

- [15] Dunn, K. J. *J. Acoust. Soc. Am.*, **79**(1986), 1709.
- [16] Zhu G. Z. and Pan, Y. D. *J. Acoust. Soc. Am.* **94**(1993), 537—541.
- [17] Tittmann, B. R. 石油物探译丛, 1983, No. 6, 65—73.

- [18] 季钟霖, 地球物理学报, **36**(1993), 242—255.
- [19] Welsh 的博士论文的有关内容可以在书中查到, 例如, J. E. White 著, 地下声波, 石油工业出版社(1987年翻译出版).
- [20] Winkler, K. W. Liu, H. Johnson, D. L. *Geophys.*, **54**(1989), 66.

桡动脉脉搏信号的无创检测与声信号处理*

王炳和

(武警技术学院物理室, 西安 710086)

董彦武 屠海鹰 吴胜举 尚志远 仝杰

(陕西师范大学应用声学研究所, 西安 710062)

杨颀

王蕊娥 靳秀婵

(西安市中医医院)

(陕西师范大学医院)

1993年4月30日收到

本文从振动与声学角度出发,用一种高性能的检测系统采集了桡动脉脉搏声信号,首次利用倒谱分析技术对两种脉搏信号进行了处理。获得了脉象功率谱和倒谱及其特征参数。分析结果表明:脉象功率谱可准确地判断人的呼吸频率特性;滑脉信号在5Hz以内的谱能量约占总能量的83.7%,而结代脉仅占47.2%;由倒谱客观、准确地获得了脉搏周期值,倒谱可定量地给出脉搏强度大小,并可分析心律的稳定性等。本文的研究,为中医脉象的客观化研究和西医的心血管疾病的无创检测提供了一条新的途径。

一、引言

脉诊是祖国医学中重要而独特的诊病方法。从古至今,中医一直是在两手的寸口处切取脉搏信息,并与望、闻、问诊相互印证,来确定疾病的类型和属性。所谓“病家不用开口,便知病症根由”,从一定意义上就说明了脉搏包含有丰富的健康状况的信息。现代医学认为,脉搏是由心脏搏动引起,经人体各动脉及内脏器官等组织,由血气的运行传至远端的桡动脉处而形成的,在人体内要经过曲折漫长的路径。因此,它不仅反映了心脏的状况,而且反映了其它器官、组织和血液的容量、成份、流动特性以及血管本身的组织特性等多种人体生理病理信息。自中医脉象客观化研究以来,对脉搏信息的

检测有了不少方法,如曾用过光电式、应变电阻式、压电式等多种换能器作为脉象传感器^[1-4],实践证明,这些传感器从不同角度检测到了脉搏波的大部分信息,揭示了中医脉象的许多涵义和特征。在过去,人们对脉搏波信息的处理与分析,基本上是在时域内研究的,而时域分析的局限性注定了它难以更加精细、深入地提取出种类繁多的脉搏波的实质与差异。因此,长期以来,脉诊客观化的研究,进展缓慢。

作者从声学角度出发,把脉搏信号视为由声源(心脏)振动(搏动)发出的周期性声激励,经人体脉搏传输系统响应的结果。因而选用电容传声器,以非接触式方法检测脉搏声信号,应用电子计算机数字信号分析仪处理,获得了功率谱和倒谱,并对谱图特征进行了初

* 国家自然科学基金资助项目

步分析。结果表明, 本文的检测方法和处理技术有效地揭示出了脉搏信号的实质和不同种类脉象的特征差异。

二、检测系统及采集方法

1. 脉搏声信号检测系统

脉搏信号的主要能量分布在 20Hz 以下, 属于次声波, 要求检测仪器的频响范围低、灵敏度很高, 因此我们选用了丹麦 B&K-4166 型电容传声器(直径 1/2 吋)作采集声信号的接收器, 并

