

基于信号检测的人体脉搏系统传递函数的估计

王炳和 相敬林 杨颢^④ 职利琴^④ 郑薇^④

(西北工业大学航海工程学院, 西安 710072; ④西安市中医医院心血管科, 西安 710005)

摘要 在脉搏源-系统模型的基础上, 采用信号检测与系统分析原理提出一种估计人体脉搏系统声传递函数的简便有效的方法. 实验结果表明, 正常人平脉脉搏系统通常具有3个共振峰, 滑脉脉搏系统有2个共振峰, 弦脉脉搏系统出现4个共振峰, 而细脉仅存在1个共振峰. 共振峰频率反映了动脉系统的共振特性.

关键词 脉搏系统 信号检测 传递函数 频率特性 共振峰

脉诊是我国最早创用的独特诊断方法, 在临床诊断上具有十分重要的价值^[1]. 自脉诊客观化研究以来, 为了揭开脉诊的科学本质和脉搏的作用机理, 人们做了大量的工作^[2,3], 但主要是从力学角度建立局部模型来研究脉搏的传播特性. 由于对生理系统只有在整体的背景下进行研究才有意义, 加之近年来新的信号检测与分析技术的出现, 许多学者开始致力于从信号检测与系统辨识角度研究人体生理系统的特性^[4,5]. 因此, 本文试图从信号检测的角度研究人体脉搏系统的传播特性, 从而找到一种估计人体脉搏系统声传递函数的简便方法. 这种方法只需采用高灵敏度、低频响应好的传声器从脉搏输出端获得脉搏声信号, 然后对该声压信号作同态处理, 滤掉倒频谱中的高时域部分(即源的效应), 最后可获得脉搏系统声传递函数的估计. 此种方法不需知道脉搏系统输入端的激励信号, 这对于脉搏系统来讲, 避免了很难直接得到其输入端信号的困难.

1 原理与方法

(1) 脉搏系统传递函数. 从文献[6]可知, 人体脉搏系统可视为一非线性时变系统. 但是, 首先由于动脉管的半径远大于血球的半径, 且血流的切变率足够高, 根据血液的流变特性, 可认为血液是均匀的牛顿流体^[7]; 第二, 由于血液在动脉中的流动速度远小于脉搏波的传播速度, 从而可忽略流动方程中的非线性迁移加速度^[7]; 第三, 脉搏系统具有随时间缓慢变化的性质^[6], 因此, 可把脉搏系统近似地看作一线性时不变系统来处理. 而且, 脉搏的作用过程本质上是一个完整的次声波(20 Hz 以下)的传输过程, 即脉搏信号是由声源(心脏)经脉搏系统响应的信息输出过程^[6].

在线性系统理论中, 将零初始状态下系统的输出和输入的正向 Fourier 变换(或 Laplace 变换)的比值定义为系统的频响函数(或称传递函数), 它在振动分析、系统阻尼估算及波传播特性(反射、共振、吸收等)分析中起着非常重要的作用. 若系统存在正弦稳态响应, 则把传递函数随频率变化的关系曲线称做系统的频率特性. 由于系统频响函数是频率的复函数, 所以它的幅值和相位随频率变化的关系曲线又分别称做系统的“幅频特性”和“相频特性”. 为了表述脉搏系统的频率特性, 可将脉搏系统看作具有输入和输出的一种“黑匣子”. 我们提出如下定义:

定义. 在保持人体脉搏系统随时间缓慢变化的传输性态不变的条件下, 把输出信号

$x(t)$ 与输入信号 $s(t)$ 的正向 Fourier 变换的比值随频率变化的关系称做脉搏系统的传递函数 (或频率特性), 即

$$H(f) = \frac{F[x(t)]}{F[s(t)]}, \quad (1)$$

因此, 其幅频特性定义为

$$|H(f)|^2 = \frac{F[x(t)] \cdot F^*[x(t)]}{F[s(t)] \cdot F^*[s(t)]} = \frac{S_x(f)}{S_s(f)} \quad (2)$$

或

$$|H(f)| = \frac{|F[x(t)]|}{|F[s(t)]|}, \quad (3)$$

其中 $F^*[]$ 为 $F[]$ 的共轭复数; $S_x(f)$, $S_s(f)$ 分别表示输出信号和输入信号的自功率谱. 然而由于目前尚不直接得到脉搏系统输入端的信号 $s(t)$, 故无法直接由式(1)或式(3)获得其传递函数. 本文根据信号检测与分析原理找到了解决此问题的一种方法.

