

一种心电图 P 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:目的:心脏的激动发源于窦房结,然后传导到达心房。P波由心房除极所产生,是心电图波组中的第一个波形,它反映了左、右心房的除极过程。前半部分代表右房,后半部分代表左房。所以,P波异常可以反映病态窦房结综合征、窦性停搏、室性期前收缩、异位性心动过速等疾病。因此,对于一些心脏疾病的检测与诊断,精确提取心电图的P波具有重要意义。方法:首先对心电图信号进行去噪处理,滤去工频干扰信号以及基线漂移信号;然后,从心电图序列中提取单周期的心电图信号,引入小波包变换算法分解单周期的心电图信号,并提取P波的主频带;最后,重构P波主频带的波形并确定P波的始末位置。结果:本文算法在时域心电图上实现了P波精确定位,并提取了心电图的P波。通过在经典数据库中的验证,本文算法具有非常好的表现。结论:实验结果表明,本文算法可以精确提取心电图P波,这为心电图P波的自动精确识别,以及用于自动医疗检测与便携式医疗设备提供了依据。

关键词:心电图(ECG); P波; 小波包变换; 频带; 重构

DOI 编码:doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2013.02.017

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 1005-202X(2013)02-4032-04

An Electrocardiographic P Wave Extraction Algorithm

BAI Peng-fei¹, WANG Li², YI Zi-chuan¹, ZHOU Zhen³ (1. South China Academy Advanced Optoelectronics, South China Normal University, Guangzhou Guangdong 510006, China; 2.School of Physics & Telecommunication Engineering, South China Normal University, Guangzhou Guangdong 510006, China; 3.The Seventh Research Institute of China Electronic Technology Group Corporation, Guangzhou Guangdong 510320, China)

Abstract:Objective: The stir of heart begins with sinoatrial node, and then arrives at atrial. P wave produced by atrial depolarization, it is the first wave of ECG wave group, and it reflects the depolarization process of left and right atrial. So, P wave abnormality can reflect the sick sinus syndrome, sinus arrest, ventricular extrasystole, ectopic heartbeat rate, and so on. Therefore, accurate extraction of ECG P wave has important significance for some heart disease detection and diagnosis. **Methods:** Firstly, the interference signal of ECGs is eliminated, The power-line interference and baseline drift signal are filtered. The single cycle of ECG signal is then extracted from the ECG sequence, the wavelet packet transform algorithm is introduced to decompose the single cycle of ECG signal, and P wave main frequency band is extracted. Finally, the P wave main frequency band is reconstructed and the P wave is determined by the time location. **Results:** The location of P wave in the time domain is realized by the proposed algorithm, and the P wave is extracted from the ECG. The proposed algorithm has a good performance by validation from classical ECG database. **Conclusions:** The experimental results show that the proposed algorithm can precisely extract the P wave. This provides a solid basis for the P wave automatic identification, as well as the automatic detection of medical treatment and the portable medical devices.

Key words: electrocardiogram (ECG); P wave; wavelet packet transform; frequency band; reconstruction

前言

心电图是从人体体表采集的反映心脏心动的电信号,人体的生理条件变化使得ECG具有许多疾病特征^[1]。心脏的兴奋发源于窦房结,最先传至心房,故心电图各波中最先出现的是代表左右两心房兴奋过程的P波。兴奋在向两心房传播过程中,其心电去极化的综合向量先指向左下肢,然后逐渐转向左上肢。如将各瞬间心房去极的综合向量连结起来,便形成一个代表心房去极的P环。P环在各导联轴上的投

收稿日期:2012-11-30

基金项目:国家自然科学基金项目(No. 51146010);广东省自然科学基金项目(No. S2011040003189)

作者简介:白鹏飞(1977-),男,博士,E-mail: baipf@scnu.edu.cn

通讯作者:王利(1985-),女,硕士研究生,研究方向:图像处理,E-mail: creekxi@163.com。

影即得出各导联上不同的P波。P波形小而圆钝,随各导联而稍有不同。P波的持续时间为0.04s至0.11s,电压不超过0.25毫伏。P波是心电图的重要组成部分,P波异常可以反映病态窦房结综合征、窦性停搏、室性期前收缩、异位性心动过速等疾病。对于相关疾病的检测和诊断,精确提取心电图的P波具有重要意义。