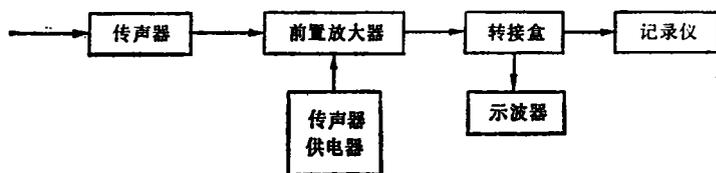


图1 脉搏信号检测系统框图

2. 信号采集方法与步骤

为了方便地采集信号, 我们设计并自装了传声器支架, 支架的横梁可在水平面的 360° 内任意旋转, 传声器接收系统具有高度粗调和高度细调。受试者来源于西安市中医医院和陕西师大医院, 每位受试者先由两位经验丰富的中医师以“双盲法”切诊, 选择两人切脉结果一致者作为受检对象。①记录前让受检者仰卧床上, 静息十分钟, 同时打开示波器记录仪、传声器供电器等检测系统所有仪器的电源, 检查检测系统是否正常。②待各仪器处于正常状态之后, 将传声器连同支架调节至适当位置, 使传声器套管口垂直对准切脉部位, 再调节高度给切脉部位以适当的压力, 使示波器屏幕上显示出最佳波形(幅度大、清晰而稳定、周期性强), 此时打开记录仪的录音键记录信号。③为了保证记录信号的失真小, 信噪比 (S/N) 高, 在记录过程

配 B&K-2639 型前置放大器, 用日本 TEAC R-61 型数据记录仪的调频方式记录, 其频响范围为 0—625Hz。图 1 为检测系统框图。

所谓非接触式方法, 就是在电容传声器前端紧套一长约 15mm、内径为 12.7mm、壁厚约 1mm 的有机玻璃套管, 此套管口距传声器振膜约 6mm, 采集信号时让套管口接触于桡动脉的寸口处, 而传声器本身不直接与测点接触, 这样使脉搏声波经一密闭的小空气腔传至传声器的振膜上, 从而有效、失真小地采集到了桡动脉脉搏的真实信息。

中要求受检者保持情绪稳定, 肌体自然放松, 手臂不能抖动, 记录室内要十分安静。④每位受检者记录一分钟左右的时间(磁带约转 40 圈), 以保证分析样本的足够长度。同时记录下受检者的姓名、性别、年龄、病症、脉象名称等。

脉搏信号从采集到记录经过传声器前置放大、记录仪的输入放大和记录放大三个放大过程。此外, 磁带重放过程中信号要经过记录仪的重放放大(包括磁头放大)和输出放大。

三、脉搏信号的功率谱与倒谱

1. 处理与分析方法

将录好的音频磁带回放进电子计算机数字信号分析仪内进行快速傅里叶 (FFT) 处理。为了消除工频等其它高频干扰, 让信号先经过一模拟低通滤波器(日本 9B02 型, 截止频率为 50

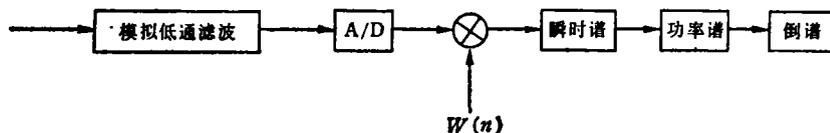


图2 处理与分析框图

Hz)。图 2 是处理与分析框图。

谱图处理方法为：脉搏信号 $x(t)$ 经采样、A/D 转换等预处理后，转变成数字信号 $x(n)$ ，然后计算瞬时频谱^[5]：

$$S_x(K) = F[W(n) \cdot x(n)], \quad (0 < n < N - 1, \quad 0 < K < N - 1, N = 2048) \quad (1)$$

其中 $W(n)$ 为汉宁窗函数， $F[\]$ 表示离散傅氏正变换，其正、逆变换关系为

$$\begin{cases} X(K) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot \exp\left(-j \frac{2\pi Kn}{N}\right) \\ x(n) = \sum_{K=0}^{N-1} X(K) \cdot \exp\left(j \frac{2\pi Kn}{N}\right) \end{cases} \quad (2)$$

