

· 研究原著 ·

文章编号: 1000-2790(2000)03-0320-04

基于小波变换和相关分析的心电信号检测

王守岩, 王兴邦, 程九华, 张立藩 (第四军医大学航空航天医学系航空航天生理学教研室, 陕西 西安 710033)

关键词: 信号处理; 心电; 小波变换; 相关分析

中图分类号: R541 文献标识码: A

摘要: 目的 根据信号奇异点(R波)与其小波变换模极大值的对应关系, 以及QRS波与其模板具有较高相关性, 将小波变换和相关分析方法应用于心电信号的QRS波检测方法 小波变换是利用二次样条小波对心电信号按Mallat算法进行变换 相关分析方法是定义QRS波的波形模板, 计算QRS波与模板的相关系数 同时还比较了6个检测指标(小波变换正极大值, 负极小值, QRS波与模板的相关系数, QR幅度, 正极大值/负极小值点之间的斜率, QRS波均值)的相对变化范围 结果 在上述6个指标中, 前四项检测指标的变化范围较小, 这在检测策略中合理选取检测指标及其阈值提供了参考 经实际心电数据验证, QRS波正确检测率达到99.99% 结论 采用小波变换和相关分析方法可以提高心电信号QRS波检测的正确率

QRS complexes detection based on wavelet transform and correlation analysis

WANG Shou-Yan, WANG Xing-Bang, CHENG Jiu-Hua, ZHANG Li-Fan

Department of Aviation Physiology, Faculty of Aerospace Aviation Medicine, Fourth Military Medical University, Xi'an 710033, China

Keywords: signal processing; electrocardiogram; wavelet transform; correlation analysis

Abstract: **AM** To develop wavelet transform and correlation analysis methods for QRS complexes detection. **METHODS** Quadratic spline wavelet and Mallat algorithm were used for wavelet transform. The correlation coefficient between QRS complexes and QRS template was calculated for correlation analysis. Six indices for detection were compared, namely, wavelet transform of the maximum, wavelet trans-

form of the minimum, the correlation coefficient, the amplitude from Q wave to R wave, the slope between the points where the maximum and minimum of wavelet transform locate, and the average of QRS complexes. **RESULTS** The relative variety scale of the first four indices was small. The probability of correct detection reached 99.99%. **CONCLUSION** The probability of correct detection can be raised by using wavelet transform and correlation analysis methods.

0 引言

近年, 心电图自动分析, 无论是在Holter系统还是在心功能检测, 以及心电实时分析中, 都得到了广泛应用。在这些应用中, 准确检测QRS复合波是至关重要的。为此许多作者都做了大量工作, 以设计不受噪声影响的检测算法^[1]。在很多算法中, 为了减小噪声干扰, 通常采用滤波方法对信号作预处理, 将噪声和基线漂移滤除^[2, 3]。而小波变换不仅具有多通道滤波特性, 而且还具有很好的表征信号局部特征的能力, 适合于检测信号的奇异点或瞬变^[4-6]。此外, 各项检测指标的阈值范围直接影响检测误检率和漏检率^[2], 而关于它的研究还较少。综合不同种类检测指标设计检测策略也是一个值得研究的问题。在本工作中我们利用小波变换和相关分析方法来设计一种更为准确的QRS波检测策略。首先研究了6个检测指标相对于局部均值的变化范围(小波变换正极大值, 负极小值, 正极大值/负极小值点之间的斜率, QRS波与模板的相关系数, QR幅度, QRS波均值); 然后研究了宽带噪声对它们的影响; 依据这些研究结果, 最后选取其中4个指标(小波变换正极大值, 负极小值, QRS波与模板的相关系数, QR幅度)用于检测策略的设计。

1 材料和方法

1.1 心电信号 记录两组被试者CM5导联的心电信号。一组为青年被试者, 年龄(23.3±3.3)岁, 在平卧位, -15°+30°+75°倾斜, 站立, 平卧位和立位Valsalva实验中的心电数据; 另外一组为老年被试

收稿日期: 1999-02-08; 修回日期: 1999-07-07

作者简介: 王守岩(1972-), 男(汉族), 黑龙江省克山县人, 助教, 博士生(导师张立藩)。Tel (029)3374809 Email asphysio@fmmu.edu.cn



者, 年龄(59.9 ± 4.2)岁, 在平卧位, +75°倾斜, 站立, 立位 Valsalva 实验中的心电数据 共计 233 段, 2800 m in. 这些心电中大部分都存在基线漂移和高大 T 波, 一小部分有电源和肌电干扰, Valsalva 实验中的心电信号 QRS 波形变化很大

