

心电医疗监护物联网关键技术研究*

李鸿强¹, 苗长云¹, 张龙宇², 田文涛¹, 王嘉庆¹

(1. 天津工业大学信息与通信工程学院, 天津 300160; 2. 渥太华大学信息技术与工程学院, 加拿大 渥太华)

摘要: 针对物联网技术的发展, 进行了心电医疗监护物联网感知层传感器节点软硬件设计, 完成了基于 NesC 语言的组件结构化软件设计。在经典聚类路由协议 LEACH 之上提出了一种适用于心电医疗监护物联网感知层的改进型 LEACH-SC 算法, 将感知层内簇头的分布进行优化, 平衡簇的规模, 在一定程度上解决簇头分布不均匀的问题。为保证心电医疗监护物联网应用层实时准确的心电诊断, 提出了一种基于小波变换、希尔伯特变换和改进包络对心电信号进行变换的检测算法, 实现了对 QRS 波群具体形态和位置的检测和识别, 在检测到 QRS 波的基础上采用检测准则和策略对 P 波和 T 波进行了检测。实验结果表明, 基于物联网技术的心电医疗监护系统能够完成心电的实时监测和诊断, LEACH-SC 算法优化了感知层传感器节点成簇的选择, 能量消耗达到了全局平衡, 增加了物联网感知层传感器网络的生存周期, 心电检测算法经 MATLAB 仿真与 MIT-BIH 数据库标注比较, 误检率为 0.89%。

关键词: 物联网; 无线传感器网络; 传感器节点; 路由协议; 心电检测算法

中图分类号: TP274 **文献标志码:** A **文章编号:** 1001-3695(2010)12-4600-04

doi: 10.3969/j.issn.1001-3695.2010.12.060

Research on key technologies of ECG monitoring system based on Internet of things

LI Hong-qiang¹, MIAO Chang-yun¹, ZHANG Long-yu², TIAN Wen-tao¹, WANG Jia-qing¹

(1. School of Information & Communication Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300160, China; 2. School of Information Technology & Engineering, University of Ottawa, Ottawa ON K1N 6N5, Canada)

Abstract: Whilst developing the Internet of things, wireless sensor network technologies provide the technological framework. This paper proposed ECG monitoring system on Internet of things for the realtime monitoring of the physiological parameter, presented HW/SW design of sensor network node at the sensing layer. The sensor network node software was programmed in the NesC language based on the component concept. According to ECG features on Internet of things, presented a novel low-power adaptive clustering routing protocol LEACH-SC algorithm. LEACH-SC algorithm could optimize the distribution of cluster heads, balance the scale of clusters and solve the uneven distribution of cluster heads. Presented realtime automatic ECG diagnosis method by use of Hilbert transform and wavelet transform. Proposed a series of detection algorithms and new methods. Described detection of QRS complexes, the P waves and the T waves. The experiment results show that ECG monitoring system can work properly. LEACH-SC algorithm achieves the global balance of energy consumption and increases the overall network lifetime. MATLAB simulation results are compared with the annotation of MIT-BIH arrhythmia database. The false discovery rate is 0.89%.

Key words: Internet of things; wireless sensor network; sensor network node; routing protocol; electrocardiogram detection algorithm

0 引言

物联网是将传感器、传感器网络等感知技术, 通信网、互联网等传输技术, 以及智能运算、智能处理技术融为一体的连接物理世界的网络。从架构上来说, 物联网由感知层、网络层、应用层三部分组成。最底层是感知层, 由传感器和传感器网络组成; 中间层是网络层, 主要由移动通信网和互联网组成; 最上层是应用层, 是指智能运算与智能处理^[1]。

本文研究的心电医疗监护物联网架构如图 1 所示。感知

层由监护病人身上佩戴的心电监护传感器节点、传感器网关、无线传感器网络构成, 主要完成心电监护病人节点以自组织形式构成无线传感器网络, 通过单跳或多跳方式将监测数据传到传感器网关, 完成心电信息的采集。网络层由互联网、移动通信网、信息中心和管理中心等构成。网络层将感知层获取的信息借助无线通信或有线通信的方式传送到心电信息管理中心进行传递和处理。应用层实现心电数据的智能处理, 医护人员利用计算机或 PDA 随时查看病人的心电数据, 根据实际情况对病人采取相应措施。

