

文章编号: 2095—0411 (2013) 04 - 0052 - 05

# 基于 Linux 的心电监测系统设计与算法研究<sup>\*</sup>

陈树越, 张 平, 宋长加, 丁 艺

(常州大学 信息科学与工程学院, 江苏 常州 213164)

**摘要:** 面向社区和家庭医疗监护, 以便满足人们检测心电方便、省时的需求。以便携、低功耗为目标, 采用 HKD - 10B 心电采集模块和 S3C2440 设计了无线心电监测系统, 包括数据采集、数据处理、无线传输等模块; 基于 Linux2. 6. 32 操作系统平台开发了终端软件。运用形态学滤波器对 ECG 信号作预处理, 并提出了采用动态差分阈值和 R-R 间期自适应结合检测 R 波的方法, 该方法克服了传统差分阈值法中存在漏检和多检问题, 具有自检功能。最后通过实验, 表明用户可通过该心电监测系统能准确获取 ECG 特征, 且能在前端 LCD 上实时显示心电图。

**关键词:** QRS 波群; 心电监测; 差分阈值法; Linux

中图分类号: TP 391

文献标识码: A

doi: 10. 3969/j. issn. 2095—0411. 2013. 04. 011

## Design and Algorithms Study of ECG Monitoring System Based on Linux

CHEN Shu-yue, ZHANG Ping, SONG Chang-jia, DING Yi

(School of Information Science and Engineering, Changzhou University, Changzhou 213164, China)

**Abstract:** A portable and low power consumption wireless ECG monitoring system, which using HKD - 10B ECG acquisition module and S3C2440 chip is developed for community and family facilitate the ECG detection. The wireless ECG monitoring system is composed of data acquisition, data processing, and wireless transmission module, and based on Linux2. 6. 32 to developed terminal software. ECG signal is preprocessed by morphological filter. And then a new algorithm method of R - wave detection is proposed by combining dynamic differential threshold and RR adaptive interval method. The undetected and multi-detection situations in traditional differential threshold method can be overcome by the new method with self - checking function. The experiments show that users can acquire accurate ECG characteristics, and which can be real - time displayed on front LCD.

**Key words:** QRS complexes; ECG monitoring; differential threshold algorithm; Linux

心电监护在治疗、预防心脏病突发方面具有十分重要的意义, 因为它在心律失常的诊断上起关键作用。传统的心电监护系统虽能有效地记录心脏病患者的心电特征, 有助于心脏病患者的治疗, 但由于体积大、功耗高、不可携带和数据传输方式落后等缺点不能对心脏病患者进行长时间的实时监护。远程监控技术广泛应用于智能医疗监护中, 一种便

于用户佩戴低功耗状态工作并可实时发送数据的心电监护仪能够满足病人进行长期实时的监护服务的需求。因此, 近年来关于远程心电监护的研究报道很多。其中, 吴水才<sup>[1]</sup>提出了关于心电无线远程实时监护系统的研制, 潘静<sup>[2]</sup>提出了远程心电监护中 ECG 去噪方式, 董红生<sup>[3]</sup>提出了基于非线性能量

<sup>\*</sup> 收稿日期: 2013 - 07 - 20

作者简介: 陈树越 (1963—), 男, 河北定州人, 博士, 教授, 主要研究方向: 嵌入式系统开发、信号与图像处理。

算子的 R 波检测方法。可见，通过心电仪获取的心电信号含有很多噪声，会对后续处理和判断造成干扰。同时，现有便携心电仪前端采集部分通常使用分立式元器件设计，导致设备存在体积大、功耗高、成本高等缺点。

检测心脏健康状况、计算心率都要以 QRS 波群为依据。目前，QRS 波群检测方法较多，如小波变换法、数学形态法、差分法<sup>[4-9]</sup>等。每种方法都有各自的优缺点，综合考虑选取差分阈值法。差分阈值法具有实现简单、复杂度低的特点，适用于实时性较高的系统。然而由于噪声的存在，仍会造成 QRS 波的误检。基于此，本文提出基于 HKD - 10B 心电采集模块和 S3C2440 的三导联便携式心电仪的设计方法，同时提出一种改进的差分阈值的方法对 QRS 波群进行检测。

