

212-217

# 心率波动信号的谱分析及其应用

吕晓琪

(包头市钢铁学院机电系电子电路教研室, 包头 014010)

蒋大宗

(西安交通大学 生物医学工程研究所)

**摘要** 本文从频域角度对心率波动(HRV)信号进行分析、处理。为此,首先利用 ECG 经峰值检测、内插得到 3HRN 信号,然后对此信号施以基于 AR 模型的谱估计法。在正常生理情况下说明了呼吸对心率波动的作用,给出了几种不同呼吸状态下,呼吸对心率波动影响的变化。为说明正常生理状态下,心率波动的神经生理机制提供了依据,同时也为此方法的临床使用打下了一定的基础。

**关键词** 谱估计 心率波动信号

## 1 引言

所谓心率波动信号 HRV(Heart Rate variation)即通过 ECG 的 QRS 波检出心动周期所得到的关于心动瞬时频率的信号。有关医学研究认为,关于心血管系统的许多信号,诸如血压、ECG 都是一个准周期信号,即它的周期在某个值附近波动。这种波动在某种程度上反映了交感和副交感神经对于心率的控制作用,同时也反映了呼吸对心率的影响。对此信号施以一定的分析方法,将会得到一些信息。从生理和病理意义上讲,这些信息可能为说明某些生理机制提供帮助,并可能为医生的诊断提供依据。

目前,心电信号处理技术已比较成熟,在欧美,心电图自动分析和处理已实用化和商品化。一些心电图服务中心都能将心电信号数字化后送入计算机,经处理后给出诊断结果。据介绍其诊断水平相当高,判断传导阻滞的部位、心肌梗塞的范围、心律不齐病灶等,都远较普通心电图判读准确。另据报道,意大利生物医学工程学会(ALLMB)和其它单位合作,正在编制心电图诊断的统一标准和规范。

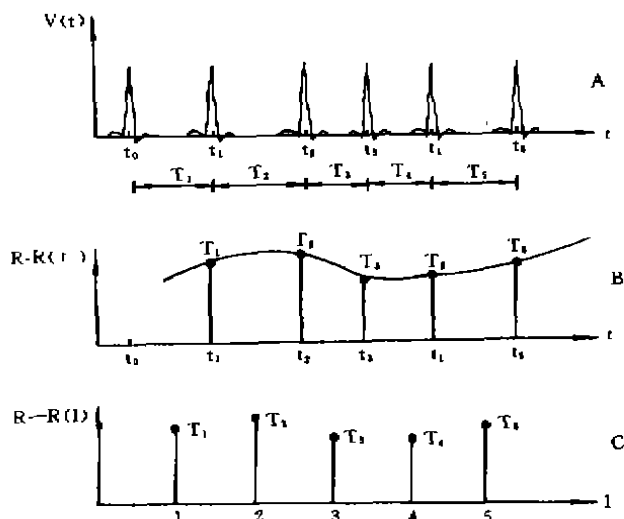
尽管心电信号处理技术已发展到了一个较

高的水平,但国内外在这个方面的研究工作劲头未见稍减。一些学者力求把现代信号处理技术的最新成就用于这一领域。

近几年来,许多学者认为,用频域分析法处理生理信号比起时域来更能了解事物的本质。鉴于 FFT 技术分辨率不同,因此多采作现代谱分析等。但将这种方法应用于分析 HRV 信号在国内还未见报导。为此,我们进行了以下研究。

## 2 心率波动信号

要对 HRV 信号进行处理,首先遇到的问题就是怎样通过一个连续时间信号 ECG 求得一个代表瞬时心率的离散时间函数 HRV 信号。那么第一步就是要进行 QRS 波的识别。本文是通过用波宽和幅度条件来识别 RS 下沿是否出现,从而确定 R 峰位置。根据上面得出的 R 峰位置我们可以方便地得到 R-R 间期序列,然后可得到序列 R-R(+)(图 1,B),此信号序列可以认作是瞬时心动周期信号的不等间隔采样,最后通过如图 1,B 信号的内插可以得到对瞬时心动周期信号的等间隔采样信号,如

