

## 基于BMD101芯片的便携式心电监护仪研制

韩国成,古旺,朱健铭,陈真诚  
桂林电子科技大学生命与环境科学学院,广西 桂林 541004

**【摘要】目的:**设计一种便携式心电监护仪,用户只需左右手对称的两根手指放在相应电极上即可完成心电检测,摒弃电极线的束缚,同时具有心电图显示、平均及瞬时心率检测、心率失常检测、导联脱离检测、心电数据存储和发送功能。**方法:**首先应用BMD101芯片对心电信号进行前期的滤波、放大,然后由处理器对心电信号再次进行软件滤波,提取心电信号中的R波峰点,进而求取用户心电参数,最后由相应模块进行结果显示、存储、发送。**结果:**心电波形经过软硬件滤波后,滤除了心电波形中的工频干扰和基线漂移,通过差分阈值法提取心电波形中的R波峰点,准确率为98.57%。**结论:**该心电监护仪能对用户的心电信息进行准确提取,同时具有体积小、功耗低、携带方便,检测过程无任何束缚的特点,能满足用户的实际需要。

**【关键词】**心电;便携式监护仪;BMD101芯片

**【中图分类号】**TP302;TP393

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)08-0850-05

### Development of a portable ECG monitor based on BMD101 chip

HAN Guocheng, GU Wang, ZHU Jianming, CHEN Zhencheng

School of Life and Environmental Science, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China

**Abstract: Objective** We aim to develop a portable electrocardiography (ECG) monitor with which the user only needs to put two symmetrical fingers of the left and right hands on the corresponding electrodes to complete the ECG detection, abandoning the shackles of the electrode line. The developed monitor has the functions of ECG display, average and instantaneous heart rate detection, arrhythmia detection, detection for lead shedding, ECG data storage and transmission. **Methods** Firstly, ECG signal was filtered and amplified by BMD101 chip, and then R-wave peak was obtained by filtering ECG signal again with the processor to obtain the ECG parameters. Finally, the results were displayed, stored and sent by the corresponding module. **Results** After the hardware and software filtering, the power frequency interference and baseline drift in ECG waveform were filtered out, and the R-wave peak of ECG waveform was extracted by differential threshold method, with an accuracy of 98.57%. **Conclusion** With the characteristics of small volume, low power consumption, convenient carrying and no restriction in the testing process, the ECG monitor can accurately extract the ECG information of the user and meet the actual needs of the user.

**Keywords:** electrocardiography; portable monitor; BMD101 chip

### 前言

心电图能客观反映人体心脏的生理状况,并在现代临床上被广泛应用。传统心电图检测途径是在医院缴费检测,费用高,耗时长,随着便携式医疗设备的发展及人们生活水平的提高,便携式心电监护仪越来越受到人们的欢迎。

BMD101芯片是念神科技研发的专用于生物信号检测和处理的片上设备,具有体积小、功耗低的优点,能检测 $\mu\text{V}$ 到 $\text{mV}$ 级的心电信号,对信号进行前期的放大、滤波,经过处理后的心电数据由串口发送出去,便于处理器接收处理<sup>[1]</sup>。

得益于BMD101芯片的上述优点,基于BMD101的心电监护仪体积小,检测方便,只需要左右手的两根手指放在相应电极上就能完成检测,但这种方式的心电检测还处于发展初期,现有的应用仅局限于BMD101芯片自带的功能如测量平均心率、心率变异性,该监测仪在此基础上进行功能上的拓展,在软件上应用加权递推平均滤波和小波阈值滤波相结合的方法滤除心电信号中的噪声,应用微分阈值法提取R

