

文章编号: 1671-7104(2003)02-0104-03

基于“小波-相对幅度-曲率”的P波检测算法

【作者】 张永红¹, 詹永麒¹, 胡伟国²

1. 上海交通大学机电所 (上海, 200030)

2. 上海市第六人民医院心内科 (上海, 200233)

【摘要】 提出一种检测同步十二导联心电图每一导联所有完整心动周期上P波的新方法: 小波-相对幅度-曲率法。首先精确定位P波峰点, 然后提取P波的起点和终点, 最后判别形态, 计算P波的时间和幅度参数。用该方法随机检测了700例心电图(除掉房颤、房扑、室颤、室速、PonT), 能正确检测和识别出P波及其形态, 和人工检测结果比较, 准确率达到98%。

【关键词】 心电图; 导联; 心动周期; P波检测; 小波

【中图分类号】 R318.04

【文献标识码】 A

Research on P-Wave Detection Technology of Standard 12-Lead Synchronous ECG Signals

【Writer】 ZHANG Yong-hong¹, ZHAN Yong-qi¹, HU Wei-guo²

1. Shanghai Jiao Tong University

2. The Sixth People's Hospital of Shanghai

【Abstract】 In this paper, a new method for the P-wave detection of the electrocardiogram(ECG) is presented. By using relative amplitude and curvature on the basis of wavelet transform, the precise extraction of P-peak, onset and offset can be obtained at a detection rate of 98%.

【Key words】 ECG, lead, cardiac cycle, P-wave detection, wavelet

迄今为止, P波检测仍是心电图自动分析尚未完全解决的难题, 主要是由于P波幅度小, 特征点不明确, 造成计算机对心电图正确检测产生困难。最初P波检测多采用QRS波的斜率法, 但是P波的斜率和幅值的特征远不及QRS波那样突出, 因此无法仅靠斜率法来判别。文献^[2]所提出的句法模板识别方法精度高, 但运算时间长, 内存开销大。文献^[3]所提出的长度变换法简单, 但受高频噪音影响。文献^[4]提出的双基线导联及多基线体系, 解决了P波幅度低时基线扰动的影响, 但没解决高频干扰。文献^[5]提出的函数逼近法抗伪迹干扰能力大, 但在P波很小时失效, 而且无法确定P波的起点和终点。文献^[7]提出的小波变换模极大值对法, 但对双峰P波, 此方法不再适用。本文参考了这些技术, 提出了“小波-相对幅度-曲率”检测方法, 该检测方法用于同步十二导联心电图每一导联每一心动周期的P波, 能较好地解决P波的

定位。

我们认为P波检测的关键是P波峰点的提取, 这是P波检测的基础。下面介绍“小波-相对幅度-曲率”算法。

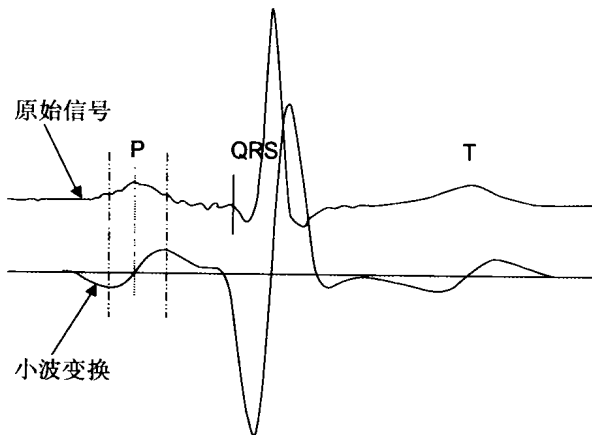
1.1 小波尺度的选择

本文采用心电信号检测常用的母小波为三阶样条小波的小波变换^[6]。根据对心电信号进行能量分析, 低频的P波能量主要集中在大尺度上。经过大量的试验, 我们发现, 检测P波时, 取尺度2⁵较好。

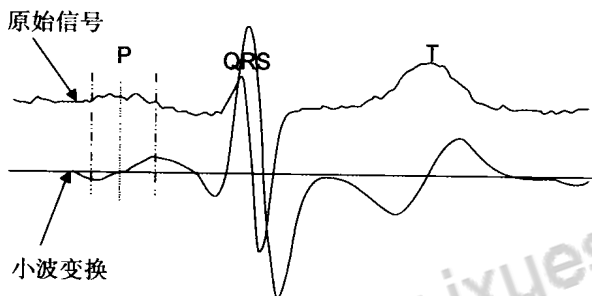
1.2 算法概述

文献^[7]提到, P波的起点和终点对应于小波变换的一对符号相反的模极大值, P波的峰点对应于介于这对模极大值之间的小波变换过零点。如图1所示。

收稿日期: 2002-08-13

图1
Fig.1.

