

临床诊断心电信号波形参数拐点检测算法研究

李德华, 宁新宝

(南京大学 电子科学与工程系, 江苏 南京 210093)

[摘要] 心电信号临床诊断参数自动测量迄今为止没有一种方法能够达到手动测量的精度. 在前人的基础上引入数字滤波器, 改进算法, 使精度提高, 并且算法计算简单、快速. 首先, 数字滤波器将干扰基本滤除干净, 使拐点容易定位, 并且做到零相移, 从而各拐点位置不变; 其次, 斜率采取多点平均, 恰当地设置阈值, 提高了抗干扰能力; 并可根据各拐点附近波形不同的具体情况对算法做相应的调整.

[关键词] RR 间期, P 波宽度, QRS 波群宽度, QT 间期离散度, 心电信号

[中图分类号] R312, [文献标识码] B, [文章编号] 1672-1292(2004)02-0030-03

0 引言

心电(electrocardiogram, ECG) 信号的各时间参数(P 波宽度、PR 间期、QRS 波群宽度、QT 间期等) 在临床上具有重要的诊断意义. 而各时间参数的正确测定关键在于各拐点的准确定位, 如图 1 所示. 各个拐点情况不同, 算法也相应不同. 心电信号比较微弱, 采集过程中会受到各种干扰, 所以待测信号往往混有相对很严重的噪声信号. 无论采用什么检测方法, 这些噪声都严重影响拐点定位, 故本实验在检测拐点前引入数字滤波器对待测信号进行强滤波. 该滤波器对波形进行零相移滤波, 时间参数不受滤波影响. 滤波后的波形发生了畸变, 所以检测拐点要研究新的算法, 以适应新的波形特点.

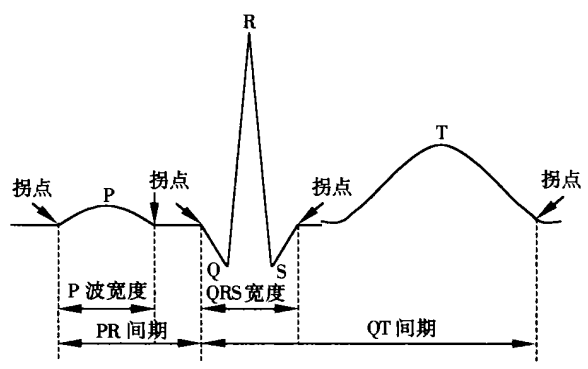


图1 ECG 波形各时间参数示意图

本算法与小波变换分析比较, 优点是计算简单、快速, 并可达到小波变换分析的精度.

1 信号滤波

心电信号的主要信息集中在 0~ 33 Hz, 其干扰主要有一些高频干扰、50 Hz 市电干扰以及一些随机噪声^[1]. FIR 数字滤波器具有线性相移的特点, 容易实现零相移. 故低通滤波采用 FIR 数字滤波器. 50 Hz 陷波滤波器采用 IIR 滤波器, 但其零、极点距离很小, 相移在误差允许范围内, 如图 2 所示. 本算法没有可以察觉的延迟, 而采用小波滤波会使计算延迟 1~ 2 s.

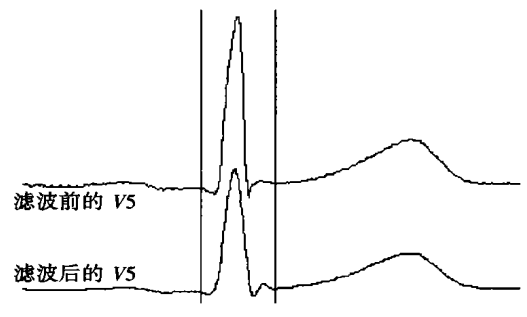


图2 ECG 波形滤波前后基本无相移

2 拐点检测方法

各拐点的大致位置确定是先检测到 R 点(如图 3 所示), 根据 R 点确定 Q 点、S 点范围, 检测到 Q 点后, 根据 Q 点确定 P 波范围. 检测到 S 点后, 根据 S 点确定 T 波范围(如图 3、图 4 所示). R 波斜率与 ECG 波形其它部分斜率相差悬殊, 故 R 点用斜率阈值法易确定且准确率约为 100%. 其它各拐点在各自范围内用局域变换算法^[2, 3] 缩小范围, 然后

结合各拐点附近斜率特点确定拐点. 为了进一步提高抗干扰能力采用多点平均斜率.

