

脉搏压力信号的参数模型 及其在心血管功能评定中的应用*

孙冬梅

(首都医科大学生物医学工程系, 100054)

罗志昌 张松 杨益民

(北京工业大学生物医学工程研究室, 100022)

摘要 应用参数模型的分析方法对脉搏压力信号的生理特征进行了研究。从脉搏压力信号参数模型的极点分布中判断心血管系统的不同生理状态, 揭示了脉搏压力信号所包含的心血管系统状态信息, 从而对心血管功能的分类与评定进行了探索。

关键词 脉搏压力信号, 参数模型, 极点, 心血管功能评定

分类号 R318.04

0 引言

心血管系统是一个复杂的系统。脉搏压力信号蕴含着心血管系统丰富的状态信息。通过分析这些信息可识别或部分识别心血管系统所处的状态, 从而对心血管功能和潜力作出评价, 这对早期发现心血管疾病和保护广大人民的生命健康都有十分重要的意义。由于脉搏压力信号具有较强的随机性, 因此可用随机信号的各种分析方法进行研究。其中, 根据随机信号建立参数模型就是研究随机信号的一种基本方法, 即认为随机信号 $X(t)$ 是由白噪声 $W(t)$ 激励某一确定系统所产生(如图1所示)。

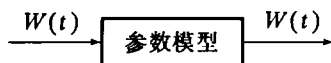


图1 随机信号的参数模型

只要激励白噪声的功率和系统的参数已知, 随机信号的研究可转化为对模型参数和性质的研究以及白噪声通过此系统后输入输出间关系的研究。参数模型把随机过程的随机性和一定程度的可预测性分离而又结合起来。其中, 激励白噪声反映过程的随机性, 确定性模型则反映过程的可预测性。因此, 应用参数模型确能较好地概括随机信号的性质。

近年来, 参数模型方法在生物医学信号处理中得到广泛的应用, 诸如自发脑电、诱

收稿日期: 1995-11-10

*国家自然科学基金资助项目

发脑电、肌电、心电、心音、超声多普勒血流信息、胃电等方面都有人尝试应用它进行研究^[1]。它与其它基于一定生理知识建立起来的物理模型(如弹性腔模型和弹性管模型)不同,它只是利用工程方法建立的与系统功能相一致的模型,其模型参数未必有生理意义。其主要优点是具有较强的特征提取能力,既可以用来压缩数据,又可以作为模式分类的依据。本论文利用参数模型分析方法,为桡动脉处得到的脉搏压力波建立参数模型,以模型极点分布情况来判断不同的心血管生理状态,进而揭示脉搏压力信号所包含的心血管的状态信息,从而达到心功能评定与分类的目的。

1 参数模型的建模

在参数模型中,根据系统传递函数形式的不同,可以分为移动平均(MA)模型,自回归(AR)模型和自回归移动平均(ARMA)模型3类。其中,ARMA模型是前两种模型的结合,即表示信号 $X(n)$ 是由本身的若干次过去值 $X(n-k)$ 和激励的现时值 $W(n)$ 及若干次过去值 $W(n-k)$ 线性组合产生:

$$X(n) = -\sum_{k=1}^p a_k X(n-k) + \sum_{k=0}^q b_k W(n-k) \quad (1)$$

模型的传递函数是

$$H(Z) = \frac{X(Z)}{W(Z)} = \frac{\sum_{k=0}^q b_k Z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k Z^{-k}} = \frac{B(Z)}{A(Z)} \quad (2)$$

以上模型可简单记作ARMA(p, q),其中, p, q 分别为AR模型和MA模型的阶次。

目前应用较多的是AR模型,因为建立这种模型的计算工作比较容易。而ARMA模型由于参数估计是非线性问题,所需计算量很大,目前应用较少。但ARMA模型的特性终究比AR模型更为全面。实际上,作为数学逼近,AR模型和ARMA模型是可以互相转换的。即可以用AR模型迭代逼近ARMA模型,只要取充分多项来逼近,两种模型是互通的。以下我们将介绍ARMA模型的建立。

模型阶次的估计通常可用所谓定阶准则来进行,它是判断阶次的客观判据。但完全依靠定阶准则来确定模型阶次并不一定总能取得最佳结果。在具体应用时可以根据实际需要并结合定阶准则来选择模型阶次。由于与心血管系统可比拟的双弹性腔模型是一个稳定的三阶系统,其模型输出波形与实测波形的拟合程度很高^[2]。考虑计算方便和参数的节约性,采用三阶参数模型来研究脉搏压力信号,即采用ARMA(3, 2)作为脉搏压力信号的参数模型,结果证明效果很好。

