

利用 Poincare 散点图法检测 t 波交替的指标研究 *

李 斐 赵 捷[△] 贾慧琳 张春云 朱晓磊

(山东师范大学物理与电子科学学院 山东 济南 250014)

摘要 目的:利用 Poincare 散点图进行 t 波交替检测,不仅从形态上找到检测标准,进一步研究散点中有效的定量指标。方法:以 European ST-T Database 标准心电数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库的心电信号作为检测对象,以 128 个连续心拍的 t 波中的 7 个点为检测数据,相邻心拍 t 波差分后组成新序列,并由差分序列作出散点图,观察散点形态。根据形态区别和 t 波交替的幅值变化特点,利用每个散点到 $x+y=0$ 直线的距离均值作为定量检测指标 D_0 ,为避免不同心电信号幅值影响, D_0 除以 RQ 峰值差为最终指标 D ,找出合适阈值判定是否存在 t 波交替,并与谱分析法的检测结果比较分析。结果:①从 Poincare 散点图形态上,存在 t 波交替的散点图与正常 t 波存在明显区别,存在 t 波交替则散点集中在以 $x+y=0$ 为轴线的附近,形成类似椭圆的狭长形状,而正常 t 波形成的散点会以原点为中心均匀分布,散点形态为圆形。②由 t 波交替的特点和散点图形态可知,定量检测指标 D 越小,就越有可能存在 t 波交替。经过大量仿真测试和谱分析法的比较,规定检测标准为:当 $D \leq 35 \mu V$ 时,存在 t 波交替;指标 D 与谱分析法的结论相吻合,并且两种方法的判定结果由 kappa 一致性检验,一致性程度好,进一步说明 D 指标具有优越的敏感性,是 t 波交替检测的有效指标。结论:Poincare 散点图的散点分布形态和散点到 $x+y=0$ 轴线的距离均值分别是 t 波交替有效的定性和定量检测指标。

关键词 Poincare 散点图 t 波交替 心电图 定性指标 定量指标

中图分类号:R318 文献标识码:A 文章编号:1673-6273(2012)14-2668-04

A Study of Indexes of Poincare Scatter in the Detection of T-wave Alternans*

LI Fei, ZHAO Jie[△], JIA Hui-lin, ZHANG Chun-yun, ZHU Xiao-lei

(School of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Jinan, Shandong, 250014, China)

ABSTRACT Objective: To research the effective indexes of Poincare scatter in the detection of T-wave alternans (TWA), not only from the geometric pattern, but also from the quantitative index. **Methods:** Continuous 128 Beats electrocardiosignal (ECG) from MIT/BIH Arrhythmia database and European ECG ST-T database was read, and 7 sampling points from every t wave were selected to make an initial sample series. A new sequence with subtraction between adjacent beats of initial samples was used to draw a Poincare scatter. According to the different geometric patterns and the peculiarity of TWA, a new quantitative index was defined as D_0 that was the mean distance from each point to the straight line $x+y=0$. To avoid the influence made by amplitude from different ECG, the final index D was that D_0 divided the difference between Q and R peaks. Then D was compared with the results of spectral method (SM) and appropriate threshold value was selected to recognize TWA. **Results:** ① The Poincare maps of ECG with TWA were greatly different from those of the normal. If there were TWA, the points mainly located in a long and narrow area which was near the straight line $x+y=0$. While normal ECG would show us an evenly distributed round with the origin as the center. ② The likelihood of TWA existing increased with D value diminution. After abundant experiment, the standards were defined as follow: When mean distance $D \leq 35 \mu V$, there was TWA. A significant coherence was found between D the TWA though kappa consistency test. **Conclusion:** Poincare scatter is a good method for the detection of TWA, and the geometric pattern and the mean distance D are effective qualitative and quantitative indexes.