**【收稿日期】**2017-03-08

**【基金项目】**国家自然科学基金(61627807,61271119);国家科技支撑计划(2013BAI03B01)

**【作者简介】**韩国成,博士,副教授,研究方向为电化学生物传感器,E-mail: 157542957@qq.com

**【通信作者】**陈真诚,博士,教授,研究方向:生物传感与智能仪器、医学成像与图像处理,E-mail: 23158691@qq.com

波峰点,使监测仪能够进行R-R间期、瞬时心率和心律失常检测,在硬件上以BMD101芯片为基础,再次拓展其他功能模块,使监护仪更加实用化、友好化。

## 1 硬件设计

检测仪的整体框图如图1所示,样机测试图如图2所示。

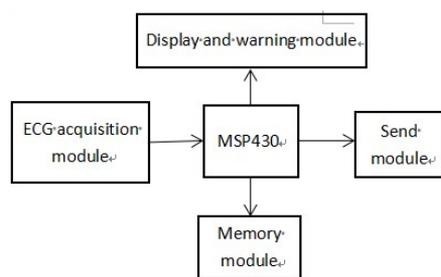


图1 监测仪结构框图

Fig.1 Structure diagram of the monitor

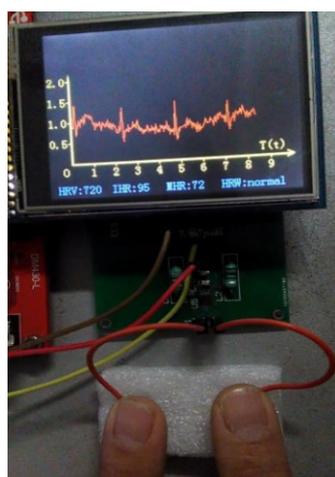


图2 监测仪测试图

Fig.2 Monitor test chart

监测仪应用的电极是两个银-氯化银(Ag-AgCl)电极,用户将手指放在电极上进行心电检测,这种检测方式适合用户短时间测量,如果用户需要长时间心电监护,监护仪已经留有与电极线相连的端口,用户可以自行外接电极线,将电极片贴于左右胸,这样就可以在照常运动的情况下,完成心电的长时间监护。

电极把心电信号传输至心电采集模块,心电采集模块由BMD101芯片和其外围电路组成。BMD101芯片首先对心电信号进行高通滤波,滤除信号中的基线漂移,接着进行低噪声的放大,应用12位的AD转换器将心电模拟信号转换为数字信号,然后经过50 Hz陷波滤波器,陷波增益通常为-63 dB,再经过低通滤波器,截止频率为100 Hz,增益为-40 dB,最

后通过串口将信号传输给处理器。

处理器应用的是MSP430系列单片机<sup>[2]</sup>,该处理器具有功耗低的特点,使监测仪电池使用寿命延长,同时该处理器的处理速度和配置的相应资源也能满足监测仪的需要。显示模块应用是TFT显示屏,分辨率为320\*240,该显示屏能动态的显示心电波形,给用户以更直观的感受,同时检测结果如瞬时心率、心率变异性等结果也通过显示屏进行显示。监测仪也配有蜂鸣器,当出现心率失常,电极接触不良时会对用户进行不同声调的提醒。数据存储模块应用的是SD卡,其存储空间大,体积小,用户可以手动选择进行数据存储,当出现心率失常情况时,检测仪会自动对检测时间、心率失常类型和心电数据进行存储,以便日后对用户情况进行更详细的分析。发送数据应用的是蓝牙模块,因为念神科技已经开发好了相应的手机APP和电脑软件用于接收BMD101芯片发送的数据,该类软件应用的是蓝牙进行接收,所以为了方便将监测仪存储的心电数据发送给手机和电脑(图3、4),检测仪也应用蓝牙发送数据。



