

适合于穿戴应用的多道通用电生理采集系统

管仲玲, 郑 政

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】随着移动医疗概念的普及,电生理采集系统的可穿戴性设计已成为研究热点。然而,人体的电生理信号的幅值非常微弱,甚至低至数十微伏,特别在运动状态的人体上,电生理信号常常被淹没在各种各样的干扰和噪声中,难以检测和提取。同时,穿戴性应用对采集模块的体积、电路复杂性、耗电及抗干扰能力等方面提出苛刻要求。本文就此提出一种新型的多道通用电生理信号采集系统,不仅对微幅级的微弱电生理信号保持足够高的分辨率,且具有大动态范围,能有效完成在高噪声、强运动伪迹干扰的情况下的多电生理信号采集。系统结构上分为采集端和移动计算平台两部分,通过蓝牙完成上下位机之间的通信。其中采集端采用低功耗单片机MSP430结合24 bit的 $\Delta-\Sigma$ 型模数转换器完成信号采集,除模数转换器前面必须使用的抗混叠滤波器外,前端再无任何模拟处理电路。在移动计算平台上,基于LabVIEW开发环境设计程序作为信号处理节点,既用作控制界面,又用作信号处理器。多实验证明系统具有通用性强,最多可四通道同时采集,系统噪声低至3 μV ,动态范围高于 $\pm 300\text{mv}$,且对微弱信号保持高分辨能力的特点,非常适合于穿戴应用,在移动医疗领域具有重要的应用价值。

【关键词】穿戴式应用;电生理信号;胎儿心电

【中图分类号】R318.04;R318.6

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)03-0412-07

Multi-channel general bioelectric acquisition system for wearable applications

GUAN Zhong-ling, ZHENG Zheng

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: With the popularity of mobile health care, the design of wearable bioelectric signal acquisition system has been one of the hot research area. However, the bioelectric signals of human body usually has very weak amplitude, even as small as tens of microvolts. And the weak signals of human in motion state is rather difficult to be detected and collected for the signals are almost submerged in a variety of interference and noise. The wearable applications has strict demand on the volume of acquisition module, circuit complexity, power consumption, resostance to interference. A new multi-channel general bioelectric acquisition system was introduced in this paper, with a high enough resolution for week bioelectric signal of micro-amplitude, large dynamic rang, effectively completing the bioelectri signal acquisition under artifact interference of strong noise and movements. The new system consists of two parts: collector and mobile platform intercommunicated by Bluetooth. The collector collected bioelectric signal by low power consumption single-chip microcomputer MSP430, combined with 24 bit $\Delta-\Sigma$ analog-digital converter (ADC). There was no any other analog processing circuits, except for anti-aliasing filters which were necessary for ADC. LabVIEW-based Graphical User Interface (GUI) designed on the mobile platform was used as control interface and signal processor. Experiments in this paper showed that the system could collect most of the bioelectric signals by maximal four channels in the same time. The system noise was as low as 3 μV , and the dynamic range was greater than $\pm 300\text{mv}$, with high resolution for the weak signals. This system is proved to be suitable for wearable applications, and it has important significance in the field of mobile health care.

Key words: wearable applications; bioelectric signal; fetal ECG

【收稿日期】2015-02-18

【作者简介】管仲玲(1990-),女,硕士在读,Tel: 15121050760,E-mail: guanzhongling345@qq.com。

【通信作者】郑 政,E-mail: zheng.bts@gmail.com。

前言

自上世纪初 Willem Einthoven 成功地通过肢体记录心电并定义了标准导联以来,电生理记录一直是可兴奋性组织疾病的重要诊断工具。今天,电生理记录在概念更加广泛的健康领域和智能控制领域获得了许多重要应用,比如通过孕妇体表电极记录并提取胎儿心电,从而进行胎儿发育监护^[1],通过获取肌电信号来检测运动信息和控制智能假肢^[2],通过分析脑电信号实现脑机接口^[3-4]等。

可穿戴技术让使用者能够摆脱设备对使用地点和行动的束缚。对于病人来说,可穿戴设备允许他们在离开医院的日常生活中仍然能进行长时间持续检测,这样的功能对许多慢性疾病的诊断、疗效评估和致命性疾病的预警等都有显著的作用^[5-8]。可穿戴的胎心监护将可以避免孕妇因频繁进出医院带来的健康风险。而诸如运动监控、假肢控制和脑机接口这样的应用,可穿戴则是一项基本要求。