在研究噪声对各指标相对变化的影响时, 从上述心电数据中选取无噪声污染、基线漂移较小的 15 段/每段 10 m in 数据作为标准信号, 然后在这些心电信号上叠加幅度分别为每段心电信号平均 QR 幅度 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0 倍的均匀分布的宽带噪声信号 (Fig 1). 所有心电信号数据是以 12 位 A/D 转换, 250 Hz 采样得到的

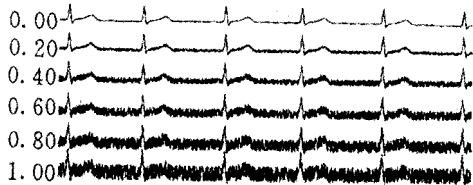


图 1 不同水平噪声干扰下的心电信号

Fig 1 The ECG signals with noise different level
The left numbers of the Fig refer to ratio of noise amplitude and average QR amplitude

1.2 小波变换^[4-7] 近年小波变换在数学领域、信号处理领域发展很快。它具有多分辨率的特点, 对信号不同频率成分的时间分辨率不同, 可以由粗及精细地观察信号。这也可以看成在不同尺度下用不同带宽的滤波器对信号滤波, 尺度愈大, 中心频率愈低, 带宽愈小, 时间分辨率愈低, 反之时间分辨率愈高

信号 $x(t)$ 连续小波变换的定义为:

$$W T_x(a, \tau) = \frac{1}{a} \int x(t) \Psi^* \left(\frac{t-\tau}{a} \right) d\tau = \int x(t) \Psi_{a, \tau}(t) dt \quad (1)$$

式中: $a > 0$ 是尺度因子, τ 反映时间位移, * 代表共轭, $\langle \cdot, \cdot \rangle$ 代表卷积, $\Psi(t)$ 是基本小波, $\Psi_{a, \tau}(t) = \frac{1}{a} \Psi \left(\frac{t-\tau}{a} \right)$ 是基本小波的位移与尺度伸缩

在实际应用中, 尤其是利用计算机实现小波变换, 通常需要将连续小波离散化, 其中二进离散是最常用的一种方法, 即令 $a = 2^j$ (j 整数集合), 这样的离散小波变换 $W T_x[2^j, k]$ 称为数字信号 $x[k]$ 的二进小波变换。它可用 Mallat 快速算法求得:

$$x_k^j = \sum_n h_0[n-2k] x_k^{j-1} \quad (2)$$

$$d_k^j = \sum_n h_1[n-2k] x_k^{j-1} \quad (3)$$

x_k^j 称为尺度 2^j 上的离散平滑逼近信号, d_k^j 为离散细节信号, 且有: $x_k^0 = x[k]$ 。由 (2), (3) 可见, 计算离散信号小波变换并不涉及小波函数的具体形式, 而

只要知道 $h_0[n]$ 和 $h_1[n]$ 就可以。我们选择二次样条小波, $h_0[n]$ 和 $h_1[n]$ 分别为:

$$h_0[1] = 0.3750, h_0[2] = 0.1250, h_0[3] = 0.0000$$

$$h_1[1] = 0.5798, h_1[2] = 0.0869, h_1[3] = 0.0061$$

$$h_0[n] = h_0[1-n], h_1[n] = -h_1[1-n], h_0[n] = h_1[n] = 0 \text{ (当 } n > 3 \text{)}$$

小波变换在信号处理中有许多应用, 其中一个重要方面是检测信号的奇异点。奇异点处信号的上升沿、下降沿对应于小波变换细节信号的一对局部极值 (称之为“模极大值”或“正极大值-负极小值对”)。Fig 2 是有各种噪声干扰的心电信号及其小波变换, 从图中可以看出, 心电信号高频噪声在尺度 3 细节信号上有较大衰减, 低频分量和噪声较弱, 我们采用尺度 3 上的小波变换细节信号来检测 QRS 波。将尺度 3 细节信号的正极大值定义为 M, 负极小值定义为 N, 正极大值/负极小值点之间的斜率定义为 S。

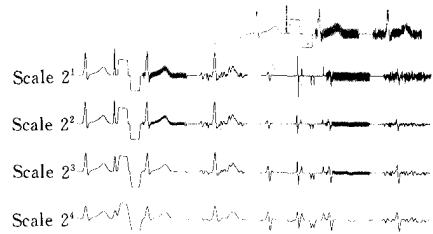


图 2 有噪声干扰的心电信号及其小波变换

Fig 2 The ECG signal interrupted with noise and its wavelet transform

Left is smoothed signal, and right is detailed signal of wavelet transform in different scale

