

◎ 工程与应用 ◎

冠心病心电信号 ST 段的波形形态分类

万 红,汪显明,李光廷

WAN Hong, WANG Xian-ming, LI Guang-ting

郑州大学 电气工程学院, 郑州 450001

Department of Electrical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China

WAN Hong, WANG Xian-ming, LI Guang-ting. ST of cardiovascular ECG classification research based on shape morphology. *Computer Engineering and Applications*, 2009, 45(28): 205-206.

Abstract: Morphological change of ECG is the important diagnostic parameter to finding the malfunction of a heart. An abnormal ST segment change plays an important role in finding myocardial ischemia. Long-term ECG recording is needed because ST change is transient. It is difficult for cardiologists to find transient ST segments changes from a large amount of data and the workload is extremely heavy. The aim of this study is to classify ST according to its shape type using a polynomial approximation method and the reference STs set. The algorithm consists of feature point detection, ST change Lipschitz detection and ST shape classification. This paper applies the algorithm to the ECG data in European ST database. Through the result of the algorithm, we can know when the ST change occurs and what the ST shape type is.

Key words: wavelet Lipschitz polynomial; approximation; shape classification

摘 要: ECG 波形形态改变是心脏病诊断的重要依据。一个非正常的 ST 段改变对心肌缺血诊断来说尤其重要。因此 ECG 的长时记录是必要的, 而 ST 段形态的改变是短暂的。心脏病专家从大量的数据中找出短暂的 ST 段改变, 工作量巨大而困难。根据波形的特征提出多项式拟合和波形模板匹配分类算法。算法包括三个部分 ST 特征点检测、ST 段波形改变的 Lipschitz 指数判断、ST 段分类。算法通过 ECG 信号欧洲 ST 段数据库进行验证, 从分析结果中可以知道 ST 段波形改变的时间和改变的类型。

关键词: 小波 Lipschitz 指数; 多项式拟合; 波形分类

DOI: 10.3778/j.issn.1002-8331.2009.28.062 文章编号: 1002-8331(2009)28-0205-02 文献标识码: A 中图分类号: TP319

1 引言

冠状动脉粥样硬化性心脏病是指冠状动脉粥样硬化使管腔阻塞, 导致心肌缺血、缺氧而引起的心脏病, 它和冠状动脉功能性改变(痉挛)一起, 统称为冠状动脉性心脏病, 简称冠心病。正确识别 ST 段的形态有助于医生分析 ST 段的变化原因, 但由于 ST 段形态的变化很大, ST 段的形态识别是一件比较困难的工作。常用的 ST 段识别方法有斜率法、函数拟合法、神经网络分类法。然而斜率法仅限于识别直线型 ST 段形态, 不适用于弓背型、下垂型等非直线型的 ST 段形态的确定。函数拟合法就是用某种函数来近似 ST 段, 这样能够描述整个 ST 段的特性。但是由于 ST 段形态变化大, 且形态各异, 要想拟合得好很困难。采用 ART 等无监督、自学习神经网络来进行 ST 段形态识别, 但是由于噪声的干扰, 该方法将产生许多虚假的“新模式”影响 ST 段形态识别的精度; 采用 BP 等有监督的多层前馈神经网络, 但是 BP 网络需要进行大量的样本训练, 然后才能进行模式识别, 对于训练中未出现过的新模式无法正确识别。认真分

析了常用的 ST 形态识别方法, 设计了一种比较简单、可靠、快速的识别方法。首先函数拟合 ST 段, 然后计算 J 点和 T 峰之间的 4 点的斜率值并和 7 个分类参数比较。