可穿戴系统通常由信号采集模块和中心节点组成,其中信号采集模块和传感器之间通常采用硬件连接,所以必须和传感器一起以某种方式固定在人体上。这样的使用方式对采集模块的体积、质量、电路复杂性、耗电提出了苛刻的要求。

电生理信号通常十分微弱,体表肌电信号是最强的,通常也小于 10 mV;成人肢体导联的心电信号为 0.5 mV~3 mV;脑电信号可以低到数十微伏,胎心的幅值虽然可以达到数十微伏的数量级,但必须用一定位数的数字量表达,才能通过复杂的算法有效地提取。电极电位可能存在的非对称性,使得电生理信号放大器必须面对由此带来的相当大的差模成分,这个差模成分有时候可能高达数十毫伏。比如美国心电监护标准^[9]规定设备必须可以在 ± 300 mV 的直流偏置下工作。考虑到最小可能的信号幅度,动态范围必须高达 110 dB 以上。由于处理器能力的限制,目前大多数电生理设备都采用了 12 bit 以下的 ADC^[10-12],其动态范围通常不超过 72 dB。为此,前置放大器必须具备基线调整电路,保证一定范围内的差模直流成分无论有多大,放大器输出的基线都能够自动调整到设定的值。这个电路本质上是一种高通滤波器,其转折频率决定了系统频率响应的低端。但是这种交流耦合的电路结构同时也滤除了生理信号的低频成分,会对波形产生一定程度的影响,而且由于基线调整电路必须用到电容器,而电容器的精度比较低,所以难免会在通道之间造成不一

致。最重要的是,电极电位并不是完全的直流,当其在某种情况下产生变化时,由于高通滤波器的大时间常数,常常造成基线很长的恢复过程。可穿戴系统是为不干扰或尽量少干扰使用者日常活动而设计的,电极相对人体的移动更加显著和频繁,这个问题尤其突出。另外可穿戴设备的应用环境远比医院的固定设备来得复杂,工频干扰、射频干扰可能更加强烈和难以预测,所以通常需要在 ADC 前的模拟通路中设置适当的滤波器进行预处理才能把信号的动态范围控制到适当的水平,这大大增加了电路的复杂度和耗电。

我们提出一种针对上述问题的解决方案,在采集模块上采用 24 bit 的 Δ - Σ 型模数转换器进行信号采样,该转换器在我们的使用条件下可以达到约 120 dB 的动态范围,所以可以采用直流耦合的前置放大器。除了 ADC 前面必须使用的抗混叠滤波器外,前端再无任何模拟处理电路。利用移动计算平台作为信号处理节点,该平台既用作控制界面,又用作信号处理器,用来对原始信号进行各种实时滤波处理,比如基线调整,工频干扰消除,带通滤波等,并可以存储和回放。数字处理的效果大大优于模拟滤波器,而且没有一致性疑问,同时可以简化模拟电路设计,减小体积和耗电,更加适合穿戴式应用。通过修改软件或者增加软件模块可以方便地实现不同的处理算法。另外借助移动平台的通讯功能还可以实现数据的远程传送。

1 系统描述

系统由信号采集模块和移动平台构成,如图 1 所示。信号采集模块有 4 个差分输入,可以同时检测 4 路电生理信号,并设有右腿驱动电路。采集模块和中心节点之间通过 Bluetooth(BT)相连。中心节点可以使用任何带蓝牙的移动设备,比如智能手机、平板电脑和笔记本等。为便于实验,我们采用了笔记本计算机。一个基于 Labview 设计的应用程序提供了操作界面,实时波形显示、信号处理、存储、回放等功能。

1.1 信号采集模块

采集模块有 4 个独立的通道,每个通道都用一个单电源供电的集成低噪声差分放大器作为前置,正负输入端各通过一个 2.7 M Ω 的电阻连接到电源中点,以获得所需的偏置电流。放大器输出端直接连接到抗混叠滤波器,其静态输出固定在电源中点。输出放大器的差模增益设置为 5 倍,保证当供电电压