1.3 相关分析^[8] 我们为 ECG 信号的 R 波定义一个模板 $T[k]$, $T[k]$ 的长度为 L_T , 包含 100 m s 的心电数据 (整个 QRS 波的长度约为 130 m s^[8]), 心电信号 $x[k]$ 与 $T[k]$ 的相关系数 ρ_{Tx} 如下计算:

$$\rho_{Tx} = \frac{\sigma_{Tx}}{\sigma_T \sigma_x} \quad (4)$$

$$\sigma_{Tx} = \frac{1}{L_T} \sum_{i=0}^{L_T-1} (T[i] - \mu_T)(x[i] - \mu_x) \quad (5)$$

$\mu_T, \sigma_T, \mu_x, \sigma_x$ 分别为 $T[k]$ 和长度为 L_T 的 $x[k]$ 的均值和标准差。另外我们定义 Q 波最低点与 R 波顶点之间的垂直距离为 QR 幅度, 将模板长度范围所对应的 QRS 波的均值定义为 QRS 波均值。Fig 3 为主要指标的定义给出了图示

1.4 判别指标阈值 为动态确定各指标的判别阈值, 我们采用一阶迭代估计器来确定各指标变化水平, 如下式定义:

$$X_{Estimate}[n] = B * X_{Estimate}[n-1] + (1-B) * X[n]$$

式中, X 可分别为小波正极大值 M, 小波负极小

值 N , 正极大值/负极小值点斜率 S , QRS 波与模板的相关系数, QR 幅值, QRS 波均值各指标 $0 < B < 1$, 为迭代系数 同时定义阈值百分比系数为 C_x ($0 < C_x < 1$), 则各指标 $X(n)$ 的判别阈值范围为: $((1 - C_x) X_{Estimate}[n - 1], (1 + C_x) X_{Estimate}[n - 1])$.

此外, 为了研究各指标相对于 $X_{Estimate}[n - 1]$ 的变化, 我们定义各指标相对变化百分比为:

$$X_{Percent}[n - 1] = (X[n] - X_{Estimate}[n - 1]) / X_{Estimate}[n - 1]$$

我们从每段数据计算出 $X_{Percent}[n - 1]$ 的标准差, 则它反映了各指标的相对变化范围, 为确定 C_x 提供参考

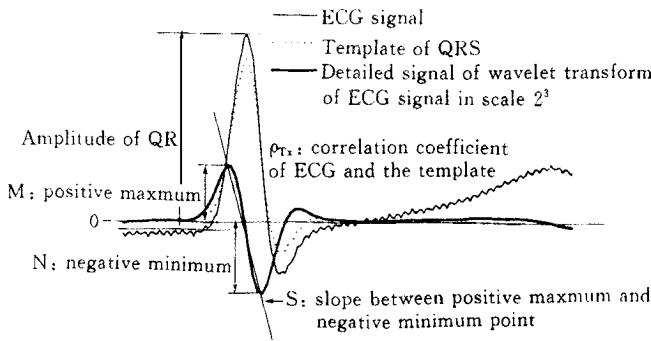
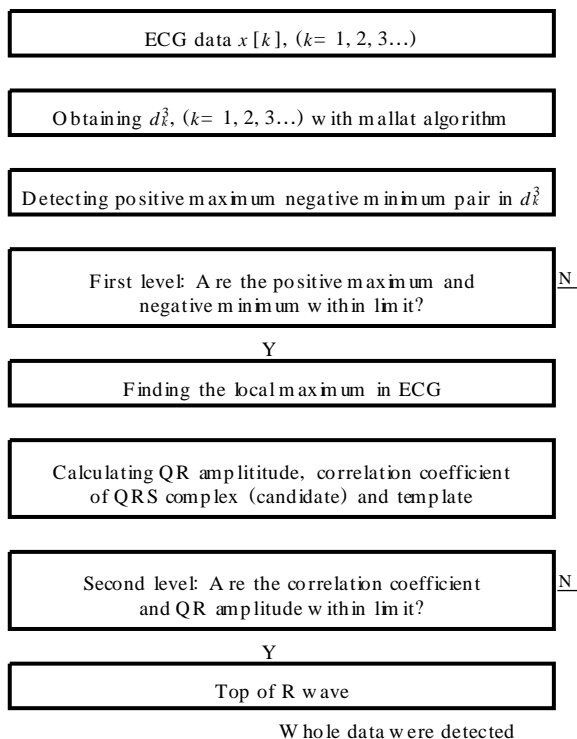