图1,  $C[R-R_t(I)]$ .1. (A) ECG 信号  $V(t)$ ; (B)  $R-R(t)$  信号; (C)  $R-R(I)$  信号

### 3 用 AR 模型谱估计法处理 HRV 信号

为了对 HRV 信号进行谱估计,一般认为  $R-R_t(I)$  是一个离散的随机过程。它是由在不同的离散时间对心动周期测量得到的。换言之,  $R-R_t(I)$  是对一个随机过程的数字化采样结果。

依这种思路,需要找一合适的模型来近似  $\{R-R_t(I)\}$ 。即认为  $\{R-R_t(I)\}$  是由白噪声激励该系统模型的一个实现。时下流行的作法是采用 AR 和 ARMA 模型。而 AR 和 ARMA 之间的选择主要决定于模型参数计算的难易程度。

根据 wold 分解定理,任何一个有限阶的 ARMA 过程都可以由一个无限阶的 AR 模型而逼近<sup>[3]</sup>。但在模型参数计算上 ARMA 模型要比 AR 模型繁杂得多,故我们选用 AR 模型。

AR 模型谱估计也称为最大熵谱后计法,其实质是一种自适应方法,没有固定的商函数而是采用参数估计形式,利用模型对数据段以外区域进行预测外推。利用这种方法来处理平

稳随机过程有许多优点:①它比传统的谱估计法具有更高的频率分辨力;②它消除了由于时域数据的暗中加商而引起的频域谱中的劣分辨现象;③对于短的数据记录仍能得到高分辨力的平滑谱。因此,它能得到更加符合真实随机过程的谱。下面介绍自由归模型的基本算法。

#### 3.1 自回归(AR)模型的建立

在统计文献中,回归意指两个或多个相关变量之间的泛函关系,当其中一个变量给定数值时,可以使用这种泛函关系来预测另外一个变量的值。因此,如果变量是从历经事件中得到的与时间有关的变量时,可以使用自回归分析。对于均值为零的平稳随机过程,根据 wold 分解定理,可定出这种自回归关系:

$$X(n) = -\sum_{k=1}^p a_{p,k} \cdot X(n-k) + e(n) \quad (1)$$

其中  $e(n)$  为激励白噪声,  $a_{p,k}$  为加权系数,称为自回归模型参数,  $p$  为模型阶次。

对(1)式取  $z$  变换,得 AR 模型的传递函数  $H(z)$

$$H(z) = \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^p a_{p,k} \cdot z^{-k}} = \frac{1}{A(z)} \quad (2)$$

$e(n) \rightarrow \boxed{H(z)} \rightarrow x(n)$

即随机过程  $X(n)$  可由白噪声过程通过模型  $H(z)$  产生,而且在单位圆上对  $H(z)$  估计,得相应的功率谱密度为:

$$S_x(w) = \frac{\sigma_p^2}{|1 + \sum_{k=1}^p a_{p,k} \cdot e^{-jwk}|^2} \quad (3)$$

其中  $\sigma_p^2$  为预测误差的方差。因此利用这个模型可以进行谱估计。由以上讨论知,要确定 AR 模型,首先应解出系数  $a_{p,k}$  ( $k=1, 2, \dots, p$ ) 预测误差方差  $\sigma_p^2$ , 及模型阶次  $p$ , 为求系数  $a_{p,k}$  等,已产生了许多种算法,本文采用了下面提到的两种算法。

#### 3.2 AR 模型参数的确定

我们比照使用了二种算法:①Levinson-Dubin 算法;②Burg 算法。算法的具体实现从简,可参见[1~3]。

由于 Burg 算法中,利用前后向外推的方法解决了 levinson 算法的加商效应,故其效果更好,经仿真信号验证,其分辨率等指标均优于 levinson 算法。

#### 4 实验系统

本实验系统最终以给出 HRV 信号的谱估计为目的,处理的原始信号是心电信号。这就要求系统首先要具备将心电信号预处理、数字化的能力,然后才是在此数据基础上的 R-R 间期检测、线性内插、谱估计等后处理。下面分两部分介绍系统的配置。