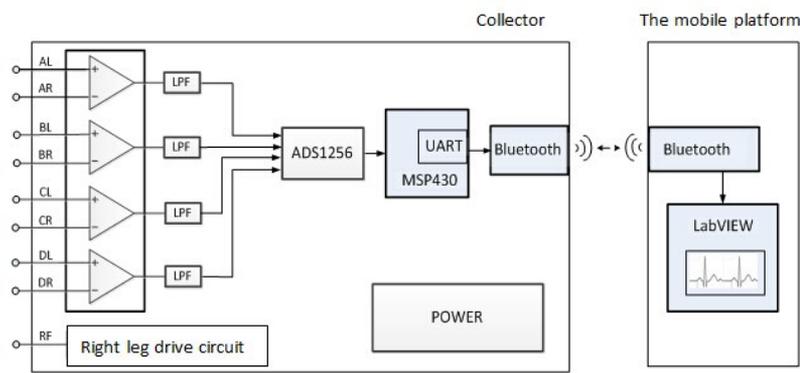


图1 采集系统结构示意图
Fig.1 Block schematic of the acquisition system

下降到 3.2 V 时, 仍然能响应 ± 300 mV 的差模输入。电源中点电位通过一个跟随器隔离后输出作为右腿驱动, 在输出端子和跟随器之间串联一个 200 K 电阻作为限流之用。

TI 公司的 24 位 Δ - Σ 型模数转换器 ADS1256 被用作信号采样。4 个差分放大器来的信号经过各自的抗混叠滤波器后连接到 ADS1256 的 4 个输入端, 该器件内置一个 4 选 1 的模拟开关, 通过对内部寄存器的控制可以实现任何一路的采样或者多路轮流采样。由于系统设计了独立的前置放大器, 所以 ADC 内部的缓冲器 (Buffer) 被关闭, 内部放大器 (PGA) 设置为 1, 在这种情况下 ADS1256 内部的模拟电路功耗最小, 约 7 mA。ADS1256 通过 SPI 接口和微控制器相连。

低功耗微控制器 MSP430 通过 UART 接口把采样数据送到蓝牙通信模块 (BT), 通过 BT 向上传送到移动平台。移动平台上的人机界面产生的配置参数和采用控制指令则经 BT 和 UART 以相反方向到达微控制器, 用来控制 ADC 工作。下行参数有通道选择, 采样频率选择, PGA 参数, Buffer ON/OFF, 以及开始采样指令。ADC 的转换结果是 24 位的带符号位的二进制数, 在 UART 通道中每个采用数据由 3 个字节表达, UART 的传输速率为 115 200, 4 路同时使用时可以支持每路采样率 512 psp, 单路使用时采样率可以达到 2 kpsp。

1.2 计算机界面

利用 NI 公司 LabVIEW 编写的应用软件, 实现系统控制和人机界面, 并通过该软件实现数据接收、处理、存储、实时显示以及回放等功能。图 2 为接收器采集功能流程图。

软件利用 VISA 资源包完成对串口的操作 (蓝牙作为虚拟串口), 建立上位机与下位机之间的通信。

由于数据的传输位数为 8 位, 而采集数据本身为 24 位, 所以接收数据后首先要将 3 个 8 位的数整合还原为 1 个 24 位的数。其次, 设计了作为可选项的滤波, 用户可根据需要选择相应的滤波处理, 滤波处理后的数据以波形的方式实时显示在显示器上。整合后的原始数据以 .TXT 文件保存到硬盘。由于保存的是原始数据, 所以不受软件滤波处理的影响, 以便利用更加优越的滤波算法来进行处理。图 3 是基于 LabVIEW 设计的软件界面, 其中图 3a 是信号采集界面, 图示测试信号均是由信号发生器发出的模拟人体心电信号, 幅值约为 0.5 mV, 其未经滤波等处理; 图 3b 是多通道信号波形回顾界面, 图例中显示的是四路采集信号分别都经过 0.5 Hz~160 Hz 带通与 50 Hz 陷波处理后的波形, 方便对比分析; 图 3c 是单通道信号波形回顾界面, 图例中显示的是单个通道经过 0.5 Hz~160 Hz 带通与 50 Hz 陷波处理后的波形, 更方便查看细节。

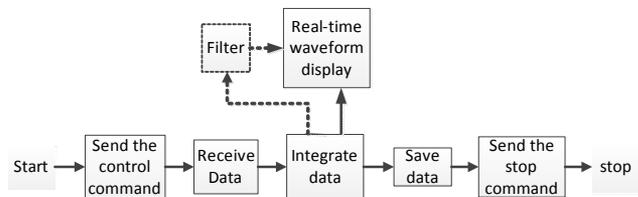


图2 接收器采集功能流程图
Fig.2 Functional flowchart of the signal acquisition

2 实验和结果

我们测量了系统的短路噪声, 并且用函数发生器 (AFG, Model Tektronix AFG3102) 生成测试信号来检验系统的性能, 然后利用该系统在体记录了志愿者运动状态下的心电和肌电。