(2) 脉搏信号检测与处理系统. 根据脉搏信号的特点, 建立如图 1 所示的高性能的脉搏信号检测与处理系统. 受检者均由两位经验丰富的中医采用“双盲法”切脉. 检测时, 让受检者静卧床上, 将传声器耦合腔口垂直接触于切脉部位, 适当调节压力. 传声器拾取的脉搏信号一路用示波器进行现场监视, 一路由磁带记录仪记录.

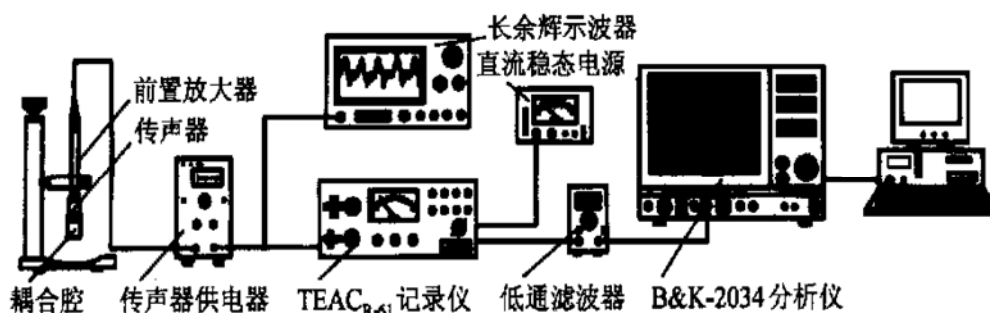


图1 脉搏信号检测与处理系统实物简图

信号处理系统由磁带记录仪、低通滤波器 (截止频率 40 Hz), B&K-2034 分析仪和 PC 机组成. 由于脉搏信号的频谱主要分布于 0~20 Hz 以内, 最高频率不超过 40 Hz^[8], 故根据 Nyquist 采样定理可选择采样频率 $f_s = 128$ Hz, 取样长度 $T = 16$ s, 频率分辨率 $\Delta f = 0.0625$ Hz, 采样点数 $N = 2048$.

(3) 脉搏信号的功率倒谱. 对于脉搏系统, 心脏搏动发出的激励信号 $s(n)$ (以下均以数字信号表示) 是该系统的输入, 桡动脉处所测到声信号 $x(n)$ 是系统的输出. 若用 $h(n)$ 和 $H(k)$ 表示该系统的冲激响应和传递函数, 则有

$$x(n) = h(n) * s(n), \quad 0 \leq n \leq N-1, \quad (4)$$

其中 $*$ 表示卷积运算. 对式(4)两边作 Fourier 正变换可得

$$X(k) = H(k) \cdot S(k), \quad 0 \leq k \leq N-1, \quad (5)$$

其中 $X(k)$ 为脉搏声信号 $x(n)$ 的频谱; $S(k)$ 为激励信号 $s(n)$ 的频谱. 若设 $x(n)$, $s(n)$ 的功率谱分别为 $S_x(k)$, $S_s(k)$, 则

$$S_x(k) = |H(k)|^2 \cdot S_s(k), \quad 0 \leq k \leq N-1. \quad (6)$$

式(6)两边取对数可得对数功率谱为

$$\log S_x(k) = \log |H(k)|^2 + \log S_s(k), \quad 0 \leq k \leq N-1. \quad (7)$$

