

可佩戴式远程心电采集终端的设计与实现

严岳文, 万相奎, 李凤丛, 魏佳昕, 刘翔宇

(湖北工业大学 太阳能高效利用湖北省协同创新中心, 武汉 430068)

摘要: 心电数据是诊断人体心脏状态的重要指标, 在互联网大数据时代, 远程医疗已成为一种趋势; 为解决传统心电采集移动性和远程传输问题, 而研制出一款可佩戴式远程心电采集终端; 它由心电采集模块 ADS1198、中央处理模块 STM32、显示 OLED 液晶模块、USB 模块、4G 模块构成; 能实时采集人体心电信号, 并进行滤波处理, 再通过 OLED 液晶模块大致显示心电波形; 该设备具有通过 USB 模块传输数据至电脑实行远程心电数据管理或 4G 模块传输数据至医院监听端实现远程心电接收的功能。其体积为 81 mm×54 mm×30 mm, 重量仅为 50 g, 工作电流仅为 12.8 mA; 设备体积小, 功耗低, 便于佩戴, 能采集医院分析病理的标准 12 导联心电数据, 适用于在家庭中使用。

关键词: 采集终端; 心电滤波; 远程传输; 心率检测

Design and Implementation of Wearable Remote ECG Acquisition Terminal

Yan Yuewen, Wan Xiangkui, Li Fengcong, Wei Jiaxin, Liu Xiangyu

(Hubei Collaborative Innovation Center for High-efficiency Utilization of Solar Energy,
Hubei University of Technology, Wuhan 430068, China)

Abstract: Electrocardiogram (ECG) data is an important indicator for the diagnosis of human heart state. In the era of Internet big data, telemedicine has become a trend. In order to solve the problem of mobility and teletransmission of traditional ECG acquisition, a wearable remote ECG acquisition terminal has been developed. The device consists of ECG acquisition module ADS1198, STM32, OLED LCD, USB and 4G modules. It can collect humans ECG signal as well as carry out amplification and filter the signal, and then display the ECG waveform roughly through the OLED LCD module. The device has the function of transmitting data to the computer through USB module for the purpose of near ECG data management or through 4G module for the purpose of transmitting data to the hospital monitor terminal for remote ECG reception. The size of the device is 81 mm×54 mm×30 mm with weight of 50 g, The operating current is only 12.8 mA. The device is small in size, low in power consumption and easy to wear. It can collect the hospital's standard 12-lead ECG data for pathological analysis, which is suitable for domestic use.

Keywords: acquisition terminal; ECG filtering; remote transmission; heart rate detection

0 引言

随着现代生活水平的提高、工作劳动强度加大和人口老龄化的加重, 加大的了人口罹患心脏疾病的机率。心电采集设备是监测心脏数据的重要设备之一, 传统心电设备虽能准确监测病人心电, 但大多体积比较大不易携带, 且仅限于在医院。加之心脏病具有突发性的慢性, 使得心电需要实时监测, 时间和地点的局限既给患者照成不便, 也可能错过捕捉到疾病诊断最佳心电数据。由此本文设计出一款可佩戴式远程心电采集终端, 具有体积小、功耗低等特点。能采集实时心电信号, 在液晶屏上显示心电波形同时, 无线传输心电数据到上位机接收, 方便使用者在不局限于医院的任何网络信号的地方使用。远程医疗监测有助于推动传统有病就医治疗, 模式向以社区家庭为中心, 预防监护为主的医疗模式的转变, 具有重要的现实意义和推广价值^[1]。

1 系统结构及原理

系统由三大模块构成: 导联模块, 数据处理分析模块, 接收处理模块, 其结构图如图 1 所示。本系统支持 8 通道数据采集, 其中包括 6 通道胸导联信号, 2 通道肢体导联信号。通过特定计算机式将 8 通道数据变化为 12 导联心电信号。应用 STM32F429 模块将采集的心电信号进行滤波、提取心率, 在液晶屏上显示。同时心电数据还通过 USB 模块发送至电脑串口; 通过 4G 模块发送至远程 TCP 监听设备。