2.1 系统噪声

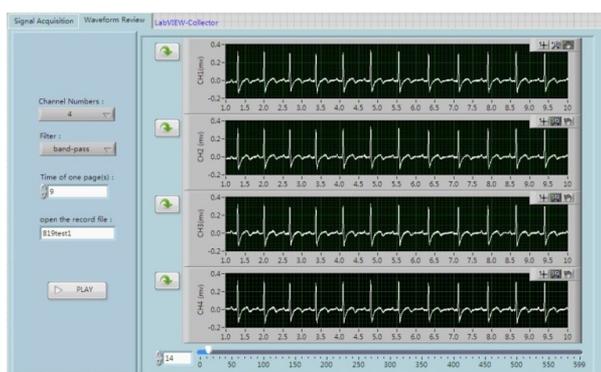
将采集器的 4 个差分输入端分别短接, 在计算机上记录其短路噪声, 噪声波形显示如图 4 上图所示, 频带为 0 Hz~160 Hz 情况下, 系统噪声低于 6 μ V。图 4 下图为信号经过计算机带通滤波 (频率 0.5 Hz~40 Hz, 20 阶 FIR) 后的波形, 噪声降至低于 3 μ V。

2.2 动态范围和软件滤波

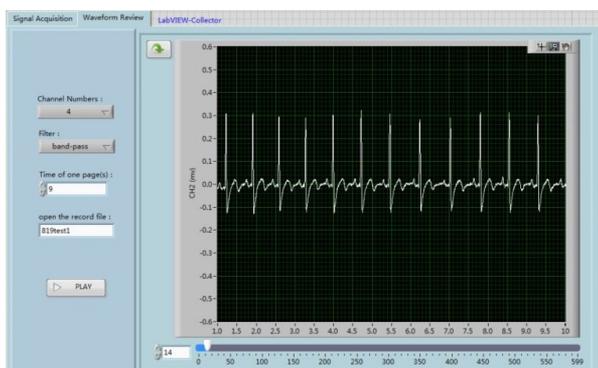
通过孕妇腹部皮肤电极检测到的胎儿心电比同时记录到的母亲心电微弱得多, 而且常常受到强大



a: Interface of signal acquisition



b: Review of the multi-channel signal waveforms



c: Review of a single channel signal waveform

图3 基于LabVIEW设计的软件界面

Fig.3 The labVIEW-based graphical user interface

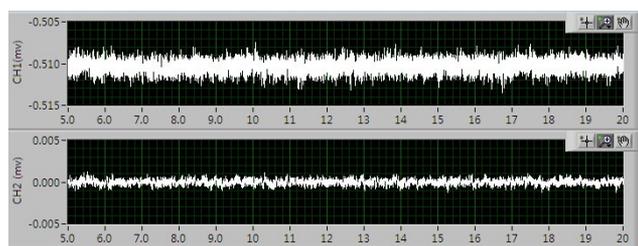


图4 系统噪声测试结果

Fig.4 Results of system noise test

的工频干扰和基线漂移等低频干扰。不失真地记录胎儿心电是胎儿心电提取的前提,这个任务对采集系统是一个挑战。DaISy 数据库(Database for the

Identification of Systems)收集了丰富的胎儿心电信号数据^[13],被广泛地用来研究胎儿心电提取算法的研究。我们下载了该数据库中的数据,并利用AFG的Arbitrary Waveform 软件(ArbExpress Application)把该数据作为自定义信号输入到AFG中,然后利用图5所示的电路将AFG输出的单边信号转换成共模电压为采集系统半电源电位的差分信号,同时将信号幅值衰减至真实母婴心电信号同一水平,一个干电池通过分压网络得到的300 mV 直流电压串联在信号通路中,模拟一个直流差模干扰,以此作为我们实验的测试信号,即300 mV 直流加上0.1 mV 母婴混合心电。

图5的信号衰减电路中, $R_1=R_2$, $G=R_2/(R_1+R_2+R_3)$;直流差模干扰模拟电路中,调整R4阻值可调直流干扰的大小,U的正负方向决定直流干扰的正负方向;另外, $R_A=R_B=2.7\text{ M}\Omega$,远大于R、R2。