但我们在对大量心电图分析的基础上,发现对于双峰的心电信号,此算法不再适用,如图2所示。

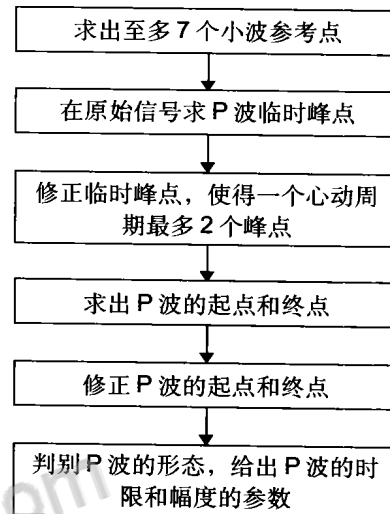
图2
Fig.2.

此时, P波峰点落在这对小波变换模极大值所界定的时间窗内。

经过大量的试验发现, P波的峰点落在小波的一对符号相反模极大值(当然它们中间含有小波过零点)所构成的时间窗内。为了避免漏掉 P波峰点,在检测某导联*i*心动周期的 P波时,以*i*-1心动周期 T波终点为左边界, *i*心动周期 QRS复合波起点为右边界构成 P波检测窗,在检测窗内找到至多4个小波系数的极大值点,从左到右它们的排列顺序是: Peak₁, Zero₁, Peak₂, Zero₂, Peak₃, Zero₃, Peak₄。其中,相邻的 Peak_m (*m*=1, 2, 3, 4)符号相反, Zero_j (*j*=1, 2, 3)是小波过零点,记这7个点为 P_{wt(k)}, *k*=1, 2, ..., 7,我们称这7个点为小波参考点。然后分别在相邻两点构成的区间上用“相对幅值法”得到临时峰点,最后,

采用一系列策略剔除不满足条件的临时峰点,剩下的就是该心动周期的 P波峰点。

本文所讨论的 P波算法在 QRS波, T波检测后进行。下面以某导联第 *k* 个心动周期的 P波检测为例进行说明。算法流程如图3所示。

图3
Fig.3.

2.1 确定小波参考点

以该导联第 *k*-1 心动周期 T波终点为 P波检测窗起点,该导联第 *k* 心动周期 QRS波起点为 P波检测窗终点。如果所采集到的心电信号的第一个心动周期不完整,舍弃该心动周期,则此时“无”前一心动周期的 T波终点,此时,取 QRS复合波起始点前的 length 毫秒作为 P波检测窗的起点。其中, length 是个阈值。根据 QRS 复合波之间的关系^[9], length 取 200ms。

在检测窗内寻找小波参考点。

首先根据公式

$$[wt(i + tht) - wt(i)] \times [wt(i - tht) - wt(i)] \geq tha$$

找到若干个小波变换极值点。其中, tht 是时间阈值, tha 是幅度阈值, wt 是尺度为 2⁵ 的小波系数。然后求出这些小波变换极值点中模最大的。由于切迹和噪声的影响,剔除那些距离模最大的小波极值点太远或太近的小波变换极值点,同时,剔除同向的小波极值点,

最后,得到如前所述的至多7个小波参考点。

2.2 确定P波峰点算法:

如图4所示:在 $p_{wt(i)}$, $p_{wt(i+1)}$ 所确定的时间窗内,分别以 $p_{wt(i)}$, $p_{wt(i+1)}$ 为基准点,求该时间窗内原始信号分别对于两个基准点的相对距离最大的点作为临时峰点。这样,得到2个临时峰点,如图4所示 $P(j)$, $P(j+1)$ 。

