

# T波对齐在T波交替谱分析中的对比研究\*

魏 珑<sup>1</sup>, 魏佑震<sup>2</sup>, 赵 捷<sup>3</sup>, 李合菊<sup>1</sup>

(1. 莱芜职业技术学院, 山东 莱芜 271100;

2. 上海东方医院, 上海 200120;

3. 山东师范大学物理与电子科学学院, 山东 济南 250014)

**摘要:** T波交替是一种心电变异现象, 具体表现为心电信号中T波段形态和幅度逐拍交替变化。传统的谱分析法一般通过拍频域中0.5 cycle/beat的功率谱值来检测T波交替, 但在检测过程中不同的对齐方式将影响谱分析T波交替检测结果, 因此将基于谱分析方法进行T波交替检测, 重点对比研究峰值对齐及点乘最大对齐两种方式, 并相应地给出最佳对齐方式, 研究可得点乘对齐所测的交替幅度更接近于真实幅度。

**关键词:** T波交替; 谱分析法; 对齐方式

**中图分类号:** R318 **文献标志码:** A **文章编号:** 0529-6579(2014)04-0079-04

## Study on the T-wave Alignment Strategy of Detecting T-wave Alternans Based on Spectral Method

WEI Long<sup>1</sup>, WEI Youzhen<sup>2</sup>, ZHAO Jie<sup>3</sup>, LI Heju<sup>1</sup>

(1. Laiwu Vocational and Technical College, Laiwu 271100, China;

2. Shanghai East Hospital, Shanghai 200120, China;

3. College of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Jinan 250014, China)

**Abstract:** T-wave alternans (TWA) is a variation phenomenon characterized by beat to beat alternation in the morphology and/or amplitude of the T-wave of electrocardiographic. Traditional frequency spectral method (SM) uses the power spectrum at the 0.5 cycle/beat frequency to detect TWA, however, the results are affected by the alignment strategy during detection. Therefore, the work researches on the peak alignment and dot-product alignment affecting TWA detection based on the spectral method and provides the optimum alignment strategy. The research proves that the amplitude based on dot-product alignment estimates TWA more accurately.

**Key words:** T-wave alternans; spectral method; alignment strategy

T波电交替(T-wave alternans, TWA)是心电信号中的一种变异现象, 表现为规整的心律中T波形态、振幅和极性以ABAB...的形式逐拍交替变化, 如图1所示。T波交替是目前预测心脏性猝死和室性心律失常的一个无创的临床指标<sup>[1-3]</sup>。

当前, 具有病理意义的微伏级TWA检测方法已经有了一定的发展, 如谱分析法<sup>[4-5]</sup>、相关分析



图1 TWA现象

Fig. 1 The phenomenon of TWA

法<sup>[6-8]</sup>、散点图法<sup>[9]</sup>、渐量平均修正技术等<sup>[10-11]</sup>, 其中谱分析是目前发展最为成熟的TWA检测技

\* 收稿日期: 2013-12-28

基金项目: 山东省科技发展计划政策引导类资助项目(2013YD01024); 山东省自然科学基金资助项目(ZR2010HM020); 济南市高校自主创新计划资助项目(201102005)

作者简介: 魏珑(1984年生), 女; 研究方向: 生物医学信号处理; E-mail: weilong\_2046@163.com

术。它具有较高的敏感性和可靠性, 在临床研究中已被广泛采用, 并在 CH2000、Heartwave 等医疗器械中发挥作用。

## 1 谱分析算法与仿真

### 1.1 数据处理及 T 波矩阵对齐

首先利用三次曲线基线拟合消除心电信号中的低频噪声并利用模板识别判别窦性心搏, 非窦性心搏 (如异位心搏) 用均值代替或删除。在谱分析中, 先运用 marr 小波在第三层系数上识别 R 峰, 并根据 RR 间期选择窗宽为  $0.4 \sqrt{\text{meanRR}}$  的 T 波段<sup>[12]</sup>, RR 为相邻心拍 R 峰间距, T 波起点的选取详见表 1; 然后提取 128 个连续的 T 波段, 每一 T 波段采样点为  $N$ , 即组成  $128 \times N$  的分析矩阵, 为保证 T 波最大程度地对齐, 作者提出了运用点乘最大算法, 并结合峰值对齐方法进行对比。