图3 心电数据发送至手机

Fig.3 Electrocardiography (ECG) data displayed on phone

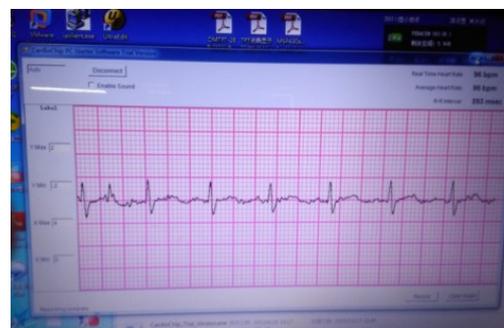


图4 心电数据发送至电脑

Fig.4 ECG data displayed on computer

## 2 软件设计

### 2.1 软件滤波

处理器通过串口接收心电信号,获得心电信号

如图5a所示,对心电数据进行频谱分析,获得频谱图如图5b所示。从图5b中可以看出,经过BMD101芯片硬件去噪后的信号仍然含有0~0.5 Hz的基线漂移、

50、100 Hz的工频干扰,及散布在整个频带内的肌电干扰,所以处理器对于接收到的心电信号首先要做的是软件去噪。

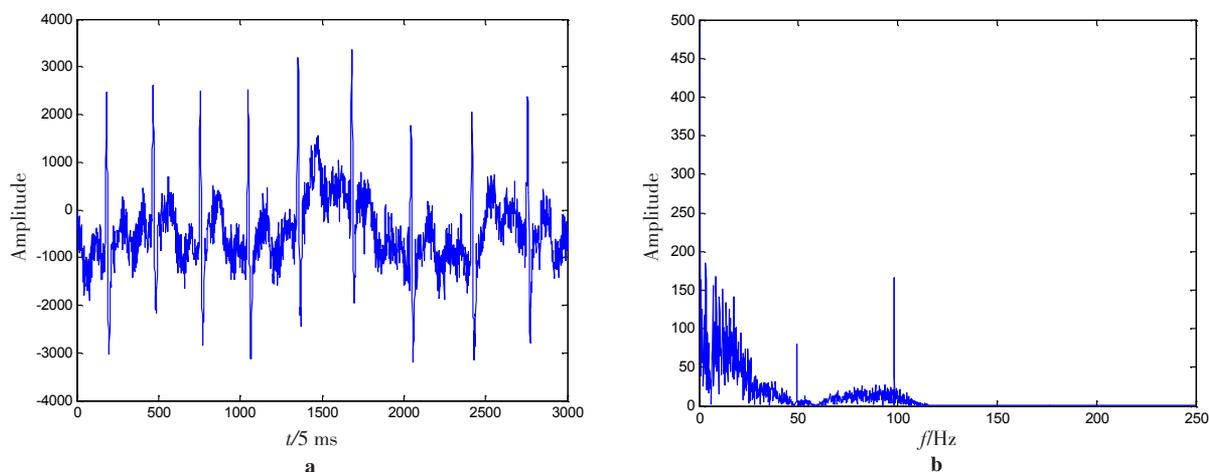


图5 原始心电信号(a)和原始心电信号频谱图(b)  
Fig.5 Original ECG signal (a) and the spectrogram (b)

目前,针对BMD101心电信号的去噪方法主要有中值滤波,平滑滤波<sup>[3-5]</sup>。中值滤波能有效克服因偶然因素引起的波动干扰,对变化缓慢的被测参数有良好的滤波效果,但对快速变化的数据不适宜。平滑滤波对周期性干扰有良好的抑制作用,平滑度高,但灵敏度低。监测仪应用加权递推平均滤波算法与小波阈值相结合的方法能克服上述中值滤波、平滑滤波中存在的缺点。

加权递推平均滤波的原理是给不同时刻的数据加以不同的权,通常情况下,越接近现在时刻的数据,权值取得越大,给予新采样值的权系数越大,则灵敏度越高,适用于采样周期较短的系统<sup>[6]</sup>。

加权递推平均滤波的数学模型如公式(1)和(2)所示:

$$\bar{v}_k = \frac{1}{n}(w_{k-\frac{n-1}{2}}v_{k-\frac{n-1}{2}} + w_{k-\frac{n-1}{2}+1}v_{k-\frac{n-1}{2}+1} + \dots + w_kv_k + \dots + w_{k+\frac{n-1}{2}-1}v_{k+\frac{n-1}{2}-1} + w_{k+\frac{n-1}{2}}v_{k+\frac{n-1}{2}}),$$

$n$  为奇数 (1)

$$\bar{v}_k = \frac{1}{n}(w_{k-\frac{n}{2}}v_{k-\frac{n}{2}} + w_{k-\frac{n}{2}+1}v_{k-\frac{n}{2}+1} + \dots + w_kv_k + \dots + w_{k+\frac{n}{2}-1}v_{k+\frac{n}{2}-1}),$$

$n$  为偶数 (2)

经过加权递推平均滤波后,能很好的滤除心电信号中的工频干扰,但信号中依然存在基线漂移,为了去除基线漂移,采用小波阈值法。对含有噪声的心电信号进行小波变换,在不同的分解尺度上,有用信号的的小波系数幅度相对较大,噪声的小波系数幅度较小,因