##### 4.1 硬件基础

对于本实验系统,要求的硬件支持主要是一个包括信号预处理而面向 PC 机的 A/D 板、综合考虑心电信号特点及经济实用诸因素,自行设计了一个最高采样频率为 10k、8 通道、精度为 8bit 的 A/D 板,其成本在 200 元以下。

##### 4.2 系统的工作过程

4.2.1 首先是对心电信号的采样,采样频率在 0.01~10kHz 范围内可用。在采样结束后,在磁盘上得到一个饮食采样数据的磁盘文件 \* . 6AT

4.2.2 运行 R-R 间期检测程序,此程序对原始数据文件操作,得到一个内含 R-R 间期序列的数据文件 R \* . DAT、

4.2.3 运行线性内插程序,将数据文件 R \* . DAT 读入,运行完毕之后,在指定的磁盘上建议了一个 X \* . DAT 数据文件,它提供了对 R-R(t) 的等间隔采样序列、即数字化的 HRV。

4.2.4 对 X \* . DAT 施以谱估计法,可得到 AR 模型系数及在此基础上的谱估计。

#### 5 系统的考核方法及其结论

为了保证结论的科学性和准确性,有必要对系统各部进行考核、确信其准确无误。本文作

者就①R-R 间隔的检出;②R-R(I)的内插;③谱估计程序,三个部分用仿真信号实施了考核。

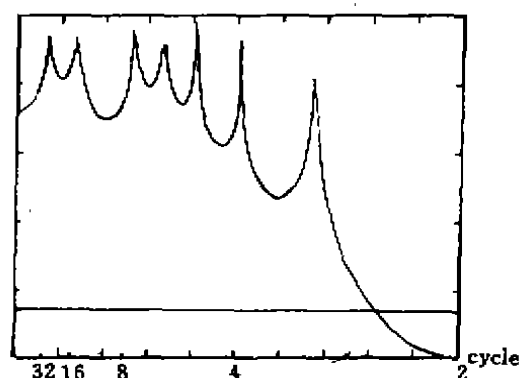


图 2. Burg 算法

模型阶次  $p=17$  数据长度  $L=500$

如图 1 所示为用一含有七个频率的确知信号对谱估计程序的测试结果。

#### 6. 实验结果及讨论

##### 6.1 正常生理状态下的研究

为了确定呼吸对心率波动的作用,不妨假设在很短的一段时间内(几分钟)呼吸是均匀的,并设其频率为  $B$  次/分钟,即每次呼吸所需的时间为  $60/B$ (秒)。由于 HRV 信号是经 R-R 序列内插后得到的,可以认为是 R-R(+) 的等间隔采样序列。这里我们所取的取样(内插)步长为 R-R 间隔的均值,记为  $Cr$ 。

假定呼吸对心率有影响,则其影响应表现为一周期性间控,那么对于取样步长为  $Cr$  的 HRV 序列,呼吸的作用应体现为一周期为  $N$  的扰动,这里的  $N$  由下式确定:

$$N = \frac{60/B}{Cr \cdot 1/f} = \frac{60 \times f}{B \cdot Cr} \quad (6.1)$$

其中  $f$  为输入心电信号的采样频率。

如图 3,A 所示为静息仰卧位的 HRV 信号的谱估计,其呼吸频率  $B$  为 8 次/分,  $Cr = 1029$ , 心电信号的采样频率  $f = 1\text{kHz}$ , 由式 (6.1) 有