图 3 主要检测指标的定义

Fig 3 The definition of the indices for detection

1.5 检测策略

1.5.1 检测流程 经过对实际心电信号的分析(见结果), 我们检测心电信号 R 波的流程如下, 在后面分析中均采用如下的判别方法



1.5.2 回溯过程 如果 2 倍平均 RR 间期的时间内未检测到 R 波, 则将各指标判别阈值范围增大 50%, 在该段时间内重新搜索, 采用回溯方法可以减少很多漏检

2 结果

Fig 4 是各指标相对百分比变化的方差 小波变换正极大值、负极小值、QR 幅度的变化范围相差不多, 而正极大值/负极小值点斜率、QRS 波均值的变化则远远大于它们 QRS 波与模板的相关系数, 均在 0.97 以上, 相关性非常大 原始心电信号的正确检出率为 99.99%. 从这些数据我们可以大致推断出若要保证仅有 1% 的漏检率, 各指标阈值的变化范围 (C_x 的取值). 其中 QR 波幅度的变化范围最小 (0.298), 其次为小波变换的正极大值和负极小值 (分别为 0.325 和 0.339), 正极大值/负极小值点斜率和 QRS 波均值的变化范围为 0.386 和 0.499 Fig 5(a) 是心电被叠加不同幅度噪声时各指标的变化 随着噪声幅度的增加, 各指标的相对变化范围逐渐增大, 而相关系数逐渐减小 在噪声幅度为 QR 幅度的 0.8 倍以下时, 相关系数大于 0.75, 仍然有较高相关性 [Fig 5(b)], 正确检出率均高于 99% [Fig 5(c)], 该检测策略对中等幅度噪声的干扰具有较强的抗干扰能力 同时也应注意到随着噪声水平的增加, 检测策略中 C_x 的取值也应增大

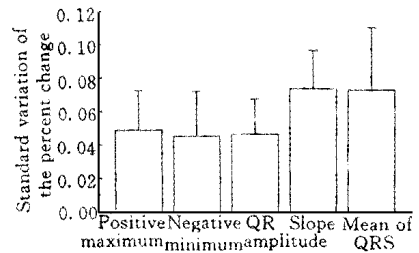


图 4 各检测指标相对百分比变化的标准差

Fig 4 The standard variation of the percent change for the indices ($n = 233, \bar{x} \pm s$)

3 讨论

在 $a = 2^3$ 尺度上的 ECG 信号小波变换, 其高频噪声有很大衰减, 而基线漂移、高 T 波等低频分量在该尺度上反映较小, 利用该尺度上的小波变换可以大大减小噪声影响, 有利于提高检测率^[4].

我们首先研究了 6 个检测指标的相对变化范围, 除相关系数外的其余指标中, 小波变换正极大值、负极小值、QR 幅度的相对变化范围较接近, 而正极大值/负极小值点之间的斜率和 QRS 波均值的相对变

化范围远高于它们。QRS波与模板的相关性非常高。另外,由于小波变换具有滤波作用,因此我们将尺度3小波变换的正极大值、负极小值作为第一级判别指标,可以基本消除基线漂移、高大T波、尖峰干扰以及呼吸所引起的ECG变化的影响。同时我们依据由粗及精的思路,在第一级判别中将阈值范围设置得较为宽松,而在第二级判别中主要采用相关系数作更为准确和严格的判断,同时用QR幅度作为第二级的辅助判别,以进一步减少误判。同时,加入回溯过程减少漏判。