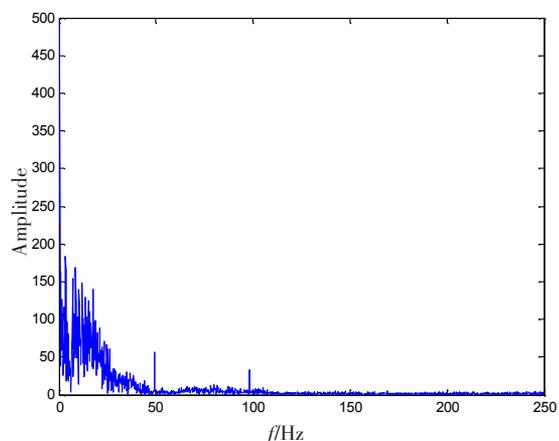
此应用阈值法,去除小波系数较小的噪声,然后对处理后的小波系数进行小波反变换,重构出有用的心电信号。小波阈值法主要有硬阈值法和软阈值法,硬阈值法计算量小,在便携式心电监测仪中较容易实现该算法,并能很好的保留信号的突变部分<sup>[7-8]</sup>。

图6为3种方法滤波后心电波形的频谱图,从图6中可以看出经过中值滤波后,还存在幅值较低的50 Hz、100 Hz的工频干扰和基线漂移,平滑滤波后同样存在50 Hz的工频干扰和基线漂移,经过加权递推平均滤波和小波阈值相结合的方法滤波后消除了50 Hz、100 Hz的工频干扰及基线漂移。

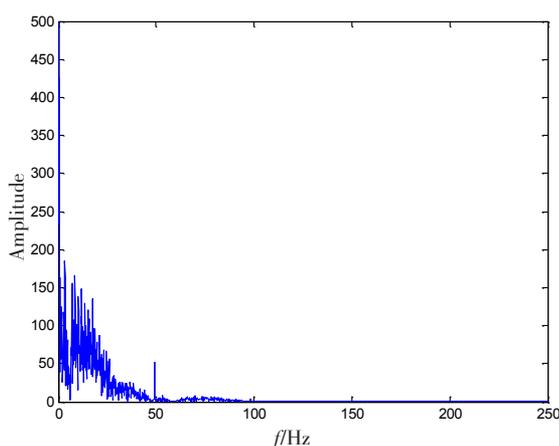
### 2.2 提取特征点

心电波形中的R波峰点检测在心电检测中具有重要作用,是处理器检测其他特征值的基础,对R波峰点的检测方法主要有差分阈值法、小波变换法、神经网络法和模板匹配法<sup>[9-10]</sup>。4种方法中差分阈值法计算量最小,处理速度最快,比较适合实际应用,所以采用差分阈值法。

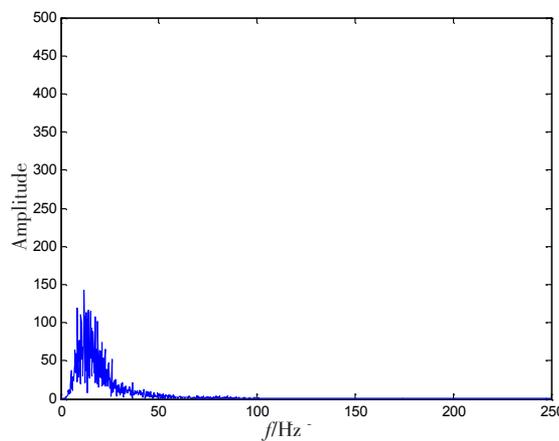
对心电数据序列求取一阶差分,求取极大值点,这些极大值点中包含R波峰值点,P波峰值点,T波峰值点及可能的杂波峰值,由于R波峰值点幅度较大,应用检测到的极大值点最大幅值的1/2作为阈值,剔除R波峰值点以外的极大值,但检测过程中,手指的运动也可能会使心电波形产生幅值较大的奇异点,这些奇异点不能通过R波幅度阈值法剔除,在传统差分阈值法的基础上,在相邻R波间的时间差上再一次



a: Signal spectrogram after median filtering



b: Signal spectrogram after smoothing filtering



c: Signal spectrogram after weighted recursive average and wavelet threshold combined filtering

