(1) 61-68

第12卷2期

1993年6月

包头钢铁学院学报

Journal of Baotou University of Iron and Steel Technology

Vol. 12 No. 2 June 1993

心率波动信号的获取。

吕晓琪

(基础电子教研室)

REQUEST TN91172

摘要 本文介绍了从心电图(ECG)信号中提取心率波动信号(HRV)的一种方法。即首先对 ECG 进行峰值检测,然后确定 R--R 间隔,最后经线性内插得到 HRV 信号。

关键词 心电图(ECG);R-R间隔:心率波动信号(HRV)。 中图分类号 TN911.72 信务处理

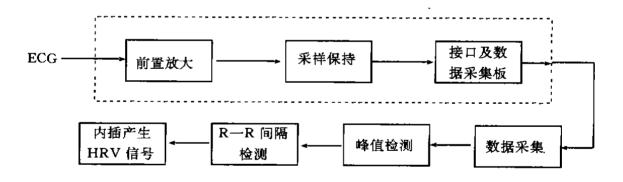
### 引言

所谓心率波动信号 HRV(Heart Rate Variation)即通过心电图 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 等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,这些信息将为说明一些生理机制提供帮助,并能为医生在诸如心血管方面的诊断提供有说服力的依据。

# 1 工作原理

由 ECG 得到 HRV 信号大致需要这样两个步骤,即首先由 ECG 检出 QRS 波群得到一个 R—R 间隔的序列,然后经内插得到 HRV 信号。

### 1.1 系统框图及其配置

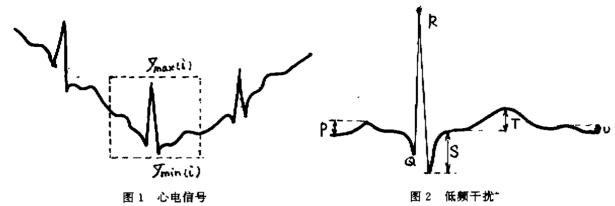


如图所示图中虚线框内的三个部分;前置放大、采样保持、接口及数据采集板为作者自制的硬件电路,将此电路与作为主处理机 IBM一PC 的扩展槽相联,就构成了本系统的硬件部分;软件部分使用了汇编和 FORTRAN 两种语言,除数据采集程序使用汇编之外,其余处理

<sup>▼</sup> 本文1993年5月21日收到

程序皆采用 FORTRAN 语言。

### 1.2 ECG 信号及其特性



如图 1 所示为一典型的心电信号。其中 P 波是心房除极波,由于心房是心脏活动的起始位置,因此 P 波在 ECG 诊断中是十分重要的。另一可作为 ECG 特征的由 Q、R、S 所组成的波群称为 QRS 波,它是心室除极及部分心房复极时的综合波群,它有一个陡峭的 R 波,Q 和 S 是 R 前后的两个负向波,由于心室是心脏工作的重要部位,心室病变直接影响心脏的功能,故 QRS 波群在临床上有着十分重要的意义。紧接着在后面出现的是心室复极波 T 波。同其它生

理信号一样,心电信号是极其微小的,体表心电的幅值一般在 1mv 左右。其中以 QRS 波群最为突出且其脉宽较窄,正常人的 QRS 波宽在  $0.06\sim0.1S$  之间<sup>(5)</sup>。

### 1.3 HRV 信号的获得

分二步进行,先由 ECG 检出 QRS 波群而得到一个 R一R 间隔的序列,然后通过内插得到HRV 信号。

# 1.3.1 QRS 波群的检出及其参数确定

通常,我们面对的是一个在相当水平的噪声背景下的 ECG。一般来讲,这些干扰可能是生理上的(肌电等)、机械上的(电极和病人之间的运动伪迹),以及工频 50HZ 干扰。因此我们将要检测的信号是一个包含有 ECG、基线漂移、尖脉冲和 50HZ 的一个混合信号。

这样,就对 QRS 检测器提出如下要求:

- (a)能檢測正常和病理情况下的 QRS 波;
- (b)能检测正极性或负极性的 QRS 波;
- (c)使高、低頻噪声及 50HZ 对其影响最小化;
- (d)与 ECG 信号的大小无关:
- (e)对 T 波和 P 波不敏感。
- 一个 QRS 检测器可以划分成两个部分:即予处理和判定规则。