$$(0 < n < N - 1, \quad 0 < K < N - 1, \quad N = 2048)$$

则功率谱

$$\bar{S}_{xx}(K) = S_x^*(K) \cdot S_x(K) = |S_x(K)|^2 \quad (3)$$

其中 $S_x^*(K)$ 为 $S_x(K)$ 的共轭复数。

倒谱

$$C_x(n) = F^{-1}[10 \log \bar{S}_{xx}(K)] \quad (4)$$

$$0 < n < N - 1, \quad 0 < K < N - 1,$$

$$N = 2048$$

其中 $F^{-1}[\]$ 表示离散傅氏逆变换。

2. 谱分析(或 FFT 处理)参数的选择

采样频率：对于一个确定的信号，在求其频谱之前，必须知道(或可估计出)此信号的最高频率(Nyquist 频率)，才能根据 Nyquist 采样定理确定出采样频率。Nyquist 定理要求采样频率 f_s 要大于等于信号最高频率的二倍，一般取三至四倍。否则，将会出现严重的“泄露”而使频谱失真^[6]。脉搏信号的最高频率不超过 40Hz，因此本文选择了采样频率 $f_s = 128\text{Hz}$ 。

频率分辨率：频率分辨率 f_b 取决于数据整个长度的时间间隔(即取样长度) T ，其间存在如下关系

$$f_b = \frac{1}{T} \quad (5)$$

(5)式说明，在采样频率一定的情况下，取样长度 T 越长，求得的频谱结构越细致。也就是说，

取样时间 T 变长之后，频率分辨率提高了； T 若变短，频率分辨率就降低。但是，随着分割时间 T 的加长，频率分辨率的提高，求得的是该分割区间内的平均频谱，而不能抽出随时间变化的频谱，因此，为了了解谱的时间性变化，必须使用短的分割区的时间窗。若时间窗变短，则时间分辨率提高，而频率分辨率相对降低，这相当于带宽滤波器的特性，它们有相互制约的矛盾性和统一性。

一般来说，对于脉搏这种较稳定的信号，由于它的频谱结构随时间的变化较小，所以时间分辨率低一些没有多大关系，而应取较长的取样长度(分割时间) T ，来满足超高精度的频率分辨率。故本文选取样长度 $T = 16\text{s}$ ，则频率分辨率 $f_b = 1/T = 0.0625\text{Hz}$ 。

采样点数：FFT 处理的快速性体现在数据长度的采样点数上，即采样点数越多，越能体现 FFT 处理的高速性。采样点数 N 与采样频率、取样长度(或频率分辨率)之间的关系为

$$N = f_s/f_b = f_s \cdot T \quad (6)$$

窗函数：为了减小波形的截短误差，即矩形窗函数引起的 Sinc 函数造成的频谱失真，可选用合适的时间窗函数来加以改善。平常可选用的窗口函数有：Hanning 窗，Hamming 窗，Blackman 窗等。本文在分析时选择了 Hanning 窗，即

$$W(n) = \frac{1}{2} \left[1 - \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) \right] \cdot R_N(n) \quad (7)$$

其中 $R_N(n)$ 为矩形窗函数(矩形脉冲函数)。

另外，为了减小脉搏信号各个周期之间的随机噪声干扰，可对各个脉搏周期的信号进行平均。先对时域进行平均，可减小干扰提高信噪比 (S/N)；为了减小各人之间的个体差异，还可将同类信号的多人频谱曲线进行平均。

基于以上分析，本文对谱分析(FFT 处理)参数设置为：

采样频率 $f_s = 128\text{Hz}$ 取样长度 $T = 16\text{s}$
频率分辨率 $f_b = 0.0625\text{Hz}$ 时间分辨率
 $\Delta T = 7.81\text{ms}$ 采样点数 $N = 2048$

3. 处理结果与脉象谱图特征所反映的病理实质分析

首先作简单说明, 我们所检测与分析的滑脉和结代脉是中医脉学中常见的 27 种脉象的两类, 例如, 中医对这两类脉象的描述为: “滑脉, 往来流利, 如珠走盘, 圆滑有力”; “代脉, 脉有规律间歇, 止有定数, 良久复动”, 又如“结脉, 往来缓, 时-止复来”等。另外, 本文在研究中只取寸口之处的脉搏信号进行处理与分析, 实际上, 中医一直是靠三个手指的变换感觉才能判