Key words: Poincare scatter; T-wave alternans; ECG; Qualitative indexes; Quantitative indexes

Chinese Library Classification (CLC): R318 **Document code:** A

Article ID: 1673-6273(2012)14-2668-04

前言

T 波交替 (T-wave alternans, TWA) 是指在规整心律时的体表心电图 t 波的幅度、形态、极性在相邻心拍中出现交替变

化的现象。临床研究表明,作为一项新的无创检测方法,TWA 检测已成为预测恶性心律失常以及心源性猝死的重要手段^[1-3]。然而,这种 T 交替变化往往是体表心电图上肉眼不能分辨的,微伏级的,这使得 TWA 的临床研究在很长一段时间内进展艰

* 基金项目:山东省自然科学基金(ZR2010HM020),济南市科技发展计划项目(201102005)

作者简介:李斐(1986-)女,硕士研究生,主要研究方向:智能信号与信息处理

[△]通讯作者:赵捷 电话:13066031690 E-mail: zhaojie286@gmail.com

(收稿日期:2011-10-30 接受日期:2011-11-25)

难,直到近年,随着心电检测技术和数字信号处理技术的发展,微伏级的 TWA 已经可以被准确检测,精度也不断提高^[3]。Poincare 散点图(Poincare scatter)是由变数数值在直角坐标系中的分布点构成的二维数据分布图,通过散点图的形状可以直观判断两个变量之间存在何种相关关系^[4],能将 t 波交替具有的非线性特征很好的描述出来。经过仿真实验,确定判断 t 波交替的形态特征和定量参数,为 t 波交替的检测提供一种新的直观的检测手段和有效指标。

1 检测方法与步骤

1.1 心电图信号预处理

1.1.1 心电图信号去噪 本文选取 European ST-T Database 标准心电图数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库的心电信号作为检测数据库,选取连续的 128 个心拍作为检测对象。本文首先用 Coif4 小波对心电信号进行了 8 层小波分解,然后用小波重构法去除基线漂移,用简单整系数法和改进的阈值算法去除工频干扰和肌电干扰^[5],三种方式的结合可以有效去噪,得到干净的心电信号。

1.1.2 心电图信号特征量的标定 基于多孔(α -trous)算法的基础上使用定位准确、计算简便的二次微分小波 marr 小波对心电信号进行多层次的小波变换,完成心电信号的特征量 QRS 波的标定。

1.1.3 t 波采样点的选取 在 S 峰后 100ms 至 350ms 寻找极大值得到 t 波峰值。根据 RR 间期判断 t 波起点,通过 Bazet 公式得到 t 波终点,计算出 t 波平均长度,平均长度的六分之一为间隔 ID。以 t 波波峰对齐方式,在 t 峰前后以 ID 为间隔,各取三个点加上 t 峰点本身,每心拍提取 7 个检测点。这样连续找出 128 个连续心拍的 7*128 个检测点,构成待检测的 t 波采样点集合 $S=\{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots\}$ 。

1.2 谱分析法检测 TWA

谱分析法是将原本时域上的心电信号量体现在功率谱上,是现今广泛应用的一种 t 波交替检测手段。将检测数据集合 $S=\{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots\}$ 进行 fft 快速傅里叶变换,如下式计算功率谱为:

$$P_{l+1} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^m \left| \sum_{n=0}^{N-1} b_l W_N^{nl} \right| \quad 0 \leq l \leq 127, N=128 \quad (1)$$

周期/心拍处的频率成分作为背景噪声 $S_{0.5}$,根据 0.5bpc(周期/心拍)处的频率成分 $S_{0.5}$ 来判定是否存在 TWA。那么可以得到谱分析指标:

$$S_{WE} = S_{0.5} - S_{0.5} \quad (2)$$

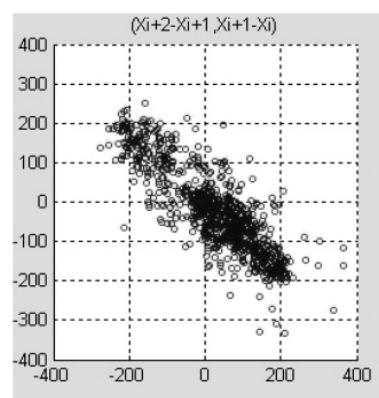
判定标准为:当 $S_{WE} < 0$ 时,认为 $S_{0.5}$ 被背景噪声覆盖,此时的 t 波交替幅度值 $V_{WE} = 0$;若 $S_{WE} > 0$,则认为存在 t 波交替,其幅度值为 $V_{WE} = \sqrt{S_{WE}}$ 。谱分析法的检测结果将于后面的散点图 D 指标检测结果进行比较,见表 1。