收稿日期: 2010-08-11; 修回日期: 2010-09-02 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60977059, 60844002); 高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(200800580006); 天津市高等学校科技发展基金资助项目(20070814)

作者简介: 李鸿强(1975-), 男, 江苏兴化人, 副教授, 博士研究生, 主要研究方向为无线传感器网络(lihongqiang@tjpu.edu.cn); 苗长云(1962-), 男, 教授, 博导, 博士, 主要研究方向为现代通信网络与系统; 张龙宇(1988-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向为信号处理; 田文涛(1986-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向为无线传感器网络; 王嘉庆(1985-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向为无线传感器网络。

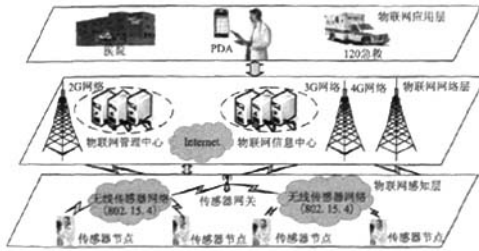


图1 心电医疗监护物联网架构

1 感知层心电监护传感器节点

心电医疗监护物联网中感知层传感器节点负责心电数据采集和传感器网络的组网、协同信息处理等任务,因此传感器节点软硬件设计是至关重要的。

由于人体体表的心电信号非常微弱,一般只有 0.01 ~ 5 mV,频谱为 0.05 ~ 100 Hz,频谱能量主要集中在 0.25 ~ 35 Hz,加上来自人体外部事物和内部器官的干扰,就会容易使人体心电信号发生改变。这些叠加在心电信号中的干扰主要有工频干扰、基线漂移、电极接触噪声、被测生理变量以外的人体电现象所引起的噪声和其他电子设备的机器噪声等。根据心电信号所具有的微弱、低频、高阻抗和随机性等特点,本文设计的心电监护传感器节点主要由人体导联输入、放大电路、滤波网络、ADC、微控制器、无线收发电路等部分构成。

心电信号的获取通常采用双极肢体导联方式。由于心电信号的微弱性,必须经过前置放大电路和后级主放大电路进行放大。前置放大电路是最前级增益放大端,起着关键性的作用,要求其输入阻抗较高。经过前置放大后的心电信号通过各部分滤波处理后再由后级主放大电路进一步放大,后级增益约为 100 倍。心电信号幅度最大为几个毫伏,而 AD 转换中输入信号的幅度要求在 1 V 以上,所以要求总增益约为 1 000 倍。在前置放大电路中,由于金属电极、导电介质与皮肤之间的化学反应,电极与皮肤表面之间容易产生直流极化电压。为了消除这部分的干扰,本文采用二阶 0.05 Hz 高通滤波器来隔离直流极化电压,以保证心电信号的下限频率响应。虽然在输入电路中可采用右腿驱动和屏蔽驱动电路以抑制工频干扰,并且前置放大电路对共模干扰也具有较强的抑制作用,但仍有部分工频干扰是以差模信号的方式进入电路的。另外,由于电极和输入回路不稳定等因素,前级电路输出的心电信号仍存在较强的工频干扰,设计中采用 50 Hz 的陷波器以消除工频干扰。最后,为了滤除心电信号频带之外的高频干扰,采用二阶压控电压源型低通滤波器进行滤波,这样便可得到较为光滑的心电信号波形。

本文基于 TinyOS 和 NesC 进行了传感器节点软件设计。NesC 是一种基于组件式和模块化设计的结构化语言^[2]。一个完整的 NesC 程序主要由两部分构成: configuration (连接配置文件) 和 module (模块)。Configuration 在连接配置文件中主要是将各个组件和模块连接起来成为一个整体。Module 主要完成对各组件功能的实现,通过组件提供的 interface 接口所包含的函数来完成各项功能。