断全部脉象。

我们对 26 例滑脉(生理性滑脉)和 19 例心脏病(主要表现为心律不齐)患者的结代脉脉搏信号进行了处理, 图 3 是我们获得的滑脉与结代脉的功率谱平均值。从图上可以看出, 滑脉的功率谱比结代脉的谱幅度大(相差 8dB 左右)。滑脉谱的下降梯度比结代脉的要大, 滑脉谱幅以 $-5\text{dB}/\text{Oct}$ 下跌, 结代脉的谱以大约 $-3\text{dB}/\text{Oct}$ 下跌。在两种脉象的功率谱上, 第一主峰前均有较低的“前次峰”出现, 滑脉在 0.375

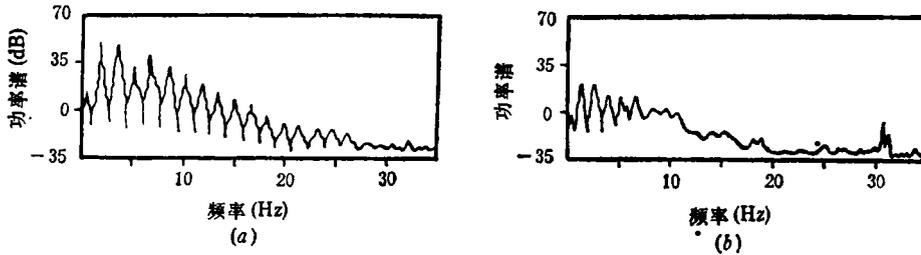


图 3 滑脉 (a) 和结代脉(b) 的功率谱

Hz 处, 结代脉出现在大约 0.312Hz 处。据许多脉例样本分析, 本文发现这个“前次峰”的位置(频率为 f_0) 恰好反映了不同患者的呼吸特征, 即由此频率 f_0 可得到该患者每分钟的呼吸次数:

$$N_{\text{呼吸}} = 60f_0 \quad (8)$$

由(8)式可计算出滑脉受试者每分钟呼吸 22 次左右, 心脏病患者每分钟呼吸 19 次左右。功率谱上滑脉的第一主峰频率为 1.612Hz, 第二主峰频率为 3.324Hz, 第三主峰频率为 4.945Hz (谱峰间距为 1.683Hz); 结代脉的相应值分别为 1.250Hz、2.562Hz, 3.812Hz (谱峰间距为 1.250Hz)。

我们对功率谱的谱能量分布进行了测量与分析。定义谱能比 $SER(5)$ 为

$$SER(5) = E_5/E_{50} = \int_0^5 E(f)df / \int_0^{50} E(f)df \quad (9)$$

其中 $E(f)$ 表示功率谱密度, E_5 表示分布在 0—5Hz 频段的功率谱能量, E_{50} 表示分布在 0—50Hz 频段的功率谱能量。分析计算后所获得的两种脉象的谱能比 SER 值分别列于表 1 中, 发现滑脉在 5Hz 以下的谱能量占总能量的 83.7% 左右, 而结代脉 5Hz 以下的谱能量仅占总能量的 47.2% 左右, 这说明心脏病患者的脉象谱能量在 5Hz 以上仍占有相当大的成分。另外还发现心脏病患者功率谱上大约 30.5Hz 处有一明显的谱峰突起, 而滑脉在 25Hz 以后无明显谱峰出现, 这与国外学者的研究结果基本一致^[7]。

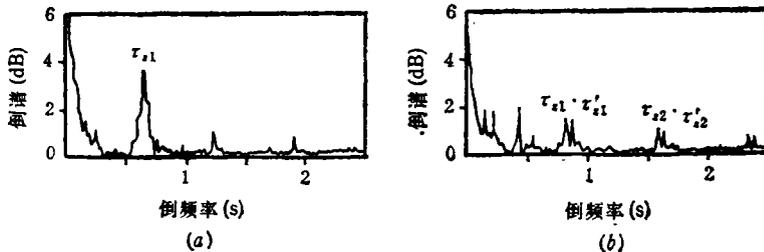


图 4 滑脉 (a) 和结代脉 (b) 的倒谱

表1 滑脉与结代脉脉搏信号的谱特征

脉象名称	例数	功率谱						倒谱					
		f'_0 (Hz)	f_1 (Hz)	f_2 (Hz)	f_3 (Hz)	SER(5) (%)	SER(10) (%)	第一主峰		第二主峰			周期
								τ_{z0} (ms)	h_{c0} (dB)	τ_{z1} (ms)	τ'_{z1} (ms)	h_{c1} (dB)	T_p (ms)
滑脉	26	0.375	1.612	3.324	4.945	83.7	98.9	0	9.19	650.4	—	3.18	650.4
结代脉	19	0.312	1.250	2.562	3.812	47.2	98.6	0	6.41	901.7	923.2	0.77	901.7

