

心电图信号的频域分析

涂承媛, 曾衍钧, 李树信

(北京工业大学机电学院, 北京 100022)

[摘要] 提出了一种简便有效的、由心电图 (ECG) 曲线提取 QRS-T 复合波的新方法, 从而获得 P 波 (当房颤未发生时) 或 f 波 (当房颤时); 利用功率谱、自相关、互相关等信号处理技术, 对它进行了处理和分析, 特别是, 比较了未房颤时和发生房颤时的相关信息的显著差别。

[关键词] 心电图 (ECG); QRS-T 复合波; P 波; 房颤波 (f 波); 频数直方图; 功率谱; 自相关; 互相关

[中图分类号] R540.4+1 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1009-1742 (2002) 12-0066-05

1 前言

心电图 (ECG) 是常用临床检查方法之一, 对一些疾病, 特别是对心血管病的诊断具有重要价值。ECG 信号自动分析的关键点在于 QRS 复合波的检测, 随之便可进行心率变异 (HVR) 分析, 以及对 ECG 信息进行全面研究。

在 ECG 信号处理中, 用于 QRS 复合波检测的早期方法有带通滤波、自适应滤波、非线性自适应滤波等^[1~4]。由于这类滤波方法的算法复杂, 且运算量很大, 其实际应用 (特别是临床应用) 受到限制。近年来, 随着小波技术的发展, 涌现出了基于小波变换的 QRS 复合波检测法^[1, 5~8]。然而, 应用这类方法时需要根据所测信号的特性来选择一个合适的母波, 以期在时域以及频域内都能显示出该信号的全部特性, 而且还要选择合适的尺度, 以期小波变换后的信号突变点能够反映原信号的突变情况^[9, 10], 否则便可能出现漏检 (某些 QRS 复合波未被检测到) 或误检 (检测到的不是 QRS 复合波)。

为克服以往方法的上述弱点, 笔者提出如下的一种简便有效的、基于频数直方图的 QRS-T 复

合波检测法。

2 ECG 曲线的 P 波与 f 波

ECG 的时域波形一般由 P 波、QRS 复合波、T 波等波段组成, 而房颤发生时, 其中的 P 波则演变为 f 波 (房颤波)。将 ECG 图像中的 QRS-T 复合波剔除, 留下的便是代表未房颤时的 P 波或房颤时的 f 波。

现提出一种简便有效的、基于频数直方图的 QRS-T 复合波剔除方法。

2.1 快速搜索 ECG 图像中的 QRS-T 复合波所在的区间

频数是指单位宽度的条块中所含的图形像素数, 频数直方图反映出图像的统计特性, 描述了图形像素在图像中的分布规律, 因此, 可以利用频数直方图所含有的信息作为图像的特征, 从而快速确定 QRS-T 复合波所在区间。ECG 的时域曲线如图 1a 所示。

令: X 为 ECG 图像矩阵 (已进行二值化处理: '0' 为白色, '1' 为黑色), $d(j)$ 为每列的像素数, D 为 $d(j)$ 的集合, i, j 分别为像素点的行坐标、列坐标。于是,

[收稿日期] 2002-07-25; **修回日期** 2002-08-20

[基金项目] 国家自然科学基金资助项目 (10072006)

