

ECG 信号 QRS 波群检测算法的进展

姚欢 王剑钢

(吉林大学生物医学工程系 吉林 长春 130012)

摘要 QRS 波群是 ECG 信号的重要组成部分,是心电信号分析的基础。QRS 波群的检测方法已经有很多种实用有效的方法,并逐步地走向成熟,在实际应用中得到实现。本文就 QRS 波群的检测方法作了具体的整理与分析,较全面的阐述了实际应用中的各种算法,最后作者对检测算法的发展趋势进行了总结和展望。

关键词 QRS 波群检测;差分阈值算法;滤波器算法;数学形态学;长度与能量算法;小波变换

中图分类号 R540.41 文献标识码 A 文章编号:1673-6273(2012)20-3988-04

Development of QRS Complex Detection Algorithm in ECG Signal

YAO Huan, WANG Jian-gang

(Department of Biomedical Engineering, Jilin University, Changchun, Jilin 130012, China)

ABSTRACT: QRS complex is the important part of ECG signal, and the foundation of ECG analysis. The examination method of QRS complex has already had a lot of practical useful methods, and gradually develops to maturity and is realized in practical applications. In this paper, we made concrete settle and analysis for the examination methods of QRS complex, a more comprehensive elaborated physically applied amid of various algorithms, and finally the author made a summary and outlook for the trend of the detection algorithms.

Key words: QRS complex detection; Threshold algorithm; Filter algorithm; Morphological; Length and energy algorithm; Wavelet Transform

Chinese Library Classification(CLC): R540.41 Document code: A

Article ID:1673-6273(2012)20-3988-04

引言

心电图的检测与分析是临床上医生作为诊断病情的重要依据,它不仅可以用来诊断心律失常、心肌病变等心脏病,而对于其他疾病的诊治也具有一定的参考价值。QRS 波群的检测与分析是心电图分析的核心技术之一。QRS 波群表示的是心室去极化的过程,是诊断心律失常的重要依据,只有确定了 QRS 波群的位置,才能确定 P 波、T 波,从而计算出心率、心率变异等信息。

1 QRS 波群的检测方法

1.1 差分阈值算法

差分阈值算法主要是对信号进行一阶或二阶差分^[2],然后判断其差分是否超过初始设定的阈值来确定 QRS 波群的位置。差分法是一种快速算法,适合于对实时性要求较高的心电图自动监护仪。阈值有固定阈值,也有可变阈值。固定阈值可能会由于高 P、T 波的存在,产生误判,同时,在心律失常或 QRS 波幅度减小的情况下,阈值过高会出现漏检等现象。而可变阈值克服了这些缺点,提高了检测的准确率,而最具代表性的是由 Pan^[3]等人提出,他们将经过带通滤波后的信号进行微分,再平方突出频率响应曲线,然后又做了移动窗口积分,积分所得的结果既包含 QRS 波群的斜率,又包含 QRS 波群的宽度的信

息,再利用两种阈值进行检测,阈值是自适应的,大大提高了阈值检测的准确性,降低了可能出现漏检的概率。

Chen^[4]等又在可变阈值的基础上修正了自适应阈值的表达式:

$$Threshold = \alpha \gamma \times PEAK + (1 - \alpha) \times Threshold$$

其中,PEAK 当前特征波的峰值, α 是遗忘因子,Threshold 是自适应的阈值, γ 是决定峰值对阈值贡献的权重因数,当 QRS 复合波的 R 特征波的峰值大于阈值了,阈值就会在下一个复合波检测之前更新,使 QRS 复合波的检测率进一步提高。陈静^[5]等利用动态自适应阈值法实现 QRS 波群的检测,设原始信号为 $y(n)$ 取前 4000 个采样点,每 1000 个采样点为一组,得到 4 个极大值 $\max[n](n=0,1,2,3)$,取心电信号初始阈值:

$$th = (\max^{[0]} + \max^{[1]} + \max^{[2]} + \max^{[3]}) \times 7/64$$

然后继续检测 R 波,在下一个采样周期扫描,当 $y(n) > th$,取最大值为检测到的 R 波波峰,再更新阈值:

$$th_{new} = 0.8 \times th + 0.2 \times y(\max) \times 15/10$$

算法在整体上提高了 R 波的检出率。

1.2 滤波器法

滤波的主要作用是滤除信号中的工频干扰、肌电干扰、基线漂移等噪声的影响,来提高 QRS 波群的信息,主要涉及了硬件滤波和软件滤波。硬件滤波中最常用的是带通滤波,Thakor^[6]等人提出了一种最优的 QRS 滤波器理论,给出了一种中心频率为 17Hz、Q 值为 4 的带通滤波器。但是硬件滤波存在很多缺陷,在成本、速度等方面存在不足,而且在对噪声的抑制中也会对 ECG 信号产生不同程度的抑制,而软件滤波大多数是基于数字滤波器的设计,在一定程度上弥补了不足。

作者简介:姚欢(1985-),女,硕士研究生,主要研究方向:生物医学信息检测与处理,生物医学仪器研究与智能化设计
电话:18943925978,15948317467 E-mail:yaoh1010@163.com
(收稿日期:2011-11-08 接受日期:2011-11-30)

Thakor^[6]等人接着在硬件滤波的基础上设计了巴特沃斯型带通滤波器,分析 ECG 信号的频谱特性。随着发展滤波器又出现了更多种的实现算法,例如二阶导数算法、移动窗口积分(MWI)算法、正交滤波算法等。虽然 FIR 滤波器可以保持线性相位,但是要想实现更优良的效果却是很困难的,随后又出现了匹配滤波、基于小波、神经网络等的自适应滤波。Sallinen^[7]在预滤波过程首先通过一个 0.5Hz~35Hz 的带通滤波器,只允许心电信号通过;滤波部分是通过数字滤波器的设计实现的,其中包括数字陷波滤波器来消除工频干扰,消除了如运动伪迹等低频噪声的影响,最后是一个提供最佳信噪比输出的匹配滤波器,匹配滤波参数是在检测开始前,对每个病人心电图自学习获得的。经匹配滤波后的信号,通过自适应的双边界阈值法检测 QRS 波群。使用该滤波器法,既保证了检测的速度和实时性,又能够克服一定的噪声干扰。

但当 QRS 波的形态变化较大时,匹配滤波检测性能显著下降。基于小波、神经网络等算法的自适应滤波便可以很好的去除基线漂移和运动伪迹的影响,小波变换的滤波方法还能够很大程度的滤除肌电干扰以及尖脉冲,相比神经网络算法,利用小波变换算法的滤波有更大的发展,因为神经网络算法运算量比较大,在临床应用上存在一定的局限性。

1.3 数学形态法

数学形态学主要应用于信号的去噪和基线校正、QRS 波群检测等。主要原理是将信号与选定的结构元素进行腐蚀、膨胀所组成的开(\circ)、闭(\bullet)等运算,适当的选择结构元素的长度,可以很好的达到去噪和基线校正的目的,对于信号序列 A 结构元素 B 可以得到其波峰算子:

$$PE(A)=A-(A \circ B) \quad (2-1)$$

波谷算子:

$$PV(A)=A-(A \bullet B) \quad (2-2)$$

得到波峰谷的提取方法:

$$PVE(A)=A-((A \circ B) \bullet B) \quad (2-3)$$

Chu^[8,9]等将数学形态方法用于心电信号高频噪声的滤除,以及基线漂移校正,采用了三角形的结构元素,并且得到影响算法的主要因素有:噪声数量、结构元素大小以及信号的采样率。Trahanias^[10]将数学形态法用于了 QRS 波群的检测。首先去除噪声,采用 6ms 长度的线段作为结构元素,然后利用式(2-3)提取波峰谷,其中使用 22ms 长度的线段结构元素,这样分析的信号结果中只包含了波峰和波谷,QRS 波很容易被识别,其中的判断准则使用自适应阈值法。

郑唯琴^[11]等在数学形态学和波峰谷提取算法的基础上,提出了差位波峰提取算法(PDE 算法)。首先对信号进行了形态学上的开闭运算、延时、相减和相加提取到高幅值的波峰谷,对幅值取绝对值,并进行移动窗口整合处理运算,最终得到含有高峰值波峰的信号,与 PVE 算法相比,PDE 算法对高频噪声抑制更为有效,更利于 QRS 波检测。