目前,已有一些学者在ECG各个波形的提取方面做了一些研究。谢国明等^[2]利用小波变换结合神经网络检测ECG信号的P波,但是这种方法计算量较大。杨振野等^[3]提出了一种基于曲线拟合来识别心电图图中P波的方法,但是该方法需要准确的选取拟合区间,否则无法正确识别P波。李露等^[4]针对不同心电图中P波位置、形状差异较大且易受干扰影响而难以准确识别的问题,提出了一种基于最优区间函数拟合的P波识别方法,但是该方法存在漏检率。曹细武等^[6]分析了心电图各波的频率分布,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ECG提供了精细的分析方法^[6],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信号的P波所处的频率范围的波形,确定单周期心电图的P波的时域边界并提取P波,实验结果表明本文的算法能够精确提取P波,这为ECG的P波在医疗上的应用提供了重要依据。

1 小波包分解原理

小波包分析为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,从而提高时频分辨率。*db*小波是由法国学者Inrid Daubechies构造的小波函数,*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:

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

小波包可以表示为式(3)、式(4):

$$W_n(\omega) = \prod_{i=1}^{\infty} \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_0(k) e^{-jk\omega} \right\} \left(\frac{\omega}{2^i} \right) \quad \varepsilon_i = 0 \quad (3)$$

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

在结点 $(j+1,p)$ 处的小波包系数由式(5)给出:

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

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

表1:小波包分解示意图

Tab.1 Schematic diagram of wavelet packet decomposition

(0,0)							
(1,0)				(1,1)			
(2,0)	(2,1)	(2,2)	(2,3)	(2,4)	(2,5)	(2,6)	(2,7)
(3,0)	(3,1)	(3,2)	(3,3)	(3,4)	(3,5)	(3,6)	(3,7)
.....							

在表1中, (j,p) 表示第*j*层的第*p*个结点,其中*j*=0,1,2,3; *p*=0,1, ..., 7 每个结点都代表信号一个特定频带的特征。其中,(0,0)结点代表原始信号,(1,0)代表小波包分解的第一层低频系数 X_{10} , (1,1)代表小波包分解第一层的高频系 X_{11} , (2,0)表示第二层第0个结点的系数,依次类推。

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):

$$d_j^p(k) = D_{j+1}^{2p}(k) \cdot h_0(k) + D_{j+1}^{2p+1}(k) \cdot h_1(k) \quad (6)$$

$D_{j+1}^{2p}(k)$ 和 $D_{j+1}^{2p+1}(k)$ 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} 、.....、 $S_{n(2^n-1)}$ 对应的频带为: $(0 \sim \frac{m/2}{2^n})\text{Hz}$ 、 $(\frac{m/2}{2^n} \sim$

$\frac{m/2}{2^{n-1}})\text{Hz}$ 、.....、 $(\frac{m(2^n-1)}{2^{n+1}} \sim \frac{m}{2})\text{Hz}$ 。

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 1000 Hz。心电图波形如图 1 所示:

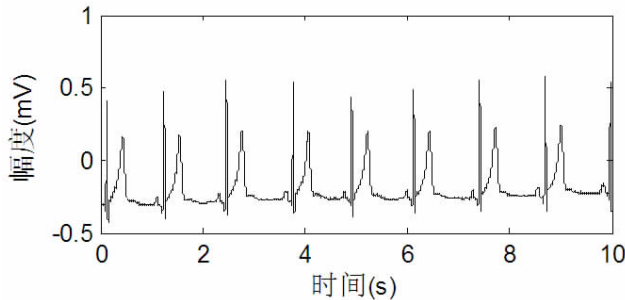


图 1 心电图波形图
Fig.1 ECG waveform.

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^[7]:

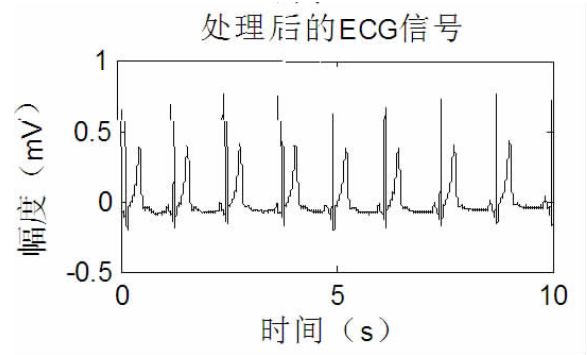
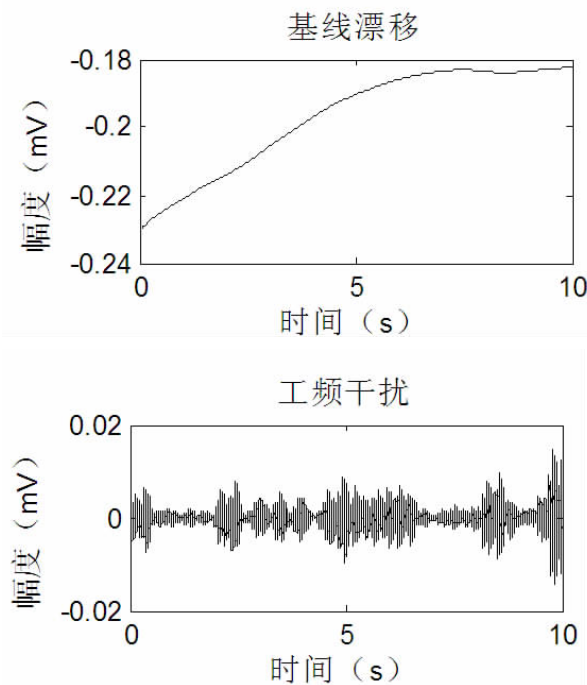