表 1 T 波起点选取规则

Table 1 Selection rule of the T-wave onset

RR 间期/s	RR ≤ 0.6	0.6 < RR < 1.1	RR ≥ 1.1
T 波窗口起点/ms (从 R 峰起)	60	100	150

### 1.2 谱分析算法

为了在频域中反映出 T 波段幅度是否存在周期性变化, 需要通过谱变换将上述所得的对齐 T 波矩阵 ( $128 \times N$ ) 的幅度变化转变成功率谱, 叠加平均后得到对齐 T 波矩阵的功率谱曲线图。若这 128 个点幅度高低周期变化, 则其时域表达式为:

$$x(n) = A + \frac{1 - (-1)^n}{2} \delta n, \quad 0 \leq n \leq 127 \quad (1)$$

其中偶数序列的幅度为  $A$ , 奇数序列的幅度为  $(A + \delta n)$ , 增加的  $\delta n$  为序列之间的变化幅度。若对上述 128 个点组成的序列  $x(1) - x(128)$  作傅立叶变换 FT 可得:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{127} x(n) W_N^{nk}, \quad 0 \leq k \leq 127 \quad (2)$$

$$W_N = \exp(-j2\pi/N) \quad (3)$$

$$X(64) = \sum_{n=0}^{63} \delta_{2n+1} \quad (4)$$

经过傅里叶变换 (2) - (4) 式可见,  $K = 64$  处有一  $\delta$  的累积值, 对应于功率谱图上的  $0.5 \text{ cycle/beat}$  频率处有一明显的谱线, 此谱线可作为 TWA 的标识线。由于心电信号中的噪声在功率谱中占很宽的频带, 且在数据处理中不可能完全滤

除, 因此在心电信号功率谱曲线图中较难分辨信号与噪声。为了能够确定心电信号中是否存在 TWA 现象, 须引入 T 波交替率 TWAR 作为判据, 即可以通过比较  $0.5 \text{ cpb}$  处与噪声的谱大小判定是否存在 TWA, 其公式为

$$\text{TWAR} = \frac{S_{0.5} - S_{NB}}{\sigma_{NB}} \quad (5)$$

其中定义背景噪声落在  $0.44 - 0.49 \text{ cpb}$  处, 其平均值为  $S_{NB}$ , 方差为  $\sigma_{NB}$ ,  $0.5 \text{ cpb}$  处的能量为  $S_{0.5}$ 。TWA 的交替幅度可以用平均交替幅度表示为

$$A_{SM} = \sqrt{\frac{S_{0.5} - S_{NB}}{N}} \quad (6)$$

其中  $N$  为每心拍内的采样点数。(5) 式中频域方法判断 TWA 阳性的交替比率 TWAR 参考标准为 3, (6) 式中幅度  $A_{SM}$  判断参考标准为  $1.9 \mu\text{V}$ 。

### 1.3 算法验证

实验数据来自 MIT-BIH 心律失常数据、恶性室性心律失常数据及 European ST-T 心电数据。图 2 给出了 European ST-T 心电数据 e0105# 起始时间为 0: 05: 20 的 128 拍心电的 TWA 功率谱图。在图中  $0.5 \text{ cycle/beat}$  频率处有一明显的峰值线, 作为 T 波交替显著标识线; 作者同时仿真了该信号样本的 T 波段幅度均值, 如图 3 所示, 其中中间的实线图代表全序列  $x(1) - x(128)$  T 波段幅度均值, 上面的虚线图代表偶数拍序列  $x(2), x(4), \dots, x(128)$  T 波幅度均值, 下面的点化线图代表奇数拍序列  $x(1), x(3), \dots, x(127)$  T 波幅度均值。从图中直观证实了 128 个心拍中奇偶序列存在幅度差值, 此样本信号可能出现 T 波交替现象。

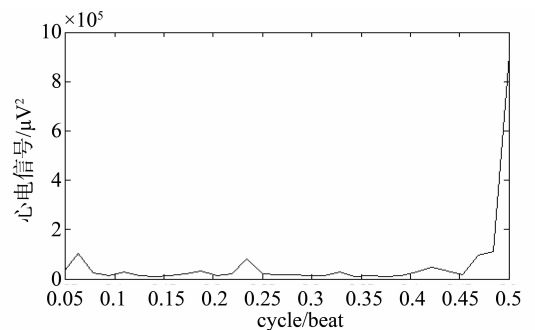


图 2 TWA 功率谱

Fig. 2 The power spectrum of TWA

表 2 为 TWA 检测结果, 其中  $A_{SM}$  为谱分析法交替幅度, 单位为  $\mu\text{V}$ , 可见部分样本数据 TWA 幅度均大于阳性参考标准  $1.9 \mu\text{V}$ , 因此认定出现 T 波交替现象。由于 T 波交替仅在恶性心律失常的