刘少颖^[12]等将数学形态学和小波分解结合起来检测 QRS 波群性质。首先进行了去除高频噪声的处理,利用式(2-3)提取波峰谷,然后通过小波滤波器,进行 3、4 尺度的度分辨率分解,对 QRS 波进行判断,实验结果表明两种方法的结合可以很有效的消除基线漂移,低频干扰,以及大 T 波的影响。

1.4 长度与能量转换法

长度和能量变换法对差分后的信号进一步的加强,较差分法稳定性有了提高。Grizali^[13,14]等最早将能量变换应用到 ECG 信号的 R 波检测中,在多导信号中长度和能量变换定义为:

$$\begin{cases} L(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \\ E(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2 \end{cases}$$

其中 n 是导联数, i 为时间序号, q 是分析窗的长度,差分信号 $\Delta x_{j,k} = x_{j,k} - x_{j,k-1}$ 。当 $n=1$ 时,便为单导 ECG 的 R 波检测。长度和能量变换法和差分法相似,都是提取心电信号的时域特征,都可以消除基线漂移的影响,但是对高频噪声比较敏感,在高频噪声相对较弱的情况下,长度能量变换法检测幅度较小的 R 波比其他方法更有效。

1.5 小波变换分析算法

前面介绍的 QRS 波群检测方法,检测迅速而且容易实现,但不能从根本上解决 QRS 波群所引起的现象运动伪影、基线漂移等问题,影响了整体的判别性能。而小波变换具有很好的时频特性,以及多分辨率的特性,能够较好的突出信号的局部特征。因此近几年的文献中一直将小波变换作为研究的重点。

利用小波变换进行 ECG 信号的 QRS 波群检测主要是信号特征点的检测。Cuiwei Li^[15]利用二进样条小波对信号进行 Mallat 算法进行换算,从二进小波变换的等效滤波器的角度,分析了信号奇异点(R 峰点)与其小波变换模极大值对的零交叉点的关系。同时检测中又利用增强算法提高了抗干扰的能力,提高的检测率,经过 MIT/BIH 标准心电数据库检测验证,QRS 波检测正确率高 99.8%。

Shubha Kadambe^[16]等设计了中心频率为 120Hz 带宽 240Hz 的三次样条小波进行 QRS 复合波的检测,在 1、2、3 尺度上进行分解,然后取极值的绝对值,对数据的检测取得较好的性能。Sahambi 等^[17]提出一个减少高频噪声误判的改进算法,首先在 24 尺度寻找模最大值的位置,然后在该位置附近寻找 23 尺度上模最大值,如果不是该尺度上模最大值,该部分就不是 QRS 波群,同理,一直寻找到 21 尺度。这样只有在 21 到 24 四个尺度上都是模最大值的,才是 QRS 波群。Martinez^[18]等综合考虑了 QRS 波的各种可能形态,并在此基础上准确定位了 QRS 波和 P 波 T 波的起始点,并使算法成功应用到 QT 数据库中。

Qi Haibing^[19]等提出利用连续小波变换和过零检测方法结合的算法,对 ECG 信号进行奇异点检测和小波变换,得到很高的信号检测率。陈文利^[20]等采用基于小波变换和黄金分割搜索法的检测算法,对 ECG 信号进行小波变换后,利用正负模极大值对 QRS 进行检测,分析误减和漏检的情况,再用黄金分割搜索算法来调整阈值,从而提高了检测准确率。王伟^[21]等研究利用基于自适应小波变换来检测 QRS 波,将心电信号的小波变换作为自适应白化滤波器的输入,然后对白化滤波后的输出进行匹配滤波和阈值检测来识别出 QRS 波,减小了检测的误检率以及提高了运行速度。

