

便携式心电仪中数据存储机制的实现

汤龙梅¹, 甘振华²

(1. 福建工程学院 信息科学与工程学院, 福建 福州 350118;

2. 福州大学 电气工程与自动化学院, 福建 福州 350116)

摘要: 针对便携式心电仪数据存储需求, 设计基于SDIO接口的SD卡底层驱动程序, 并移植FatFS文件系统。同时, 为降低存储开销, 设计2-4-8-16变长码近似Huffman算法对一阶差分后的心电数据进行无损压缩; 针对实验所用心电仪采集的一些心电数据, 利用该算法平均可节省3/4以上的存储空间。实验结果表明, 基于SD卡的文件存储机制通用性好, 心电数据压缩算法时空开销小, 可较好地满足便携式心电仪的数据存储需求。

关键词: 心电信号; 数据存储; SDIO接口; 数据压缩; 变长编码

中图分类号: TP391

文献标志码: A

文章编号: 1672-4348(2015)04-0381-07

Implementation of data storage mechanism in portable ECG detecting instrument

Tang Longmei¹, Gan Zhenhua²

(1. College of Information Science and Engineering, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China;

2. College of Electrical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350116, China)

Abstract: A SD card driver based on SDIO interface was implemented and the FatFS file system was transplanted onto the driver to satisfy the data storage requirement in portable ECG instrument. A variant-length coding algorithm of 2-4-8-16 bits that is similar to Huffman algorithm was designed to reduce the storage cost. When storing the compressed ECG data rather than the raw ECG data collected by the experimental ECG instrument, over three-quarters of the storage space can be saved in average. With the versatility of file storage mechanism based on SD card and low space-time costs of the compress algorithm, the proposed storage mechanism can well fulfill the demand of the portable ECG data storage.

Keywords: ECG signal; data storage; SDIO interface; data compression; variant-length coding

心电信号可作为人类心血管疾病检测、心脏功能及其病理研究以及日常身体健康状况评估的重要参考依据。随着计算机技术和信号检测等技术的发展, 便携式心电检测仪已经逐渐进入了社区和家庭。目前不少检测设备可实时采集心电信号并提供一些自动诊断功能, 但多针对于心率等一些基本指标, 仅供参考。当心脏状况不良时还是需要医生来诊断。若能给医生提供实时和历史心电数据, 无疑有助于医生作更全面的诊断。借

助各种远程通信机制可以将心电数据实时发往监护中心由医生进行诊断^[1-5], 但这会占用大量网络资源和医生时间, 且受限于网络资源。若在日常检测时能将心电数据存储在设备中, 需要时再提供给医生, 则可避免单一通信机制的不足。因此, 在便携式心电仪中提供心电数据存储功能是非常必要的。

随着采样率的提高、监测时间的延长以及用户人数的增加, 数据量将变得非常庞大, 需要极大

的存储资源。由于心电信号是一种准周期平稳信号,如果将心电数据按照一定的方案进行压缩后再存储,则可缓和数据量与便携式设备中相对有限的存储资源之间的矛盾。同时,数据量的减少也能减少对网络资源的占用。

基于上述分析,有必要也有可能实现一种利用压缩技术获取较高存储空间利用率的心电数据存储机制,以便能更好地发挥便携式心电仪的作用。

Flash 存储芯片和 SD 卡是在便携式设备中最常用的两种存储介质,有作者分别采用 Flash 存储芯片^[6-7]和 SD 卡^[8-9]作为存储介质来实现心电数据的存储。Flash 存储芯片容量较小且不易携带,而 SD 卡具有体积小、速度快、容量大、易携带等优点,在便携式设备中更为实用、方便。为便于数据管理,文献[8]和文献[9]均采用了文件系统对 SD 卡上的数据进行管理,但并未考虑存储空间利用率的问题。

为了更好地实现心电数据存储目标并降低存储开销,本文设计了基于 SD 卡的心电数据存储机制。该存储机制的实现过程主要包括基于 SDIO 模式的底层 SD 卡驱动的设计、文件系统的构建以及利用心电数据压缩算法来降低存储开销等方面。