$$N = 7.3$$

由图 3,A 可见  $N = 7.3$  恰恰对应于谱线的

第一峰,据此我们可以认为这是呼吸对心率波动影响的频域反映。

为了证实呼吸对心率的影响,我们又在均匀深呼吸和均匀急促呼吸的情况下做了研究。

如图 3,B 所示为仰卧位,均匀深呼吸状态下的 HRV 信号的谱估计,其呼吸频率  $B = 3.5$

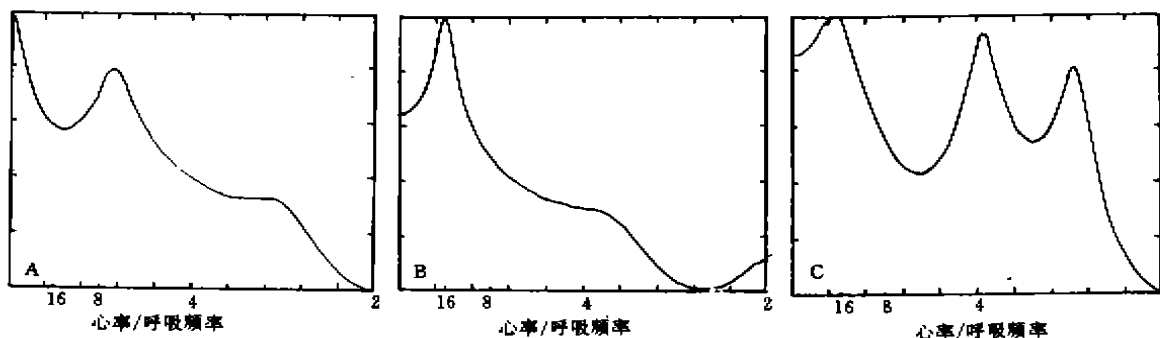


图 3,A 正常呼吸状态

图 3,B 深呼吸状态

图 3,C 急促呼吸状态

次/分,  $Cr = 1026$ ,  $f = 1\text{kHz}$ , 由式 (6.1) 有

$$N = 17$$

此值对应于图 6.2 中的第一峰。值得注意的是,此时第一峰占据了统治地位,说明在深呼吸状态下、心率的变化将主要由呼吸引起。

如图 3,C 所示为仰卧位、急促呼吸状态下的 HRV 信号的谱估计,其呼吸频率  $B = 21$  分,  $Cr = 1003$ ,  $f = 1\text{kHz}$ , 由式 (6.1) 有

$$N = 2.85$$

此值对应于图 3,C 中的第三峰。可以看到在这种轻且快的呼吸方式下由呼吸引起的心率变化将不是心率波动的主流。另由其  $R-R$  的均值  $Cr_1 = 1003$  与前面的  $Cr_1 = 1029$  和  $Cr_2 = 1026$  相比较,有可以觉察到的降低,说明此时心率有些提高。由此可以得出如下结论:

①在正常静息、仰卧情况下,呼吸将是心率波动的一个主要诱因;

②在深呼吸状态、心率波动将主要取决于呼吸;

③在轻且快的呼吸状态、呼吸仍是心率波动的一个主要诱因,但其地位较正常呼吸态有所下降。

## 6.2 结论的生理解释

从前面的结果我们看到,呼吸对心率波动的影响很大,通过查阅有关资料<sup>[4~7]</sup>。根据现有的实验现象,认为此影响主要是经神经通路实现的。

**6.2.1 心率波动的神经因素** 人体的一切活动都是在中枢神经的控制下完成的,心脏是人体组成部分之一,所以心脏的除极和复极过程也必然受到中枢神经的影响。具体一点讲就是交感神经兴奋时,可以引起心率增加,  $P-R$  及  $Q-T$  间隔缩短,  $P$  及  $T$  波增大;迷走神经兴奋时,则引起相反的结果即心率减慢,  $P-R$  及  $Q-T$  间隔延长,  $P$  及  $T$  波降低<sup>[6]</sup>。

**6.2.2 呼吸的节律** 呼吸肌有节律地收缩与舒张形成呼吸运动,呼吸肌是骨骼肌,并不象心肌细胞那样具有自律性,而是由脊髓运动神

经元支配。切断支配呼吸肌的神经,呼吸肌不再舒缩,呼吸运动停止。所以呼吸运动的节律性来自中枢神经系统,它是呼吸中枢节律性的反映。

呼吸动作可以是不随意的,如平时静息的呼吸,它也可以是随意的,如歌唱时的呼吸。中枢神经系统对呼吸运动的调节可分为两个方面,随意呼吸动作主要受大脑皮层的控制;自主的节律呼吸,主要是脑干中一些神经结构的功能<sup>[7]</sup>。

**6.2.3 呼吸的神经支配** 迷走和交感神经纤维形成肺神经丛包绕在支气管和细支气管的周围,副交感神经埋于神经纤维丛鞘中。迷走神经的传入支输送由牵张感受器传来的冲动。交感神经携有扩张支气管的神经纤维。一般认为交感神经使支气管平滑肌张力降低,具有扩张支气管作用。迷走神经使支气管平滑肌紧张度增高,具有收缩支气管的作用。