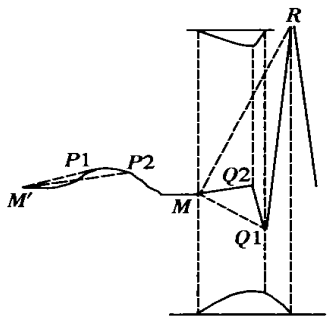


图3 检测P波和Q波拐点示意图

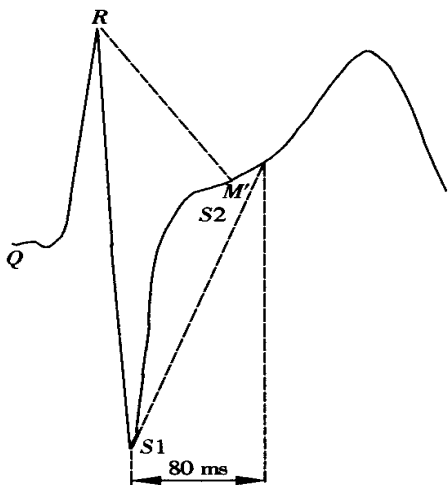


图4 检测S波拐点算法示意图

局域变换算法基本思想是利用斜率不变信号/式(1)所代表的直线 m 与心电信号相减来突出有明显斜率变化的特征点:

$$y(n) = x(n1) + (n - n1) \frac{x(n2) - x(n1)}{n2 - n1} \quad (1)$$

式中, $x(n)$ 为信号在 n 点的值, $y(n)$ 为直线在 n 点的值, 记 $x(n) - y(n) = D(n)$; $n1, n2$ 为所要检测拐点的所在区域的两个端点, 式(1)所代表的直线 m 即通过 $n1, n2$ 两点的直线. 在 $(n1, n2)$ 上定义 $|D(n)|$ 最大点的位置 N 点为 $(n1, n2)$ 上的转折点.

在局域变换算法中, 当所用直线 m 斜率绝对值较大(如图3中检测Q1点时, 图4中检测S2点、T波终末点时), 所找到的 N 点往往不是所求拐点的准确位置(拐点是斜率突变的点, 而 N 点是斜率与直线 m 相等的点), 因此经反复研究应在 N 点附近用斜率法继续寻找, 即根据各拐点附近波形斜率特点逐点检测到斜率突变的点. 例如, 图3中的Q1点为斜率变号的点, 图4中的S2点斜率绝对值突然变小; T波终末点为斜率约等于零的点.

2.1 检测Q点

典型的心电信号有的正R波前有一小的负波,

有的负R波前有一小的正波, 有的R波和Q波合为一体(即R波前无Q波). 针对Q波特点, 设计算法如下:

(1) R点前80 ms处定义为M点(如图3). 如果M点处信号斜率的绝对值大于1, 则将M点后移至斜率小于1. 求区间(M, R)上的转折点, 定为Q1. 将Q1前移直至其斜率变为零或符号改变. 在这个过程中设 $x(n) - y(n) = D1(n)$.

(2) 求区间(M, Q1)上的转折点, 定为Q2. 在这个过程中设 $x(n) - y(n) = D2(n)$.

(3) 如 $D1(Q1) > 0$ 且 $D2(Q2) < -0.03$ mV 或者 $D1(Q1) < 0$ 且 $D2(Q2) > 0.03$ mV, Q点定在Q2点($D1$ 与 $D2$ 异号说明R波前有Q波, 阈值设为0.03提高了抗干扰能力), 否则定在Q1点. 算法流程图如图5所示.

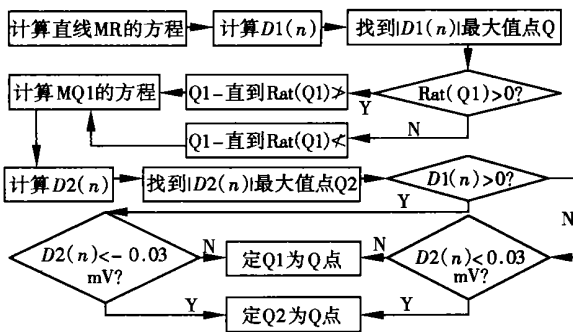


图5 检测Q点算法流程图

2.2 检测S点

检测S点的方法与检测Q点的方法相似, 其区别如下:

(1) S波都很尖锐, 其波峰处斜率绝对值都大于直线 m 斜率的绝对值, 当有S波时, 其S1点不会定错.

(2) 检测到S1后, 若S波较大, 将M点后移至距S1点80 ms处. S点之后40 ms之内再用局域变换算法检测一下有无明显拐点, 若有则定为S点. 之所以不用检测Q1点的方法一样检测S2点, 是因为心电波形的T波与S波相连, 它们之间并无基线, T波斜率绝对值很大且与S波后沿同号, 如图4所示. 因为S点之后有一段大约80 ms的直线, 没有拐点, M点只要落在这一段, 则前面所述检测拐点的方法适用.