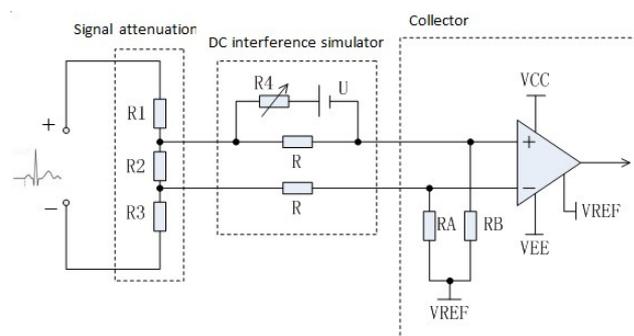


图5 测试信号调整电路原理示意图

Fig.5 Schematic of the signal adjustment circuit

在开放的实验室环境中,用采集系统的任意一路通道检测这个信号并在计算机上显示、记录和分析,测试记录波形如图6所示。图6a所示为原始检测信号波形。计算机界面上的实时高通滤波器(20阶FIR,转折频率0.5 Hz)打开后,记录的信号波形如图6b所示,进一步滤除工频干扰后的信号波形如图6c所示。从图6a可以看出心电波形叠加300 mV的直流电平上,肉眼几乎无法辨别。当直流滤除后,如图6b所示,心电信号被淹没在50 Hz工频干扰里,仍然难以分辨。当工频干扰滤除后,如图6c所示,心电信号被提取出来,清晰可辨,其中微弱的胎儿心电波形几乎看不到失真。

我们将数据库下载的原始数据,与经过采集器采集获得的检测数据,同时送入MATLAB编写的程序中绘制波形显示出来,做比对分析,其中检测数据经过简单的FIR滤波处理(0.5 Hz~100 Hz带通,50 Hz

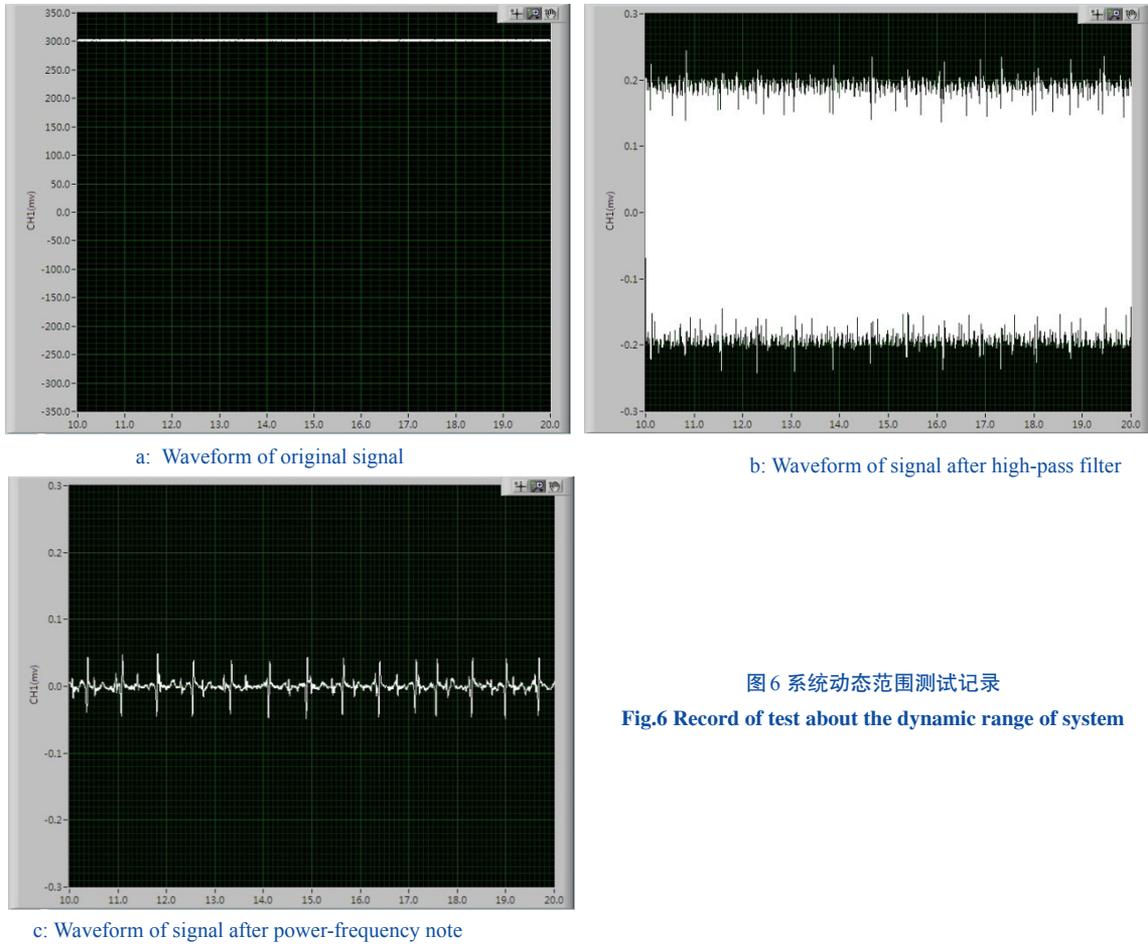


图6 系统动态范围测试记录
Fig.6 Record of test about the dynamic range of system

陷波)。图7为对比图,上图为直接使用数据库下载的原始数据重建得到的信号波形,下图为原始数据经过本设计中采集系统采集所得到的信号波形,从图中可以看出,经过采集器采集的信号受到了噪声的污染,但是波形几乎无失真,且可选择更优化的滤波方式进行滤波处理以获得更佳效果。