[作者简介] 涂承媛 (1963-), 女, 北京市人, 北京工业大学副教授, 博士研究生

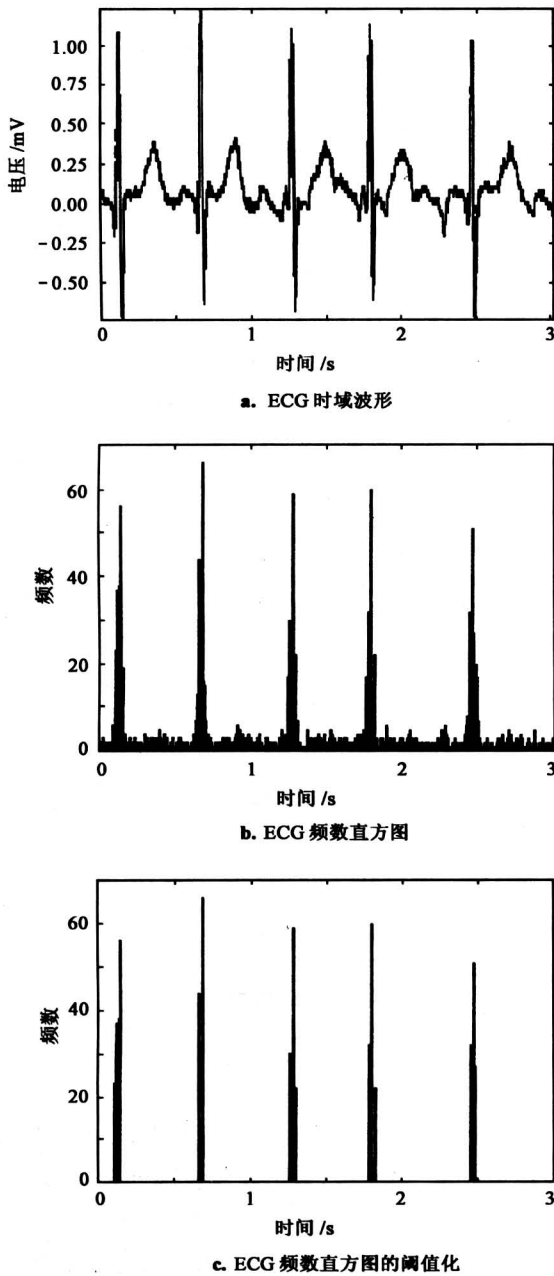


图 1 ECG 的时域波形及频数直方图

Fig.1 ECG time domain waveform and its histogram

$$d(j) = \sum_i x(i, j), \quad D = \{d(j)\}. \quad (1)$$

i, j 的取值范围取决于所研究的 ECG 图像的尺寸。对于一帧图像，一般可以取 $i = 1, 2, \dots, 600$; $j = 1, 2, \dots, 1200$ 。

图 1b 是集合 D 的图形表示，即频数直方图，而图 1c 是图 1b 的阈值化。在这里，选择适当的阈值 d_0 ，派生出阈值化后的新集合

$$D_{th} = \{d_{th}(j)\}. \quad (2)$$

式(2)中:当 $d(j) \geq d_0$ 时, $d_{th}(j) = d(j)$; 当 $d(j) < d_0$ 时, $d_{th}(j) = 0$ 。

从图 1 的各图对应关系中，可以看到，图 1c 的各个相对极大值对应着相关的 R 波波峰，再令 $n(k)$ 为第 k 个 R 波波峰所在位置的列坐标，则这类列坐标组成的集合为

$$N = \{n(k)\} = \{n(1), n(2), \dots, n(N)\}. \quad (3)$$

2.2 QRS-T 复合波的检测

设所选图像的尺寸为 $M \times N$ (行 \times 列)，QRS-T 图形模板是 $M_1 \times N_1$ 图形矩阵 Q_{qrst} ，模板特征向量是 D_{qrst} ，则只需依次在图 1a 中、于式 (3) 所示的各列坐标附近用该模板稍事搜索，即能找出相应的 QRS-T 复合波的位置。

搜索时所选用的判断依据是搜索区域内的差异点数 e_k 及图像特征向量 D_k ，以及数学形态相似度。

差异点是指正被搜索区间的图像矩阵 Q_k 和模板图形矩阵 Q_{qrst} 之间的、存在着不匹配的那些点，而差异点数 e_k 为

$$e_k = \sum (Q_k \text{ XOR } Q_{qrst}). \quad (4)$$

式 (4) 中的 xor 为逻辑运算中的‘异或’操作，该操作是在图像矩阵 Q_k 和 Q_{qrst} 中的相应矩阵元之间进行的，而求和操作 \sum 遍历每次搜索的小区间是对 xor 操作后形成的新矩阵的元求和。上述特征向量 D_k 由所搜索小区域内的各列像素数组成。

匹配规则是：在所搜索的小区域内，符合下列式的图像即为要提取的 QRS-T 复合波。

$$(1 - c_p) D_{qrst} \leq D_k \leq (1 + c_p) D_{qrst}, \quad c_p \in (0, 1); \quad (5)$$