1 SD 卡驱动的设计

SD 卡驱动主要完成对 SD 卡的识别和底层数据读写,包括硬件接口设计和驱动程序设计两部分。

1.1 SD 卡硬件接口的设计

本文的存储机制是应用于基于 ARM - Cortex 内核的 STM32F103ZET6(以下简称 ZET6)芯片设计的远程便携式心电信号检测仪中。ZET6 内部集成了一个 SDIO 接口,兼容多媒体卡规格 4.2 版本、SD 存储卡规格 2.0 版本和 SD I/O 卡规格 2.0 版本,支持 1 位、4 位、8 位数据总线模式。由于 SD 存储卡只支持 1 位和 4 位数据模式,为提高数据传输速度,设计了 4 线数据模式的 SDIO 接口方式,硬件接口电路原理图见图 1。

在 SDIO 模式下,ZET6 的 GPIO 引脚 PC8 ~ PC12、PD2 被复用为 SDIO 模块的外部引脚,包括 4 根双向数据线、1 根双向命令/响应线、1 根单向时钟线。引脚 PF11 用于快速检测卡插拔状态,

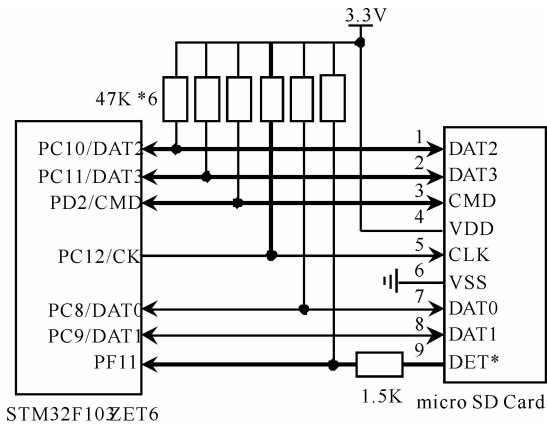


图 1 SD 卡硬件接口原理示意图

Fig. 1 Schematic diagram of SD card interface

当无卡插入时,MCU 读取引脚 PF11 为高电平;当有卡插入时,PF11 为低电平。

1.2 SD 卡驱动程序的设计

在完成 SDIO 接口硬件连接后,需要编写相应的驱动程序来操作 SDIO 模块以实现对 SD 卡的访问。SDIO 模块包括 SDIO 适配器和 AHB 总线接口两部分。适配器靠近 SD 卡一侧,负责给卡提供时钟、发送命令、接收状态和收发数据。AHB 总线接口靠近 CPU 一侧,CPU 通过它来操作适配器内的寄存器,它则产生中断和 DMA 请求信号给 CPU。因此,驱动程序需要通过 AHB 总线接口读写 SDIO 模块内部的控制、状态和数据寄存器来控制 SDIO 模块的工作。

由于 SDIO 模块的外部引脚复位后默认为 GPIO 模式,因此驱动程序首先需将它们设置为 SDIO 功能复用模式,并开启 SDIO 时钟。由于卡读写阶段数据量大,采用 DMA 传输机制可以减少对 CPU 的占用时间,而 SDIO 模块的 DMA 控制器为 DMA2,故需开启 DMA2 时钟,并启用 SDIO 的中断功能。

在完成上述设置后,当通过 PF11 引脚检测到有 SD 卡插入卡槽时,驱动程序需按照一定的处理流程完成 SD 卡片的识别和初始化,处理流程如下:

- (1) 设置 SDIO 的时钟(不超过 400 kHz);
- (2) 发送命令 CMD0 使卡进入空闲状态;
- (3) 发送命令 CMD8,区分 V2.0 及以上 SD 卡和 V1.X SD 卡及 MMC 卡;
- (4) 发送命令 ACMD41 区分标准 SD 卡和高容量 SDHC 卡;

- (5)发送命令 CMD2 获取卡标识号;
- (6)发送命令 CMD3 请求卡发布 RCA;
- (7)发送命令 CMD9 读 CSD 寄存器获取 SD 卡容量等信息;
- (8)发送命令 CMD7 选中卡;
- (9)发送命令 ACMD6 设置 4 位数据线宽度;
- (10)提高 SDIO 的时钟(不超过 25 MHz),为后续高速传输数据做准备。