2.3 胎儿心电提取模拟实验

由AFG两个通道分别输出模拟产生的母亲胸导联信号和母亲腹部信号,分别都经过信号幅值调整电路后送入信号采集器的第一和第二通道进行采集,在计算机上进行实时采集波形显示如图8a所示。采集信号经过0.5 Hz~100 Hz带通及50 Hz陷波处理后的信号回顾波形如图8b所示。其中,母亲心电信号幅值低于0.1 mV,而胎儿心电信号幅值约40 μ V。

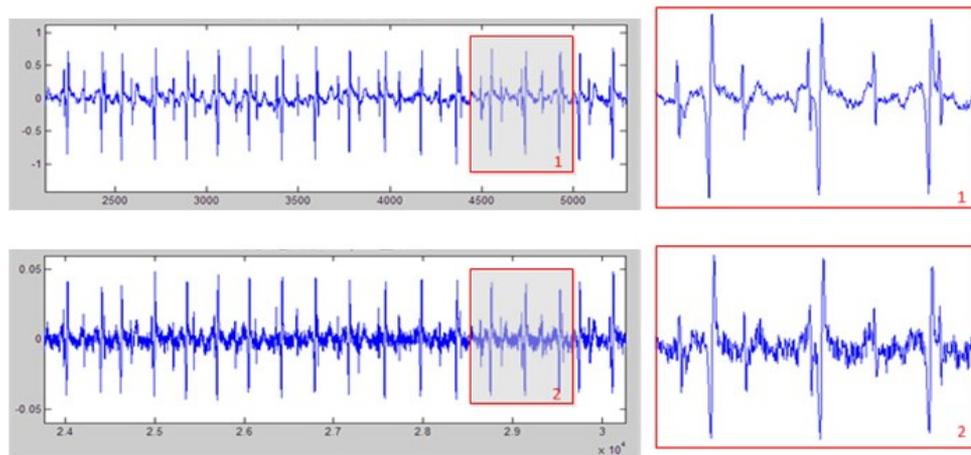
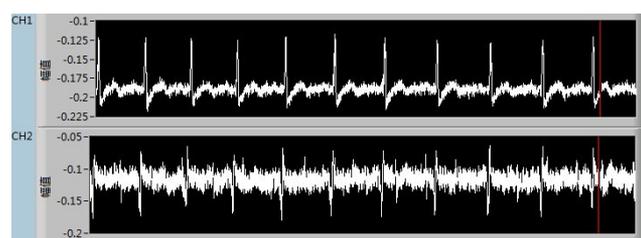
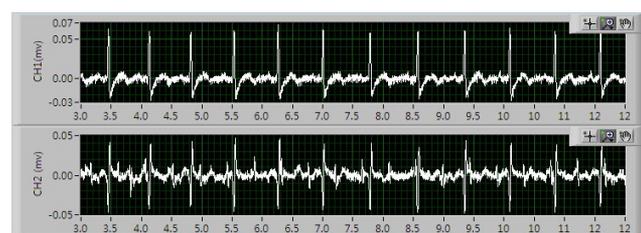


图7 数据库原始数据信号波形(上图)与检测信号波形对比分析(下图)
Fig.7 Comparison chart of the database signal waveform (Upper) and the detection signal waveform (Down)

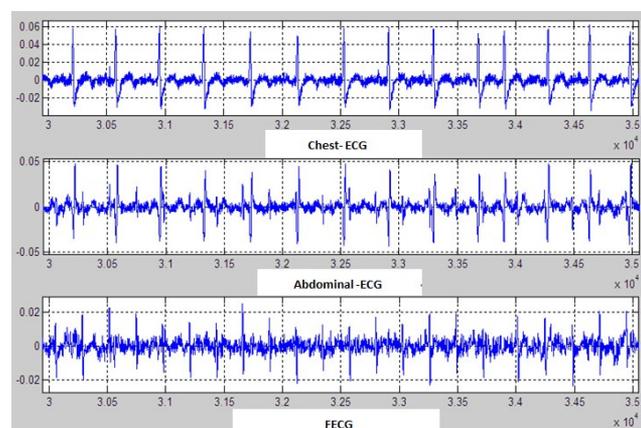
在MATLAB中利用自适应滤波算法对采集获得的数据进行处理,以提取出胎儿心电信号波形(FECG),结果如图8c所示。从图中可以看出,提取效果比较理想,母亲心电信号得到很好地抑制,胎儿心电波形突出。