再根据 $P(j)$ 和 $P(j+1)$ 的曲率 $k = \frac{|y''|}{(1+y'^2)^{3/2}}$,剔除曲率较小的峰点。为了减小计算量,我们简单地这样做:

$\frac{|2P(j)-P(j-tht)-P(j+tht)|}{1+[-P(j-tht)+P(j)] \times [P(j)-P(j+tht)]}$, 其中, tht 是时间阈值。得到临时峰点(至少2个)后,首先,将这些临时峰点分组:同向的相邻峰点和异向的相邻峰点。对于全是同向峰点(最多3个),当他们是正向峰点时,如果不满足双峰条件,则取这三点中幅值最大的点为P波峰点,如果满足双峰条件,则取两侧的临时峰点为P波峰点;当他们是负向峰点时,取这三点中幅值最小的点为P波峰点。对于既有正向峰点,又有负向峰点的情况,分别取正向和负向峰点中幅度的模最大的峰点为P波的峰点。然后,根据峰点到腰点的幅值和跨度(如图5),由 $\frac{|d1+d2|}{30} < thr$ 剔除幅度太小的P波。其中, thr 是阈值。关于腰点,是指位于峰点左右两侧,而且和峰点的距离相近的小波参考点对应于原始信号上的点。

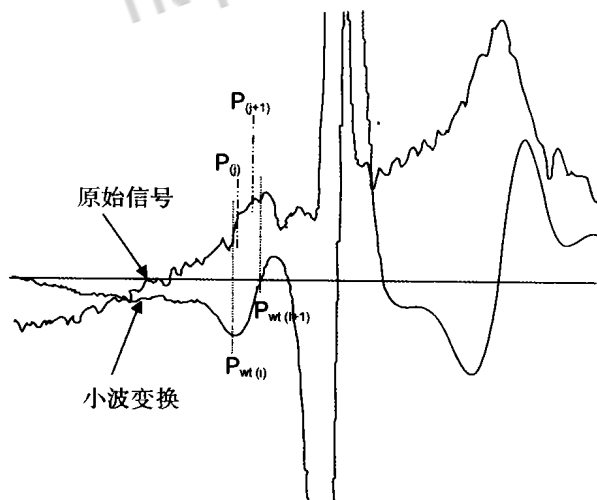


图4
Fig.4.

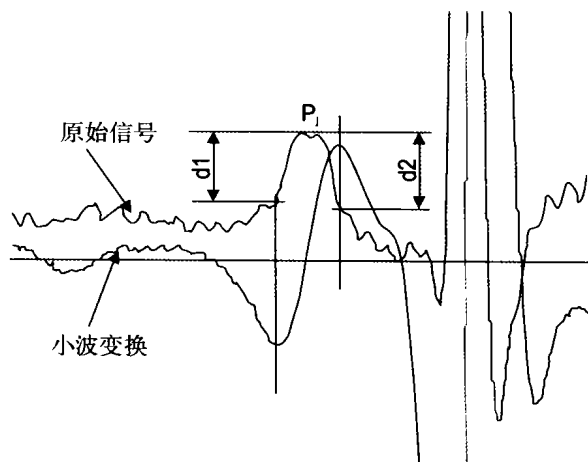


图5
Fig.5.

2.3 确定P波的起点和终点

以确定双峰P波的起点为例,介绍确定P波起点和终点的算法。

我们把双峰P波中左边的峰点称为左峰点,右边的峰点称为右峰点。在P波左峰点的左邻域内找到最靠近该峰点的小波的模极大值点,该点所对应的原始信号的点作为P波的起点^[7]。如果在某个心动周期,P波起点异常,比如有P波峰点,而没有找到P波起点,又如P波的起点在T波的终点之前,而根据T波的峰点和P波的峰点的距离得出T,P并非融合,此时,调整该心动周期的P波的起点:首先由某导联上每个周期峰点和起点的距离,得到该导联上峰点和起点的距离的中位值,然后根据P波的峰点和中位值调整该心动周期P波的起点: $P_{start} = P_{peak} - MV$ 。其中, P_{start} 是P波起点, P_{peak} 是P波左峰点, MV 是中位值。P波终点作同样的处理。