模型参数的估计比较复杂,本文用最小二乘法得到一组非线性方程,同时估计AR参数 a_k 和MA参数 b_k ,在其选择初值时可分两步进行。利用脉搏压力信号,先确定AR初值,然后再确定MA初值。最后根据Marquardt算法迭代求解,找出使残差平方和 Q 最小的渐进解。

1.1 AR 模型参数 a_1, a_2, a_3 初值的确定

脉搏压力信号曲线的 ARMA 模型为

$$X(n) = -a_1X(n-1) - a_2X(n-2) - a_3X(n-3) + b_0W(n) + b_1W(n-1) + b_2W(n-2) \quad (3)$$

模型的传递函数为

$$H(Z) = \frac{X(Z)}{W(Z)} = \frac{b_0 + b_1Z^{-1} + b_2Z^{-2}}{1 + a_1Z^{-1} + a_2Z^{-2} + a_3Z^{-3}} = g_0 + g_1Z^{-1} + g_2Z^{-2} + \dots + g_{N-1}Z^{-(N-1)} \quad (4)$$

g_0, g_1, \dots, g_{N-1} 为脉搏压力曲线的采样值, N 为采样点数.

上式关系可写成如下矩阵形式

$$\begin{bmatrix} \underline{b} \\ \dots \\ \underline{a} \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} G_1 \\ \dots \\ \underline{g}_1 \quad G_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ \dots \\ \underline{a} \end{bmatrix} \quad (5)$$

式中 $\underline{b} = [b_0 \ b_1 \ b_2]^T$

$\underline{a} = [a_1 \ a_2 \ a_3]^T$

$\underline{g}_1 = [g_3 \ g_4 \ \dots \ g_{N-1}]^T$

$$G_1 = \begin{bmatrix} g_0 & 0 & 0 & 0 \\ g_1 & g_0 & 0 & 0 \\ g_2 & g_1 & g_0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$G_2 = \begin{bmatrix} g_2 & g_1 & g_0 \\ g_3 & g_2 & g_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ g_{N-2} & g_{N-3} & g_{N-4} \end{bmatrix}$$

由于 g_0, g_1, \dots, g_{N-1} 并不是 ARMA(3, 2) 模型的准确值, (5) 式重写成

$$\begin{bmatrix} \underline{\hat{b}} \\ \dots \\ \underline{\hat{e}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_1 & 1 \\ \dots & \dots \\ \underline{g}_1 \quad G_2 & \underline{\hat{a}} \end{bmatrix}$$

其中 $\underline{\hat{b}}$ 和 $\underline{\hat{a}}$ 分别为 \underline{b} 和 \underline{a} 的估计值, 式中 $\underline{\hat{e}} = [e_3 \ e_4 \ \dots \ e_{N-1}]^T$

由此得到

$$\underline{\hat{b}} = G \begin{bmatrix} 1 \\ \dots \\ \underline{\hat{a}} \end{bmatrix} \quad (6)$$

的渐近解

令 $\underline{\theta}_0 = [a_{10} \ a_{20} \ a_{30} \ b_{00} \ b_{10} \ b_{20}]^T$ 为参数 $\underline{\theta}$ 的初值

$\underline{\Delta} = [\Delta_1 \ \Delta_2 \ \Delta_3 \ \Delta_4 \ \Delta_5 \ \Delta_6]^T$ 为 $\underline{\theta}$ 的增量

即 $\underline{\theta} = \underline{\theta}_0 + \underline{\Delta}$

将参数模型在初值点 θ_0 附近作台劳级数展开, 并忽略二次及二次以上的高次项, 得

$$f(x_k, a_1, a_2, a_3, b_0, b_1, b_2) \approx f_{k_0} + \frac{\partial f_{k_0}}{\partial a_1} \Delta_1 + \dots + \frac{\partial f_{k_0}}{\partial b_2} \Delta_6$$

令 y_k 为实测的采样值序列, 则函数的残量是

$$Q = \sum_{k=1}^N [y_k - (f_{k_0} + \frac{\partial f_{k_0}}{\partial a_1} \Delta_1 + \dots + \frac{\partial f_{k_0}}{\partial b_2} \Delta_6)]^2 + d \sum_{i=1}^6 \Delta_i^2$$