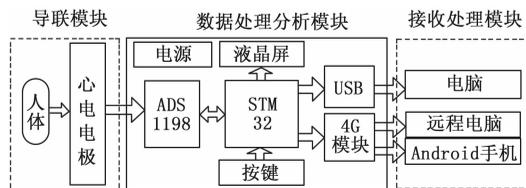


图 1 系统设计方案

2 硬件设计

2.1 心电采集模块设计

ADS1198 为 TI 公司生产的 16 位 8 通道心电采集专用 A/D 芯片, 采样率能控制在 125~8 Ksps 之间, 拥有 LA (左臂)、RA (右臂)、LL (左腿)、RL (右腿)、V1~V6

收稿日期: 2018-06-08; 修回日期: 2018-07-20。

项目基金: 国家自然科学基金项目(61571182)。

作者简介: 严岳文(1992-), 男, 湖北天门人, 硕士研究生, 主要从事嵌入开发及生理信号检测等方向的研究。

(胸导联) 10 路信号输入源。WCT (威尔逊中心源) 为参考电极端, 分别计算 V1~V6 与 WCT 的电位差, 可反应心脏局部电位变化。RLD 为右腿驱动, 能抑制电源及其他共模干扰。ADS1198 原理图如图 2 所示, 其 FGA 最大 12 倍增益, 心电信号最大幅值为 5 mV^[2], 增益后为 60 mV, 再与参考电压点 V_{REF} 比较大小。每通道用大小范围为 0~2¹⁶ 值表示 A/D 值, 正电压值用源码表示, 负电压值用补码表示, 即 A/D 输出 0~2¹⁵ 时按比例对应实际电压值 0~- V_{REF} , A/D 输出时 2¹⁵~2¹⁶ 按比例对应实际电压 V_{REF} ~0 值。 V_{REF} 一般为 2.4 V, 远远大于 60 mV, 所以不会出现数据溢出现象。ADS1198 体积小、功耗低, 内部集成了右腿驱动电路、WCT、导联脱落检测、测试电压输入等, 这使得外围电路极大减少, 缩小了电路板空间占用。

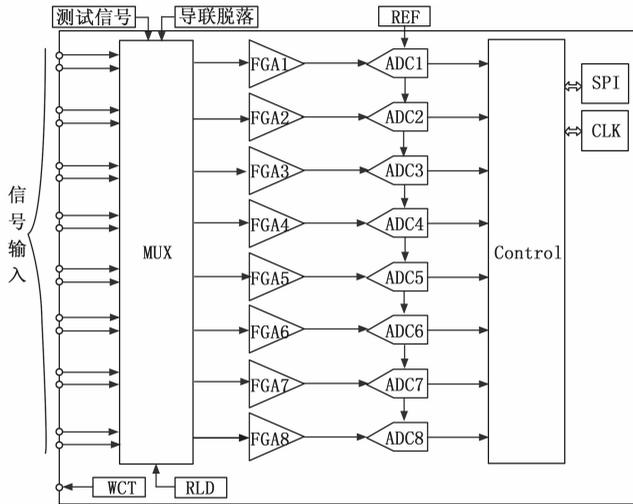


图 2 ADS1198 原理图

2.2 信号处理、显示传输部分

采用 TI 公司的 STM32F429 处理器为核心, 其功耗低, 功能强大, 主频高达 180 MHz; 高速 UART, 速度可达 45 Mb/s; 高速 SPI, 可达 90 Mb/s。微控制器完成心电信号的采集, 处理、分析、传输等, 并完成心电信号的数字滤波、消除 50 Hz 工频干扰、消除基线漂移、检测 R-R 间期计算心率、驱动显示屏、向电脑串口发送心电数据、向 4G 模块发送心电数据。

人机交互单元设有分辨率 128×64 的 OLED 显示屏、按键。显示屏显示当前心电波形、实时心率, 按键可切换显示不同导联波形。人机交互单元实现简单交互, 让使用者初步了解设备工作状态。

除去屏蔽线, USB 拥有 VCC、GND 电源线和 D+、D- 两根信号线。其中信号线 D+ 比 D- 大 200 mV 时为电平 1, D- 比 D+ 大 200 mV 时为电平 0, 属差分信号。单片机 TTL 电平在室温情况下高电平为 3.5 V, 低电平为 0.2 V, 电平不兼容使得单片机与电脑 USB 通讯时需要转换电路, 这部分选用 CH340G 为 TTL 转 USB 芯片。