考虑到 ECG 信号的特点及后面判定规则的适用情况,予处理采用了一个可变宽度的平滑窗口,即一低通滤波器。

接下来详细介绍本文所采用的检测方法。此方法基于极大极小理论·需要的运算次数较少。利用区域极值来求峰值幅度·然后结合波宽参数来识别 QRS 复波。

令 Z(N)代表采样得到的 ECG 信号。为了得到极值,采用三点滑动窗 TPSW (Three-Point window) 来识别,并定义如下极值标准:

<i>极大值

 $Z(n-1) \leq Z(n) > Z(n+1)$ 

<ii>製小值

 $Z(n-1)>Z(n)\leq Z(n+1)$ 

由图 1 所示、QRS 复波由三个基础极值组成。很明显 QR 和 RS 区段是 ECG 信号最陡峭的部分。所以曾经有人(Froden 1980)利用微分方法求取变化最大点来检测 QRS 波,但是由于这种方法对于高频率噪声太敏感、故需要很多的计算来克服、致使检测速度太慢。

本文采用的检测标准是:

<i>幅度标准、由极大值和极小值之差求得的幅值要大于某一门槛值。

<ii>>波宽标准:从极大值到极小值之间的间隔应落在某个范围之内。

当以上两条同时被满足时,则确认为一个QRS 波。此标准在 ECG 信号的信噪比很高,即 ECG 信号很干净时,效果非常好。但在实践中,我们所得到的信号往往是被噪声污染了的。下面分两种情况介绍在不同噪声污染下的检测实施情况。

### a) 低频干扰

如图 2 所示为低频噪声污染后的 ECG 信号(如电极或病人移动造成的伪迹)。用前述的标准来判别仍能得到满意的结果。因为在幅度和波宽的求取中与 ECG 的基线均未发生关系,故基线的漂移不影响 QRS 波的检出。

#### b)高频干扰

此处的高频是相对于 ECG 而言的,如 EMG、工频 50HZ 等。在这种情况下势必影响到 QRS 的前后沿,如图 3 所示。这样前述的方法不再适用,为此我们采用累积幅度标准。下面以一个被高频信号污染的下降沿为例,说明此标准的具体实现。

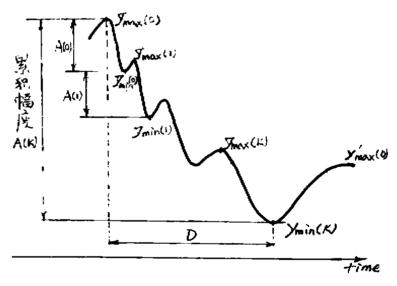


图 3 R-S下降沿的极值序列

如图 3 所示,定义累积幅值如下:

$$A(k) = \bar{y}_{max}(k) - \bar{y}_{min}(k)$$

$$\mathbf{k} = 0$$

$$A(k) = A(k-1) + \bar{y}_{min}(k-1) - \bar{y}_{min}(k)$$

 $\mathbf{k}\neq 0$ 

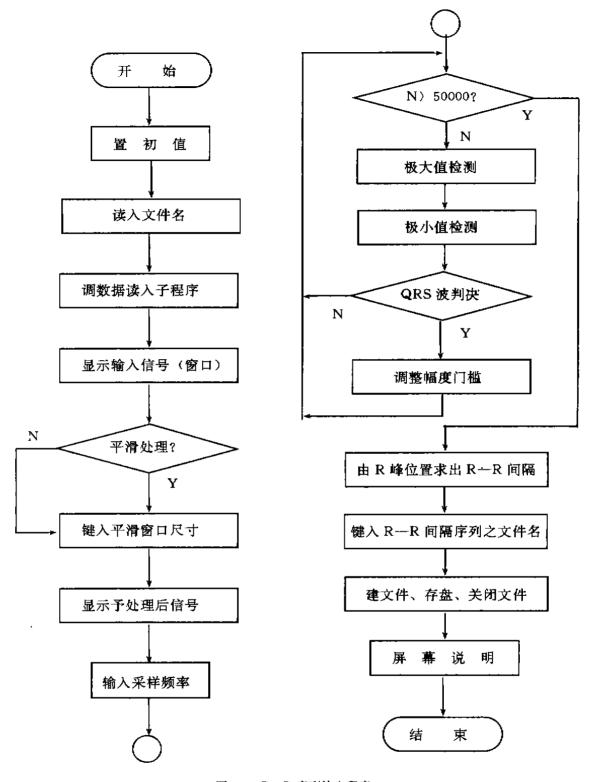


图 4 R-R 序列检出程序

A(k)值一直累加到满足幅度、波宽标准,这样就使得被高频干扰的 QRS 波能够被检测。 对图 3 而言,这里 A(k)代表 R 波幅值。为了使累加一直在同一沿(下降沿)上进行,要求在累积过程中必须有如下保证:

A(k)>A(k+1)

 $k = 1, 2, 3, \dots$ 

即每一对极大极小值都应比前一对要小,也就是说要单调减。(上升沿要单调增)。

在检测运算中, 幅度标准是根据不同输入自动调整的, 取新检出 R 幅度的 1/4 与原门槛 3/4 相加做为下次判断的新标准, 而波宽则是根据前面所述及的 QRS 参数来确定的。

另外,为了避免大幅度 T 波的误检和缩短执行时间,在每一次检到 QRS 波群后,都有一个 200ms 的闭眼期,即跳过这一段数据,而 ST 段的正常时限为 50~150ms,这样 200ms 的闭眼期便避免了 T 波对 QRS 波检出的影响,而且显著地提高了检出速度。依上述方法操作后得到了一个 R 点序列,然后可以方便地由此序列求两两之差而得到 R—R 间隔序列 R—R(I),将其存入数据文件 R\*. DAT,其程序框图如图 4 所示。

#### 1.3.2 HRV 信号的获得

ECG 信号经前面的程序处理之后将得到一个关于 R-R 间隔的序列 R-R(I),其中 I 代表顺序号此顺序号是依检出先后排列的,但此序列并不能严格地同实际时间对应起来,因为 R-R(I)所对应的实际时间是它的前一个 R-R(I-1)之后再经过了一个 R-R 间隔(即 R-R(I)值)的时间。所以序列 R-R(I)相当于对一个瞬时心动周期变化信号 R-R(t)的不等间 - 隔采样序列。

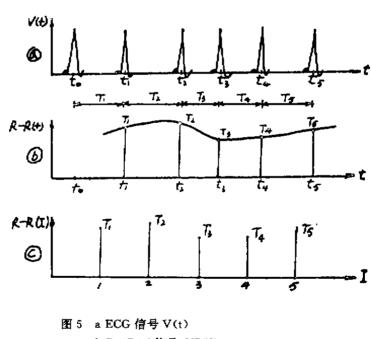


图 5 a ECG 信号 V(t) b R—R(t)信号(HRV) c R—R(I)信号

为了对 R-R(+)那 HRV 信号进行分析及进一步的后处理,就要求我们能够提供一个对

4

此信号的等间隔采样序列,即由 R-R(I)求 R-Rt(I)。要达到这一目的,有三种内插方式可供选择,

- <i>线性内插: 当用直线段连接两点能够满足精度要求时采用:
- <ii>正弦内插:当记录波形中仅读出极大值和极小值时,采用正弦内插为宜;
- <iii>多项式内插:幂次不同可满足不同精度。

这里,我们要处理的心周序列 R—R(I),其值为 R—R 间隔,对于一个处于某状态的正常人而言,其波动只有 5%~10%,所以我们这里的"不等间隔"事实上很接近于等间隔采样。为了减小误差起见,我们令等间隔采样步长为 E(R—R(I)),这样使处理后得到的等间隔采样序列各点始终落在 R—R(I)序列的对应样值附近,由此可见应选用线性内插。经内插后便得到了HRV 信号的等间隔采样序列 R—Rt(I),其实现框图如图 6 所示。

#### 2 讨论

结合前述硬件基础及软件配置,可以在一般心电图机提取的未级驱动信号的基础上给出令人满意的检测结果。

表1 所示是系统对 10 例 ECG 检测的结果。其中 QRS 总个数为 850,检出数为 846,其检出率达 99.5%。而个别 R 波漏检主要是因为某个 R 波的波峰受干扰信号破坏严重所致,对此可利用内插程序来克服。