$$e = \min \{e_k\}_{k=1, 2, \dots}. \quad (6)$$

作为例子，讨论如何利用上述方法从 ECG 曲线获取其中的 P 波和 f 波。

2.3 P 波和 f 波的获取

按上述步骤，将 ECG 图像中的 QRS-T 复合波剔除，即可得到未房颤时的 P 波 (见图 2a)，或房颤时的 f 波 (见图 2b)。

由图 2 可见，P 波为能量相对集中的一个小波包，而 f 波则是能量分散的一组不规则振荡。

3 ECG 信号的处理和分析

所采用的数据主要来自美国 MIT-BIH 数据库，有些则是北京工业大学校医院的临床病例。其中，发生房颤的和未房颤的各 50 例。

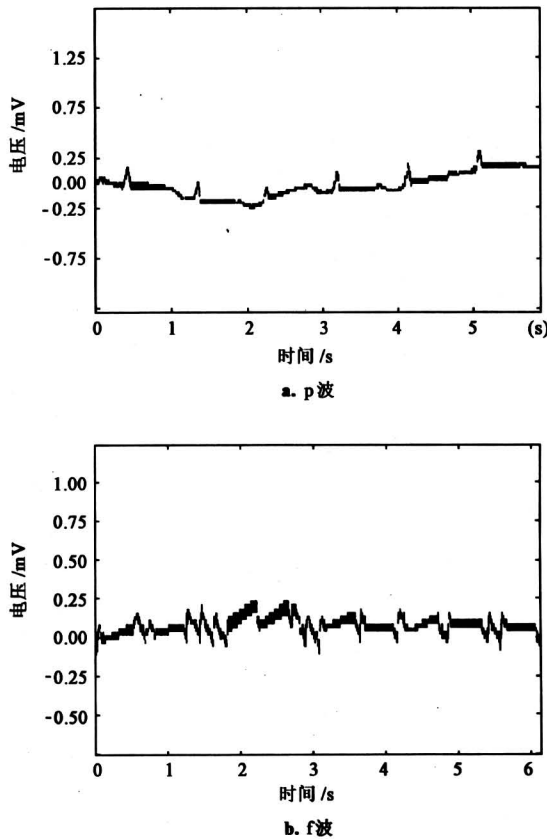


图2 P波和f波的图像

Fig.2 The curves of P wave and f wave

对这些数据,从功率谱、自相关和互相关等方面进行了处理和分析。为了便于观察,对这些函数都进行了归一化处理。

3.1 功率谱函数

对所采集的 ECG 数据进行 FFT 运算,得到其幅频特性,据此,即可绘出 ECG 的功率谱图,见图 3。

从图 3 可以明显看出:未房颤时功率谱的谱线分布均匀,波谷都能回到零线;而房颤时,谱线疏密不等,有些谱线的波谷不能回零线。

3.2 动态频谱

取 ECG 信号每 10 s 为一个时段,每个样本依次取 8 个时段,剔除 QRS-T 复合波后,留下的便是 P 波(未房颤时)或 f 波(发生房颤时),再分别对各样本进行 FFT 运算,作出其动态频谱,如图 4 所示。

对比图 4a 和图 4b 可以看出,房颤时和未房颤时的动态频谱有着明显的不同。房颤时 f 波的能量分布很集中,浓聚在 0~5 Hz 间的一段很窄频率范围内;而未房颤时 P 波的能量则分布于较宽的频

率范围。而且, f 波各时段的动态频谱曲线之间的差异性较大,说明了房颤波的不规则性。

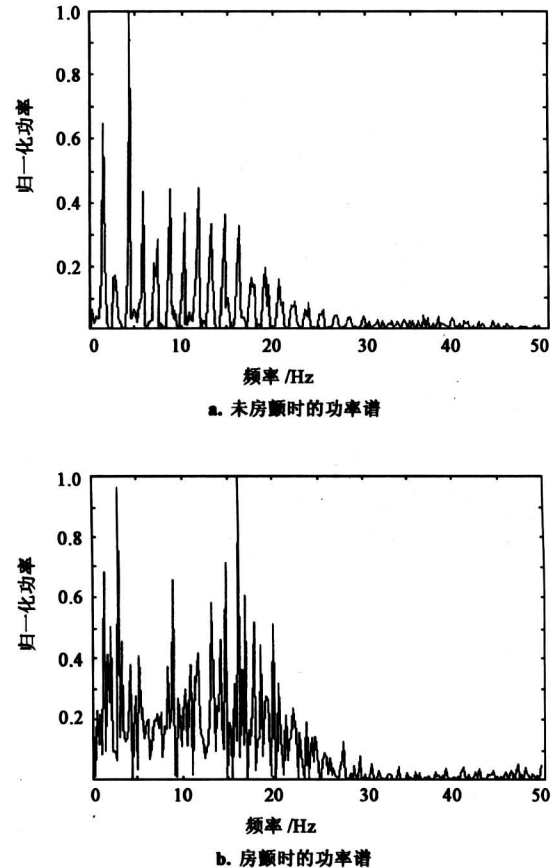


图3 功率谱图

Fig.3 The power spectrum

3.3 自相关函数

自相关函数用于描述一个信号在不同时刻取值的相关程度,是对信号内在联系的一种度量,反映了该信号自身的内在联系。

令 ECG 信号的采样序列为 $x(n)$,则其自相关函数为:

$$R_{xx}(m) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N} \sum_{n=-N}^N x(n)x(n-m). \quad (7)$$