图2(a)是获得的一平脉信号 $x(n)$ 的功率谱图(power spectral graph, 简记 PSG), 可以看出 $x(n)$ 的功率谱包括2个分量: 对应于频谱包络的慢变分量和对应于脉搏基频谐波族的快变分量. 那么可通过滤波或者再做一次 Fourier 变换将慢变分量与快变分量分离开来. 这里我们采用做一次 Fourier 反变换的方法——这正是功率倒谱(power cepstral graph, 简记 PCG, 以下简称“倒谱”)的定义, 即功率倒谱定义为信号功率谱取对数后作 Fourier 反变换, 故对式(7)作 Fourier 反变换可得

$$F^{-1}[\log S_x(k)] = F^{-1}[\log |H(k)|^2] + F^{-1}[\log S_s(k)], \quad 0 \leq k \leq N-1, \quad (8)$$

$$\text{即} \quad c_x(n) = c_h(n) + c_s(n), \quad 0 \leq n \leq N-1, \quad (9)$$

其中 $F^{-1}[\cdot]$ 表示 Fourier 反变换; $c_x(n)$, $c_h(n)$ 和 $c_s(n)$ 分别表示 $x(n)$, $h(n)$ 和 $s(n)$ 的倒谱. 由式(4)和式(9)可以看出, 时域内的卷积效果在倒频域内已转化为加性效果. 图2(b)为 $x(n)$ 的倒谱 $c_x(n)$, 其中靠近原点附近的倒谱成分是频谱包络的变换, 它包含了脉搏传输系统的特征信息; 而位于 $n = N_p, 2N_p, \dots$ 等间隔处的倒谱(rahmonics)峰为频谱谐波特征的变换, 它反映了激励源的特征信息. 从倒谱上可以看出, 传输系统的倒谱分量与激励源的倒谱分量之间的间隔总是足够大, 从而使我们很容易由后者可以准确提取脉搏的周期, 由前者可以估计出脉搏系统的频率特性.

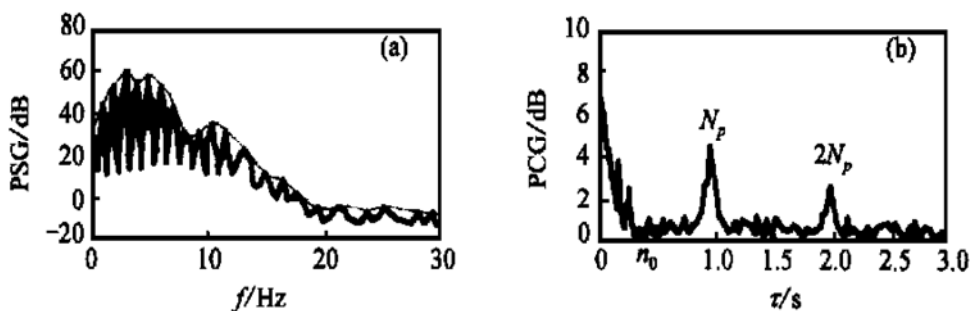


图2 平脉信号的功率谱(a)和倒谱(b)

(4) 脉搏系统声传递函数的估计. 根据(3)中的处理结果, 传输系统的倒谱分量 $c_h(n)$ 和激励源的倒谱分量 $c_s(n)$ 在倒谱上分别位于不同的倒频域(有人也称为“时域”)范围内, 即 $c_h(n)$ 位于低时域段, 而 $c_s(n)$ 位于高时域段. 这样我们可采用倒滤波技术分离出 $c_h(n)$ 分量, 即

$$c_h(n) = L(n) \cdot c_x(n), \quad 0 \leq n \leq N-1, \quad (10)$$

其中 $L(n)$ 为倒滤波窗(lifter), 其形式如下

$$L(n) = \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq n_0, \\ 0, & n_0 < n \leq N-1, \end{cases} \quad (11)$$

式(11)中的 n_0 应取在第一倒谐波之前(即 $n_0 < N_p$)的倒谱最小值处.

然后将分离出的 $c_h(n)$ 经 Fourier 正变换可得

$$\log |H(k)|^2 = F[L(n) \cdot c_x(n)], \quad 0 \leq n \leq N-1, \quad 0 \leq k \leq N-1, \quad (12)$$

即

$$|H(k)| = \exp \left| \frac{1}{2} F[L(n) \cdot c_x(n)] \right|, 0 \leq n \leq N-1, 0 \leq k \leq N-1. \quad (13)$$

那么, 式(13)就是获得的脉搏系统传递函数的估值(即幅频特性), 图3是根据式(13)计算所获得的4种典型脉搏信号的幅频特性曲线.