1.3 散点图法检测 TWA

1.3.1 散点图检测原理 检测数据点集合中共有 128*7 个采样点^[7],对这 128 个心拍的采样点进行相邻心拍的差值,即:使用第 2~128 心跳周期的采样点分别减去第 1~127 心跳周期的采样点,这样差值组成新的序列 $N1=\{x_2-x_1, x_3-x_2, \dots, x_{i+1}-x_i, \dots\}$ ^[8],现在,一次差分后的新序列的相邻项分别作为平面直角坐标系的一对坐标作散点图。一次差分后的新序列 N1 的横坐标项 $X1=$

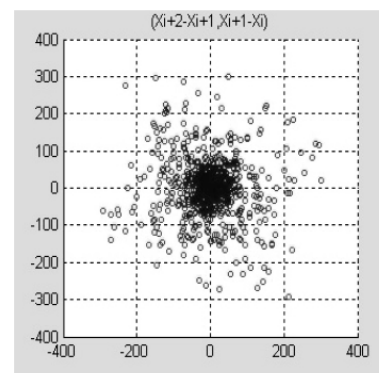
$\{x_2-x_1, x_3-x_2, \dots, x_{i+1}-x_i, \dots\}$;其纵坐标项 $Y1=\{x_3-x_2, x_4-x_3, \dots, x_{i+2}-x_{i+1}, \dots\}$ 。因为采样点为相邻心电周期的 t 波中的均匀间隔的 7 个点,若存在 t 波交替,可以知道相邻的 t 波值幅度,尤其是 t 峰附近的幅度,大小会以 ABAB 形式交替的变化,则它们的差分值的绝对值会远大于不存在 t 波交替的 AAAA 形式的正常 t 波心电图。

1.3.2 形态观察定性标准 明显的 t 波交替时可以在散点图上肉眼观察出来的,当存在 t 波交替时,则散点($x_{i+1}-x_i, x_{i+2}-x_{i+1}$)主要以(正,负)(负,正)的规律变化,且正负数值大小相当,因此散点的形态将是 y=-x 这条直线为轴的倾斜椭圆形状,而正常 t 波不会有这个规律,因此它的散点将是圆心为中心点的圆形均匀分布。如下图 1 表示了 t 波交替与正常 t 波的散点图形态:



a. 存在 t 波交替是的散点图形态

a. The shape of ECG with TWA



b. 正常 t 波的散点图形态

b. The shape of normal ECG

图 1 两种散点图形态比较

Fig.1 The different shapes between TWA and normal ECG

1.3.3 指标检测定量标准 由于 t 波交替现象往往是微伏级的,有些散点形态不是非常明显,并为了更好度量 t 波交替的幅值大小,我们需要一种定量的检测标准。根据 t 波交替会造成幅值的大小逐心拍的交替变化这个特点,并且从上图散点形态的直观比较中不难得到这样一个结论:存在 t 波交替的散点图所有散点到 $y = -x$ 这条直线的距离均值要远远小于正常 t 波,即距离均值越小,越有存在 t 波交替的可能。因此我们可以把这个距离均值作为一个测量指标。根据点到直线的距离公式,计算出每个散点到轴线的距离,再求均值 $D0$:

$$D0 = \frac{\sum_{i=1}^N |AX_0 + BY_0 + C|}{N\sqrt{A^2 + B^2}} \quad (3)$$

本算法中 (X_0, Y_0) 表示散点的横纵坐标 $(X_{i+1}-X_i, X_{i+2}-X_{i+1})$, 以 $y = -x$ 为轴线 $A=B=1, C=0$ 。在实验中发现, 由于每个心电的幅值有差别, 大幅值的心电信号会造成 $D0$ 值偏大, 甚至使存在 T 波交替时的 $D0$ 值大于小幅值的心电信号 $D0$ 值, 为了避免不同幅度大小产生的判断标准偏移, 以 $Q-R$ 峰幅值来代表心电信号的幅度影响 h , 在 $D0$ 基础上除以 h , 作为最终的衡量

指标 D 。最终规定 D 适当阈值为 $35(uv)$, 即 $D > 35$ 时, 无 t 波交替, $D \leq 35$ 时, 存在 t 波交替。

2 结果分析

对 European ST-T Database 标准心电数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库的心电信号进行 Matlab 仿真检测, 为验证 D 指标判定 t 波交替的有效性, 将 D 指标检测结果与谱分析法的检测结果进行比较, 部分数据如下表 1 所示:

表 1 利用 D 指标法和谱分析法的 TWA 检测数据
Table 1 Data from TWA tests on D index method and spectral method

	103	420	E0103	E0104	E0115	E0119	E0124	E0125	E0127
Data*	00:18:00	00:06:00	00:42:22	00:17:46	00:21:45	00:37:30	01:28:50	00:61:05	00:35:03
D(+)	76.8266	34.2765	148.2029	62.5142	114.4294	37.4386	35.5733	79.2381	116.6668
Stwa(+)	26.4488	30.4871	11.7255	30.7379	15.5298	25.5253	31.1946	18.9943	6.9429
	106	117	119	E0106	E0108	E0112	E0113	E0119	E0126
Data*	00:04:51	00:16:58	00:07:51	00:24:26	00:01:05	00:15:30	00:35:30	01:20:10	01:19:04
D(-)	47.7177	104.4747	64.5748	82.1530	83.6299	00:15:30	61.1462	69.1406	38.5951
Stwa(-)	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Data*: The number and the starting time of every ECG are recorded in this row. The upper data records TWA test positive (+), and the data below shows the TWA test negative(-)

Data*: 标注了心电数据编号和起始时间, 其中上三行表示 TWA 检测为阳性(+)的数据, 下三行表示 TWA 检测结果为阴性(-)的数据。

利用统计学中的 kappa 一致性检验^[9], 来分析谱分析法与 D 判定法的检测结果的一致性, 统计结果如表 2:

表 2 D 指标法和谱分析法检测结果的 kappa 一致性检验
Table 2 Kappa consistency test on the results of D index method and spectral method

Spectral method	D index method		Total	Rate
	+	-		
+	59	13	72	0.4768
-	16	63	79	0.5232
Total	75	76	151	
rate	0.4967	0.5033		

经检验 $P_0=0.8079, P_e=0.5002, K=0.6158$, 参考评价原则 K 一致性好, 同时 μ 为 9.6017, 大于 95% 标准正态分布位数 1.96, 故 $P < 0.05$, 拒绝 H_0 , 接受 H_1 , 可认为两种检测方法具有一致性。

3 讨论

在实验中, 由于每个心拍的幅值有差别, 幅度影响因素 h 在排除幅度影响时也会偶尔带来一些误检。心电信号存在明显异常时, 不利于特征点的选取造成采样点不准带来的检测偏差, 但是根据 t 波交替的研究意义, 是对正常心电信号或者说是无明显异常的心电信号进行的, 因此这样的检测结果属于在

检测定义之外, 予以剔除。

目前国内有很多利用相邻 RR 间期为坐标做出 Poincare 散点图, 来估计心率变异性(heart rate variability, HRV)大小, 研究心率变化规律, 普遍认为 Poincare 图是 HRV 的非线性定性分析指标^[10-11]。利用散点图进行 TWA 检测的研究还比较少, 但是该方法可以直观的从形态上辨别 t 波交替现象, 同时 t 波交替本身的幅值逐拍变化的特点, 也非常适合用散点图描述。从实验结果中可以看出, 将检测点集合进行数学方法处理, 定量描述指标 D 能够敏感的反应出 t 波交替的存在, 与谱分析法的界定结果也有良好的一致性, 确实是一种新的有效的检测指标。包含在散点图中的信息还有很多, 其他的定性指标, 以 t 波

交替检测来说,如散点面积、长轴、短轴^[12],长短轴之比以及对角象限的点数比等都将可能对检测起到良好的判断,这些定性指标还有待于进一步深入探索,并有望成为散点图非线性检测的新发展。

参考文献(References)