图6 3种方法滤波后心电波形的频谱图

Fig.6 Signal spectrogram obtained using different filtering methods

设定阈值,通过R-R间期最小值去除奇异点,经过两次阈值处理后,检测效果如图7所示。

为了验证差分阈值法对滤波后的心电波形R波的检测效果,对20人进行了心电数据采集,然后应用加权递推平均滤波和小波阈值滤波相结合的方法对

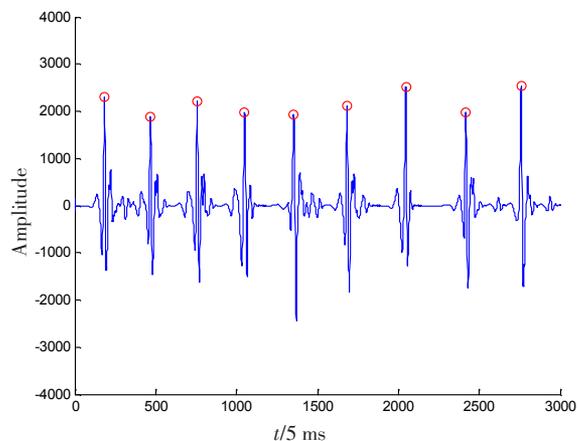


图7 R波检测图

Fig.7 R-wave detection map

20组心电数据进行滤波处理,采用差分阈值法提取R波峰值,检测R波的准确率为98.57%,能满足实际要求。

### 2.3 心电结果计算

R-R间期的计算公式为:

$$t = \frac{N}{f} \tag{3}$$

心率变异性为5 min内R-R间期的均值标准差(SDANN)<sup>[11-12]</sup>,平均心率为1 min内检测到的R波峰点数,瞬时心率的计算公式为:

$$HR = \frac{60 \times f}{N} \tag{4}$$

其中N为相邻R波峰点之间的采用点数,f为采样频率,监护仪的采样频率为200 Hz。

监护仪能判定出漏搏、停搏、心率过速、心率过缓和心律不齐5种心率失常情况,判定标准如表1所示<sup>[13-15]</sup>。

表1 心率失常判定标准

Tab.2 Criteria for the determination of arrhythmia

Type	Judgment condition
Dropped beats	2.4 s>R-R interval>2*Mean heart rate
Arrest	R-R interval>2.4 s
Sychnosphygmia	instantaneous heart rate>100 bit/min
Bradycardia	instantaneous heart rate<60 bit/min
Arrhythmia	Adjacent R-R interval difference>0.16 s

### 2.4 软件整体流程

软件流程图如图8所示。

## 3 结论

本文设计了一种便携式心电监护仪,从硬件和

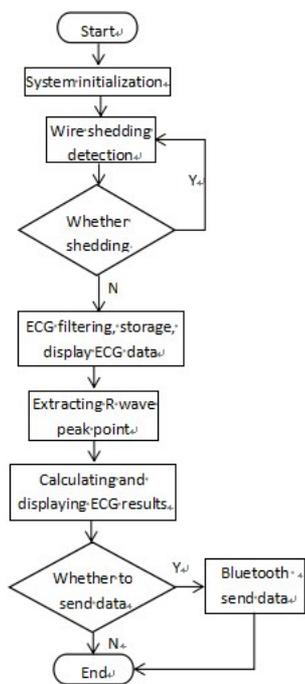


图8 软件流程图

Fig.8 Software flow chart

软件两方面阐述了系统的主要组成部分和系统监护过程。在硬件上系统实现了体积小、功耗低、携带方便、能和手机、电脑进行无线数据传输,适合家庭应用。在软件上,系统首先对心电信号进行了滤波,滤除了心电信号中的工频干扰和由于用户运动引起的基线漂移,准确地提取出心电信号中的R波峰点,最终获得心率,心率变异性、心率失常等心电参数。监护仪的不足之处在于与用户交互界面有待继续优化,同时心电参数的检测还不够全面。

【参考文献】

[1] CHOI H S, LEE B, YOON S. Biometric authentication using noisy electrocardiograms acquired by mobile sensors [J]. IEEE Access, 2016, 4: 1266-1273.