传感器节点 NesC 程序中 module 声明了端口提供函数 provides, 端口使用函数 uses 和执行部分 implementation 用来调

用端口的命令函数。Configuration 声明了 Main、EcgsendM、ADCC、UARTComm、TimerC 和 LedsC 各组件之间的连接关系,其程序组件结构关系如图 2 所示。Main 组件是应用程序入口,通过 TinyOS 系统已定义好的 StdControl 接口标准函数命令来执行其他组件的初始化、启动和回收资源工作。EcgsendM 组件由用户自己定义,它通过传感器节点内 ADC 接口调用一个 ADC 通道来获得传感器采集的心电数据,这个通道连接到 ADCC 数据处理组件。UARTComm 组件提供对串口传输的支持,通过 SendMsg、StdControl 和 ReceiveMsg 接口与 EcgsendM 组件连接,实现数据采集功能,并能获取相关参数。TimerC 组件和 Timer 接口用于时钟控制;LedsC 组件和 Leds 接口用于指示灯控制。

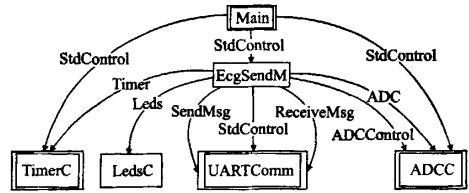


图2 传感器节点程序组件结构图

2 改进型路由协议 LEACH-SC 算法

根据心电医疗监护物联网的特点,本文选择经典聚类路由协议 LEACH (low energy adaptive clustering hierarchy) 作为理论基础^[3],在 LEACH 协议之上提出了一种改进型低能耗自适应聚类路由协议的路由协议 LEACH-SC (LEACH-second choice)。其主要思想是保持原 LEACH 阈值公式不作任何改动的前提下,提出了“二次选择”的方案。

2.1 簇头的二次选择

由于 LEACH 协议是让网络中簇首节点随机产生的,这种随机产生的方式存在一个缺陷,即不能保证簇首节点的均匀分布,就不能保证簇的规模的合理性。当簇形成之后,将规模过大的簇进行打碎重新在该簇内再选择一个簇头,利用两个簇头共同分担该簇;反之则将规模过小的簇头取消,让该簇的成员进入其他簇。这样就可以将簇头的分布进行优化,平衡簇的规模,在一定程度上解决簇头分布不均匀的问题。

由最佳簇头数目^[4]:

$$k_{opt} = \sqrt{\frac{N}{2\pi}} \sqrt{\frac{\epsilon_{fs}}{\epsilon_{amp}} \frac{M}{d_{bs}^2}} \tag{1}$$

其中: ϵ_{amp} 、 ϵ_{fs} 是信号放大器的放大系数, d_{bs} 是从簇头节点到 sink 节点的距离, M 是正方形区域的边长, N 是节点数量。假设 $M = 100$, $N = 100$, sink 节点在 (50, 50) 处, 设 $50 \leq d_{bs} \leq 71$, 带入式(1)得 $7 \leq k_{opt} \leq 14$, 则理论上每个簇的规模应该是 $\lceil \frac{N}{14} \rceil$, 即约为 [7, 14], 那么可以规定当簇规模大于 14 时将簇重组, 而当簇规模小于 7 时将簇打碎。

2.2 簇的形成

簇头选定以后,簇头节点在其通信范围内广播“加入簇”消息,告诉其他节点自己是簇头。通常,在收到各个簇头的广播消息后,普通节点要选择一个簇头,成为该簇头的一个子成员。

在 LEACH 算法中,节点根据自己与簇头的距离选择加入哪个簇。这种成簇方法存在一个问题,就是当普通节点到 sink 节点的距离远小于其到任何簇头的距离时,不选择 sink 节点,而是选择一个簇头加入该簇,这时节点的通信所需要的能量会大于节点直接与 sink 节点通信所需要的能量,因此浪费了能量。在改进算法 LEACH-SC 中普通节点选择簇头时,不仅考虑到各簇头,还考虑到 sink 节点,基于距离和能量耗费决定是加入某个簇,还是作为一个独立节点直接与 sink 节点通信。