2.4 形态的判别和时限,幅度参数的计算

根据P波的峰点、起点和终点的关系,能够比较容易的识别出P波的四种形态:直立,倒置,双峰,双相。同时,计算出P波的宽度,PP间期,P波幅度。

我们随机采样分析了750例心电图,经过两位心电图专家筛选,排除采样异常的病例和P波幅度小于20

现实体发送以通过已建立的联系对等地传输数据。

由上可见,在DICOM点对点通信中,物理层完成了基本的字交换的过程,电路器件的选择和技术实现方法决定了设备间的最高数据传输速率。而数据链路层和STN层则是由各层的协议来完成传输数据的变换,其操作是在存储器中实现的。协议执行的速度主要取决于协议处理器,而各层之间协议完成的速度差异决定了在每层之间应该以缓冲的方式实现。

在数据量较小的场合,可以采用廉价的方案,见图6。用一个微处理器作为通信协议处理机完成STN层、数据链路层到物理层的协议的执行,监测接口电路的状态变化,通信协议处理机与主处理机之间可以采用存储器耦合的方法实现数据传输。

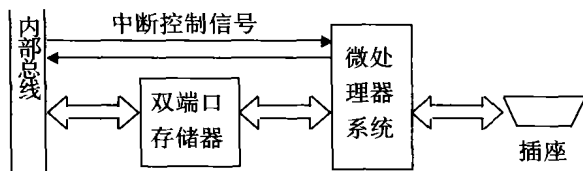


图6 低速方案

Fig.6. A low-speed solution

在有高传输速率和大数据传输量要求的场合,为提

高接口信号的速度,用FPGA硬件方法实现物理层协议处理,高速处理器作为协议处理机完成数据链路层和STN层的协议转换,协议处理机与主处理机之间仍可采用存储器耦合的方法实现数据传输,电路组成见图7。

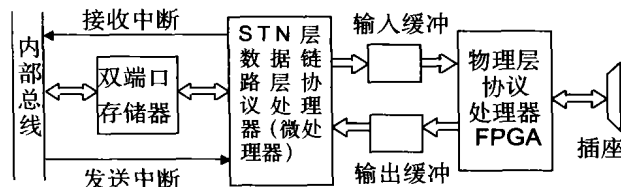


图7 高速方案

Fig 7. The high-speed solution

以上讨论了DICOM点对点通信协议的主要内容,并给出了具体实现的两个技术方案。正确理解和掌握DICOM的通信协议是开发具有DICOM标准的医疗仪器设备的关键。由于篇幅的原因,在本文中并没有涉及到具体的设备和特定的功能,也没有涉及到更高层的协议内容,作者拟就上述问题作进一步介绍和讨论。

参考文献

- [1] NEMA: Digital Imaging Communications in Medicine (DICOM) Part 9: Point to Point Communication Support for Message Exchange, 1993, Washington DC, USA.

参考文献

- [1] 董明等. 心电图自动分析的新趋势. 国外医学生物医学工程分册. 1998;21(2):121
- [2] Skordalakis E. Syntactic ECG Processing: A review. Pattern recognition. 1986; 19(4):5.
- [3] 杨慧忠等. 一种实时去除心电信号噪声的静息期检测判别方法. 北京生物医学工程. 1997; 16(1):6.
- [4] 冯焕清等. 心电计算机辅助诊断中的波形检测和识别方法研究. 中国科技大学学报. 1991; 21(1):47.
- [5] Murthy ISN. Analysis of ECG from polezero models. IEEE TRANS on BME. 1992, 39(7):741.
- [6] Cuiwei Li, et al. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transform. IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING. 1995, 45(1).
- [7] J.S.Sahambi. Using Wavelet Transforms for ECG Characterization. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY January/February 1997, 80.
- [8] Hamilton PS. Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using MIT BIH Arrhythmia Database, IEEE Transaction on Biomedical Engg. Vol.BME-33, Dec. 1986.