4G 模块选用 USR-LTE-7S4 模块, USR-LTE-7S4 为济南有人物联网开发的一款体积小、功耗低的无线透

传模块, 最高支持串口波特率 460800bps。适用于移动、联通、电信 4G 和移动、联通 3G 网络。支持 4 路 SOCKET, 4G 无线标准为 TDD-LTE。理论上行速率为 150 Mbps, 下行速率为 50 Mbps, 受串口通行速率的影响, 经测试其实际数据最高通行速率为 14 KB/s。将目的 IP 地址和端口号预先通过 AT 指令用串口调试软件写入 USR-LTE-7S4 模块寄存器, 接收到的串口数据就会自动向目标以数据包的形式发送。USR-LTE-7S4 预留 10 K 数据缓存器防止传输丢包。

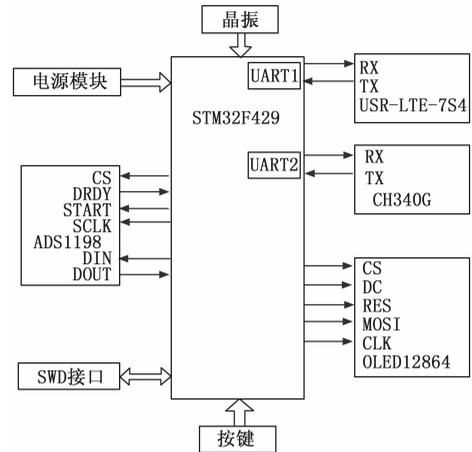


图 3 信号处理、显示、传输部分设计

3 软件设计

本系统的软件部分由心电数据采集、心电滤波算法、实时心率算法、液晶显示程序构成。主程序循环采集心电数据, 在本次采样完成和下次采样到来之前, 完成心电实时滤波、心率提取、及液晶显示, 处理完后的数据输出至串口, 具体流程图如图 4 所示。

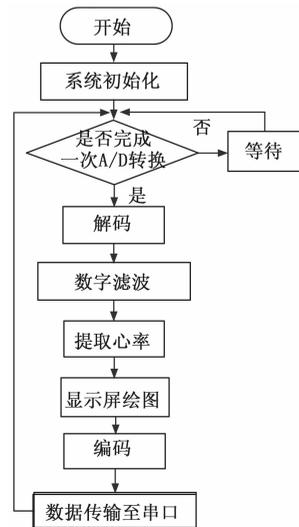


图 4 软件设计流程图

3.1 数据采集软件设计

ADS1198 外部时钟 $f_{CLK} = 2.04 \text{ MHz}$, 采样时钟 $f_{MOD} = f_{CLK} / 16$, 配置寄存器输入的 N 值, 可设定采样率 F_s

$= f_{MOD}/2^{N+4} = f_{CLK}/2^{N+8}$ 。心电信号频率在 0.05~100 Hz 之间, 根据奈奎斯特采样定律, 信号的采样率必须至少为原信号频率的两倍才不会失真^[3]。考虑传输问题, 本设计取 $N=4$, $F_s=250$ Hz。单片机处理每个采样点数据的时间需满足 $T_D=1/F_s=4$ ms, 否则下一个采样点会丢失。采集数据时, 拉高准备信号线 START、片选信号线 \overline{CS} , 四个时钟周期内开始 A/D 转换, 每转换完成一个点 \overline{DRDY} 变为低电平一次。为了验证采样点不丢失, 采用逻辑分析仪分析其 SPI 时序图, 如图 5 所示。

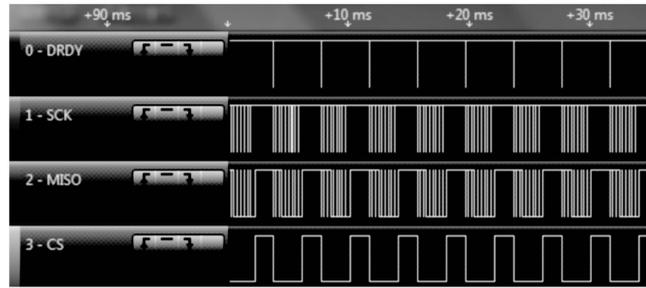


图 5 SPI 逻辑时序图

图中, 每个 \overline{DRDY} 下降沿时间间隔为 4 ms, 其他时序都在一个 \overline{DRDY} 周期内完成, 可判断每个数据点处理都在 4 ms 内完成, 没有数据点丢失。经测试, 受串口数据传输速率影响, 本系统需求串口波特率在 230 400 bps 以上时, 时序图规整, 数据不丢失。