为了求得合适的 $\underline{\Delta}$, 进而求得 $\underline{\theta}$, 要求 Q 应达极小. 于是

$$\frac{\partial Q}{\partial \Delta_1} = \frac{\partial Q}{\partial \theta_1} = 0$$

即

$$\begin{bmatrix} a_{11} + d & & & & & & a_{16} \\ & a_{21} & & a_{22} + d & & & a_{26} \\ & & \vdots & & \ddots & & \vdots \\ & & & & & a_{66} + d & \\ a_{61} & & & & & & \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta_1 \\ \Delta_2 \\ \vdots \\ \Delta_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{1y} \\ a_{2y} \\ \vdots \\ a_{6y} \end{bmatrix}$$

式中

$$a_{ij} = \sum_{k=1}^N \frac{\partial f_{k_0}}{\partial \theta_i} \frac{\partial f_{k_0}}{\partial \theta_j}$$

$$a_{iy} = \sum_{k=1}^N \frac{\partial f_{k_0}}{\partial \theta_i} (y_k - f_{k_0}) \quad (i, j = 1, 2, \dots, 6)$$

选择适当的 d 值, 经若干次迭代后, 即可求出 $\underline{\theta}$ 的准确值. 图 2 和图 3 分别是桡动脉处脉搏压力的实测波形与 ARMA(3, 2) 模型拟合得到的波形, 两者非常接近.

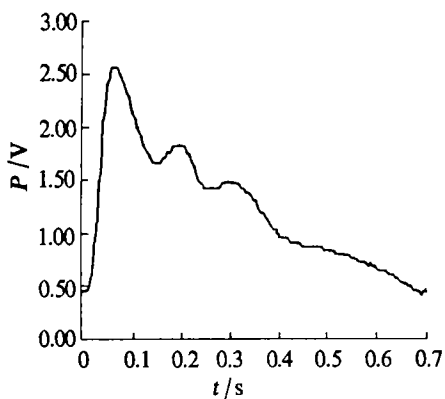


图 2 脉搏压力波的实测波形

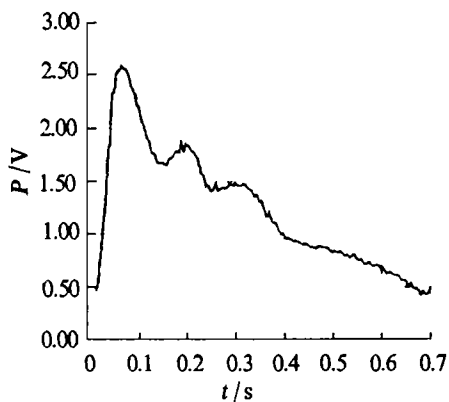


图 3 ARMA(3, 2)模型的拟合波形

2 参数模型在心功能评定中的应用

根据以上参数模型的建模方法, 可将临床实测到的任何脉搏压力建立起其相应的参数模型, 利用参数模型较强的特征提取能力, 本文将从模型极点分布情况去研究参数模型与心血管生理状态间的关系, 以达到对心功能进行评定与分类的目的.

脉搏压力 ARMA(3, 2) 模型的传递函数为

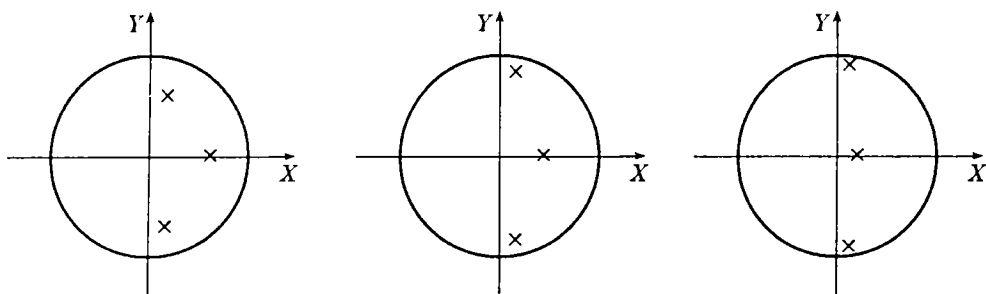
$$H(Z) = \frac{b_0 + b_1 Z^{-1} + b_2 Z^{-2}}{1 + a_1 Z^{-1} + a_2 Z^{-2} + a_3 Z^{-3}}$$

令

$$1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + a_3 z^{-3} = 0$$

可以得到 Z 平面上传递函数的极点, 一般是有一个实极点和一对共轭复极点.