2.3 簇头路由

当簇头不在 sink 节点通信范围之内时,簇头不能直接与 sink 节点通信,即使簇头在 sink 节点通信范围之内但离 sink 节点较远时,簇头直接与 sink 节点通信将会消耗很大的能量。改进算法 LEACH-SC 中簇头采用单跳和多跳结合的路由。当簇头离 sink 节点较近时,采用单跳方式直接与其通信;当簇头离 sink 节点较远时,采用多跳方式通过其他簇头节点把数据传递到 sink。

为了评价改进后路由由协议的性能,本文用 MATLAB 对 LEACH 和 LEACH-SC 进行仿真。在 $100\text{ m} \times 100\text{ m}$ 的正方形区域中,随机部署 100 个节点,sink 节点位于 $(50, 50)$ 处,理想簇头概率为 $P = 0.07$,仿真区域为 $100\text{ m} \times 100\text{ m}$ 的方形区域 $(x\text{m} \times y\text{m})$,所有的节点初始能量 E_0 为 0.5 J ,接收数据消耗能量 E_{R_x} 和发送数据消耗能量 E_{R_x} 均为 50 nJ/bit ,控制数据包 CPackage 为 30 bit,数据包 DPackage 长 $500 \times 50\text{ bit}$,融合系数 D_f 为 0.6。平均能量消耗仿真结果如图 3 所示。图中实线表示 LEACH-SC,虚线表示 LEACH。由于优化了节点成簇选择方案,能量消耗可达到全局平衡,随机选择簇头时很少出现能量消耗殆尽或能量剩余很多的情况。这样所有节点都较为平缓地消耗能量,LEACH-SC 的平均能量消耗曲线斜率更小,从而增加了整个网络的生存周期。

3 心电信号检测算法

心电医疗监护物联网应用层需要解决心电信号各波形成分的综合检测问题,通过心电自动分析技术对心电数据进行自动分析处理,给医生或病人提供治疗依据。本文基于小波变换、希尔伯特变换和改进包络构建了一系列检测方法、检测准则和阈值参数,检测和识别 QRS 波群、P 波、T 波的具体形态和位置。

3.1 心电信号变换和改进包络

QRS 复合波的绝大部分能量在 $3 \sim 40\text{ Hz}$,ECG 噪声的主要部分包括基线漂移 $(0.15 \sim 0.3\text{ Hz})$ 、 $50/60\text{ Hz}$ 工频干扰、肌电干扰 $(2 \sim 5\text{ Hz})$ 、人工影响 $(7\text{ Hz}$ 以下)和周围环境干扰,而 P/T 波的主要能量在 10 Hz 以下。通过小波变换的多分辨率和多尺度,可以利用不同能量分布及其信号频谱来消除在特殊小波尺度与噪声相对应的无用部分。本文选取的母小波为墨西哥草帽小波。

根据小波变换的理论,当以平滑函数的导数作为母小波进行小波变换时,信号的奇异点对应小波变换的一个正模极大值和一个负模极大值的极值对,信号奇异点的位置对应于极值对的交叉点。因此,本身波峰 R 点经过小波变换后被变为过零点。但经验说明,检测最高点比检测过零点要容易,因此对经过小波变换后的信号再进行希尔伯特变换,使 R 点重新成为

最高点。

给定时序序列 $x(t)$,对 $x(t)$ 可用式(2)进行希尔伯特变换:

$$y(t) = H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (2)$$

假设分析信号 $z(t)$ 由 $x(t)$ 和 $y(t)$ 组成:

$$z(t) = x(t) + jy(t) \quad (3)$$

为了加强 QRS 并减弱噪声和不需要的 P/T 波,一个改进的包络被引进(式(4)),可解决经过两次变换后的信号与原信号时间相差数毫秒的问题。心电信号变换步骤如图 4 所示。