当成功识别并初始化 SD 卡后,驱动程序需进一步实现对 SD 卡的数据访问。由于 SD 卡为典型的块设备,因此,本文只提供了以块为单位(通过为 512 字节)的读写操作。与卡读写相关的命令有:单块读命令 CMD17、多块读命令 CMD18、单块写命令 CMD24、多块写命令 CMD25、传输停止命令 CMD12,其中 CMD12 与多块读写操作配对使用。用户可以根据访问数据量大小分别选择单块或多块读写机制,以提高访问速度。以下是单块读操作的处理流程:

- (1)清除所有 SDIO 中断标志位;
- (2)设置 SDIO 允许中断事件,主要有溢出、超时、CRC 检验错、传输完成等几种与传输相关的事件;
- (3)使能 SDIO 数据 DMA 传输功能;
- (4)设置 DMA2 通道 4,包括:设置外设基地址和内存基地址、数据传输方向为外设到内存、内存地址递增、外设地址不变、数据宽度为字宽度等;
- (5)使能 DMA2 通道 4;
- (6)设置 SDIO 命令寄存器:CmdIndex 为 CMD17、短响应,并使能 SDIO 发送命令;
- (7)等待并接收到卡响应后设置 SDIO 数据寄存器:使能 SDIO 数据传输、方向为卡到 SDIO、采用块数据传输模式、块大小为 512 字节,SDIO 数据长度寄存器为 512 即一块;
- (8)等待 DMA 数据传输完成。

其它操作与单块读操作处理过程类似,此处不再赘述。

2 FatFS 文件系统的移植

在实现对 SD 卡底层读写后,为方便对卡上数据的访问与管理,宜提供一个文件管理系统。FatFS 是一个免费的通用文件系统模块,操作简单,可以很方便嵌入到嵌入式系统中。因此,接下

来的工作需将 FatFS 文件系统移植到存储机制中,主要工作包括两部分:一是修改配置文件 ffcon.h 中有关参数,以满足本文文件管理要求;二是编写 diskio.c 文件,将 FatFS 与 SD 卡驱动联系起来。

本文涉及的参数主要跟文件名有关。长文件名能体现更多信息,考虑到 MCU 片内 Flash 空间有限,无法存储所有中文字符,故此处只采用了英文字符作为文件名。因此,分别将_USE_LFN 配置为 1(启用长文件名机制)、_CODE_PAGE 配置为 437(采用 U. S OEM 编码,相应的编码文件为 ccsbcs.c)。

diskio.c 文件中主要为几个底层磁盘访问接口函数:disk_initialize、disk_read、disk_write、disk_ioctl,分别将 SD 卡驱动程序中的 SD 卡初始化、卡块读(含单块和多块)、卡块写(含单块和多块)以及卡信息获取等函数与上述接口函数关联起来即可。

应用层则通过 FatFS 提供的应用层 API 来实现文件的新建、读出和写入操作,包括:系统启动时调用 f_mount 函数注册一个文件系统卷。当需要存储心电数据时,先调用 f_open 函数创建一个新文件,并调用 f_write 函数将数据写入 SD 卡,最后调用 f_close 函数将文件关闭。同时,借助其他应用层 API 函数完成文件的读出、删除、改名等操作。

3 存储开销的降低方法

由于原始心电信号数据中包含有较多冗余信息,可以借助数据压缩技术去掉冗余信息。数据压缩可分为有损压缩和无损压缩。心电信号属于医学信号,虽然有损压缩的压缩比较高,但无法复原原始信号。为防止压缩后信号失真影响医生对用户病情的判断,本文采用了无损压缩处理机制。常用的无损压缩有 Huffman 编码、算术编码、LZ 系列编码等压缩算法^[10-11]。由于本文心电仪所用 MCU 的 CPU 工作主频为 72 MHz,片内 RAM 为 64 kB,片外 RAM 为 512 kB,计算能力和缓存能力均有限,故只采用了编码效率高、占用资源少、运算速度快、易于在嵌入式系统中实现的近似 Huffman 压缩算法。

由心电信号的特点可知,心电数据在某一阶段内相对稳定,变化最剧烈的是 R 波,其余有变

化部分如 P 波、T 波等变化幅度一般均小于 R 波。正常情况下,R 波电压幅值为 0.5 ~ 1.5 mV,时间为 0.06 ~ 12 s。以极端情况即 0.03 s 内心电信号变化 1.5 mV、采样率为 720 Hz(本文实验所用心电仪的采样率,其余技术指标参见下文相关说明)为例,为简单起见,假设电压按线性变化,则可推算出相邻两点 AD 值差值约为 86,只需 1 个字节便可存储。对于心电信号中平稳部分的相邻数据差值或为 0,或很小,可用更少位数来存储。若存储差值,则可节省存储空间。故先对采集到