a: Interface of signal acquisition



b: Waveform of signal after digital filter



c: Fetal ECG extracting base on MATLAB

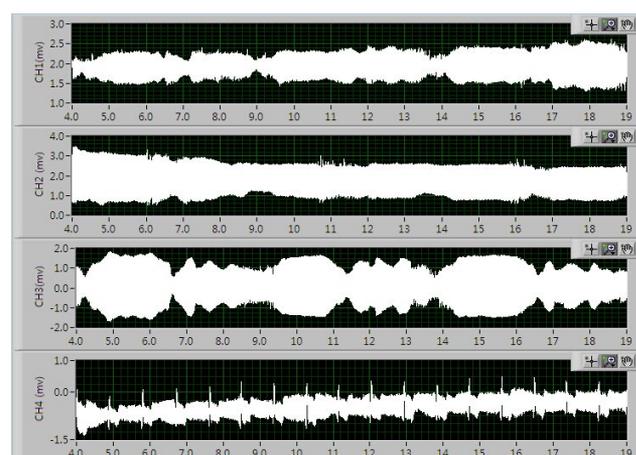
图8 胎儿心电提取模拟实验记录

Fig.8 Record of the simulation of fetal ECG extracting

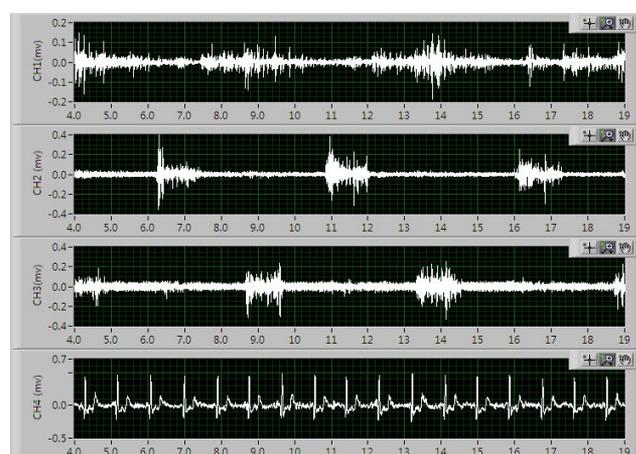
2.4 运动状态下多生理参数采集测试

使用本文提出的采集系统,对一位随身携带本系统中采集端正常步行的志愿者进行运动状态下的心电和肌电信号检测采集。采集端4个检测通道分别对应左腿内侧腓肠肌肌电信号、左腿胫骨前肌肌电信号、右腿胫骨前肌肌电信号、心电信号,检测结果如图9所示。图9a是原始的采集信号波形,图9b是由原始的采集信号经过0.5 Hz高通、160 Hz低通以及50 Hz带阻滤波处理后的信号波形。从图9a可以看到,因为在模拟通路上未设计任何降噪滤波器,系

统得到的原始采集信号中,噪声与干扰比较大,特别是基线漂移与工频干扰,信号波形难以分辨,但在此情况下,检测信号仍远远未超出系统的线性动态范围。如图9b所示,做简单的FIR数字滤波处理后,信号波形便十分清晰,特征明显。在通道1、2、3的波形中可以看到,在步行过程中,由于左右腿交替运动,因此左右两腿胫骨前肌表现为拮抗的工作状态,且步行时,由于单腿的前后侧肌肉也交替收缩舒张,因此左腿的胫骨前肌和内侧腓肠肌同样表现出拮抗的工作状态。



a: Waveform of original signal



b: Waveform of signal after digital filter

图9 运动状态下多生理参数采集测试记录

Fig.9 Record of multiple bio-potential signal acquisition on motion state

本系统获得的采集信号完整度高,可作为多种多样的算法研究的源数据,如对运动伪迹的去除算法^[14]。更好的算法,可取的更佳信号提取效果,而在不同需求情况下,也可以采用不同的算法来获得倾向不一样的处理结果。

3 讨论与总结

本系统利用24位ADC进行信号采样,无需采集模块做任何处理即可获得电生理记录所需的动态范围和信号分辨率,因而电路简单可靠,体积小,耗电低,一致性好。虽然对应的专用24位采集电路已经出现,但比较贵,且缺乏灵活性。