2 ST 段分析

ST 段是指从 QRS 综合波群终了到 T 波开始之间的一段, 代表心室处于完全去极化状态。正常情况下, 各部分之间应该无电位差, 即应与基线平齐, 当心肌细胞缺氧时, 将会发生心肌缺血, 如果心肌缺血一直未得到缓解的话, 将导致心肌坏死、心肌梗死, 甚至可能会造成病人猝死。发生心肌缺血时, 反映在心电图中就是相应的 ST 段电平发生显著的变化(抬高或压低)。在咨询心脏病专家和深入研究 ST 段形态的特点之后, 设置了七种类型用于 ST 段波形分类, (a) 下凹型, (b) 上斜型, (c) 水平型, (d) 下斜型, (e) 负 T 型, (f) 球凸型, 除此之外为第七种型。如图 1。图中 (+)(-) 表示标记为 Δ 点的斜率值。第一和第四个斜率值代表着 S 波和 T 波的存在性。若 S 波存在则第一斜

基金项目: 河南省重点科技攻关项目(the Key Technologies R&D Program of Henan Province, China under Grant No.0496061101); 河南省教育厅基础科研项目(the Henan Province Fundamental Research Program of China under Grant No.2007510020)。

作者简介: 万红(1964-), 女, 博士, 教授, 主要研究领域为信息采集与处理, 信息融合技术, 智能计算与模式识别; 汪显明(1981-), 研究生, 主要研究领域为数字信号处理; 李光廷(1983-), 研究生, 主要研究领域为数字信号处理。

收稿日期: 2008-11-07 **修回日期:** 2009-01-16

率值将是正值,这是因为 S 波是最小值点。当正 T 波存在则第四个斜率为正,当出现倒 T 波时第四个斜率为负值。当没有 T 波时,选择 RR 期间中间的斜率值为第四点的斜率值。选择 J 点和第三点中间点为斜率值为中间点的斜率值。如果第一点和第四点的中间出现斜率最小值为零,则选择该点斜率值为第三点的斜率值。选择 J 点和第三点在中间点的斜率值为第二点的斜率值。图中(a)和(e)很相似,但是它们的偏离水平不一样。无 S 波的常有的类型是(a)(e)(f),其中(a)在零斜率值后面全部是正值,(e)的零斜率值前后正负值都有,而(f)中斜率全部为负值。(b)中斜率值全部为正。通常情况下上斜压低(b)和下凹(a)没有多大的意义,但是下斜压低(d)球凸(f)和负(T)型则认为很严重。

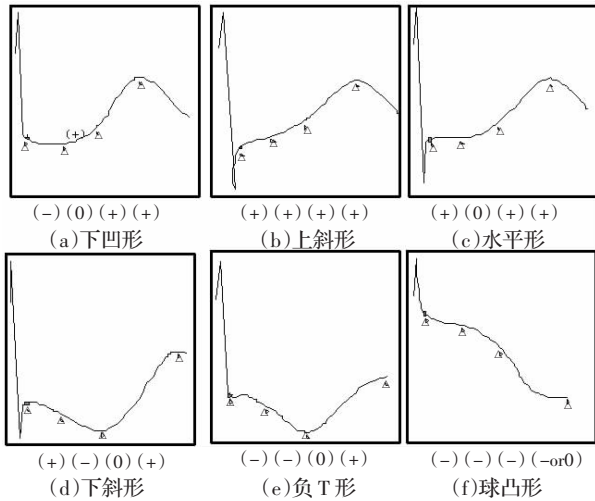


图1 波形分类

3 算法实现

3.1 特征点检测

目前已经有不少学者对 ECG 特征点检测做了大量的研究,近年来,随小波理论的发展,小波分析已经开始应用于心电信号的研究和处理。信号的突变点在小波变换领域常对应于小波变换系数模的极值点或过零点。并且信号奇异性的大小(Lipschitz 指数)同小波变换系数的极值随尺度的变化规律相互对应。

首先采用二次样条^[2]小波把心电信号分解成不同的频率通道(尺度)上的成分,小尺度上的小波变换反映信号的高频分量,而大尺度上的小波变换反映信号的低频分量。高频噪声主要集中在 2¹ 和 2² 尺度上。运动轨迹、基线漂移等大都集中在大于 2⁵ 的尺度上,因此选择在 2³ 尺度上进行 QRS 波群的检测,在 2⁴ 尺度上进行 T 波检测。