数据中才可能发现, 因此为进一步完善 TWA 检测技术的发展, 在临床上采集大样本的心律失常病人的心电数据并做长期的跟踪很有必要。

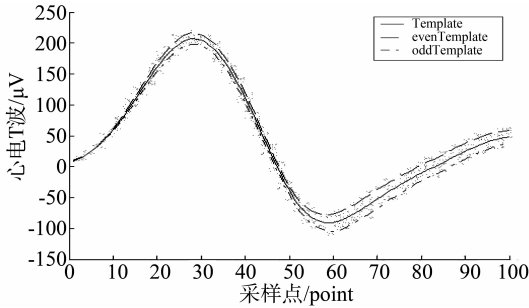


图 3 TWA 幅度均值

Fig. 3 The mean amplitude of TWA

表 2 部分样本的 TWA 检测参数

Table 2 TWA parameters of some samples

记录号	数据来源	起始时刻	心拍数	$A_{SM} / \mu V$
e0305	ST-T	0:05:00	256	58.70
e0103	ST-T	0:20:37	128	22.75
e0103	ST-T	0:40:08	128	335.42
100	MIT-BIH	0:15:00	128	0
e0111	ST-T	0:37:40	128	42.50
103	MIT-BIH	0:03:00	256	24.68
e0105	ST-T	0:05:20	128	108.56
e0105	ST-T	1:40:10	128	116.74
611	MIT-BIH	0:04:22	256	35.66
116	MIT-BIH	0:18:15	128	0

## 2.2 对齐方式仿真实验

我们对这两种对齐方式进行仿真比较。在峰值对齐中, 首先检测峰值点, 左右各加窗 150 ms, 然后对形成的 T 波矩阵进行谱分析检测; 在点乘对齐中, 首先从起点选取 300 ms 的 T 波段窗口, 叠加 128 个心搏 T 波段, 平均得到 T 波模板; 然后在 T 波窗宽内转换为一系列心搏, 方法为将每一心搏以速度为 1 ms、宽度为起点前 30 ms 到起点后 30 ms 的窗口移动; 最后将该系列心搏与得到的 T 波模板求点乘, 选取点乘最大的序列作为研究的交替数据段。当窗口 M 与移动速度同为 1 时, 两种对齐方式等效。本文采用谱分析法对上述两种对齐方式进行仿真讨论, 实验数据来自 European ST-T 数据库中的 e0103 号、e0105 号、e0111 号数据及 MIT-BIH 心律失常数据库中的 103 号数据。检测结果见表 3。

表 3 基于不同对齐方式的 TWA 检测结果

Table 3 TWA amplitude results based on different alignment strategy

记录号	起始时刻	通道	点乘最大对齐	峰值对齐
			TWA 幅值/ $\mu V$	TWA 幅值/ $\mu V$
e0105	0:12:18	2	28.60	27.58
e0105	0:05:20	1	108.56	93.41
e0105	1:40:10	1	116.75	84.95
e0103	0:20:37	1	22.75	18.41
e0103	0:14:19	1	32.43	26.03
e0111	0:37:40	2	42.50	39.47
103	0:03:00	1	24.68	22.86

## 2 TWA 谱分析法检测中对齐方式的研究讨论

### 2.1 两种对齐方式比较

数字信号技术所识别的电交替为微伏量级信号, 因此计算变量的选择将影响交替信号的提取, 其中对齐方式的不同将影响谱分析 TWA 检测结果。好的对齐方式能够降低噪声, 增大交替峰值。

本文比较了两种对齐方式, 一种是基于峰值对齐<sup>[13]</sup>, 即各心拍峰值点对齐, 左右加等长度窗, 但心电波形的多样化导致其特征点检测较难准确一致, 从而使对齐效果变差, 影响检测结果; 另一种是点乘最大对齐, 即在前文算法验证中所用。这种对齐方式是指心拍在一定的窗口 M 内移动, 取与模板心拍点乘最大的心拍序列为被测序列, 从而使 T 波能够最大程度地对齐。点乘对齐能够减少心拍间内差, 以达到 TWA 检测的最大交替峰值和最低噪声<sup>[11]</sup>。

从表 3 中可以观察到点乘对齐方式所检测的 TWA 幅值略大于峰值对齐的结果。在谱分析法检测中已假定 T 波交替分布在整个 T 波段范围上, 而事实上真正的交替只是出现在其中的一小段上<sup>[14]</sup>, 因此利用谱分析法所检测到的 TWA 幅度较于真实幅度都有所降低。综上所述, 点乘对齐所测的略大的交替幅度更接近于真实幅度, 这恰好验证了在 TWA 谱分析检测中点乘对齐方式更为准确。