表 1

QRS 检出表

ECG 序号	总 QRS 波數	检出數	检出率(%)
1	48	48	100
2	48	48	100
3	49	49	100
4	54	54	100
5	56	54	96. 4
6	142	142	100
7	137	136	99. 3
8	147	147	100
9	89	88	98. 9
10	80	80	100
合计	850	846	99.5

由此系统产生的 R-R(I)序列及经内插后得到的 HRV 序列如图 7 所示。

如图 7 所示为正常生理状态下的 HRV 信号直观地看其特征不明显,直接应用尚嫌不足。为此意大利学者 F. Bartoli 对此信号进行了进一步的处理和研究,其初步成果已在国际权威刊物 IEEE 上发展,并引起广泛关注,充分展示了这方面的研究前景。国内此方面研究工作尚未见报道。作者对此信号采用了谱估计分析法进行处理,已取得一定进展,细情将另撰文详述。

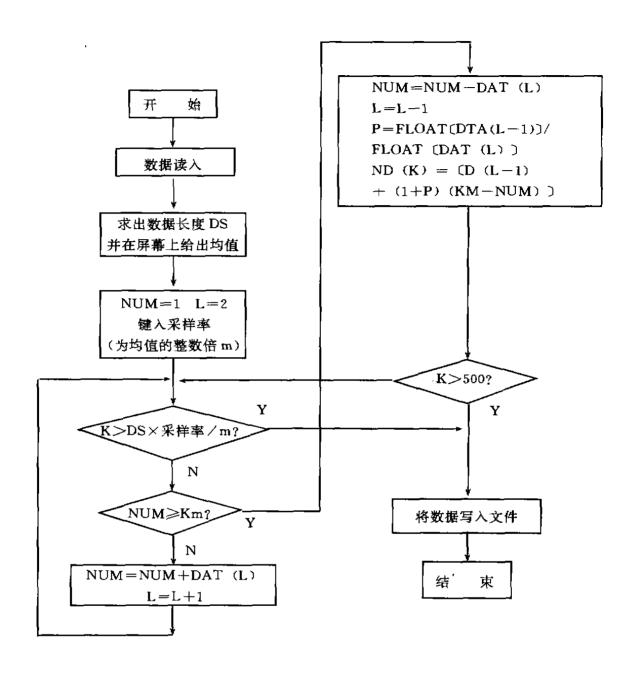
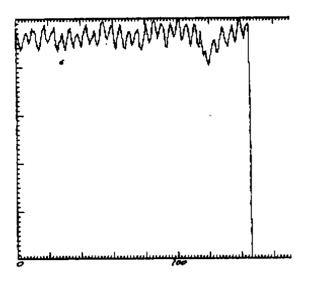


图 6 内插程序框图



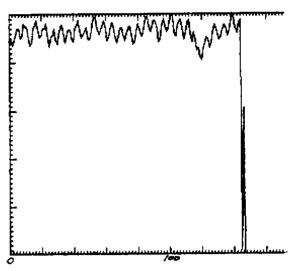


图 7.0(a)R-R(I)序列窗口长度为 200 信号序列长度为 143

图 7.0(b)R-R(I)序列经内插后得到的 HRV 序列

### 参考文献

- 1 OMAR ESCALONA, B. S. et. al, Journal of clinical Engineering, 11(3) 1986, 27-31
- 2 宗孔德.胡广书,《数学信号处理》。北京:清华大学出版社,1988,239-245
- 3 宗伟, "ECG 无损心功能检测"西安, 西安交通大学硕士论文, 1985.
- 4 山东医学院附院、《实用心电图学》、济南:山东科学技术出版社、1980、111-122

# THE OBTAINING OF THE HRV SINGNAL

## Lu Xiaoqi

Abstract This paper describs a method of obtaining HRV singual from ECG. Here, HRV singual have been obtained via detection of R-wave from ECG and interpolatations of R-R interval duration seguence.

Key words ECG; R-R interval; HRV (the heart rate varition singnal)