3.2 心电滤波算法

心电信号幅值微弱, 一般在 0~5 mV 之间, 并伴随各种干扰噪声, 其中以 50 Hz 及其高次谐波构成的工频干扰和频率小于 0.5 Hz 的基线漂移占主导^[4], 本设计选取两种不同的算法分别滤除这两种噪声。

3.2.1 工频干扰滤波算法

心电信号滤波器除了滤除噪声外还应有较好的线性相位特性, 为了使心电信号不失真, 这就要求采样信号频率是 50 Hz 的整数倍^[5]。为节省代码量, 在本设计 250 Hz 采样率下, 参考文献 [6] 设计出的一种抑制共模比为 30 dB 的级联 FIR 滤波器, 其传递函数为:

$$H(-1 + 2Z^{-1} + 5Z^{-2} + 4Z^{-3} + 5Z^{-4} + 2Z^{-5} - Z^{-6})/16 \quad (1)$$

将其进行 Z 反变换可以得到差分方程为:

$$Y_1(n) = (-x(n) + 2x(n-1) + 5x(n-2) + 4x(n-3) + 5x(n-4) + 2x(n-5) - x(n-6))/16 \quad (2)$$

在人体连接心电电极片前, 采用酒精溶液擦拭体表以减少人体阻抗^[7]。单片机处理采集到的信号时, 每通道数据开辟 6 字节大小缓存区, 存储 6 个时刻的采样数据, 运用本差分方程计算出滤波后的数据值。USB 输出观察原始心电图和滤波后的心电图如图 6~7 所示。

3.2.2 基线漂移滤波算法

基线漂移为低频噪声, 采用高通滤波器可以滤除, 但心电信号 ST 段频率也比较低, 他们频谱比较接近, 甚至可能会重叠, 采用一般的高通滤波器会引起 ST 段失真^[8]。中

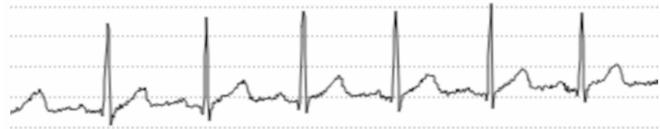


图 6 原始心电图

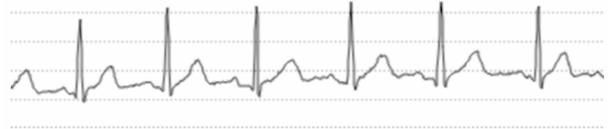


图 7 去工频干扰后的心电图

值滤波器具有很好的抑制噪声和保护边缘特性, 且代码量小单片机实行起来容易。

中值滤波^[9]步骤为:

1) 选取一个长度为 $L=2M+1$ 的窗口来截取一段心电数据, 其中 L 与本设计采样率 F_s 的关系为 $L=0.3F_s=75$ 。将截取的心电数据 $(x(n), x(n+1), \dots, x(n+2M))$ 由小到大排序, 得到有序序列 $(w(n), w(n+1), \dots, w(n+2M))$, 输出中值 $w(n+M)$ 。

2) 输入下一个原始信号 $x(n+2M+1)$, 剔除 $x(n)$, 将新的序列由小到大顺序排列得到序列 $(w(n+1), w(n+2), \dots, w(n+2M+1))$, 输出中值 $w(n+M+1)$ 。

3) 重复步骤 1)、2) 找出所有中值点, 原始信号减去对应中值即为滤波信号。

单片机处理时, 每通道开辟 75 字节的数据点缓存区, 缓存 75 个时刻的心电数据, 还开辟 1 个 75 字节的排序缓存区。每次计算中值时取出数据点缓存区的数据排序, 保持原数据点缓存区的顺序不变。