## 3 结 语

谱分析法检测电交替信号是目前发展最成熟的 TWA 检测技术, 它通过检测拍频域中 0.5 cycle/beat 频率处的功率谱值来检测 T 波交替。在检测过程中 T 波对齐方式的不同将影响检测结果。本文介绍了利用频域谱分析检测 T 波交替的方法, 并进行仿真验证, 着重讨论了两种 T 波对齐方式对

TWA 谱分析检测的影响并得出结论。T 波交替变异现象详细的发生机制和完善的检测技术仍有待于今后进一步研究。

### 参考文献:

- [1] FURLANELLO F, GALANTI G, MANETTI P. Micro-volt T-wave alternans as predictor of electrophysiological testing results in professional competitive athletes [J]. *Ann Noninvasive Electrocardiol*, 2004, 9(3): 201 - 206.
- [2] VERRIER R L, IKEDA T. Ambulatory ECG-based T-wave alternans monitoring for risk assessment and guiding medical therapy: Mechanisms and clinical applications[J]. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 2013, 56(2): 172 - 183.
- [3] 王歆月. 微伏级 T 波电交替及其对心源性猝死的预测价值的临床应用 [J]. *医学理论与实践*, 2013, 26(23): 3107 - 3109.
- [4] 王娟, 黄忠朝, 刘正春. 基于增强的谱分析和奇异值分解的 T 波交替检测 [J]. *浙江大学学报: 工学版*, 2012, 46(1): 177 - 181.
- [5] ARMOUNDAS A A, MELA T, MERCHANT F M. On the estimation of T-wave alternans using the spectral fast fourier transform method [J]. *Heart Rhythm*, 2012, 9(3): 449 - 456.
- [6] BURATTINI L, BINI S, BURATTINI R. Correlation method versus enhanced modified moving average method for automatic detection of T-wave alternans [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2010, 98(1): 94

- 102.

- [7] 魏珑, 赵捷, 徐方舟, 等. 基于相关分析方法的非稳态心电 T 波交替检测研究 [J]. *现代生物医学工程进展*, 2009, 9(16): 3131 - 3134.
- [8] 严抗辉, 万向奎, 李明贵, 等. 非稳态 T 波交替检测: 一种改进的相关分析方法研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2013, 30(4): 860 - 865.
- [9] STRUMILLO P, RUTA J. Poincaré mapping for detecting abnormal dynamics of cardiac repolarization [J]. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2002, 21(1): 62 - 65.
- [10] 张石, 余黎煌, 徐中强. 心电 T 波电交替检测算法综述 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2010, 29(3): 446 - 453.
- [11] CUESTA F, MICÓ T P, ABOY M. Enhanced modified moving average analysis of T-wave alternans using a curve matching method: a simulation study [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, 47(3): 323 - 331.
- [12] MARTÍNEZ J P, OLMOS S. Methodological principles of T wave alternans analysis: a unified framework [J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2005, 52(4): 599 - 613.
- [13] 赵捷, 华玫. 基于 T 波最大值的 T 波电交替分析法 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2005, 22(5): 951 - 955.
- [14] NARAYAN S M, BOTTERON G W, SMITH J M. T-wave alternans spectral magnitude is sensitive to ECG beat alignment strategy [J]. *IEEE Trans on Computer in Cardiology*, 1997, 24(3): 593 - 596.

(上接第 78 页)

- [7] KATHERINE D, GREGORY K M. Bayesian super-resolution of text in video with a text-specific bimodal prior [J]. *International Journal on Document Analysis and Recognition*, 2005, 7: 159 - 167.
- [8] SONG H H, ZHANG D, WANG P K, et al. An adaptive L1-L2 hybrid error model to super-resolution [C] // 17<sup>th</sup> IEEE International Conference on Image Processing, 2010: 2821 - 2824.
- [9] 郭昌. 小波变换与 HMT 模型的图像插值算法 [J]. *中山大学学报: 自然科学版*, 2012, 51(3): 55 - 59.
- [10] 杨克伟. 基于光流法的迭代反投影超分辨率重构算法 [J]. *现代计算机: 专业版*, 2014(3): 31 - 34.

- [11] XU Z G, SU X Q, ZHANG Z P. Multi-frame image super-resolution by Total-Variation regularization [J]. *Journal of Information and Computational Science*, 2012, 9(4): 945 - 953.
- [12] TONG W. Formulation of Lucas-Kanade digital image correlation algorithms for non-contact deformation measurements: a review [J]. *Strain*, 2013, 49(4): 313 - 334.
- [13] BANERJEE J, JAWAHAR C V. Super-resolution of text images using edge-directed tangent field [C] // *Proceedings of the 8th IAPR International Workshop on Document Analysis Systems*, 2008: 76 - 83.