$$E(t) = |x(t)|^3 + |y(t)|^3 \quad (4)$$

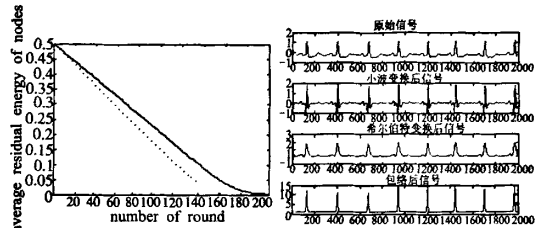


图3 平均能量消耗对比

图4 心电信号的变换步骤

3.2 QRS 波波峰检测策略

不同被检测者之间信号幅度差异很大,同一被检者 QRS 波的幅度和间隔也可能在短时间内发生剧烈的变化,所以本文提出了以斜率为阈值的检测方法,并对 R-R 间隔阈值进行自适应变化。为了更好地防止漏检、误检等发生,本文进一步提出了一系列行之有效的检测策略,包括:

a) QRS 波波峰点初始时一般按照经验模式设定阈值来检测 QRS 波波峰点,但阈值过大可导致很长时间内检测不到第一个 QRS 波波峰点,这不符合心电图规律,所以提出了初始长时间检测不到 R 波时降低阈值重新检测的策略。

b) 初始 R-R 的波峰间隔要作为以后检测的阈值,并采取自适应变化的方法。因此,若初始 R-R 间隔因漏检或错检导致偏差较大,会对以后检测产生影响,提出了对初始 R-R 间隔结合生理特性进行判定的策略。

c) 伪迹判定和回检。用 RR 表示已经检测出的 QRS 波群间期加权平均值,即可变阈值, r 表示当前检测到的 R 点与上一个 R 点的距离。因为生理医学上认为相邻前后 R-R 间期的范围为 $40\% \sim 166\%$,且 MIT/BIH 心律不齐数据库中两 R 波间距大于 400 ms ,所以采用以下方法以实现 R 点更加精确的检测:

(a) 因为变换后信号中,噪声、P 波和 T 波被极大地抑制,其幅度通常小于 QRS 波幅度,所以检测到一个 R 点后,在其后的 340 ms 内检测是否存在幅度更大的波形。若存在,说明当前 R 点为一个伪迹点,而用后来检测到的 R 点取代此 R 点。

(b) 当 $r \geq 1.66 \times RR$ 时,说明上一个 QRS 波群与当前 R 点之间距离过大,有漏检的 R 波。这时要降低检测斜率阈值为原来的一半,在上一个 QRS 波群与此 R 点之间重新进行检测。

在确认了检测到的 R 点后,可以跳过其后的 360 ms 来检测下一个 R 点位置,这样可以避免大 T 波和部分噪声的影响。通过对检测结果的分析可得,采用的策略取得了较好的效果。图 5 所示为检测结果成功排除了近似 R 波伪迹的干扰;R 波的检测算法流程如图 6 所示。

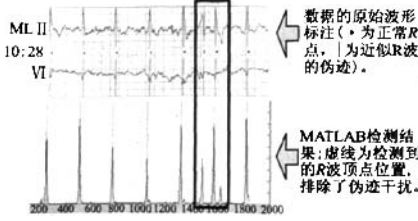


图5 检测结果成功排除了近似R波伪迹的干扰

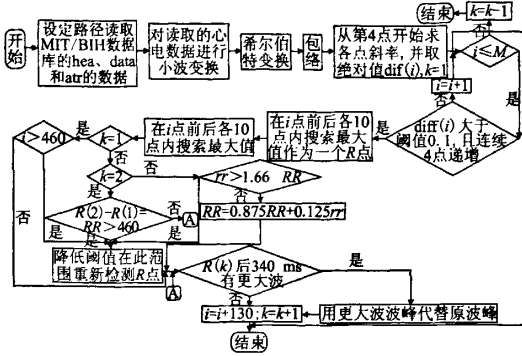


图6 R波检测算法流程图

3.3 QRS 起点和终点的检测算法

检测到 R 点位置 R. peak 后,在 [R. peak - 100 ms, R. peak] 内求各点斜率的绝对值。在这段时间内,当连续四点的斜率递增,且相隔一个点的两点的斜率绝对值的增加大于 4 倍时,可认为这四点中的起点为 QRS 波的起点。对终点的检测则在 [R. peak, R. peak + 100 ms] 内采用相同方法检测。