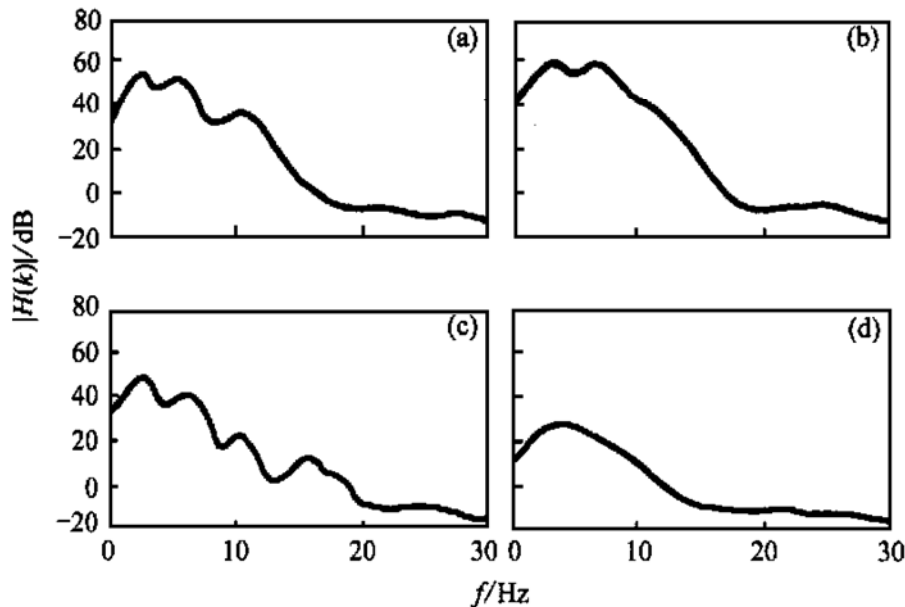


图3 4种典型脉搏系统的 $|H(k)|$ 估值
(a) 平脉; (b) 滑脉; (c) 弦脉; (d) 细脉

2 结果与讨论

将记录的114例脉搏信号(其中平脉38例, 滑脉24例, 弦脉33例, 细脉19例)在B&K-2034数字信号分析仪和PC机上进行处理, 表1列出了所获得的脉搏系统共振峰参数的部分数据及对未知脉例的诊断结果, 图3是获得的脉搏系统幅频特性曲线.

表1 4种脉搏系统的共振峰参数^{a)}

信号种类	例数	共振峰数目		共振峰频率 ($F \pm \Delta F$)/Hz	对未知脉例的识别与验证		
		M			A	B	准确率/%
平脉	38	3		$2.90 \pm 0.36; 5.82 \pm 0.40; 10.88 \pm 0.65$	17	13	76.5
滑脉	24	2		$3.34 \pm 0.61; 7.20 \pm 0.84$	12	9	75.0
弦脉	33	4		$2.27 \pm 0.26; 5.80 \pm 0.39;$ $9.73 \pm 0.33; 15.70 \pm 0.81$	26	23	88.5
细脉	19	1		4.72 ± 1.12	8	5	62.5

a) A 为检验样本数; B 为识别准确样本数

2.1 脉搏系统特征分析

通过对计算结果的统计分析表明, 正常人(平脉)脉搏系统一般具有3个共振峰, 共振峰频率大约位于2.90, 5.82和10.88 Hz处. 对于不同的受检者, 对应于3个共振峰的频率略有不同, 但无显著性差异($P > 0.05$); 滑脉受检者的脉搏系统存在2个共振峰, 且共振峰出现在低频端; 弦脉受检者的脉搏系统出现4个共振峰, 第4共振峰位于较高的频率, 即大约在15.70 Hz处; 细脉受检者的脉搏系统通常仅存在1个共振峰, 大约出现在4.72 Hz处.