[2] 黄磊, 万遂人, 冒懋. 基于MSP430的便携式无线心电监护仪的设计[J]. 中国医学物理学杂志, 2009, 26(1): 990-994  
HUANG L, WAN S R, MAO M. Design of portable wireless ECG monitor based on MSP430[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2009, 26(1): 990-994.

[3] 杨凯, 丛林, 胡文东, 等. 基于BMD101的嵌入式无线心电监测系统[J]. 电子技术应用, 2014, 40(1): 122-124.  
YANG K, CONG L, HU W D, et al. Embedded wireless ECG monitoring system based on BMD101[J]. Application of Electronic Technology, 2014, 40(1): 122-124.

[4] 曹妮, 范梦颖, 丁焱, 等. 高性能生物信号检测仪[J]. 科技视界, 2015, 34: 55-56.  
CAO N, FAN M Y, DING X, et al. High performance biological signal detector[J]. Science and Technology Vision, 2015, 34: 55-56.

[5] 曾纪欣, 张显飞, 张晓红, 等. 基于BMD101无线心电监测系统开发[C]. 信号处理在生仪2014学术年会论文集, 2014: 4.  
ZENG J X, ZHANG X F, ZHANG X H, et al. Development of wireless ECG monitoring system based on BMD101 [C]. Signal Processing in the 2014 Academic Annual Conference Proceedings, 2014: 4.

[6] 于焱. 低成本单片机系统高性能滤波算法设计[J]. 计测技术, 2011, 31(3): 54-55.  
YU Y. Low cost microcontroller system high performance filtering algorithm design [J]. Measurement Technology, 2011, 31(3): 54-55.

[7] 欧阳波. 基于小波分析的ECG信号处理技术研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2014.  
OUYANG B. Research on ECG signal processing technology based on wavelet analysis[D]. Changsha: Hunan University, 2014.

[8] 史健婷, 黄剑华, 张英涛, 等. 基于小波和自适应滤波的ECG基线漂移校正[J]. 计算机工程, 2013, 39(11): 226-229.  
SHI J T, HUANG J H, ZHANG Y T, et al. ECG baseline drift correction based on wavelet and adaptive filtering [J]. Computer Engineering, 2013, 39(11): 226-229.

[9] 牛传莉. 心电信号预处理和波形检测算法的研究[D]. 北京: 北京交通大学, 2009.  
NUI C L. Research on ECG preprocessing and waveform detection algorithm[D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2009.

[10] 李艳双. 心电监护系统中QRS波检测算法的改进研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2015.  
LI Y S. Improvement of QRS wave detection algorithm in ECG monitoring system[D]. Tianjin: Hebei University of Technology, 2015.

[11] 邹进. 基于嵌入式系统的心电信号特征参数检测的研究[D]. 昆明: 云南大学, 2012.  
ZOU J. Detection of characteristic parameters of ECG signals based on embedded system[D]. Kunming: Yunnan University, 2012.

[12] 洪必莹, 何森, 陈晓平. 心率变异性研究进展[J]. 华西医学, 2013, 04: 614-618.  
HONG B Y, HE S, CHEN X P. Research progress of heart rate variability[J]. West China Medical Journal, 2013, (4): 614-618.

[13] 卢潭城, 刘鹏, 高翔, 等. 基于AD8232芯片的便携式心电监护仪设计[J]. 实验技术与管理, 2015, 32(3): 113-117.  
LU T C, LIU P, GAO X, et al. Design of portable ECG monitor based on AD8232 chip [J]. Experimental Technology and Management, 2015, 32(3): 113-117.

[14] 姚成. 心电信号智能分析关键技术研究[D]. 长春: 吉林大学, 2012.  
YAO C. Research on Key Techniques of intelligent ECG signal analysis[D]. Changchun: Jilin University, 2012.

[15] 李静, 李琪, 张修太, 等. 基于WinCE的便携式心音监护系统设计[J]. 电子器件, 2013, 36(1): 120-123.  
LI J, LI Q, ZHANG X T, et al. Design of portable heart sound monitoring system based on WinCE [J]. Electronic Device, 2013, 36(1): 120-123.

(编辑: 薛泽玲)