

一种心电图T波提取算法

白鹏飞¹, 王利², 易子川¹, 周震³

(1.华南师范大学 华南先进光电子研究院, 广东 广州 510006;

2.华南师范大学 物理与电信工程学院, 广东 广州 510006;

3.中国电子科技集团公司 第七研究所, 广东 广州 510006)

摘要: 心电图T波的变化可以反映多种心脏疾病,因此心电图T波的精确检测具有一定的医疗价值。提出了一种基于小波包变换的心电图T波提取算法,为针对心电图T波的医疗检测及其在便携式医疗系统中的应用提供了重要依据。首先,从心电图的频域出发,引入多层小波包变换提取了心电图T波的主频带波形;然后,根据T波主频带波形的特征确定了T波在时域中的始末位置,进而在心电图的时域波形中精确地提取了T波。

关键词: 心电图(ECG); T波; 小波包变换; 频带

中图分类号: TN781-34; TP391

文献标识码: A

文章编号: 1004-373X(2013)07-0057-03

Electrocardiographic T wave extraction algorithm

BAI Peng-fei¹, WANG Li², YI Zi-chuan¹, ZHOU Zhen³

(1. South China Academy Advanced Optoelectronics, South China Normal University, Guangzhou 510006, China;

2. School of Physics & Telecommunication Engineering, South China Normal University, Guangzhou 510006, China;

3. No.7 Research Institute, China Electronics Technology Group Corporation, Guangzhou 510006, China)

Abstract: The transformation of ECG T wave reflects various of heart diseases. Therefore, the accurate detection of T wave has certain medical value. A T wave extraction algorithm based on wavelet packet transform is proposed in this paper, which provided an important basis for the application of the electrocardiogram T wave in medical detection and portable medical systems. Beginning with electrocardiogram frequency domain, the paper introduced the multi-layer wavelet packets transformation to extract the basic frequency band waveform of T wave. Secondly, the start point and the end point of T wave in time domain are determined according to the basic frequency band waveform characteristics, and then the T wave could be extracted accurately in the ECG.

Keywords: electrocardiogram (ECG); T wave; wavelet packet transformation; frequency band

0 引言

心电图是从人体体表采集的反映心脏心动的电位信号,人体的生理条件变化使得心电图具有许多疾病特征^[1]。单导联心电图可以方便地从手指中获取,测量方法简便,采集装置的成本低,在便携式医疗设备中具有一定的应用前景。T波是心电图的重要组成部分,心电图T波的变化较多,它反映了心室肌的复极过程,生理性和病理性因素都可以改变T波的形态^[2]。T波改变按产生机制分为:原发性、继发性和电张调整性T波改变,每种T波改变临床意义不同,其包含了丰富的病理信息^[3]。目前,针对T波异常的识别已经广泛应用于心

肌梗死^[4-5]、冠心病^[6]、高血压^[7]等疾病的诊断与检测。

目前,已有一些学者在心电图各个波形的提取方面做了一些研究。Arif Muhammad等利用对心电图施加固定时间窗的方法提取ST段^[8],当心率变化时,显然这种提取方法不够精确。Jeong Gu-Young等利用形态学分析心电图中ST段的变化^[9],并以此来检测一些疾病,但是,文中并没有精确提取T波。曹细武等分析了心电图各波的频率分布^[10],但是对心电图各波的时域区间并没有加以界定。小波分析为心电图提供了精细的分析方法^[11],其能够充分挖掘数据的频域特征。本文采用PTB Diagnostic ECG数据库中的I导联信号。文中首先引入小波包算法对信号进行滤波,然后通过提取单周期心电图的T波所处的频率范围的波形,确定单周期心电图的T波的时域边界并在单周期心电图提取T波,实验结果表明本文的算法能够精确提取T波,这为心电图的T波在医疗上的应用提供了重要依据。

收稿日期:2012-11-28

基金项目:国家自然科学基金项目(51146010);广东省自然科学基金项目(S2011040003189)

1 小波包分解原理

小波包分析为ECG信号提供了一种更加精细的分析方法,它将频带进行多层次划分,对多分辨率分析没有细分的高频部分进一步分解,并能够根据被分析的信号的特征,自适应的选择相应频带,使之与信号频谱相匹配,从而提高了时频分辨率。db小波是由法国学者In-rid Daubechies构造的小波函数,除了db1外,其他的小波没有明确的表达式,但是转换函数的平方模是明确的。dbN中的N代表小波的阶数,db小波一般是通过正交尺度函数 $\phi(t)$ 加权组合来得到的,式(1)为其二尺度差分方程:

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_0(k) \phi(2t-k) \quad (1)$$

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_1(k) \phi(2t-k)$$

式中: $h_1(k) = (-1)^k h_0(1-k)$,小波包是包括尺度函数和小波母函数在内的一个具有一定联系的函数的集合。任一正整数都可用式(2)表示:

$$n = \sum_{i=1}^{\infty} \varepsilon_i 2^{i-1}, \quad \varepsilon_i = 0, 1 \quad (2)$$