**6.2.4 呼吸对心率波动影响的生理解释** 从植物神经张力变化的角度来看,吸气时,支气管扩张,使交感神经的张力增高,致使心率增加,传导速度增快;呼气时,使迷走神经张力增加,使心率减慢,传导速度降低。

### 6.3 应用前景

上述对正常生理状态,不同呼吸频率下谱的讨论,我们得知呼吸对心率波动的影响是怎样的。同时我们还看到,当保持一个较高的呼吸频率时,其谱特征明显与正常呼吸状态不同。虽

然,就目前我们的工作情况,对图3C中的几个峰,除呼吸峰外其余的峰我们还不能给出合理的解释,但是我们所做的工作至少可以说明利用这种方法来处理心率波动信号是可行的和成功的,它的进一步完善将可能为研究心率波动的生理机制提供一种有效的手段。

此外,笔者已通过实验证明、当身体处在不同姿势(例如坐姿、卧姿)时,HRV的谱特征是有变化的,说明心率的调控机制可能有变化,而这种变化就正常人而言应是有模式的,而在某些特异的病态,可能使此模式发生变化,这样通过对谱特征变化的分析,将能为医生对该病的诊断提供一些有用信息。

## 参 考 文 献

- 1 邹理和,数字信号处理。北京,清华大学出版社,1985:78~104。
- 2 宋孔德,胡广书,数字信号处理,西安,西安交通大学出版社,1988:48~110。
- 3 杨福生,统计信号处理。北京,清华大学出版社,1984:220~271。
- 4 陶清,等,疑难心律失常心电图。上海,上海科学技术文献出版社,1982:107~188。
- 5 山东医学院附属医院主编,实用心电图学。山东,山东科学技术出版社,1980:111~122。
- 6 朱贵卿主编,呼吸内科学。北京,人民出版社,1984:244~281。

(1991年10月17日收稿)

## Spectral Estimate Applied to the Heart Rate Variation Signal

Lu Xiaoqi      Jiang Dajong

**Abstract** In this paper, the heart rate variation signals(HRV) have been processed in frequency domain. At first, HRV signals have been obtained via detection of R-wave from ECG and interpolations of R-R interval duration sequence. The latter is further treated through the maximum entropy spectrum(MES) estimated on the ba-

sis of AR coefficients. As a result, the spectral analysis of the HRV demonstrates the relation between respiratory and HRV signal. This result provides a basis for interpreting the neurophysiological aspects of the control mechanism of the heart rate variability, and the clinical application of this method.

**Key words** Spectral estimation Heart rate variation signal

## 全国畜产品综合利用经济技术交流会 第二次会议在成都召开

全国畜产品综合利用经济技术交流会第二次会议于 1993 年 6 月 18~20 日在成都华西医科大学药事管理培训中心召开。出席会议的有来自全国各地的专家、教授、企业单位代表共 35 人。

会议由中国畜产品加工协会常务理事魏荣禄教授主持。四川省畜产品加工协会理事长张新琴, 四川省食品公司彭学东副总经理, 四川四达生物工程股份有限公司何栋贤董事长及东道主四川生物医学工程研究开发中心主任、省畜产品综合利用委员会主任邓尊贤研究员等领导同志出席了开幕式, 同时在会上作了热情洋溢的讲话。中国畜产品协会综合利用专业委员会副主任、长城生化制药厂武淑敏工程师代表国家综合利用专业委员会对前一阶段的工作进行了总结。会上还收到中国畜产品加工协会秘书长周永昌教授发来的贺电。

大会代表就自己在科研、生产、新产品开发、经营实践等经验进行了认真的交流和磋商。同时对各单位需求的技术咨询、投资、入股、联合经营等合作方式进行了可行性洽谈。并确定近期工作重点是对猪血、猪毛、胰脏等畜副产品进行深入的研究与开发。该次会议使代表们交流了信息, 开拓了视野, 收获很大, 达到了预期的目的, 并取得了圆满成功。

中国畜产品协会综合利用委员会

1993. 7. 20. 于成都