1.6 其它 QRS 波检测方法

如前面所述,这些经典的算法在工程应用上满足了对信号

的实时检测和分析,随着人们掌握知识水平的不断提高,研究者将更多的算法应用到 QRS 波的检测中。

神经网络主要是用于模式识别,近几年来被研究者广泛的应用于 ECG 信号的处理分析中。在 QRS 波检测中,神经网络主要是用作自适应的非线性预测器。Szilagyi SM^[22]等利用神经网络的先验知识建立开始的模板库,输入信号和选择模板经过白化滤波器的预处理,基本上消除了基线漂移的影响,达到了抑制 P、T 波及增强 R 波的效果,在 QRS 波检测中多数使用的是具有非线性隐藏层的三层自适应神经网络,通过自学习能够在内部各层自动建立联系,产生和消除节点,但主要缺点是训练时间比较长,相反的在判别时速度却很快。

Hilbert 变换是信号处理与分析中的重要理论工具,通过 Hilbert 变换可以建立信号的傅里叶变换的幅频和相频、实部和虚部之间的内在联系。Benitez DS^[23]等首次直接利用 Hilbert 变换性质进行 QRS 波检测,主要依据原始信号经过 Hilbert 变换后,原信号的拐点对应于其 Hilbert 变换信号与横轴的过零点,将经过预处理的心电信号进行 Hilbert 变换,最后基于自适应阈值进行峰值点检测,但是对高频信号抵抗能力较弱。季虎^[24]等在此基础上,对原信号进行了平滑滤波,还有两次非线性运算,分别在变换前和变化后,很好的抑制了信号的高频噪声。N. E. Huang^[25]等提出了 Hilbert-Huang 变换,由经验模式分解(empirical mode decomposition, EMD)和 Hilbert 变换两步骤完成,该方法对信号的分解是基于信号在时间尺度上的局部特征,即基函数是原信号本身,是完全自适应的。行鸿彦^[26]等利用 Hilbert-Huang 变换中的经验模式分解(EMD)将心电信号自适应地分解为一组称为内禀模态函数(IMF)的波动模态成分,结合软阈值去噪方法,构造有利于 QRS 复合波检测的检测层,利用模极大值和 QRS 复合波特征点之间的对应关系,实现对 QRS 波的检测,其中利用不应期、可变阈值结合检测层,实现对 R 波的正确检测。

Coast^[27]提出了一种采用隐式 Markov 模型分析心电信号的方法。方法将心电采样数据作为一个随机序列,每个波和线段都作为隐式 Markov 链的隐形状态,根据先验知识,计算各种状态对应于采样点的概率,把这种概率分布与心电信号结合,识别出信号中的 QRS 复合波。该方法对于高 P 波和高 T 波有一定的区分能力,但计算量很大,实际应用困难。

此外,还有很多种基于其他技术的 QRS 波检测方法,基于句法分析方法^[28],基于频率直方图法^[29],基于极大后验概率估计法^[30],以及混合方法如利用带通滤波器结合包络提取的方法^[31]等等。

2 讨论

QRS 波群的能量一般集中在 17Hz 左右,带宽约是 10Hz^[1], QRS 波群的检测包括 QRS 波位置、宽度、面积的检测。随着技术的发展,也出现了很多新的 QRS 波群的检测方法,并且取得了良好的应用效果。当前,最常用的算法检测主要有:差分阈值算法、滤波器法、数学形态学、模板匹配法、长度和能量转换法、小波分析算法,还有诸如人工神经网络算法、Hilbert 变换等,也有将上述多种技术融合在一起的算法,各种算法在不同的应用领域都发挥了重要作用并取得显著效果。

QRS 波群检测在心电信号分析中极其重要,回顾起发展历程,一些经典的算法仍然具有很重要的研究意义,而衍生出来的新的算法,在一定程度上弥补了经典算法所不能改善的缺点。差分阈值算法因其快速、简单的特点,在一些要求简单、实时化心电仪器中,得到广泛应用,滤波器法逐步作为心电信号的预处理部分,提高信号的质量,再结合精确地检测算法实现 QRS 波群的检测,神经网络算法对波形噪声敏感,多用于心电波形识别,只是计算量大,自学习的时间长,而小波变化具有辨率分析的特点,从而可以在时、频两域获得表征信号局部特征的能力,由于其可变的时间窗和频率窗,使得它对于信号具有很高的适应性。比较这些检测方法,小波变换方法拥有不容置疑的优越性,已成为近年学者研究的重点。此外,越来越多的研究者倾向于多技术融合的方法,更加准确、快速的检测 QRS 波。