$\varepsilon_i = 0$ 时,小波包可以表示为:

$$W_n(\omega) = \prod_{i=1}^n \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_0(k) e^{-jk\omega} \right\} \left(\frac{\omega}{2^i} \right) \quad (3)$$

$\varepsilon_i = 1$ 时,小波包可以表示为:

$$W_n(\omega) = \prod_{i=1}^n \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_1(k) e^{-jk\omega} \right\} \left(\frac{\omega}{2^i} \right) \quad (4)$$

在结点 $(j+1, p)$ 处的小波包系数由式(5)给出:

$$d_{j+1}^{2p}(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} d_j^p(m) h_0(m-2k) \quad (5)$$

$$d_{j+1}^{2p+1}(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} d_j^p(m) h_1(m-2k)$$

对小波包分解系数重构,提取各个频带范围的信号。在结点 (j, p) 处的小波包系数重构算法如式(6):

$$d_j^p(k) = \hat{d}_{j+1}^{2p}(k) * h_0(k) + \hat{d}_{j+1}^{2p+1}(k) * h_1(k) \quad (6)$$

$\hat{d}_{j+1}^{2p}(k)$ 和 $\hat{d}_{j+1}^{2p+1}(k)$ 分别是 $d_{j+1}^{2p}(k)$ 和 $d_{j+1}^{2p+1}(k)$ 每两个点插入零后所得的序列。以 S_{n0} 表示 X_{n0} 的重构信号, S_{n1} 表示 X_{n1} 的重构信号, S_{n2} 表示 X_{n2} 的重构信号,等等。对于第n层的所有结点,总的信号S可以表示为:

$$S = \sum_{i=0}^{2^n-1} S_{ni} \quad (7)$$

对于一个采样频率为m Hz的样本信号, $S_{n0}, S_{n1}, \dots, S_{n(2^n-1)}$ 对应的频带为: $0 \sim \frac{m/2}{2^n}$ Hz, $\frac{m/2}{2^n} \sim \frac{m/2}{2^{n-1}}$ Hz, $\dots, \frac{m(2^n-1)}{2^{n+1}} \sim \frac{m}{2}$ Hz。

2 结果与分析

2.1 ECG信号的预处理

本文ECG数据来源于PTB Diagnostic ECG Database,信号的采样频率为1 000 Hz。ECG波形图如图1所示。

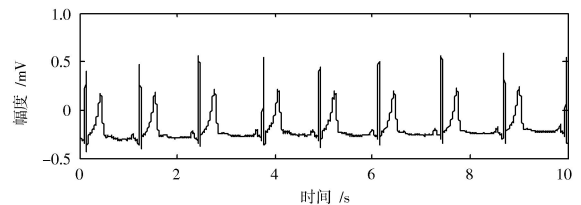


图1 ECG波形图

数据库中从人体采集的信号微弱、信噪比小,经过硬件电路的放大滤波后常常伴随着一些干扰,这些干扰包括来自自身的呼吸引起的基线漂移,来自电源网络及其设备生产的空间磁场作用于导联线与人体之间的环形电路所致的60 Hz工频干扰。本文引入小波包算法将ECG导联I信号进行12层小波包分解,小波包基为db4,结点(12, 0)对应的是基线漂移信号,结点(12, 490), (12, 491), (12, 492)对应的是60 Hz的工频干扰信号。重构基线漂移以及工频干扰所对应的结点信号,并从原始信号中提取出来,这就对ECG信号达到了预处理的目的,从信号中提取出的噪声波形以及处理后的ECG的波形如图2所示^[12]。

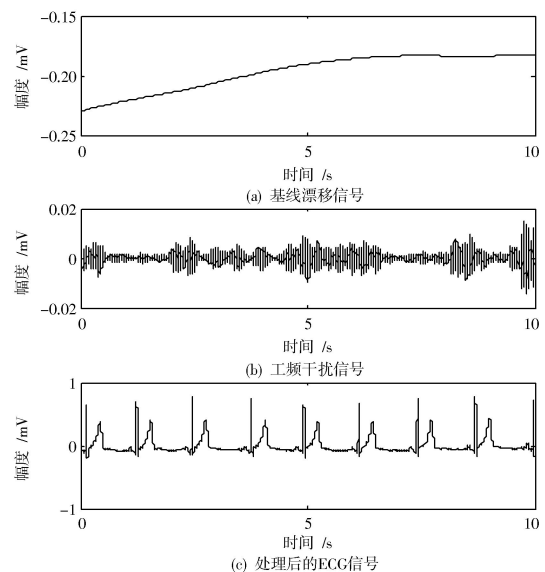


图2 ECG信号的预处理

2.2 T波的提取

经过去噪处理后,心电图各波的形态非常清晰,根据波形特点可以轻易地截取单周期的心电信号。根据心电图的QRS波群、T波的频谱图可得,QRS波的带宽为0~38 Hz,积累了将近99%的能量,QRS波峰能量集中