3.2 ST 段多项式拟合

原始的心电信号数据因为含有噪声,在 ST 段波形分析时并不直接使用,为了降低噪声的干扰在原心电信号进行内插值处理,内插值处理相当于一个低通滤波器^[3]。对整个 ST 点多项式函数拟合有两种选择:第一种是一个 9 阶的多项式对整个 ST 进行逼近,另外一种选择就是将 ST 段分成 3 段用 5 阶多项式逼近。两种方案的选择根据 ST 段的噪声的量决定。

3.3 ST 波形分类

给定一个信号(或函数) $x(t)$,希望描述它在某一点(如 t_0)或每一个区间(如 $[a, b]$)之间的规则性或奇异性。粗略地说若信

号在某一点或某一个区间是可微的,则信号在该点或该区间内是规则的,反之则是奇异的。若在该点或该区间内可微的阶次越高,那么该信号的规则性就越强,或者说该信号在该点或该区间内越平滑。小波分析由于其在时间和频率的局部特性,它对信号的奇异性的分析应该更加有效。在数学上,通常用 Lipschitz 指数^[4-5]来刻画信号的奇异性。设信号 $x(t)$ 在 t_0 及其某个领域具有性质:

$$|x(t_0+h) - p_n(t_0+h)| \leq o(h^\alpha), n < \alpha < n+1$$

其中, h 是一个充分小量, p_n 是平面上过点 $(t_0, x(t_0))$ 的一个 n 次多项式,则称 $x(t)$ 在 t_0 处的 Lipschitz 指数为 α 。若小波函数是连续可微的,小波函数局部增长衰减性可表示为:

$$|\psi(t)| = o\left(\frac{1}{1+t^2}\right)$$

小波变换系数的局部增长与衰减性质表现为:

$$|W_j x(t)| = \int_R x(t) \psi_{j,k}(t) dt = o(2^{j\alpha})$$

对于二进小波变换 $a=2^j$ 则有

$$|b|W_{j,k}(t)| \leq \log k + j\alpha$$

上式中 $j\alpha$ 项把小波变换的尺度特征和 Lipschitz 指数 α 联系起来,给出小波变换的对数值随尺度 j 或 α 的变化规律。此规律从小波变换极值上表现得最为明显。ST 段的改变通常会引起 J 点、T 波起始点(Ton)奇异性的改变,而与 Ton 点相关的模板极大值点在多个尺度下容易找到,这种奇异性的改变引起该点模板极大值点的位置和幅度相应变化。称 J 点、Ton 点为观测点。实验表明,ST 下降时,检测点的峰值(绝对值)相对较小,随尺度增大(分辨率减小)而增大的趋势也较慢;反之,正常 ST 段或 ST 抬高的心搏相应检测点的峰值较大,且增大的趋势也较快。根据系数就可以判断对应 ST 段波形是否发现变化,对于发生变化的 ST 段提取 4 点的斜率值并与相应的波形比较,根据 4 点的斜率值判断波形的类型。现有文献大多采用估算 ST 段电平和基线电平的比较确定 ST 是否发生形态改变,不仅不精确而且算法复杂,所提算法用 Lipschitz 指数法判断 ST 段形态改变,算法快速简单。

4 仿真结果分析

算法通过欧洲 ST-T 段数据库数据进行验证。数据频率为 250 Hz,持续 2 个小时包含 1 800 000 个采样点。为了更好检验 Lipschitz 指数法检测 ST 段波形变化实验结果,请心电专家进行了手工标注。结果表明计算机自动标注还是比较准确的。ST 段分类是该文研究的一个重点。

部分仿真结果如图 2~图 4,图中的字母加数字代表记录中

e0147	G1	G2	G3	G4
(b)Upsloping	32.5%	7.8%	5.2%	5.8%
(c)Horizontal	37.4%	5.0%	1.2%	46.9%
(d)Downsloping	30.1%	87.2%	93.6%	47.3%

图2 e0147 波形分类分析结果