的心电信号数据序列 ecgdata 按式(1)作一阶差分。

$$\text{diff}[n] = \text{ecgdata}[n] - \text{ecgdata}[n - 1] \quad (n > 0)$$

(1)

为观察一阶差分数据的特点,笔者从 ECG 压缩测试数据库(MIT-BIH ECG compression test database)和 MIT - BIH 异常心律数据库(MIT-BIH arrhythmia database)各选取了若干记录,利用式(1)作差分后再进行数据统计分析,结果如表 1 所示。

表 1 MIT-BIH 若干心电信号记录的数据差分值统计结果

Tab. 1 Statistical results of differential data for some ECG records from MIT-BIH database

记录号	最大值	最小值	2 位长数据 个数(占比/%)	4 位长数据 个数(占比/%)	8 位长数据 个数(占比/%)	16 位长数据 个数(占比/%)	压缩比 CR
13420_01	143	-199	1 364(26.6)	2 609(51.0)	1 125(22.0)	21(0.4)	2.50
13420_02	106	-190	1 676(32.7)	2 881(56.3)	534(10.4)	28(0.5)	2.74
13420_03	97	-170	1 735(33.9)	2 831(55.3)	535(10.4)	18(0.4)	2.77
13420_04	90	-282	1 309(25.6)	2 517(49.2)	1257(24.6)	36(0.7)	2.44
13420_05	137	-313	1 473(28.8)	2 647(51.7)	954(18.6)	45(0.9)	2.55
13420_06	198	-311	1 514(29.6)	2 618(51.1)	876(17.1)	111(2.2)	2.52
100	61	-94	12 470(57.7)	7 864(36.4)	1 265(5.9)	0(0.0)	3.15
101	84	-87	10 565(48.9)	9 259(42.9)	1 775(8.2)	0(0.0)	2.99
103	90	-128	11 134(51.5)	8 838(40.9)	1 627(7.5)	0(0.0)	3.04
108	77	-51	9 443(43.7)	10 295(47.7)	1 861(8.6)	0(0.0)	2.92
113	118	-128	8 788(40.7)	10 618(49.2)	2 193(10.2)	0(0.0)	2.86
124	71	-55	12 792(59.2)	7 085(32.8)	1 722(8.0)	0(0.0)	3.12
200	42	-107	9 012(41.7)	9 247(42.8)	3 340(15.5)	0(0.0)	2.77
222	52	-75	10 465(48.4)	10 145(47.0)	989(4.6)	0(0.0)	3.07
234	62	-78	11 942(55.3)	7 883(36.5)	1 774(8.2)	0(0.0)	3.06

表 1 中前 6 条记录是取自 MIT - BIH 压缩测试数据库,采样率为 250 Hz,数据长度为 12 位,记录时长 20.48 s,每条记录包含两个导联值,本文均取 ECG1 信号即 5120 个 AD 采样值。其余记录取出 MIT - BIH 异常心律数据库,采样率为 360 Hz,数据长度为 11 位,每条记录选取其中的 MII 肢体导体的前 1 分数据即 21 600 个 AD 采样值。2 位长、4 位长、8 长、16 位长的数据分别指在[- 2, +1]范围内、在[- 2, +1]之外且在[- 8, +7]范围内、在[- 8, +7]之外且在[- 128, +127]之间以及在[- 128, +127]之外的差值数据。压缩比 CR 的计算见式(2),其中 Len 为全部原始采样数据个数,cnt2、cnt4、cnt8、cnt16 为不同位长的差分数据个数,并添加了 2 个二进制位用于区分不

同位长。

$$CR = \frac{16 \times \text{Len}}{16 + 4 \times \text{cnt2} + 6 \times \text{cnt4} + 10 \times \text{cnt8} + 18 \times \text{cnt16}}$$

(2)