基线漂移滤波器公式为:

$$Y_2(n) = x(n-37) - w(n), (n > 37) \quad (3)$$

联立工频干扰滤波器公式 (2), 心电信号滤波器滤波公式为:

$$Y_2(n) = Y_1(n-37) - w(n), (n > 37) \quad (4)$$

其滤波效果为图 8。

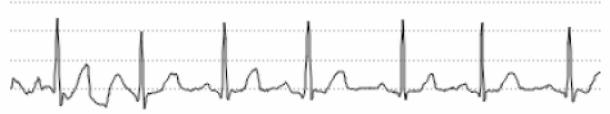


图 8 进一步去基线漂移的心电图

基线漂移被很好的消除了, 但初始一段波形很不规整, 这是因为本滤波有限条件 $n > 43$, 若在开机时刻就调用滤波函数, 前 43 个点无缓存值, 默认为 0, 滤波效果差。为提高心电输出质量, 将开机后采集到的前 6 个点数据初始化 FIR 缓存区, 第 7~43 个点初始化中值缓存区, 从第 44 个点开始输出滤波后的心电数据, 初值填充法滤波效果如图 9 所示

初值填充法使本系统由非因果系统变为因果系统。系统具有时变特性, 总延时时间为: $T_1=43/F_s=172$ ms。在

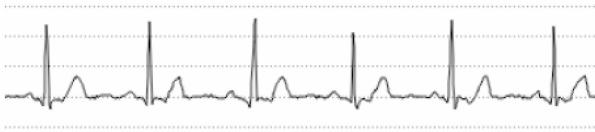


图 9 初值填充法滤波效果图

动态采样下, 数据点损失 81 个, 在持续长时间心电采样条件下, 信号完整性和实时性影响很小, 可以忽略。

3.3 心率检测算法

预先采集 20 s 的心电数据, 选取 R 波特征明显的 V6 导联进行分析, 计算出这 20 s 的 R 波平均峰值 L_R 。在单片机采样过程中, 判断采集到的数据是否达到 $0.7L_R$ 这个阈值^[10], 达到时计数器 1 加 1, 直至数据小于 $0.7L_R$, 记录下计数器数值 Δn_1 后清零。经实验 Δn_1 值在 4~12 之间, 可以认为检测到 R 波, 不在这个范围可以认为是一个干扰, 将其舍弃。

已知一个 R 波内 R 波峰值存在且唯一, 通过求 R-R 间期点数。在采样率一定情况下, 可求得 R-R 间期时间, 进而求得心率, 过程如下。

1) 判断采集数据的大小, 在大于 $0.7L_R$ 这个阈值内, 进行 R 峰检测。

2) R 峰检测期内, 每次缓存三个点的数据, 其值分别设为 L_n, L_{n+1}, L_{n+2} , 比较它们大小, 如果出现 $L_n < L_{n+1}$ 且 $L_{n+1} < L_{n+2}$, 可认为 $n+1$ 点对应 R 峰, 找到 R 峰后, 每采样一个点, 计数器 2 加 1。

3) 按步骤 1)、2) 检测到下一个 R 峰, 记录下计数器 2 的值 Δn_2 后将计数器 2 清零, 继续记录下节拍个 R-R 间期点数 Δn_2 。

合理的 Δn_1 范围内, 实时心率计算式为:

$$HR = \frac{60F_s}{\Delta n_2} \quad (5)$$

3.4 屏幕显示

OLED 显示屏幕供佩戴者大致观测心电波形, 了解系统运行状态, 并不要求显示精度高。显示屏分辨率为 128×64 , 心电波形节拍大在致 $1 \sim 2$ 个/s, 结合采样率 F_s , 满屏显示能 4 个以上节拍的心电波形时, 屏幕显示密度为: $4F_s / 128 \approx 8$, 将 8 个采样点做均值, OLED 屏幕上每点对应 1 个均值, 显示一个点后横向指针加 1, 加满 128 时, 指针清 0, 并清屏一次。

屏幕纵向上方 8 行点显示心率、导联, 剩余 56 行显示心电波形。设心电最大值为 L_{max} , 最小值为 L_{min} , 一个均值点值为 L , 则纵向指针数值为:

$$56 \times \left\lfloor \frac{L - L_{min}}{L_{max} - L_{min}} \right\rfloor \quad (6)$$

3.5 心电数据远程传输

数据输出时为减少 4G 数据传输量, 按 ADS1198 编码相同的方式, 将每通道浮点型心电数据编码成 4 个 16 进制数, 通过串口传送到 4G 模块。4G 模块通过图 10 过程将数据发送至监听端。在使用 4G 模块前, 预先通过 AT 指令写