## 1 系统硬件结构与原理

### 1.1 系统总体设计

该三导联无线心电仪具有体积小、低功耗、低成本的特点，其主要组成部分有：心电信号采集模块、心电数据处理模块、无线传输模块。系统总体结构框图如图 1 所示。

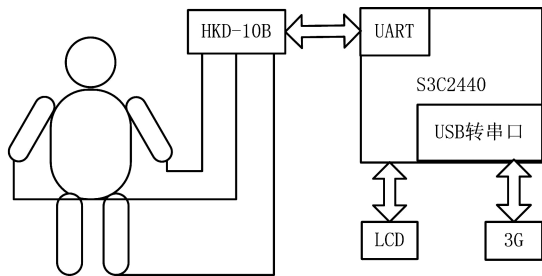


图 1 系统结构图

Fig. 1 System structure

心电信号采集模块采用 HKD - 10B 心电传感器。HKD - 10B 为输出单导二进制数字心电信号的心电采集模块；采用高精度运算放大器和特有的微弱信号调理电路，具有高精度输出、信噪比高等特点。采样频率 200Hz，采样精度 10 位，可广泛应用于心电监护、以及各类心电信号实时采集系统。该传感器模块尺寸小、功耗低，能够克服分立式元器件体积、功耗上的不足。

数据处理模块选用 S3C2440 处理器和 Linux2.6.32 操作系统平台，具有很强的计算能力和丰富的外设，且满足低功耗要求。ARM9 通过 UART 发送指令控制 HKD - 10B 完成心电数据采

集和传输，S3C2440 获得 ECG 信号后对数据进行低通滤波、50Hz 限波、QRS 波检测、心率计算等处理，在前端 LCD 上实时显示心电图，并通过 3G 网络将数据发送给医生工作站。

监测终端采用 3G 网络传输心电数据，3G 模块采用华为 E353 无线上网卡，其最大下行传输速度为 21.6Mbps，最大上行速率为 5.76Mbps，接口类型为 USB，该上网卡性能完全能够满足信息传输需求。向 Linux 内核添加 3G 模块驱动（USB 转串口驱动）和 PPP 协议支持，重新编译下载内核；对 PPP - 2.4.4 源码交叉编译，移植拨号上网相关应用程序，将含有域名解析服务器地址文件拷贝到/etc 目录下。通过上述操作 S3C2440 即可联网，用户可以与医生工作站互动。

### 1.2 心电信号调理电路

从人体采集到的心电信号要进行信号放大、滤波等一系列的处理。前置放大电路主要功能为初步放大心电信号，同时在保持心电信号无失真的条件下，尽可能消除噪声干扰。后级放大与高通滤波电路对前置放大电路的输出信号进一步放大，使其幅度达到 ADC 工作范围，同时滤除信号中直流干扰及低频噪声。信号调理电路框图如图 2 所示。

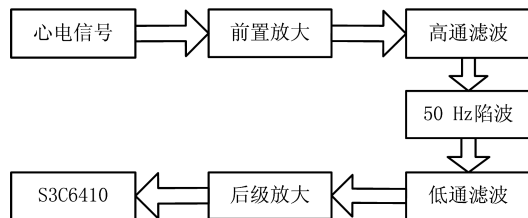


图 2 心电信号调理电路框图

Fig. 2 Conditioning circuit diagram of ECG signal

### 1.3 数据存储模块

去噪后的心电数据以文本的形式存储到 SD 卡中，从而提高了数据可读性和移植性。通过 SD 卡接口电路系统将 SD 卡作为外置数据存储器，这样方便更换 SD 卡，使系统工作时间不受存储容量的限制。如图 3 是 SD/MMC 与 S3C2440 的接口连接图，从这个图可以清楚地看到 SD/MMC 的管脚是如何与主机相连接的。