3.4 P 波和 T 波的检测算法

检测到 R 点位置后,同样在小波变换尺度 4 的希尔伯特变化上检测 T 波和 P 波,因为该尺度上 T 波和 P 波的成分得到表现和增强。虽然在尺度 5 和 6 上 T 波和 P 波的成分更为突出,但这些尺度存在不同程度的基线漂移,T 波和 P 波被滤波的过于平滑,位置误差较大。

令 R 点的位置为 R. peak,在 [R. peak - 250 ms, R. peak - 30 ms] 内检测 P 波,而在 [R. peak + 170 ms, R. peak + 240 ms] 内检测 T 波。选择区间内斜率绝对值大于 0.01,且其后四点连续递增的点,然后在其后 30 点中选极大值作为 P/T 波顶点。当没有斜率的绝对值大于 0.1 时,说明 P/T 波不存在;当检测到的顶点前面三点中有两点斜率为负时,说明 P/T 波倒置。

3.5 实验仿真与比较

MIT/BIH 数据库包含了各种心律失常病例,并且相当多的病例中还有基线漂移、高频干扰、电极滑动脱落等干扰,其中第 105 号数据因包含严重噪声且最难检测,被绝大多数研究者用来测试算法性能,故采用 105 号数据来验证算法。

通过对 105 号数据的 2 572 个 R 波进行检测,本文共检测出 2 578 个,其中假阳性 (FP) 为 5,假阴性 (FN) 为 1,检测出现偏差点为 9 个。根据检测点与实际点相差 10 ms 以上记为偏差,因采样率为 360 Hz,所以偏差 4 点以上记为偏差点。一个偏差点代表一个 FP 点和一个 FN 点。经观察知,检测到的 FN 点为数据末尾的未标注点,是多检测的一个点,而非假阴性点,故删去, FN = 0,然后将偏差点数分别加到 FP 和 FN,即 FP 为 14, FN 为 9,检测错误率为 (FP + FN) / 2572 = 0.89%。表 1 为所提算法与已发表算法的检测结果比较。从表 1 可以看出,本文所

提算法对 QRS 波的检测结果优于已发表的算法。

表 1 本文算法与已发表算法的检测结果比较

算法	假阳性 (FP)	假阴性 (FN)	检测错误率 (DER) / %
遗传算法 ^[5]	86	5	3.54
带通滤波器 ^[6]	67	22	3.46
多相滤波 ^[7]	53	16	3.22
小波去噪 ^[8]	5	78	3
带通滤波及回检 ^[9]	53	22	2.91
线性自适应滤波 ^[10]	40	22	2.41
小波变换 ^[11]	31	13	1.17
小波变换 2 ^[12]	91	64	7.1
小波变换 3 ^[13]	27	15	1.63
小波变换 4 ^[14]	15	13	1.09
本文算法	14	9	0.89

4 结束语

目前在已完成心电医疗监护物联网传感器节点的基础上构建了物联网实验平台并对其进行了实验研究,感知层传感器节点采集的心电信号可通过无线传感器网络网关接入到 Internet 或移动网络,物联网应用层远程计算机或 PDA 可通过对心电数据的处理对病人进行实时检测和病情的判断。实验结果表明基本满足了心电医疗监护的需要。基于物联网技术的心电医疗监护系统具有较高的灵活性和可扩展性,不仅满足了发达地区病人更高的保健要求,也有利于贫困偏远地区的病人获得必要的医疗服务。

参考文献:

- [1] 封松林,叶甜春. 物联网/传感网发展之路初探[J]. 中国科学院院刊, 2010(1): 50-54.
- [2] 李晶,王福豹,段渭军,等. 无线传感器网络节点操作系统研究[J]. 计算机应用研究, 2006, 23(8): 28-30.
- [3] 任平原,黄海宁,林闯. 无线传感器网络[J]. 软件学报, 2003, 14(7): 1282-1291.
- [4] 徐劲松,杨度,陈生孝,等. 基于全局信息的 LEACH 协议改进算法[J]. 南京邮电大学学报: 自然科学版, 2009, 29(4): 57-58.
- [5] POLI R, CAGNONI S, VALLI G. Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1995, 42(11): 1137-1141.
- [6] PAN Jia-pu, TOMPKINS W J. A real-time QRS detection algorithm[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1985, BME-32(3): 230-236.
- [7] AFONSO V X, TOMPKINS W J, NGUYEN T Q, et al. ECG beat detection using filter banks[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1999, 46(2): 192-201.
- [8] CHEN S W, CHEN H C, CHAN H L. A real time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2006, 82(3): 187-195.
- [9] HAMILTON P S, TOMPKINS W J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1986, 33(12): 1157-1165.
- [10] XUE Qiu-zhen, HU Yu-hen, TOMPKINS W J. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1992, 39(4): 315-329.
- [11] ALVARADO C, ARREGUI J, RAMOS J, et al. Automatic detection of ECG ventricular activity waves using continuous spline wavelet transform[C]//Proc of the 2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering. 2005: 189-192.
- [12] SAHAMI J S, TANDON S N, BHATT R K P. Using wavelet transforms for ECG characterization[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1997, 16(1): 77-83.
- [13] BAHOURA M, HASSANI M, HUBIN M. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1997, 52(1): 35-44.
- [14] LI Cui-wei, ZHENG Chong-xun, TAI Chang-feng. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms[J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 1995, 42(2): 21-28.

作者: [李鸿强](#), [苗长云](#), [张龙宇](#), [田文涛](#), [王嘉庆](#), [LI Hong-qiang](#), [MIAO Chang-yun](#),
[ZHANG Long-yu](#), [TIAN Wen-tao](#), [WANG Jia-qing](#)

作者单位: [李鸿强](#), [苗长云](#), [田文涛](#), [王嘉庆](#), [LI Hong-qiang](#), [MIAO Chang-yun](#), [TIAN Wen-tao](#), [WANG Jia-qing](#) (天津工业大学, 信息与通信工程学院, 天津, 300160), [张龙宇](#), [ZHANG Long-yu](#) (渥太华大学, 信息技术与工程学院, 加拿大, 渥太华)

刊名: [计算机应用研究](#) **ISTIC PKU**

英文刊名: [APPLICATION RESEARCH OF COMPUTERS](#)

年, 卷(期): 2010, 27(12)

参考文献(14条)

1. [HAMILTON P S;TOMPKINS W J](#) [Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database](#)[外文期刊] 1986(12)
2. [CHEN S W;CHEN H C;CHAN H L](#) [A real time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoi-sing](#)[外文期刊] 2006(03)
3. [AFONSO V X;TOMPKINS W J;NGUYEN T Q](#) [ECG beat detection using filter banks](#) 1999(02)
4. [PAN Jia-pu;TOMPKINS W J](#) [A real-time QRS detection algorithm](#)[外文期刊] 1985(03)
5. [POLI R;CAGNONI S;VALLI G](#) [Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors](#)[外文期刊] 1995(11)
6. [徐劲松;杨庚;陈生寿](#) [基于全局信息的LEACH协议改进算法](#)[期刊论文]-[南京邮电大学学报\(自然科学版\)](#) 2009(04)
7. [LI Cui-wei;ZHENG Chong-xun;TAI Chang-feng](#) [Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms](#) 1995(02)
8. [BAHOURA M;HASSANI M;HUBIN M](#) [DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis](#)[外文期刊] 1997(01)
9. [SAHAMBHI J S;TANDON S N;BHATT R K P](#) [Using wavelet transforms for ECG characterization](#)[外文期刊] 1997(01)
10. [ALVARADO C;ARREGUI J;RAMOS J](#) [Automatic detection of ECG ventricular activity waves using continuous spline wavelet transform](#) 2005
11. [XUE Qiu-zhen;HU Yu-hen;TOMPKINS W J](#) [Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection](#)[外文期刊] 1992(04)
12. [任丰原;黄海宁;林闯](#) [无线传感器网络](#)[期刊论文]-[软件学报](#) 2003(07)
13. [李晶;王福豹;段渭军](#) [无线传感器网络节点操作系统研究](#)[期刊论文]-[计算机应用研究](#) 2006(08)
14. [封松林;叶甜春](#) [物联网/传感网发展之路初探](#)[期刊论文]-[中国科学院院刊](#) 2010(01)

本文链接: http://d.g.wanfangdata.com.cn/Periodical_jsjyyj201012060.aspx