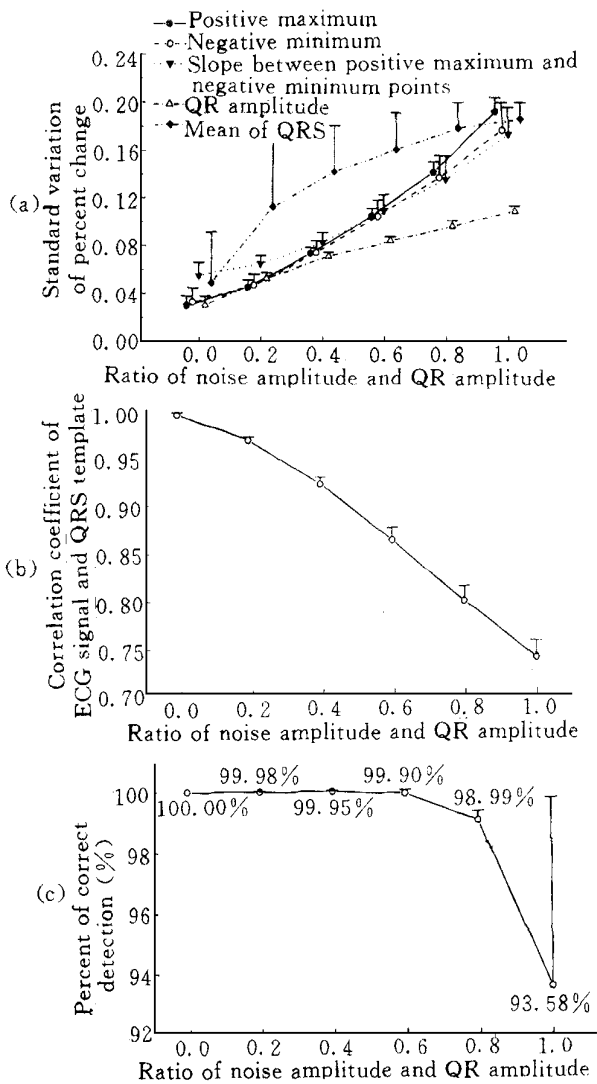


图5 各噪声水平下各指标的相对变化百分比标准差(a), QRS波与其模板的相关系数(b)和正确检出率(c)

Fig 5 The standard variation of percent change of indices (a), the correlation coefficient of ECG signal and QRS template (b), and the percent of correct detection (c) in different noise level

此外,我们还着重研究了宽带噪声对各指标相对变化的影响。随着噪声水平增高,各指标变化范围增大。在噪声幅度与QR幅度的比值小于1.0时,QRS波均值相对变化范围大于其他指标。在较低噪声水平,正极大值/负极小值点斜率相对变化范围大于正极大值、负极小值、QR幅度。因此我们在检测策略中选择正极大值、负极小值、QR幅度以尽可能减小噪声的影响。

我们所设计的检测策略取得了非常好的效果,达到了99.999%的正确检出率,在中高水平噪声影响下,也达到了99%的正确检出率。此外本文还为各指标阈值范围的确定提供了依据。

我们采用的是 2^3 尺度上的小波变换,从Fig 2中可以看出,在 2^4 尺度上的小波变换其高频噪声影响进一步减小,所以利用 2^4 尺度上的小波变换可能会使得高频噪声影响减小,但同时基线漂移的影响会增大,计算量也会增多。另外本文中 $X_{Estimate}(n)$ 是采用一阶迭代估计器来得到的,也有作者利用中值估计器计算^[3]。 $X_{Estimate}(n)$ 在确定阈值中是一个关键,利用中值估计器可能会减小各指标的相对变化范围。此外,本文未考虑R波后200ms不应期,如果略过R波后200ms不应期会使得检测速度得到提高,在一定程度上会减少噪声干扰所引起的误判^[2,4]。

参考文献:

- [1] Friesen CM, Jannett TC, Jadallah MA. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms [J]. *IEEE Trans BME*, 1990; 37(1): 85- 98
- [2] Hamilton PS, Tompkins WJ. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database [J]. *IEEE Trans BME*, 1986; 33(12): 1159- 1164
- [3] Dandapat S, Ray GC. Spike detection in biomedical signals using midprediction filter [J]. *Med Bio Eng Comput*, 1997; 35: 354- 360
- [4] 李翠微, 郑崇勋, 袁朝伟. ECG信号的小波变换检测方法[J]. *中国生物医学工程学报*, 1995; 14(1): 59- 64
- [5] Sahambi JS, Tandon SN, Bhatt RKP. Using wavelet transform for ECG characterization [J]. *IEEE EMB*, 1997; 16(5): 77- 83
- [6] Mallat S, Hwang WL. Singularity detection and processing with wavelets [J]. *IEEE Trans IT*, 1992; 38(2): 617- 643
- [7] Shensa MJ. The discrete wavelet transform: Wedding the a trous and Mallat algorithms [J]. *IEEE Trans SP*, 1992; 40(10): 2464- 2482
- [8] Leffler CT, Saul JP, Cohen RJ. Rate-related and autonomic effects on atrioventricular conduction assessed through beat-to-beat PR interval and cycle length variability [J]. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 1992; 5(1): 2- 15

编辑 何扬举