## 2 系统软件及算法设计

### 2.1 软件总体设计

系统程序的设计是在 Linux2.6.32 操作系统上

完成的, 整个系统程序有两个主要的流程, 一个是主程序流程, 一个是中断服务子程序流程, 所设计的系统主程序流程图如图 4 所示。

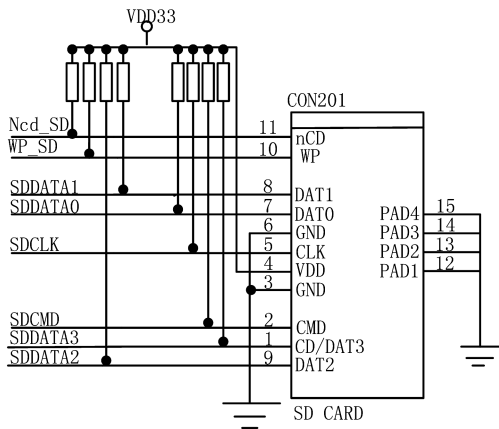


图 3 SD/MMC 与 ARM 接口连接图

Fig. 3 The interface connection diagram of SD/MM and ARM

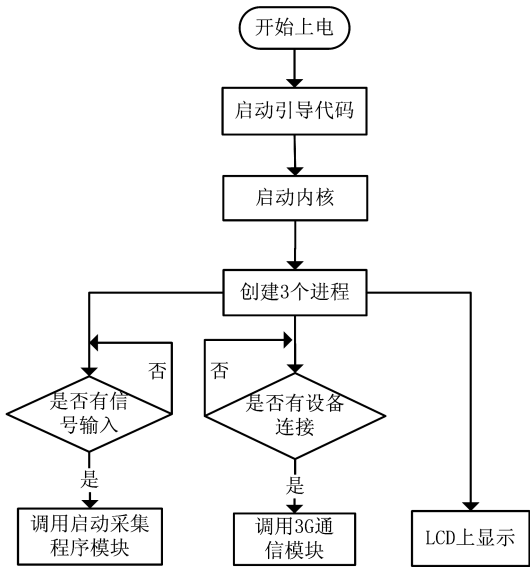


图 4 主程序流程图

Fig. 4 The flow chart of main program

从上面的流程图可以看出, 主程序首先是对整个系统进行初始化设置, 使系统工作在正常情况下。系统上电后, 首先启动 UBoot 加载代码对硬件初始化, 并为嵌入式 Linux 操作系统的启动做准备, 嵌入式 Linux 操作系统载入并启动之后为应用程序的运行和调度提供环境。系统启动后创建 3 个子进程, 在此基础上, 调用子程序实现在 LCD 上基于 QT 嵌入式图形界面应用程序的启动, 它从 SD 存储卡中读取最新数据在 LCD 屏幕中显示出波形和数据; 同时, 系统利用中断查询的方法检测 AD 信号采集通道是否有采集数据输入系统, 如果

有中断信号, 系统则将处理的数据存储到 SD 卡中, 并由 LCD 实时显示检测的心电信号波形。

2.2 心电处理算法

R 波具有幅值较高、变化快、持续时间短等特点, 因此可以以 R 波附近一阶导数的变化为依据获得 QRS 波形的具体位置。当存在比较大的噪声时, 会影响差分阈值法对 QRS 波群的检测, 易造成误判。形态学滤波器能很好的保留 ECG 原始信号, 消除信号中的脉冲噪声, 对下一阶段特征点的检测影响较小。预处理阶段利用形态学滤波器处理 ECG 信号, 能够消除噪声从而减少误判。然后, 采用动态差分阈值和 R - R 间期自适应相结合的方法检测 R 波。