本系统中的计算机仅提供简单的信号处理功能,可以根据需要和平台能力进一步增强系统的功能。比如基线滤除,本系统利用了简单的高通滤波器,在基线不稳的情况下不能有效滤除,但是许多算法的效果很好,可以写成软件在计算平台上实现。另外,日益普及的智能手机将可作为更加方便的移动平台选择。

用于电生理记录的信号采集模块通常由电极、模拟前置、信号处理电路和模数转换器组成,如果与信息处理节点采用无线通信,则还应包含一个通信模块。中心节点可接收不同采集模块传入的多路信号显示、存储和控制的功能,另外还可能具有某种方式的通信网接入功能。在已经发表和已经实现工业化生产的可穿戴系统中,利用移动计算平台如智能手机、平板电脑和笔记本电脑作为中心节点的方案最引人注目^[5],原因不仅在于这些设备都具备传感器的通信能力,比如蓝牙,也都有通信网接入功能,比如移动互联网和WiFi接入,而且其计算能力日益增强,笔记本电脑不用说,就是智能手机,现在有32bit 4核1.2G以上CPU的产品也已经上市。可见本文所提出的适用于穿戴应用的多道通用电生理采集系统具有十分广阔的应用前景和极高的应用价值。

【参考文献】

- [1] Hasan MA. Detection and processing techniques of FECG signal for detail monitoring[J]. Biol Proc Online, 2009, 30(1): 263-295.
 [2] Scheme E, Englehart K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and chall-

- enges for clinical use[J]. J Rehabil Res Dev, 2011, 48(6): 643-660.
 [3] Ang KK, Guan C, Chua KS, et al. A large clinical study on the ability of stroke patients to use an EEG-based motor imagery brain-computer interface[J]. Clin EEG Neurosci, 2011, 42(4): 253-261.
 [4] Liao LD, Chen CY, Wang IJ, et al. Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors[J]. J Neuroeng Rehabil, 2012, 9: 5.
 [5] Mirza MB, Hamid G, Martin J, et al. A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults[J]. MBEC, 2013, 51(5): 485-495.
 [6] Yan K, Tracie B, Marie-Ève M, et al. Innovation through wearable sensors to collect real-life data among pediatric patients with cardio-metabolic risk factors[J]. Int J Pediatr, 2014, 2014: 328076.
 [7] Patel S, Park H, Bonato P, et al. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation[J]. J Neuroeng Rehabil, 2012, 9: 21
 [8] Valenza G, Nardelli M, Lanata A, et al. Wearable monitoring for mood recognition in bipolar disorder based on history-dependent long-term heart rate variability analysis[J]. IEEE J Biomed Health Inform, 2014, 18(5): 1625-1635.
 [9] American National Standard. ANSI/AAMI EC13[S]. 2002.
 [10] 顾学乔, 曹赞, 徐寅林, 等. 基于MATLAB串口通信及滤波的心电信号采集仪设计[J]. 仪表技术, 2010, (8): 17-19.
 Gu XQ, Cao Y, Xu YL, et al. The application of MATLAB serial interface communication technology in ECG data acquisition system [J]. Instrumentation Technology, 2010, (8): 17-19.
 [11] 张鹏, 孙万蓉, 常莹, 等. 基于FPGA的3道生理信号检测仪硬件电路设计[J]. 电子科技, 2007, (12): 60-63.
 Zhang P, Sun WR, Chang Y, et al. Circuit design of a FPGA-based three-channel physiological apparatus[J]. Electronic Science and Technology, 2007, (12): 60-63.
 [12] 贾中华, 齐林, 穆晓敏, 等. 基于MSP430和USB的胎儿心电图仪的设计[J]. 现代电子技术, 2008, (14): 27-29.
 Jia ZH, Qi Lin, Mu XM, et al. Design of fetal electrocardiogram based on M SP430 and USB [J]. Modern Electronic Technique, 2008, (14): 27-29.
 [13] Lathauwer L. Database for the identification of systems: FECG data EAST/SISTA K.U. Leuven, Belgium [EB/OL]. Available: <http://www.esat.kuleuven.ac.be/sista/daisy/>.
 [14] Kevin T. Artifact removal in physiological signals- practices and possibilities[J]. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2012, 16(3): 488-500.
 [15] Gaggioli A, Pioggia G, Tartarisco G, et al. A mobile data collection platform for mental health research[J]. Pers Ubiquit Com, 2013, 17 (2): 241-251.