2.3 检测T波终末点

检测T波终末点与前面检测Q1点方法基本相同, 但T波终末点附近斜率接近零但不等于零的部分太长, 可根据医生经验将阈值改为略大于零的数^[4].

2.4 检测 P 波

P 波起始点和终末点的检测与 T 波终末点的检测方法类似. 区别如下:

- (1) 有的心电图形 P 波顶部很平, 如图 3. 如果顶点找在 P2 则起始点很可能找到 P1 点上; 反之, 如果顶点找在 P1 点则终末点很可能找到 P2 点上. 所以, 设了两个 P 波顶点. 检测 P 波起始点时用 P1, 检测终末点时用 P2.
- (2) P 波都很矮, 故其拐点不需纠正.
- (3) P 波有可能是双向的, 所以如检测 Q 点一样需求两次拐点.

3 结果与分析

图 2、图 6 为滤波前后比较, 从图 6 可以看出干

扰基本滤除干净. 从图 2 可以看出滤波前后基本没有相移.

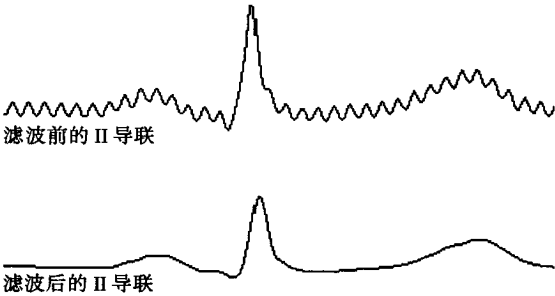


图 6 ECG 波形滤波前后对照

以“双盲法”来检验测试结果, 测试结果及误差如表 1 所示.

表 1 利用本算法检测的心电参数示例

参数 数据	P 波宽度/ms			PR 间期/ms			QRS 波宽度/ms			QT 间期离散度/ms		
	手动	自动	测量误差/%	手动	自动	测量误差/%	手动	自动	测量误差/%	手动	自动	测量误差/%
<i>G</i>	118	122	3.4	164	171	4.3	83	83.1	0.12	53	46	13.2
<i>Cq</i>	94	100	6.4	144	142	1.4	81	84.8	4.7	45	40	11.1
<i>Cyx</i>	100	98	2	168	160	4.76	75	80	6.7	41	33	19.5
<i>Wyq</i>	97	106	9.3	139	150	7.9	71	74.1	4.4	52	51	1.9
<i>Lif</i>	86	88	2.3	216	202	6.5	93	101	8.6	76	66	13.2
<i>Tdl</i>	87	79	9.2	164	160	2.4	57	54	5.3	38	42	10.5
<i>Gnj</i>	111	105	5.4	170	164	3.5	81	83	2.5	48	54	12.5
<i>Csc</i>	81	76	6.2	138	131	5.1	73	80	9.6	26	31	19.2

如表 1 所示, P 波宽度的误差皆在 10% 以下, PR 间期和 QRS 间期的误差基本在 10% 以下, QT 的误差基本在 10%~15%, 比文献[3]用神经网络自适应共振理论测 QT 间期准确性略高. 应用该算法的样机与合作医院所用进口心电图机对同一人进行心电分析, 数据十分接近, 差别基本在 10 ms 以下.

上面 4 个参数足以检验各拐点的准确性, 其它参数在此就不一一罗列了.

[参考文献]

[1] 宁新宝. 生物医学电子学[M]. 长沙: 湖南科学技术出版社, 1988. 8~13.

[2] 范晓东, 朱泽煌. 心电特征点定位算法[J]. 北京生物医学工程, 1996, 15(1): 15~17.

[3] 陈粟蔚, 宁新宝, 王炜, 等. 神经网络自适应共振理论应用于心电图 QT 间期自动检测的研究[J]. 南京大学学报(自然科学版), 2000, 36(4): 440~446.

[4] Algra A. An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG. Computer in Cardiology[M]. Los Alamitos Calif: IEEE Compute Society Press, 1987. 117~119.

Algorithm for ECG Inflexions detection in Clinical diagnosis

LI Dehua, NING Xinbao

(Department of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China)

Abstract: An algorithm for ECG inflexions detection was improved with higher precision, simpler and faster calculation by introduction of a digital filter. Firstly, digital filter should have no phase displacement, so that each inflexion would not change its position; Secondly, the slope was an average of the slopes of several points in order to improve the ability of tolerating noises by a right threshold value; thirdly, the character of each inflexion was different, so the algorithm should be adjusted according to each inflexion.

Key words: duration of PR, interval of P Wave, interval of QRS, dispersion of QT Interval, electrocardiogram

[责任编辑: 严海琳]