但是各个研究者应从不同的侧重点出发,运用符合信号质量和应用需求的算法,实现对 QRS 波群的分析。对 QRS 波检测来说,并没有最优化的算法,只有最适合的算法,信号质量和应用需求决定了除噪方法和检测算法,要结合最后所需要达到的目的正确的选择算法。整体来看,小波变化在所有检测方法中具有更多的实际意义,我们也相信小波变化具有更广阔的应用前景。同时,结合临床心电信号的复杂性来讲,多技术融合技术将成为一种行之有效的算法,是值得深入研究的课题。

参考文献(References)

- [1] 王磊, 郑崇勋, 叶继伦, 等. 一种高效的 QRS 波实时检测方法[J]. 北京生物医学工程, 1998, 17(4): 15-22
Wang Lei, Zheng Chong-xun, Ye Ji-lun, et al. An efficient real-time detection of QRS wave method [J]. Beijing Biomedical Engineering, 1998, 17(4): 15-22
- [2] 李延军, 严洪. QRS 波群检测常用算法的比较[J]. 生物医学工程进展, 2008, 29(2): 101-107
Li Yan-jun, Yan Hong. QRS complex detection algorithm commonly used in the comparison [J]. Progress in Biomedical Engineering, 2008, 29(2): 101-107
- [3] Jiapu Pan, Willis J. Tompkins. A Real-Time QRS Detection Algorithm [J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1985, 32(3): 230-236
- [4] Chen HC, Chen SW. A Moving Average based Filtering System with its Application to Real-time QRS Detection [C]. IEEE Computers in Cardiology, 2003, 30: 585-588
- [5] 陈静, 张世杰. 基于动态自适应阈值法的 QRS 波群检测方法[J]. 中国新通信, 2009, 2: 67-69
Chen Jing, Zhang Shi-jie. A method based on dynamic adaptive threshold for QRS complex detection [J]. China's new Communications, 2009, 2: 67-69
- [6] Thakor, Nitish V. Webster, John G. Tompkins, et al. Estimation of Q-RS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter [J]. IEEE Trans. on BME, 1984, 31(11): 702-706
- [7] Sami Sallinen, Seoop Nissila. A Real-time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV [J]. IEEE Trans on BME, 1997, 44 (3): 159-167
- [8] Chu H.H, Delp E.J. Impulsive noise suppression and background normalization of ECG signals using morphological operators [J]. IEEE Trans. on BME, 1989, 36 (2): 648-655
- [9] Chu H.H, Delp E.J. Electrocardiogram signal processing by morpholo-