据此,可以绘出自相关函数的示图。图 5a 和图 5b 分别是未房颤时和发生房颤时的自相关曲线。

比较图 5a 和图 5b 可知,房颤时的自相关曲线幅值急剧下降,第一高峰 $R_{\max 1}$ 与第二高峰 $R_{\max 2}$ 的比值 $R_{\max 1}/R_{\max 2} \geq 4.5$,而未房颤时自相关曲线幅值下降相对较慢, $R_{\max 1}/R_{\max 2} \leq 3$ 。

3.4 互相关函数

互相关函数反映出 2 个信号在不同时刻取值的关联程度,即两个信号之间的相互依赖关系。

以 QRS-T 的波形模板信号的采样序列作为

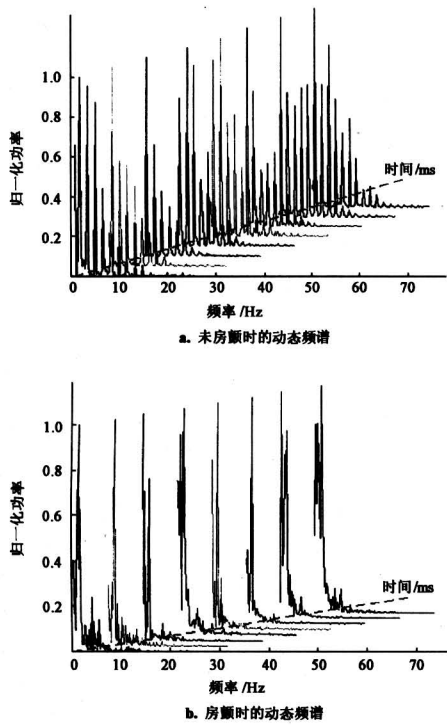


图 4 动态频谱图

Fig.4 The dynamic frequency spectrum

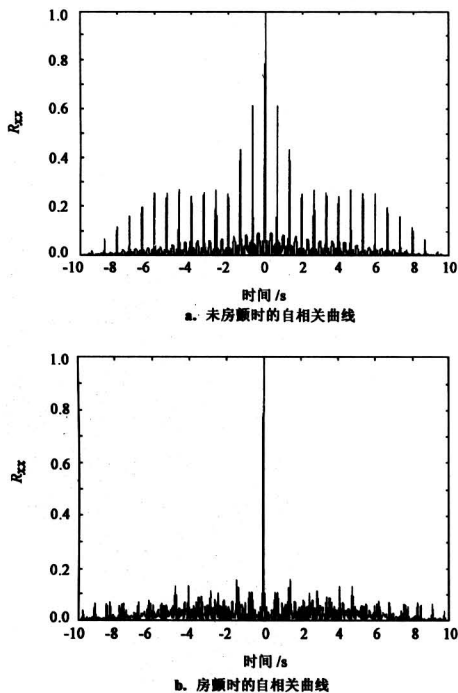


图 5 自相关函数的图示

Fig.5 The auto-correlation function

$y(n)$, ECG 信号的采样序列作为 $x(n)$, 则互相关函数 $R_{xy}(m)$ 为

$$R_{xy}(m) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N} \sum_{n=-N}^N x(n)y(n-m)。(8)$$