- [1] 孙育民. T波电交替与室性心律失常[J]. 国际心血管病杂志, 2006, 33(5):297-299
Sun Yu-min. T wave alternans and ventricular arrhythmias[J]. International Journal of Cardiovascular Disease, 2006, 33 (5):297-299
- [2] 张兆国,张海澄. T波电交替现象:一项强有力的评估心脏病患者预后的无创指标[J]. 中国心脏起搏与心电生理杂志, 2005, 19(6):497-500
Zhang Zhao-guo, Zhang Cheng-hai. T wave alternans:a strong index of noninvasive detection of heart disease prognosis[J]. Chinese Journal of Cardiac Pacing and Electrophysiology, 2005, 19(6): 497-500
- [3] 张志冀,张建兴,李川勇. T波交替的研究进展[J]. 国际生物医学工程杂志 2007,30(3):181-186
Zhang Zhi-guo, Zhang Jian-xing, Li Chuan-yong. Development of the T-wave alternan[J]. Int J Biomed Eng, June, 2007, 30(3):181-186
- [4] 张联锋,蒋敏杰,张鹏龙等. Excel 统计分析及应用[M]. 第一版,北京:电子工业出版社,2011,162
Zhang Lian-feng, Jiang Min-jie, Zhang Peng-long, et al. Statistical analysis and the application using Excel[M]. The First Edition, Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2011, 162
- [5] 赵艳娜,魏琰. 基于小波变换的心电信号去噪综合算法[J]. 现代生物医学进展, 2009, 9(16):3128-3131
Zhao Yan-na, Wei Long. ECG Signal Denoising Algorithm Based on Wavelet Transform[J]. Progress in Modern Biomedicine, 2009, 9(16): 3128-3131
- [6] 赵捷,华玫. 基于T波最大值的T波电交替分析法[J]. 生物医学工程杂志,2005,22(5):951-955
Zhao Jie, Hua Mei. The algorithm of detecting the T-wave alternans (TWA) based on the maximum of T waves [J]. Journal of Biomedical Engineering,2005,22(5):951-955
- [7] 徐舫舟. T波交替散点图法:利用非线性动力学系统表示周期性的散点图[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2010,14(9):1645-1648
Xu Fang-zhou. Poincare mapping method for T-wave alternans using a nonlinear dynamic system[J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2010, 14(9):1645-1648
- [8] Jan Ruta, Pawel Strumillo. Usefulness of the poincare mapping in detection of T-wave alternans in precordial leads of standard ECG-a comparison with the spectral method [J]. Diagnostics and Medical Technology, 2001, 7(3):471-476
- [9] 夏邦世,吴金华. Kappa一致性检验在检验医学研究中的应用[J]. 中华检验医学杂志, 2006, 29(1):83-84
Xia Bang-shi, Wu Jin-hua. Kappa consistency test in Medical test Applications[J]. Chin J Lab Med, January, 2006, 29(1): 83-84
- [10] 韩卫星. 心率变异性及 Poincare 散点图判断心脏病变的临床应用研究[D]. 安徽:安徽医科大学,2002,31
Han Wei-xing. A Study of Clinical Usefulness of Heart Rate Variability and Poincare Plot for Diagnosing Heart Diseases[D]. Anhui: Anhui Medical University,2011,31
- [11] 马兰,胡华青,干岭等. Poincare 散点图对冠心病诊断价值的探讨[J]. 安徽医科大学学报, 2005, 40(5):470-472
Ma Lan, Hu Hua-qing, Gan Ling, et al. An investigation of the clinical diagnostic value of Poincare plot for coronary heart disease[J]. Acta Universitatis Medicinalis, 2005, 40(5):470-472
- [12] 徐征,葛霁光,徐秋萍等. 心率的 Poincare 散点图量化指标[J]. 生物医学工程学杂志, 2000, 17(4):433-436
Xu Zheng, Ge Ji-guang, Xu Qiu-ping, et al. A quantitative study of Poincare dispersed-dot Plot for Heart Rate Variability [J]. J Biomed Eng, 2000, 17(4):433-436
- [14] Jiang Hui-di, Ru Hai-long, Wang Xiao-xia, et al. Vasodilation effect of luteolin on rat thoracic aorta and its mechanism[J]. Chinese Pharmaceutical Journal, 2005, 40 (6): 427
- [15] Kozakai T, Yamanaka A, Ichiba T, et al. Luteolin inhibits endothelin-1 secretion in cultured endothelial cells[J]. Biosci Biotechnol Biochem, 2005, 69(8):1613
- [16] Yan Qing-feng, Yang Da-kuan, Huang Yun-chao, et al. Effects of Luteolin on Hyperlipidemic Rat Serum Lipid Metabolism [J]. Journal of Kunming Medical College, 2007,(1):23-26
- [17] Du Xiao-yan, Hou Ying, Qin Hua, et al. Luteolin Inhibits Angiotensin:Induced Cardiac Hypertrophy[J]. Science Technology and Engineering, 2010,10(32):7890-7893

(上接第 2653 页)