图 2 ECG 信号的预处理
Fig.2 The preprocessing of an ECG signal.

2.2 心电图 P 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的截取单周期的心电信号。根据心电图的频谱图可得, QRS 波的带宽为 0 Hz~38 Hz, 积累了将近 99% 的能量, QRS 波峰能量集中在 8 Hz~16 Hz 附近; P 波带宽为 0 Hz~20 Hz, 波峰能量集中在 3 Hz~12 Hz 的频率范围内^[5]。对单周期的 ECG 信号进行 10 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 (10,8)、(10,9)、……、(10,16) 对应的频率范围是 QRS 波群能量集中的频率范围, 而结点 (10,3)、(10,4)、……、(10,12) 对应的频率范围是 P 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, 并提取 3 Hz~12 Hz 频率范围的信号, 这个频率范围的信号就是 P 波的能量集中的频带。本文中, 带宽为 3 Hz~12 Hz 的波形反应了 P 波的主要波动情况, 将 P 波波峰前的第一个极小值点作为 P 波的起始点, 将 P 波波峰后的第一个极小值点作为 P 波的结束点。图 3 为 ECG 导联 I 中的 P 波的时域界线, 从图中可以看出, 本文的方法精确的定位了 P 波的起始位置。

将心电图 P 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 P 波图像, 如图 4 所示。

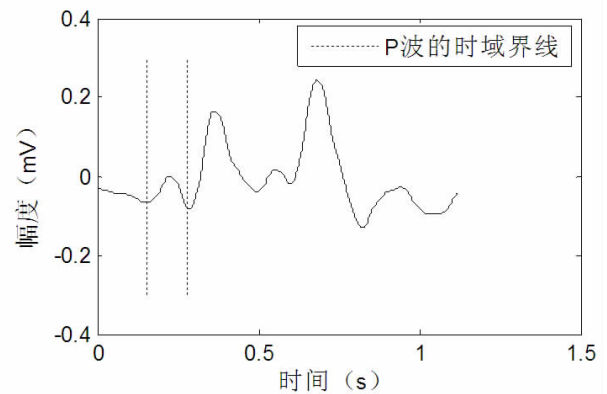


图 3 P 波主频带波形

Fig.3 The main frequency band waveform of P wave.

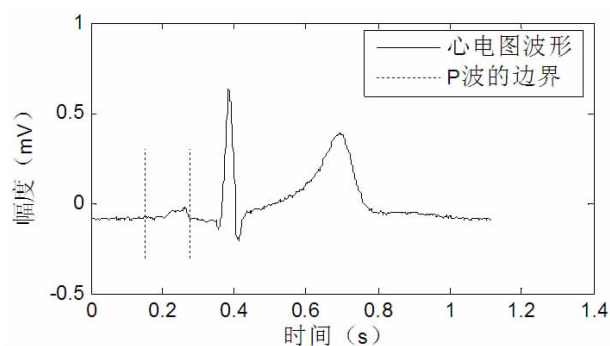


图4 P波的提取
Fig.4 The extraction of P wave.