据此, 可以绘出互相关函数的示图 (见图 6)。

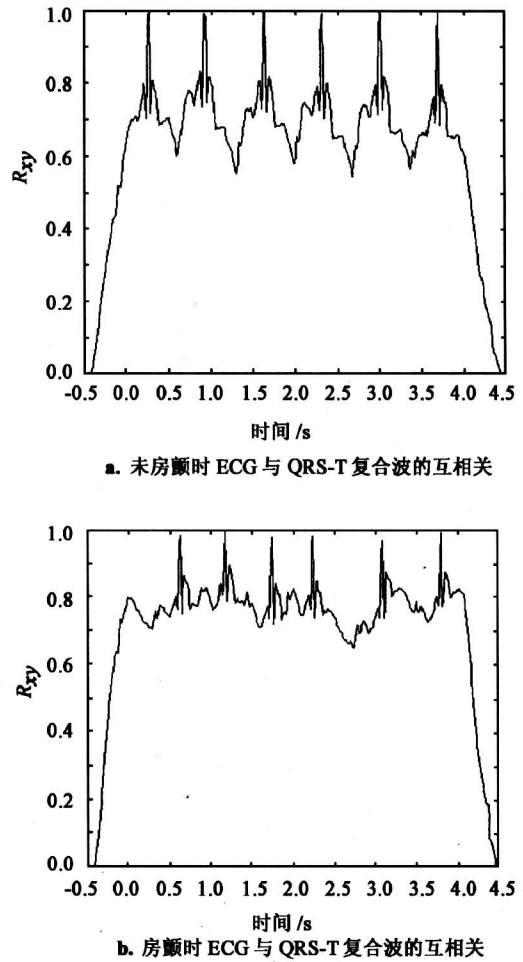


图 6 互相关曲线

Fig.6 The cross-correlation function

从图 6 可以看到, ECG 信号与 QRS-T 模板之间的相关程度在各 QRS-T 复合波出现处为最大, 互相关曲线上出现了与 QRS-T 曲线近似的波形。未房颤时, QRS-T 复合波的间隔较为均匀, 各 QRS-T 复合波间的波形亦较为规则。房颤发生时, QRS-T 复合波的间隔大小不等, 且于各 QRS-T 复合波间出现不规则振荡。

4 结语

笔者提出了一种简便有效的、从 ECG 图像剔除 QRS-T 复合波的新方法, 从而方便地获取到未房颤时的 P 波或房颤时的 f 波。根据功率谱函数、自相关函数、互相关函数等方面的处理, 对一般难以直接识别的心电图上微小差别, 都可在频域

上清楚地观察到,从而很容易地判断是否发生了房颤。

参考文献

- [1] Kohler B U, Henning C, Orglmeister R. The principles of software QRS detection [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2002, (January/February): 42~57
- [2] Keselbrener L, Keselbrener M, Akselrod S. Nonlinear high pass filter for R-wave detection in ECG signal [J]. Med Eng Phys, 1997, 19 (5): 481~484
- [3] Kohler B U, Hennig C, Orglmeister R. QRS detection using zero crossing counts [J]. Int J Med Informatics, 1998, 52 (1~3): 191~208
- [4] Mahalingam N, kumar D. Neural networks for signal processing applications: ECG classification [J]. Australas Phys Eng Sci Med, 1997, 20 (3): 147~151
- [5] Inoue H, Iwasaki S, Shimazu M, et al. Detection of QRS complex in ECG using wavelet transform (in Japanese) [J]. IEICE Gen Conf, 1997, 67 (A-4): 198~207
- [6] Kadambe S, Murray R, Boudreaux-Bartels G F. Wavelet transform-based QRS complex detector [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1999, 46: 838~848
- [7] Li C W, Zheng C X, Yuan C W. Detection of ECG characteristic points using wavelet transform [J]. IEEE Trans on BME, 1995, 42 (1): 21~28
- [8] Bahoura M, Hassami M, Hubin M. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG waveforms detection and heart rate analysis [J]. Computer Methods and Program in Biomedicine, 1997, 55 (1): 35~44
- [9] Sahambi J S, Tandon S N, Bhatt R K P. A new approach for in-line ECG characterization [A]. Proceeding of Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference [C]. Dayton, USA, 1996. 409~411
- [10] Sahambi J S, Tandon S N, Bhatt R K P. Using wavelet transform for ECG characterization [J]. IEEE Eng Med Biol, 1997, 16 (1): 77~83

Frequency-domain Analysis of ECG Signals

Tu Chengyuan, Zeng Yanjun, Li Shuxin

(Beijing Polytechnic University, Beijing 100022, China)

[Abstract] A new simple approach to effectively detect QRS-T complexes in ECG curve is described, so as to easily get the P-wave (when AF does not happen) or the f-wave (when AF happens). By means of signal processing techniques such as the power spectrum function, the auto-correlation function and cross-correlation function, two kinds of ECG signals when AF does or does not happen were successively analyzed, showing the evident differences between them.

[Key words] ECG curve; P-wave; f-wave; AF (atrial fibrillation); histogram; power spectrum; auto-correlation; cross-correlation