入目标监听端口号、IP 地址等信息到 4G 模块寄存器, 初始化完成的 4G 模块上电后会主动向监听端发送 4G 串口接收的数据。

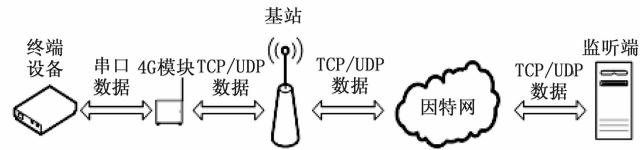


图 10 终端设备与监听端通讯过程

4 系统测试与分析

为证明本终端的可靠性, 下面对系统三个方面进行测试和分析

4.1 系统参数

为测试系统性能, 参考了 YY 0885-2013 国家医疗电子设备标准。结合 ADS1198 芯片手册和实际测试, 对系统 5 个主要的性能进行测试, 测试结果如表 1 所示。由表 1 可知本心电采集终端主要参数均达到 YY 0885-2013 技术要求, 满足心电采集设备硬件参数要求。

表 1 系统主要参数

性能参数	参数对比	
	YY 0885-2013 要求	系统参数
抑制共模比	>60dB	97dB
最小检测信号	50 μ V	6.1 μ V
增益精确度	<10%	0.3%
输入阻抗	>10M Ω	500M Ω
定标电压	<5%	2%

4.2 体积功耗

可佩戴式远程心电采集终端实物图如图 11 所示。它由中控 STM32 板、数据采集 ADS1198 板和 5V 锂电池构成, 其中图 11 (a) 为系统拆分图, 图 11 (b) 为系统结合工作图。该设备实物尺寸为, 重量仅为 50 g, 体积小巧便于携带。心电采集终端功耗低, 工作电流在 12.8 mA, 配备 5 V, 1 000 mAh 可充电锂电池, 工作时间长达三天。

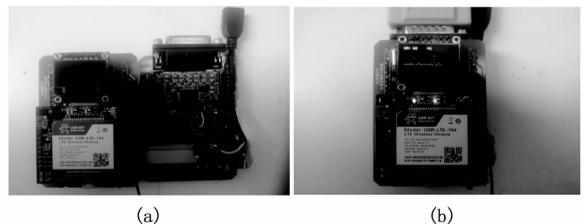


图 11 可佩戴式远程心电采集终端实物图

分析体积和功耗可知, 本心电采集终端在静息状态下, 可佩戴在胸前采集人体心电信号, 并具备一定持续采集续航能力, 这满足了本心电采集终端的可佩戴性和移动性需求。

4.3 远程数据传输

测试阶段可在内网设备电脑和 Android 手机上搭建监听端。由于外网无法直接访问内网设备, 这需要第三方透软件实现一个映射功能。常见的映射软件有花生壳和

NAT123, 它们能为内网设备映射出一个供外网设备访问的端口号和 IP 地址, 4G 模块向这个端口号和 IP 地址发送数据能被内网搭建的监听端接收。4G 模块发送数据时, 将数据被拆分成数据包后发送, 接收端将接收到的数据包还原成心电信号。每个采样点 3B 标志位、B 心电数据位、4B 空格位, 一共 23B 大小。为保证数据传输稳定性, 本系统选用 23B 整数倍 920B 为数据包大小。上位机监听端接收到的心电数据如图 12, 点击 save 保存输出 txt 心电文件。将保存的 txt 心电数据进行心电绘图, 如图 13 所示。

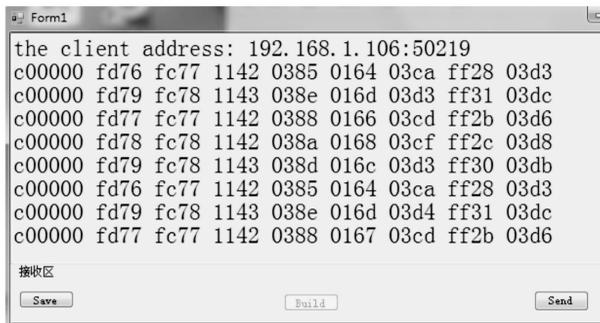


图 12 上位机监听端接收到的心电数据



图 13 监听端接收的心电数据绘制的心电图

通过图 13 可以看到心电图很规整, 结合 SPI 逻辑时序图, 表明心电数据从人体采集到 4G 端接收都比较完整, 能满足心电远程传输需求。其中 txt 文件能存储长时间的心电数据, 便于医生进行数据分析, 本心电采集终端在数据记

(上接第 184 页)

参考文献:

[1] 陈树学, 刘 萱. LabVIEW 宝典 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2011.

