1=1$, 故这一模型是稳定的, 相应的连续系统其拉氏变换为:

$$\begin{aligned} P_a(s)/(VL)'(s) &= C_0 + C_1(t)/(s - \ln b_1/T) \\ &= -1.438 \times 10^{-3} + C_1(t)/s. \end{aligned} \quad (5)$$

由于 C_0 的绝对值很小, 因而讨论 C_0 的负值是没有意义的. 我们惊奇地发现, $C_1(t)$ 随时间变化的形状与主动脉压的导数在这段时间的变化是一样的. 如图 1 所示. 式(5)的等效电路见图 2. C_0 值之小表明心脏射血的能量主要地转化为动脉壁的弹性势能, 而很少转化为血液的动能, 这与定性的分析和前人得出的结论是相符的. $1/C_1(t)$ 表征主动脉系的顺应性, 顺应性的定义为容积相对于压力的变化率 dV/dP , 而其倒数为容积的弹性率. 因此 $C_1(t)$ 表征为动脉系的容积弹性率. 图 1 所示 $C_1(t)$ 的形状是与主动脉中血液流动相符的, 因为心室开始射血时, 血液不能迅速向外周疏散, 所以血液容积的增加使主动脉压迅速升高, 随着血液向外周渗透量的增加, 当流向外周的瞬时血流量大于心室的瞬时射血量时, 主动脉压就逐渐下降, 这时 dP/dV 将变为负, 这与 $C_1(t)$ 的负值相对应.

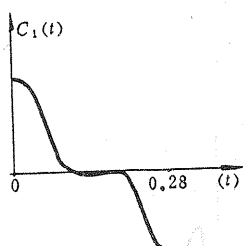


图 1 $C_1(t)$ 随时间变化的曲线

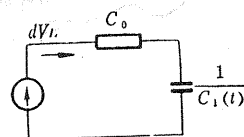


图 2 式(5)的等效电路

模型的第二段可写成:

$$P_a(t) = b(t)P_a(t-1). \quad (6)$$

我们注意到第二段模型不含有输入激励信号, 式(6)可写成:

$$[P_a(t) - P_a(t-1)]/T = \{[b(t) - 1]P_a(t-1)\}/T.$$

其中 T 为抽样间隔, 样点数为 150, 则 $T=0.8/150=5.33 \times 10^{-3}$ 秒. 上式可近似写成如下微分方程

$$dP_a(t)/dt = \{[b(t) - 1]P_a(t)\}/T, \quad (7)$$

$$\text{或} \quad dP_a(t)/dt + C_0(t)P_a(t) = 0. \quad (8)$$

式中 $C_0(t) = [1 - b(t)]/T$.

式(8)的等效电路如图 3 所示.

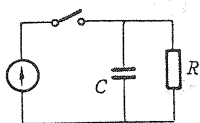


图 3 式(8)的等效电路

图中 R 为总外周阻力, $RC = 1/C_0(t)$. 一般说来 R 的变化很小, 因而 C 是随时间而变的. $C_0(t)$ 随时间变化的形状如图 4 所示. 考虑到两段模型的连续性, 令两模型连接处(约 0.3 秒):

$$C(0.3) = C_1(0.3), \text{ 而 } C_0(0.3) = -0.695.$$

于是

$$\begin{aligned} R &= [1/C(0.3)] \cdot [1/C_0(0.3)] \\ &= 1/[-0.635 \times (-0.695)] = 2.27. \end{aligned}$$

与第一段模型的分析相似, 由于 $C(t)$ 的倒数与心血管容积弹性率 (dP/dV) 相对应, 由图 4 可以看到从主动脉瓣关闭开始经过 0.685 秒里, $1/C(t)$ 为负值. 这是因为在半月瓣口袋里, 使压力下降, 跟着主动脉依靠其弹性回复力收缩, 又使主动脉内压力升高因而 dP/dV 为负值. 当到主动脉压的第二峰值之后, 压力下降加快, 而主动脉的容积减少趋于平稳, 于是 dP/dV 由负值转为正值并上升. 当压力下降到接近舒张压时, 压力的减少就变得缓慢, 因而这时 dP/dV 趋于零.

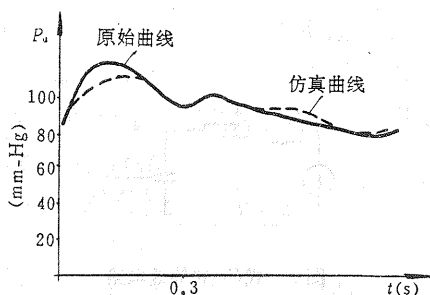


图 5 原始曲线与仿真曲线

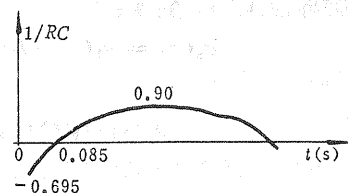
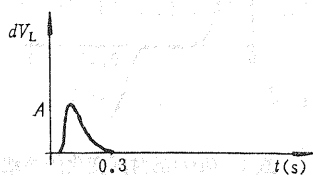
图 4 $C_0(t)$ 随时间变化的曲线

图 6 心室流量曲线—

由上面的分析可见, 我们建立的变结构线性时变系统模型是合理的. 图 5 是主动脉压力的原始曲线和用线性的变系统模型仿真得出的曲线, 并以残差作为拟合精度的指标. 由图可以看到两条曲线是相当接近的, 残差被控制在很小的范围内. 同时, 利用这一模型仿真了在不同的心输出量情况下主动脉压力, 心室流量曲线采取与自然心脏相似的形式, 如图 6 所示. 图中 A 为流量峰值, 在仿真时发现, 如果流量曲线的形状与自然心脏的流量曲线相差太远, 则得出的主动脉压力曲线就不大合理. 这是因为模型的辨识是以自然心脏的流量曲线作为数据, 而得出的模型又是变结构的时变模型. 在保持流量曲线形状不变的情况(如图 6), 改变流量峰值 A , 也可以得到一组比较合理的主动脉压力的仿真曲线.

参 考 文 献

- [1] 马永沂, 秦家楠. 循环系统数学模型及系统分析方法. 全国生物控制论专题讨论会论文集, 1985 年 8 月
- [2] Thomas G. Coleman. Mathematical Analysis of Cardiovascular Function. IEEE Trans. Biomed. Eng., April, 1985, BME-32(4)
- [3] Takatani, S. et al. Analysis and Evaluation of the Interaction Between the LVAD and Nature Heart Artificial Organ Lesson. Japanese ME Conference, May, 1980, 8-10
- [4] 郭仲伟, Mcimis K. C.. 血液循环系统的模型与人工心脏的自适应控制. 自动化学报 1987, B(6)
- [5] Hyndman B. W.. Human Cardiovascular Model. Encyclopedia of System control, Oxford: Pergamon, 1985
- [6] George H. Bell, et al. Text Book of Physiology. Churchill, Livingstone Gdinborgh, London and New York, 1980

Modelling and Analysis of Cardiovascular System

Wu Jie, Chen Yuanzheng, Wu Huasheng

(South China University of Technology, Radio and Autocontrol Research Institute, Guangzhou)

Abstract: The system of variable Structure linear time—variable system is established in this paper. Computer simulation results are include to illustrate the effectiveness of the model in appropriate range.

Key words: system identification; modelling; parameter estimation; blood circulation