- gical operators [J]. IEEE Computers in Cardiology, 1988, 25: 153-156
- [10] TRAHANIAS PE. An approach to QRS complexes detection using mathematical morphology [J]. IEEE Trans. on BME, 1993, 40(2): 201-208
- [11] 郑唯琴, 陈杭, 叶树明. 基于数学形态学的 QRS 波差位波峰提取方法 [J]. 计算机工程与应用. 2010, 46(31): 127-129
Zheng Wei-qin, Chen Hang, Ye Shu-ming. A method based on mathematical morphology of the QRS wave to extraction difference-bit peak [J]. Computer Engineering and Applications, 2010, 46(31): 127-129
- [12] 刘少颖, 卢继来, 郝丽, 等. 基于数学形态学和小波分解的 QRS 波群检测算法 [J]. 清华大学学报(自然科学版), 2004, 44(6): 852-855
Liu Shao-ying, Lu Ji-lai, Hao li, et al. Based on mathematical morphology and wavelet decomposition for the QRS complex detection [J]. Tsinghua Science and Technology, 2004, 44(6): 852-855
- [13] F. Grizali, G. Frangakis, G. Papakonstantinou. A comparison of the length and energy transformations for the QRS detection [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1987: 549-550
- [14] F. Grizali. Towards a generalized scheme for QRS detection in ECG waveforms [J]. Signal processing, 1988, 15: 183-192
- [15] Cuiwei Li, Chongxun Zheng, Changfang Tai. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms [J]. IEEE Trans on BME, 1995: 42(1): 21-28
- [16] Shubha Kadmba, Robin Murray, G. Faye Boudreaux-Bartels. Wavelet Transform-Based QRS Complex Detection [J]. IEEE Trans. on BME, 1999, 46(7): 838-848
- [17] J.S Sahambi, S.N Tandon, P.K.P Bhatt. Using wavelet transforms for ECG characterization [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1997, 16 (1): 77-83
- [18] Martinez J.P, Olmos S, Laguna P. Evaluation of a Wavelet-Based ECG Waveform Detector on the QT Database [C]. IEEE Computers in Cardiology, 2000: 81-84
- [19] Qi Hai-bing, Liu Xiong-fei, Pan Chao. A Method of Continuous Wavelet Transform for QRS Wave Detection in ECG Signal [J]. IEEE ICICTA, 2010: 22-25
- [20] 陈文利, 莫智文, 郭文. 基于小波变换和黄金分割搜索法的 QRS 波检测算法 [J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26 (4): 743-751
Chen Wen-li, Mo Zhi-wen, Guo Wen. A method for QRS detection algorithm based on wavelet transform and the golden section search [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2009, 26 (4): 743-751
- [21] 王伟, 李小梅. 利用自适应小波变换检测心电图 QRS 波算法的实现 [J]. 科技通报, 2008, 24(1): 98-102
- Wang Wei, Li Xiao-mei. ECG QRS complex detection algorithm using adaptive wavelet transform [J]. Science and Technology Bulletin, 2008, 24(1): 98-102
- [22] Szilagyi S.M, Szilagyi L, David L. Comparison Between Neural-Network-Based Adaptive Filtering and Wavelet Transform for ECG Characteristic Points Detection [C]. Proceedings-19th International Conference, IEEE EMBS, 1997, 1: 272-274
- [23] Benitez D.S, Gaydecki P.A, Zaidi A, et al. A new QRS detection algorithm based on the Hilbert transform [C]. IEEE Computers in Cardiology, 2000: 379-382
- [24] 季虎, 毛玲, 孙即祥. 一种基于 Hilbert 变换的 R 波检测算法 [J]. 信号处理, 2007, 23(3): 444-447
Ji Hu, Mao Ling, Sun Ji-xiang. Based on Hilbert transform of the R-wave detection algorithm [J]. Signal processing, 2007, 23(3): 444-447
- [25] N. E. Huang, Shen Z, Long S.R, et al. The empirical mode decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis [J]. Proc.R.Soc. Lond. A, 1998(454) 903-995
- [26] 行鸿彦, 黄敏松. 基于 Hilbert-Huang 变换的 QRS 波检测算法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(7): 1469-1475
Xing Hong-yan, Huang Min-song. A method based on Hilbert-Huang transform of QRS detection algorithm [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(7): 1469-1475
- [27] D.A.Coast, R.M.Stem, G.G.Cano, et al. An Approach to Cardiac Arrhythmia Analysis Using Hidden Markov Models [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, 37(9): 826-835
- [28] Gustavo Belforte, Renato De Mori, Franco Ferraris. A Contribution to the Automatic Processing of Electrocardiograms Using Syntactic Methods [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1979, 26(3): 125-136
- [29] 涂承媛, 曾衍钧, 李树信. 基于频数直方图检测 QRS 波的新方法 [J]. 生物医学工程学杂志, 2003, 20(2): 325-327
Tu Cheng-yuan, Zeng Yan-jun, Li Shu-xin. A new method based on Frequency histogram detection of the QRS wave [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2003, 20(2): 325-327
- [30] P.O.Boljesson, O.Pahlm, L. Sornmo, et al. Adaptive QRS Detection Based on Maximum A Posteriori Estimation [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1982, 29(5): 341-350
- [31] 尹登峰. 动态 ECG 分析中 QRS 波检测算法研究 [D]. 浙江: 浙江大学, 2003
Yin Deng-feng. Dynamic analysis of ECG QRS detection algorithm [D]. Zhejiang: Zhejiang University, 2003