通过对大量实测到的脉搏压力所建立的参数模型和其对应的心血管状态之间的分析比较, 发现这些极点的分布确实与对应的心血管状态有密切的联系, 主要表现在心血管系统的阻力特性和弹性特性对实极点的位置分布有极大的影响, 图 4 给出心血管状态良好(低阻力类)、一般(中阻力类)和较差(高阻力类)3 种状态下典型脉搏压力 ARMA 模型的极点分布, 图中 TPR 为外周阻力 (PRU), AC 为血管顺应性 (mL/mmHg), K 为脉搏压力波形特征系数, $\text{Re}P_0$ 为实极点, $\text{Im}P_0$ 为复极点



$$\text{TPR}=0.68 \quad \text{AC}=2.65 \quad \text{K}=0.32 \quad \text{TPR}=0.89 \quad \text{AC}=2.08 \quad \text{K}=0.36 \quad \text{TPR}=1.71 \quad \text{AC}=1.32 \quad \text{K}=0.47$$

$$\text{Re}P_0=0.52 \quad \text{Im}P_0=0.20+j10.81 \quad \text{Re}P_0=0.35 \quad \text{Im}P_0=0.20+j10.80 \quad \text{Re}P_0=0.20 \quad \text{Im}P_0=0.01+j10.99$$

(a) 低阻力

(b) 中阻力

(c) 高阻力

图 4 3 种状态下典型脉搏压力 ARMA 模型的极点分布

由图 4 可见, 随着外周阻力增加和顺应性减小 (血管弹性变差) 等生理状态的变化, 实极点在单位圆内的位置将向左移动, 即 $\text{Re}P_0$ 值减小. 将外周阻力 TPR 和血管顺应性 AC 对参数模型实极点 $\text{Re}P_0$ 的变化关系分别表示在图 5 中, 图中清楚表明随外周阻力 TPR 的增加和血管顺应性 AC 的减小, 模型实极点 $\text{Re}P_0$ 的值将趋向减小, 即在单位圆内的位置左移.

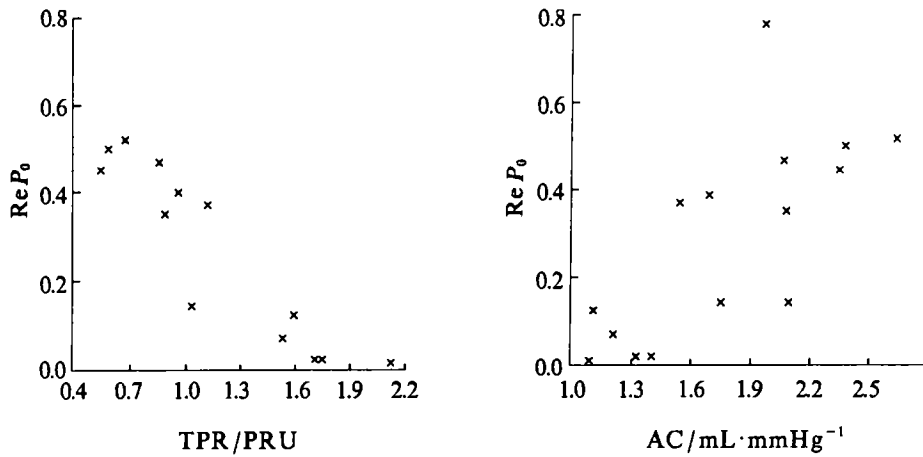


图 5 血管外周阻力 TPR 和顺应性 AC 分别与模型实极点 ReP_0 的关系

由图 5 可以看到, 参数模型的极点分布确实反应了心血管系统的一定生理状态, 我们可通过极点的分布来判断心血管的生理功能. 图 6 是 40 名受试者的参数模型实极点分布情况, 图 7 是 40 名受试者参数模型复极点的模, 图 8 是将实极点作为 Z 轴, 复极点的实部和虚部分别作为 X 轴和 Y 轴, 在三维坐标平面中所给出的 40 名受试者的极点分布. 从图中可以看出, 对于不同个体的不同心血管状态, 实极点的分布有明显不同, 复极点模的分布差异不明显, 而在综合实极点和复极点的三维坐标上, 极点分布有明显不同. 因此, 应用系统聚类方法(即点群聚类方法)可对心血管功能状态作出判决评价, 其判断分类结果如附表所示.