[2] 杨高科. LabVIEW 虚拟仪器项目开发与管理 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2012.

[3] Zhang XD, Hu CD, Sheng P, Liu ZM, Zhao YZ. Development of a data acquisition control system for the first NBI on EAST [J]. Plasma Science and Technology, 2013, 5 (12): 1254 - 1528.

[4] 盛 鹏, 胡纯栋, 刘 胜, 等. 诊断中性束电源的数据采集与处理系统 [J]. 核电子学与探测技术, 2007, 27 (6): 1095 - 1099.

[5] 杨振汉, 胡纯栋, 盛 鹏, 等. 基于 MDSplus 的 NBI 数据采

录形式上优于传统 SD 卡记录心电数据设备。

5 结束语

本文采用以 ADS1198、STM32、4G 模块为核心的模块设计出一款可佩戴式实时心电采集终端。具有 12 导联心电数据采集及滤波、心率心电屏幕显示、上位机远程接收功能。能随时随地采集佩戴者心电信号, 既能让患者初步了解自己的心电状态, 又能让医生远程心电数据诊断, 功能强大, 实用性高。本设计为心电设备联网化、心电数据大数化提供了一定技术支持。后期将完善其操作系统, 及其与医疗云结合形成自主诊断疾病及预警功能的系统, 进一步拓展其应用功能, 提高其实用价值。

参考文献:

[1] 孙松丽, 周 军. 一种人体脉搏远程医疗监测系统设计与实现 [J]. 计算机测量与控制, 2018, 26 (3): 18 - 25.

[2] 陈颖昭, 高越明. 基于 STM32 的便携式家用心电检测仪的设计 [J]. 电子技术应用, 2013, 39 (9): 19 - 20.

[3] Shali M, Eldar YC, Dounaevsky O, et al. sampling: Analog to digital at sub - Nyquist rates [J]. IET Circuits, Devices&System, 2011, 5 (1): 8 - 20.

[4] 朱 芳. 心电信号预处理数字滤波器的设计与分析 [J]. 淮北师范大学学报 (自然科学版), 2017, 38 (1): 37 - 39.

[5] 朱学慧, 李享元. 基于 DSP 的心电信号实时滤波算法的实现 [J]. 计算机与现代化, 2012, 198 (2): 36 - 37.

[6] 鄢 刚, 张阿卜. 适合单片机实时处理的简单 FIR 滤波器设计 [J]. 现代电子技术, 2007, 250 (11): 46 - 48.

[7] Satija, Udit. Automated ECG Noise Detection and Classification System for Unsupervised Healthcare Monitoring [J]. IEEE Journal of Biomedical and health informatics, 2018, 18 (10): 722 - 732.

[8] 张 勇, 张 萍, 王介生. 心电图图中滤除基线漂移的研究 [J]. 计算机与应用化学, 2007, 24 (4): 466 - 467.

[9] 赵 健, 郝继飞, 张道明. 快速中值滤波在滤除心电信号基线漂移中的应用 [J]. 电子世界, 2012, 4: 50 - 51.

[10] 俞文彬, 谢志军. 基于穿戴式心电信号监测系统设计与实现 [J]. 传感器与微系统, 2015, 34 (9): 65 - 68.

[6] 刘 伟, 胡纯栋, 梁立振, 等. 大功率离子源负载端数据采集系统研制 [J]. 核电子学与探测技术, 2016, 36 (10): 1037 - 1040.

[7] 刘 胜, 汪永军, 宋士花. 分布式控制系统在中性束注入实验中的应用 [J]. 计算机测量与控制, 2005, 13 (5): 437 - 439.

[8] 阳璞琼, 宣伟民, 曹建勇, 等. 基于超级电容储能的中性束注入系统弧电源设计 [J]. 原子能科学与技术, 2015, 1 (49): 166 - 170.

[9] 陈文光, 饶 军, 李 波, 等. HL-2A MW 级中性束注入系统弧流电源设计 [J]. 原子能科学与技术, 2011, 45 (3): 379 - 385.

[10] 陈文光, 饶 军, 李 波, 等. HL-2A NBI 组, 等. 中性束注入强流离子源放电电源及其时序控制 [J]. 高电压技术, 2011, 37 (6): 1452 - 1458.