2.2.1 形态学去噪算法

抑制峰值噪声可以采用形态开运算, 抑制波谷噪声可以采用形态闭运算。可根据具体需求选择合适的结构元素, 选取结构元素的形状和尺寸决定形态学滤波器滤波效果。选择小于 ECG 信号波形宽度的结构元素进行开闭运算, 将滤除 ECG 信号中小于结构元素宽度的高频噪声。该算法对原始 ECG 信号波形干扰较小, 能够很好的保留原 ECG 的特征波形。若 ECG 原始信号为 A, 结构元素为 B, C 为滤波后的信号。选取宽度为 5 的三角形结构元素 (结构元素宽度小于最小波的宽度), 采用开和闭结合运算组成的滤波器, 可滤除信号中的高频噪声。算法实现如下:

$$C_1 = (A \cdot B) \cdot B \tag{1}$$

$$C_2 = (A \circ B) \cdot B \tag{2}$$

$$C = \frac{C_1 + C_2}{2} \tag{3}$$

用流程图表示上述的算法如图 5 所示。

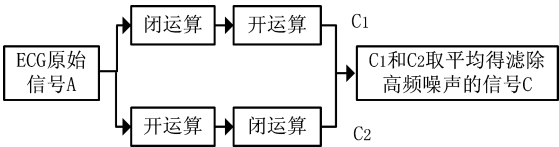


图 5 形态学算法流程图

Fig. 5 The flow chart of morphological algorithm

去噪效果图如图 6 所示, a 为原始 ECG 信号, b 是经形态学滤波器处理之后的信号, 可以看出该算法可有效的去除峰值噪声, 并使波形平滑。

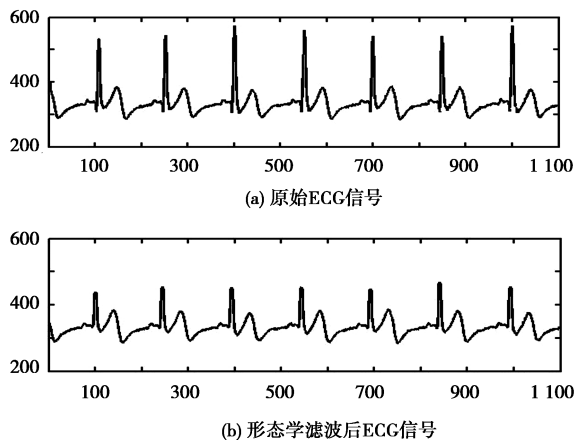


图 6 形态学去噪效果图

Fig. 6 The effect diagram of morphological denoising

## 2.2.2 R 波检测

由于噪声或者其他因素的存在,采用动态阈值差分法检测 R 波可能会导致误判。若在检测到 R 波时对 R 波进行验证,可以减少误判概率。根据相邻 R 波峰值时间间隔宽度变化范围较小的特点,采用 R-R 间期验证当前 R 波是否为误检。R 波检测过程如下:

(1) 形态学滤波处理得 ECG 信号  $x(n)$ , 如图 7 (a) 所示。

(2) 对 ECG 信号进行差分运算,差分运算等效于高通滤波,经差分运算后去除低频部分,如图 7 (b) 所示。差分运算如下:

$$y(n) = x(n+1) - x(n-1) \quad (4)$$

(3) 对差分运算得到的信号进行平方运算,使上一步处理的数据变为正值,为非线性过程。非线性放大了差分过程,突出了频率曲线的斜率,从而可以更加准确的对 R 波进行定位。平方运算如下:

$$s(n) = y^2(n) \quad (5)$$

(4) 对信号进行平滑,使得 QRS 段显著突起,且使信号光滑,如图 7 (c) 所示。平滑运算如下:

$$F(n) = \frac{1}{5} \sum_{k=0}^4 s(n+k) \quad (6)$$

(5) 动态阈值选择:

①采样频率为 200Hz,取前 2 000 个经过预处理的采样点分成 5 段,每段 400 个采样点,即每段时间宽度为 2s,这样保证每段至少出现一个 QRS 波。由于存在噪声或其他因素的干扰,计算每段最大值,去除这 5 个最大值中的最小值和最大值,对剩余 3 个值取平均,阈值初始化如下:

$$X_0 = \frac{\sum_{n=1}^3 F(n)}{3} \times \frac{3}{4} \quad (7)$$

②将信号值逐个与阈值相比较,当信号值大于当前阈值时,记录当前信号值和当前信号所在位置,即为所寻找的 R 峰点,如图 7 (d) 所示。

③根据实时检测的 R-R 间期宽度动态更新阈值,用以检测当前 R 波准确性。在检测到一个 R 波时, R-R 间期需要按以下规则更新:

$$R_{\text{new}} = 0.9 * R + 0.1 * r \quad (8)$$

式中,  $R_{\text{new}}$  为 R-R 间期更新后的值;  $R$  为前一个 R 波更新得到的  $R_{\text{new}}$ ;  $r$  为当前检测的 R 波与上一个 R 波位置的距离。

检测到每一个 R 波时,判断是否多检或者漏检。当  $0.4R \leq r < 1.5R$  时,当前测得的 R 波是准确的。当  $r < 0.5R$  时,若当前 R 波幅值大于上一个 R 波幅值,则上一个 R 波为多检,否则当前 R 波为多检。当  $r \geq 1.5R$  时,则存在漏检。其中,系数 0.4、0.5 和 1.5 通过多次实验获得。当出现漏检时,把当前阈值变为原阈值的 3/4,重新从上一个 R 波开始检测。

④将当前 R 峰值与当前阈值做如下处理,获得新的阈值:

$$X_{\text{new}} = \frac{3}{4} \times \frac{X+y(n)}{2} \quad (9)$$

⑤返回步骤②,继续检测下一个信号值。

由图 7 (d) 可知,经过形态学滤波器去噪后的心电信号应用上述算法可以准确的获取到 R 波具体的位置。

## 2.2.3 Q 点与 S 点寻找

一般情况下, QRS 波宽度范围在 0.04 ~ 0.11s,本系统中采用频率为 200Hz,则宽度大约为 8~22 个采样点。因此,可以 R 点为中心,在该点左右 22 个采样点的时间间隔中寻找 R 点之前和 R 点之后的最小值点,即为 Q 点、S 点。

## 3 实 验

选用 HKD-10B 三导联心电采集模块具有体积小、低功耗的特点。软件方面,首先对 Linux2.6.32 内核进行裁剪和移植,为应用软件的设计提供开发平台。针对信号的采集、接收、发送编写了终端程序,运用 QT 编写人机交互程序,提供给用户友好的人机交互界面。信号处理方面实现了去噪、QRS 波群检测相关算法。实验表明,利



用改进的差分阈值法能够快速准确的获得 ECG 的

QRS 特征并显示在 LCD 上, 如图 8 所示。

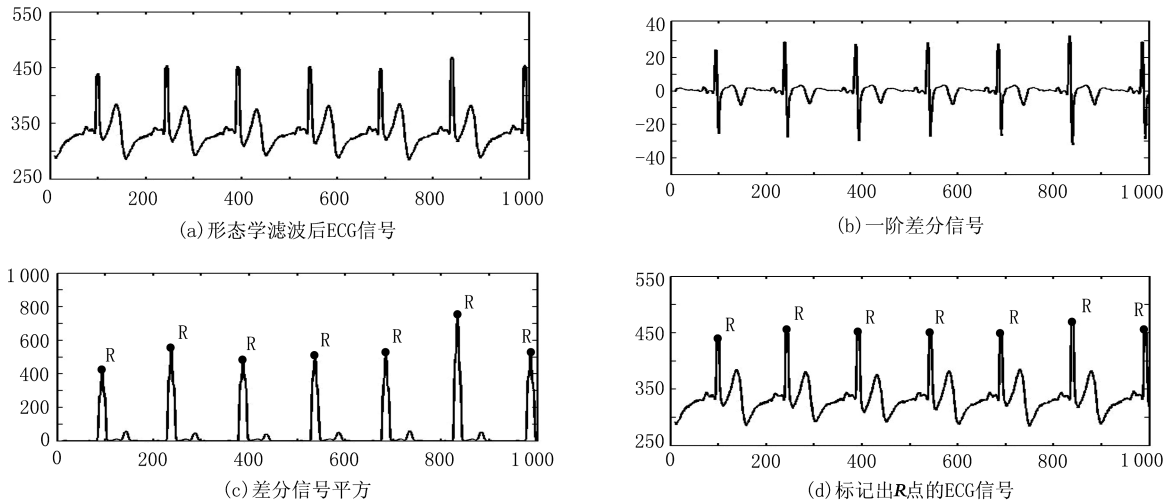


图 7 差分法检测 R 波

Fig. 7 R - wave detected by the difference method

通过多次实验验证, 改进的算法能够有效地抑制噪声, 更加精确地获取心电特征。

参考文献:

[1] 吴水才, 李佳. 心电无线远程实时监护系统的研制 [C] // 中国电子学会第十五届信息论学术年会暨第一届全国网络编码学术年会论文集 (下册). 北京: 国防工业出版社, 2008.

[2] 潘静, 郭兴明, 陈旻. 远程心电监护中 ECG 信号的提取 [J]. 计算机测量与控制, 2008 (9): 1319 - 1321.

[3] 董红生, 张爱华, 郝晓弘. 基于非线性能量算子的心电信号 R 波检测方法 [J]. 计算机测量与控制, 2009, 17 (12): 2358 - 2362.

[4] 周珂, 彭宏, 胡劲松. 基于小波神经网络方法的心电图分类研究 [J]. 微电子学与计算机, 2007, 24 (5): 127 - 129, 132.

[5] 彭辉. 小波变换和支持向量机相融合的 ECG 身份识别算法 [J]. 微电子学与计算机, 2013, 30 (3): 152 - 155.

[6] Baig M M, Gholamhosseini H, Connolly M J. A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2013, 51 (5): 485 - 495.

[7] Xia H, Asif I, Zhao X. Cloud - ECG for real time ECG monitoring and analysis [J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2013, 110 (3): 253 - 259.

[8] Gussak I, Vukajlovic D, Vukecevic V, et al. Wireless remote monitoring of reconstructed 12 - lead ECGs after ablation for atrial fibrillation using a hand - held device [J]. Journal of Electrocardiology, 2012, 45 (2): 129 - 135.

[9] 任国海, 姚立海, 江皓, 等. 便携式心电监测仪的心电信号检测与预处理技术 [J]. 仪器仪表学报, 2009, 30 (6): 246 - 249.

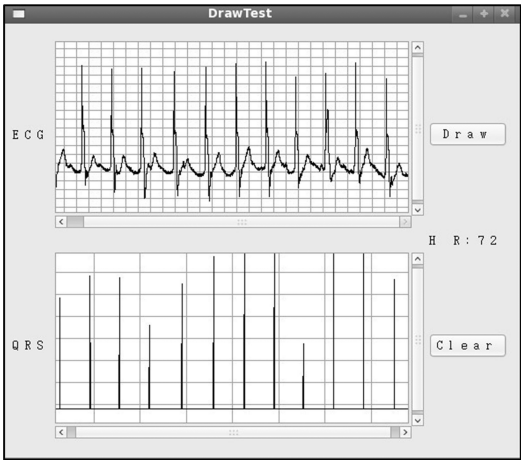


图 8 用户界面 ECG 特征显示

Fig. 8 ECG features displayed on user interface

4 结 论

由于便携式心电仪前端采集部分通常使用分立式元器件, 导致设备存在体积大、功耗高、成本高等缺点; 且现有 QRS 波群检测方法会因为噪声的存在易出现误判。基于此, 本文提出了一种无线心电仪的设计方法, 采用 HKD-10B 心电采集模块缩减了设备的大小、功耗和成本。采用大容量 SD 卡作为存储媒介, 系统将心电数据以文件的形式存储, 既能满足用户长时间监护的要求, 同时又使数据移植处理更为方便。采用形态学滤波器对电信号进行去噪处理, 并对差分阈值法进行改进, 提出动态差分阈值和 R-R 间期自适应结合的方法检测 R 波。该算法具有自检功能, 能保证高准确率, 且运算量低, 适用于各种便携式低功耗 ECG 设备。