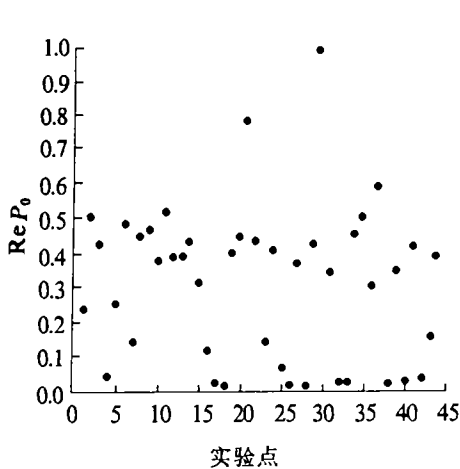


图 6 参数模型的实极点分布

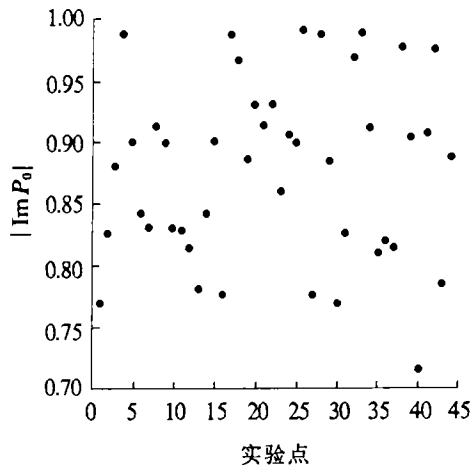


图 7 参数模型复极点的模

附表

判属	原 属			合计	正确率 P
	良好	一般	较差		
良好	21	0	0	21	82.5%
一般	3	4	2	9	
较差	0	2	8	10	
合计	24	6	10	40	

$$P = (21 + 4 + 8) / 40 = 82.5\%$$

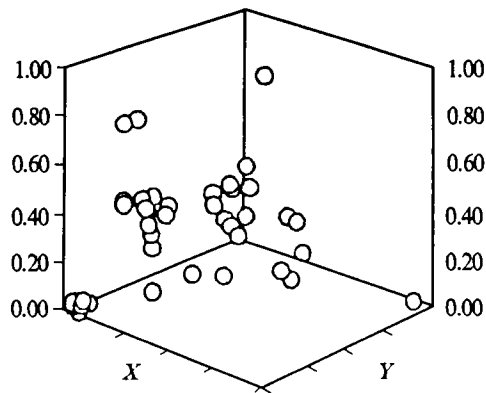


图8 参数模型的极点分布

3 结束语

1. 参数模型是一种纯粹的数学模型，其模型参数未必有生理意义。但是，它对研究脉搏压力信号的变化是有很有效的，本文用 ARMR(3, 2) 模型得到的拟合脉搏波曲线与实测的波形非常相似。因此，通过对 ARMA(3, 2) 模型的研究可以帮助我们研究临床实测的脉搏压力一些本质特征。

2. ARMA(3, 2) 模型的极点分布与心血管系统的生理状态有密切关系。因此，可以通过模型的极点分布情况来判断心血管的生理情况。得出的结论是如血管的阻力愈大和顺应性愈差，则实极点在单位圆内的位置就愈左移。结果表明由极点的分布所判断的心血管状态与临床的实际判断结果是一致的，从而证实了它的有效性和实用性。

参 考 文 献

- 1 杨福生，高上凯. 生物医学信号处理. 北京：高等教育出版社. 1989. 318 ~ 393
- 2 孙冬梅，罗志昌，张松，等. 心血管双弹性腔模型参数估计及其在临床中的应用. 全国心血管流体力学数学模型研讨会论文集, 1994. 27 ~ 35

Parametric Modeling Method of Pulse Pressure Signal and Its Application in the Evaluation of Cardiovascular Function

Sun Dongmei Yng Yimin

(Department of Biomedical Engineering, Capital University of Medical Sciences, 100054)

Luo Zhichang Zhang Song

(Institute of Biomedical Engineering, Beijing Polytechnic University, 100022)

Abstract In order to study the characteristics of pulse pressure signal, a parametric modeling method which can be used to describe quantitatively the circulation system is put forward in this paper. Through analysing the change of the pole-point distribution of the parametric Modeling, the different states of cardiovascular function can be identified. The clinical diagnoses show that the identification of cardiovascular function through analysing the patients pulse pressure signal is of great help in the evaluation of cardiovascular function.

Keywords pulse pressure signal, parametric method, pole point, evaluation of cardiovascular function