微伏的病例后得到有效病例702例,其中正常469例,异常233例(不包括房扑、房颤,室颤,室速,PonT病例)。应用本文提出的P波检测算法对这702例心电图信号进行检测和测量。和两位心电图专家检测和手工测量结果比较:在469例心电图检测中,P波的检测和波形识别的正确率为98%,P波时限和幅度参数在手工测量值的正负10%的误差范围内,测量结果在临床检测误差范围内。

检测结果说明本文提出的“小波-相对幅度-曲率法”在P波检测和时限,幅度参数的测量上的有效性。今后对该算法改进应着眼于:提高P波的检测和参数测量精度,并实现异常P波(房扑和房颤)的检测。



论文写作，论文降重，
论文格式排版，论文发表，
专业硕博团队，十年论文服务经验



SCI期刊发表，论文润色，
英文翻译，提供全流程发表支持
全程美籍资深编辑顾问贴心服务

免费论文查重：<http://free.paperyy.com>

3亿免费文献下载：<http://www.ixueshu.com>

超值论文自动降重：http://www.paperyy.com/reduce_repetition

PPT免费模版下载：<http://ppt.ixueshu.com>

阅读此文的还阅读了：

- [1. 改进的基于小波变换的QRS波检测算法](#)
- [2. 基于自适应小波变换的QRS波检测算法](#)
- [3. 小波分频自适应检测与压制强能量干扰方法](#)
- [4. 基于小波变换的图像边缘检测匹配算法](#)
- [5. 基于Gabor小波和颜色模型的阴影检测算法](#)
- [6. 基于小波变换的SAR幅度图像压缩算法](#)
- [7. 基于SRFFT算法的快速小波变换谐波检测法](#)
- [8. 基于暗通道和小波的单幅图像烟雾检测算法](#)
- [9. 基于恒定曲率特征的相似手写体数字识别](#)
- [10. 基于小波变换和CUSUM算法的PDoS攻击检测方法](#)
- [11. 基于提升小波和Harris角点检测的版权认证算法](#)
- [12. 小波分析在气体绝缘组合电器局部放电检测中的应用](#)
- [13. 基于小波变换的自适应QRS-T对消P波检测算法](#)
- [14. 基于形态小波的QRS波检测算法](#)
- [15. 一种小波域的分形图象编码新算法](#)
- [16. 基于小波包的信号检测算法](#)

- [17. 基于平稳小波变换的毛刺检测算法](#)
- [18. 基于小波包的边缘检测算法](#)
- [19. 基于双正交小波的彩色人脸检测算法的研究](#)
- [20. 基于提升小波算法的谐波检测方法研究](#)
- [21. 一种基于小波的人像检测快速算法](#)
- [22. 基于小波变换的目标检测关键算法研究](#)
- [23. 基于Gabor小波的人脸检测](#)
- [24. 基于小波去噪和扩展Prony算法的谐波检测](#)
- [25. 小波域非Bayesian滤波方法研究](#)
- [26. 一种基于P2DHMT的小波域图像去噪算法](#)
- [27. NURBS曲线小波分解的一种快速算法](#)
- [28. 基于方向小波变换的边缘检测算法](#)
- [29. 基于小波变换的R波检测算法](#)
- [30. 一种曲率新算法及其在图像处理中的应用](#)
- [31. 基于多类SVM和小波变换的ECG检测、分类算法](#)
- [32. 基于Morlet-P小波的多层金属结构的超声检测研究](#)
- [33. 基于小波分析和Hilbert变换的R波检测算法](#)
- [34. 基于9/7提升小波的海面弱目标检测算法](#)
- [35. 基于小波变换的Canny检测算法](#)
- [36. 基于小波域OBF分解的磁异常信号检测算法](#)
- [37. 基于分块图像小波相对能量和熵的视频镜头边界检测算法](#)
- [38. 基于FFT的快速小波算法](#)
- [39. 一种基于Daubechies小波变换的图像边缘检测算法](#)
- [40. 基于小波变换的T波检测算法研究](#)
- [41. 周期双正交小波的数值算法](#)
- [42. 基于小波预处理和贝叶斯分类器的P300识别算法](#)
- [43. 基于全向小波的图像边缘检测算法](#)
- [44. 论曲线的一种生成算法](#)
- [45. 一种基于小波变换数据融合的边缘检测算法](#)
- [46. 基于小波提升的图像边缘检测算法](#)
- [47. 基于二进小波变换的图像边缘检测算法研究](#)
- [48. NURBS曲线曲率连续延拓的一种有效算法](#)
- [49. 基于提升小波的心电信号P、T波检测快速算法](#)
- [50. 基于小波变换和时域波形的基音检测算法](#)