在8~16 Hz附近;T波带宽为0~8 Hz,波峰能量集中在1~8 Hz的频率范围内^[10]。对单周期的ECG信号进行9层小波包分解,根据心电图的特点,小波包基选取为db4小波。每个结点对应的频率范围约为1 Hz,所以,结点(9,1),(9,2),…,(9,8)对应的频率范围是T波能量集中的频率范围。对上述结点的小波包系数进行重构,1~8 Hz频率范围的信号,这个频率范围的信号就是T波的能量集中的频带。本文中,带宽为1~8 Hz的波形反应了T波的波动情况,将T波波峰前的第一个极小值点作为T波的起始点,将T波波峰后的第一个极小值点作为T波的结束点。图3为ECG导联I中的T波的时域界线,从图中可以看出,本文的方法精确地定位了ST的起始位置。

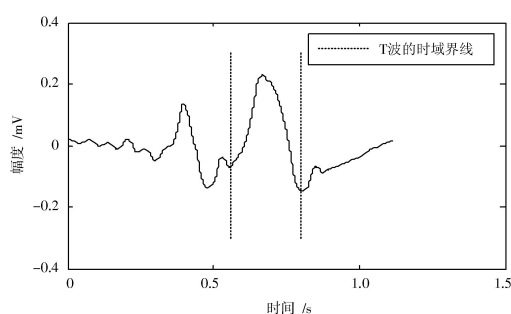


图3 T波的时域界线

将T波的时域界线移植到心电图的时域波形中,就可以得到完整的T波图像,如图4所示。

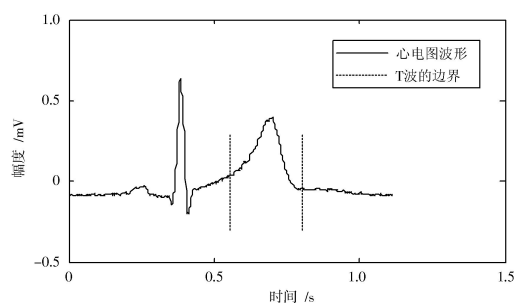


图4 T波的提取

3 结论

本文提出了一种基于小波包分析的心电图T波的提取算法。文中首先运用db4小波对ECG信号进行12层小波包分解,得到多个子带的波形。在这些子带波形当中,结点(12,0)对应的是基线漂移信号,结点(12,490),(12,491),(12,492)对应的是60 Hz的工频干扰信号。因此,从原始信号中移除这些子带波形就可以实现滤波。然后,提取单周期的心电信号,对单周期信号进行

9层小波包分解。提取心电图T波所对应的主频带,重构T波主频带所对应的波形。以主频带波形的波峰前第一个极小值点作为T波的起始点,将T波主频带波形波峰后的第一个极小值点作为T波的结束点,并在ECG波形上实现了T波的时域定位。实验结果表明本文算法实现了良好的T波提取效果,由于ECG信号能够方便地从手指中获取,这种基于ECG单周期信号的T波提取方法具备采样时间短、采样装置成本低、采样过程简易等优点。所以,在便携式心电监护系统中,本文算法具有一定的实用价值。

参考文献

- [1] SAXENA S C, KUMAR V, HAMDE S T. Feature extraction from ECG signals using wavelet transforms for disease diagnostics [J]. International Journal of Systems Science, 2002, 33(13): 1073-1085.
- [2] 刘晋兰. 心电图T波的分析[J]. 山西大同大学学报, 2010, 26(6): 51-53.
- [3] 张小霞, 刘仁光. 心电图T波形成机制及异常的临床意义[J]. 北京医学, 2012, 34(7): 605-607.
- [4] 鲁端. 心电图诊断急性心肌梗死的研究进展[J]. 心电学杂志, 2001, 20(2): 115-119.
- [5] JEONG G Y, YU K H. Design of ambulatory ECG monitoring system to detect ST pattern change [C]// SICE-ICASE International Joint Conference. Busan: IEEE, 2007: 5873-5877.
- [6] 张鸿, 青杨俊, 和世平, 等. 冠心病患者T波电交替检测分析[J]. 临床心电学杂志, 2011, 20(6): 411-414.
- [7] 苏小文. 轻度高血压病患者T波改变的临床分析[J]. 实用医技杂志, 2010, 17(4): 303-304.
- [8] ARIF M, MALAGORE I A, AFSAR F A. Automatic detection and localization of myocardial infarction using back propagation neural networks [C]// International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Chengdu: IEEE, 2010: 4-8.
- [9] JEONG G Y, YOON M J, YU K H, et al. Development of portable ECG measurement device and PC software for automatic ST analysis [C]// International Conference on Control Automation and Systems. Gyeonggi-do: IEEE, 2010: 1171-1174.
- [10] 曹细武, 邓亲恺. 心电图各波的频率分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2001, 18(1): 46-48.
- [11] ANTONINI Giulio, ORLANDI Antonio. Wavelet packet-based EMI signal processing and source identification [J]. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 2001, 43(2): 140-148.
- [12] 王利, 白鹏飞, 潘中良, 等. 基于ECG频带特征的身份识别[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(5): 3649-3652.

作者简介:白鹏飞 男,1977年出生,山西朔州人,博士,讲师。主要研究方向为信息显示技术。

王利 女,1985年出生,硕士研究生。研究方向为图像处理。

易子川 男,1987年出生,博士研究生。