注:表中值为平均值。 f_1, f_2, f_3 分别为功率谱第一、二、三主峰频率。

图4是获得的两种脉搏信号的倒谱图。处理结果表明:①倒谱上 $\tau = 0$ 处的谱值滑脉比结代脉的大,如表1所示,滑脉 h_{c0} 值为9.19dB,结代脉 h_{c0} 值仅为6.41dB。由脉象倒谱理论分析^[5]可知,倒谱上 $\tau = 0$ 处的值 h_{c0} 反映了脉搏信号强度(能量)的大小,因此表1中 h_{c0} 值定量地说明了滑脉受试者比结代脉患者的脉搏强。中医脉学理论认为,生理情况下出现滑脉,反映了血气旺盛,所以脉强而有力。而结代脉主要是由于心搏节律失常或左心功能衰减,心输出量减少,动脉顺应性差等,故脉弱而细。中医脉学理论认为,结代脉为阴脉,为气血俱虚、阴邪固结、气血凝滞所致。临床辨证也认为结脉与气血虚弱有关,如“但见中止者,总是结脉,多由血气渐衰,精力不继、所以断而复续、续而复断”^[6];代脉与脏气衰微有关,如“代则气衰”^[6],“代主脏衰、危恶之候”。由此可见,倒谱特征值 h_{c0} 反映了人体气血旺盛与虚衰的生理病理特征,也与中医脉象理论相一致。②倒谱上 $\tau = \tau_{z1}$ 处尖锐峰起的时间值精确地表征了脉搏周期大小^[5],依此所得的两种脉搏信号的周期值如表1所示,而且由图4可看出滑脉 $\tau = \tau_{z1}$ 处的谱峰十分显著,这是由于滑脉功率谱上出现以脉动频率为基频的多次谐波(10个以上)所致;结代脉的倒谱上出现较多的倒谱(rahmonics)现象,即所谓的“双倒谱峰”的特征反映了心律不齐患者的一些病理特征。也就是说,我们完全可以将此“双倒谱峰”的位置 τ_{z1}, τ'_{z1} 及 $(\tau_{z1} - \tau'_{z1})$ 值作为衡量和判断心律不齐程度的参考量。

四、结 论

本文通过对脉搏声信号的检测和处理,可得到以下两点主要结论:

1. 脉搏声信号的采集主要取决于检测系统的高信噪比、高灵敏度和低频响范围。本文所设计的脉搏声信号检测系统性能良好,能有效地检测到桡动脉脉搏所包含的生理病理信息。

2. 频谱与倒谱分析技术应用于脉搏信号的分析是正确的和可行的。频谱与倒谱可更细致准确地提取和揭示脉搏信号的实质与特征。如功率谱可分析谱能量随频率的分布、人的呼吸特征等;利用倒谱可准确获得脉搏的周期值、并可定量地反映不同脉搏信号的强度大小和脉搏传输系统的频率特征^[9]以及可作为判断心律的稳定性等。

参 考 文 献

- [1] 刘广斌,西安医科大学学报,11-3(1990),201—205.
- [2] 李景唐,孙汉钧,医疗器械,5(1979),4—9.
- [3] 陈先农,罗致诚,中国生物医学工程学报,3-3(1984),170—175.
- [4] 郑行一,医疗器械,4-5(1985),1—5.
- [5] 王炳和,董彦武,中国科学技术协会首届青年学术年会论文集(理科分册),中国科学技术出版社,1992,北京,163—169.
- [6] 邹理和,数字信号处理,国防工业出版社,1985,北京,5—10.
- [7] Chun T. Lee, Ling Y. Wei, IEEE Trans. BME, 30-6(1983), 348—352.
- [8] 北京中医学院中医基础理论教研室,濒湖脉学白话解,人民卫生出版社,1973,北京.
- [9] 王炳和,董彦武等,科学通报(待发表).