3 结论

本文提出了一种基于小波包分析的心电图P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)对应低频信号主要是基线漂移干扰信号,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心电图的滤波。然后,提取单周期的心电信号,对单周期信号进行 10 层小波包分解。提取心电图 P 波所对应的主频带,重构 P 波主频带所对应的波形。以主频带波形中 P 波的特征峰前的第一个波谷为起始点,以特征峰之后的第一个波谷为结束点,并在 ECG 波形上实现了 P 波的定位。实验结果表明本文算法实现了良好的 P 波提取效果,由于 ECG 信号能够方便的从手指中获取,这种基于心电图单周期信号的 P 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. Saxena S C, Kumar V, Hamde S T.基于小波变换的心电图疾病诊断特征提取[J].系统科学杂志,2002,33(13):1073-1085.
- [2] 谢国明, 聂志伟, 向华, 等. 用小波变换结合神经网络检测 ECG 信号的 P 波 [J]. 生物医学工程学杂志, 1999,16(3):320-323. XIE Guo-ming, NIE Zhi-wei, XIANG Hua, et al. Detection of P wave through wavelet transform and neural network [J]. Journal of Biomedical Engineering, 1999,16(3):320-323.
- [3] 杨振野, 李玲华, 林家瑞. 一种基于函数逼近原理的心电图 P 波识别的研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 1998,15 (2):120-122. YANG Zhen-ye, LI Lin-hua, LINJia-rui. Approach to Recognition of ECG P Waves Based on Approximating Functions [J]. Journal of Biomedical Engineering, 1998,15(2):120-122.
- [4] 李露, 杨浩, 卞玉萍, 等. 一种基于最优区间函数拟合的 P 波识别方法 [J]. 生物医学工程学杂志, 2008,25 (3):506-509. LI Lu, YANG Hao, BIAN Yu-ping, et al. One Recognizing the ECG P-wave based on approximating functions [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2008,25(3):506-509.
- [5] 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. CAO Xi-wu, DENG Qin-kai. Frequency analysis of the ECG waveform [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2001, 18 (1): 46-48. Antonini G, Orlandi A. Wavelet packet-based EMI signal processing and source identification [J]. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 2001, 43 (2): 140-148.
- [6] Antonini G, Orlandi A. 基于小波包变换的含噪信号处理与识别[J]. 电磁兼容性汇刊, 2001, 43 (2): 140-148.
- [7] 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. WANG Li, BAI Peng-fei, PAN Zhong-liang Pan, et al. A Human Identification Method Based on ECG's Frequency Band Features [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(5): 3649-3652.

(上接第 4000 页)

internal structures of the head in MR images using a combination of similarity and free-form transformations :part 1, methodology and validation on normal subjects [J]. IEEE Trans Med imaging, 1999, 18: 909-916. Dawant BM, Hartmann SL, 等. 使用相似性和自由形变结合的方法自动 3D 分割勾画头颈 MR 图像中的内部结构: 第一部, 在正常目标中的方法学及验证[J]. IEEE 医学成像, 1999, 18:909-916.

- [9] Zhang T, Chi Y, et al. Automatic delineation of on-line head-and-neck computed tomography images: Toward on-line adaptive radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007, 68:522-530. Zhang T, Chi Y, 等. 在线头颈 CT 图像的自动定义: 在线的自适应放疗[J]. 国际放射肿瘤学生物物理杂志, 2007, 68:522-530
- [10] Teguh DN, Levendag PC, et al. Clinical validation of atlas-based auto-segmentation of multiple target volumes and normal tissue (swallowing/mastication) structures in the head and neck [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 81:950-957. Teguh DN, Levendag PC, 等. 基于图谱库的头颈部多靶区及正常组织(咀嚼/吞咽)结构的自

动分割的临床验证 [J]. 国际放射肿瘤学生物物理杂志, 2011, 81: 950-957.

- [11] Stapleford LJ, Lawson JD, et al. Evaluation of automatic atlas-based lymph node segmentation for head-and-neck cancer [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2010, 77:959-966. Stapleford LJ, Lawson JD, 等. 基于图谱库的头颈部肿瘤的颈淋巴结自动勾画的评估[J]. 国际放射肿瘤学生物物理杂志, 2010, 77:959-966.
- [12] 张秀春, 胡彩容, 等. 基于参考图像的 ABAS 软件自动勾画技术在头颈部肿瘤中的应用研究 [J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2011, 20:510-512. Zhang XC, Hu CR, et al. Evaluation of atlas-based autosegmentation with ABAS software for head-and-neck cancer[J]. Chin J Radiat Oncol, 2011, 20:510-512.
- [13] Warfield SK, Zou KH, et al. Simultaneous truth and performance level estimation (STAPLE): An algorithm for the validation of image segmentation [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2004, 23:903-921. Warfield SK, Zou KH, 等. 同时真理和性能水平评估(STAPLE): 一种图像分割法验证的算法[J]. IEEE 医学成像, 2004, 23:903-921.