从图3(c)及其频谱上我们发现, 高血压弦脉信号的高频成分较平脉有所增加. 脉搏波中

的高频成分的增加主要是由于动脉管壁变硬变厚(如随着年龄增加)或者动脉某处狭窄而引起血流加快,有时还会形成所谓的“湍流噪声”^[7]而引起;另一方面,由于动脉系统中的“T型”或“Y型”分叉而引起脉搏波反射、甚至畸变等,从而增加了高频成分。

2.2 脉搏系统共振峰的成因分析

心脏是脉搏波的振源,心脏周期性收缩与舒张的搏动产生基频振动,同时这种基频振动首先受主动脉瓣的调制,形成若干谐波,它们一起沿动脉传播。当声源(心脏)产生的基频及其谐波与动脉管腔结构的固有频率相接近或重合时,就会产生共振,从而形成不同的共振峰。此外,脉搏波在沿动脉传播过程中,脉搏系统的组织成分(如血流密度、动脉弹性或顺应性等)的改变以及人体自主神经系统(ANS)的不同支配作用均会导致脉搏系统共振峰频率和传播特性发生变化,如动脉硬化、动脉局部狭窄等会使传播特性改变。

2.3 对未知脉象的识别和诊断

人体脉象的种类繁多^[1],特别是人体患有两种以上疾病时的“并脉”或“兼脉”很多,故利用计算机进行脉象识别是一个难度相当大的问题。本文根据中医理论首先研究4种最典型、最基本的脉象。为了验证,在利用本文提取的脉象特征对未知脉象进行识别和诊断时,由中医提供的未知脉象的检验样本特征主要限定于这4种脉象,但部分不属于典型脉象,具有“并脉”特征。对63例未知脉象进行了识别和检验,结果如表1所示,其中平脉的准确率为76.5%,滑脉准确率为75.0%,弦脉准确率为88.5%,细脉准确率为62.5%。需指出的是,由于脉象特征已有一定程度的模糊,故正确识别的概率有不同程度的降低。利用多种谱图特征的模糊识别理论和利用更大量样本的神经网络方法的研究将会有效提高识别的概率,即将完成的结果将在另文介绍。

脉搏系统传特性的研究,对于探明中医脉象的机理和诊断心血管系统的某些疾病等具有十分重要的意义,而脉搏系统声传递函数是分析和研究人体脉搏系统传播特性的重要参数。本文的实验结果表明,从获得的脉搏系统传递函数谱上可明显地反映出4种典型脉象的特征差异以及人体动脉系统的共振特性。本文提出的脉搏系统声传递函数的概念及其估计方法为进一步地研究脉搏系统信息传输功能和诊断心血管系统的某些疾病提供了科学依据。

致谢 感谢董彦武教授及审稿人的建议。本工作为国家自然科学基金(批准号:69701002)资助项目。

参 考 文 献

- 1 张维耀. 中医的现在与未来. 天津: 天津科学技术出版社, 1994. 455~ 459
- 2 丁光宏, 柳兆荣. 血管位移波的力学模型. 力学学报, 1991, 23(5): 581~ 588
- 3 Wang Y L, Chang C C, Chen J C, et al. Pressure wave propagation in arteries. IEEE Eng Med & Bio, 1997, 16(1): 51~ 56
- 4 Chen C W, Shau Y W R, Wu C P. Analog transmission line model for simulation of system circulation. IEEE Trans BME, 1997, 44(1): 90~ 94
- 5 Hoyer D, Schmidt K, Bauer R, et al. Nonlinear analysis of heart rate and respiratory dynamics. IEEE Eng Med & Bio, 1997, 16(1): 31~ 39
- 6 Wang B H, Dong Y W, Tu H Y, et al. Pulse source-system model and its amplitude versus frequency characteristics. Chinese Journal of Acoustics, 1995, 14(3): 247~ 254
- 7 陶祖莱. 生物流体力学. 北京: 科学出版社, 1984. 9
- 8 Wei L Y, Chow P. Frequency distribution of human pulse spectra. IEEE Trans BME, 1985, 32(3): 245~ 246

(1998-07-27 收稿, 1998-12-12 收修改稿)