从表 1 可以看出,随着采样率的提高,即使是对心律异常心电图数据,在[- 8, +7]之间的差分值占比也都超过了 80%,在[- 128, +127]范围之外的数据个数为 0。若在更高采样率情形下,针对个人保健和社区医疗场合,差分值在[- 8, +7]之间的比例将更高,并且不太可能超出[- 128, +127],获得的压缩比将高于表 1 中所有压缩比。数据统计结果也说明了采用更短编码来减少存储开销是可行的。

表 1 中的方案是在每个差分值前添加了 2 位区分码,而实际上不同位长的数据占比相差较大,若只在出现频率较低的数据前面加区分码,则可进一步提高压缩比。Huffman 压缩是基于统计的编码方案,对出现频率高的数据使用短字长码,频率低的使用长字长码。为找出高频率数据,需要消耗一定的时间对所有差分值出现的次数进行统计并排序。笔者对心律异常心电数据的差分值分析后发现,其分布总体呈现中间大两端小的特点,即 $\pm n$ 出现的次数总体上多于 $\pm (n + 1)$ 出现的次数,即使出现个别相反情况,其次数差基本上在 20 以内,对压缩比的提高非常有限。为节省处理时间,本文直接采用 2-4-8-16 变长编码对一阶差分数据进行编码^[12],编码见表 2。

表 2 2-4-8-16 变长编码方案

Tab. 2 Variant coding algorithm of 2-4-8-16 bits			
差分值	编码	差分值	编码
0	00	6	11110101
1	01	-6	11110110
-1	10	7	11110111
2	1100	-7	11111000
-2	1101	8	11111001
3	1110	-8	11111010
-3	11110000	9	11111011
4	11110001	-9	11111100
-4	11110010	10	11111101
5	11110011	-10	11111110
-5	11110100	其他	11111111 + 8 位差值

基于表 2 的编码对应的平均码长接近 Huffman 编码的平均码长,且码长均为 2 的乘幂,便于 MCU 处理。

变长码编码处理过程如下:

- (1) 存储第一个心电数据;
- (2) 从第二个数据开始按式(1)计算所有数据的一阶差分值,并按表 2 转换成对应编码;
- (3) 存储所有编码,若某编码不足一字节,则将其与后续编码按从高到低拼成整字节再存储。

变长码解码过程是编码过程的逆过程,处理过程如下:

- (1) 取出起始两个待解压字节数据保存到 ecgdata[0];
- (2) 从第三个待解压字节数据开始按位从高到低依次处理:若当前 2 位 X_1X_2 不全为 1,则以

X_1X_2 查表 2 得到差分值;若 X_1X_2 全为 1,则判断后续 2 位 X_3X_4 是否全为 1;若 X_3X_4 不全为 1,则以 $X_1X_2X_3X_4$ 查表 2 得到差分值;若 X_3X_4 也全为 1,则继续判断接下来的 4 位 $X_5X_6X_7X_8$ 是否全为 1;若 $X_5X_6X_7X_8$ 不全为 1,则以 $X_1X_2X_3X_4X_5X_6X_7X_8$ 查表 2,得到差分值;若 $X_5X_6X_7X_8$ 全为 1,则无需查表, $X_1X_2X_3X_4X_5X_6X_7X_8$ 之后的 8 位即为差分值。在得到差分值后,将之与前一个已恢复的心电数据 ecgdata[$n - 1$] 相加,得到当前心电数据 ecgdata[n],并跳过当前处理位数。重复本步骤,直至所有待解压数据被处理完成。

将上述压缩过程用于表 1 中心律异常数据记录的压缩,对应的压缩比见表 3。从表 3 可以看出,相对于表 2,压缩比均有所提高。表 1 中取自压缩数据库的记录由于采样率较低,占比最高的是 4 位长差分值,且有部分数据超过 1 个字节,此处不作进一步讨论。

表 3 2-4-8-16 变长码压缩比

Tab. 3 Compression ratio of some ECG data with variant coding algorithm					
记录号	压缩比	记录号	压缩比	记录号	压缩比
100	3.62	108	3.01	200	2.68
101	3.13	113	2.89	222	3.31
103	3.22	124	3.50	234	3.34

由于差分数据前后有关联,若前一个数据出错,则后续数据跟着出错,且误差会累积。为避免恢复信号时由于个别数据出错导致批量数据出错,同时考虑到心电仪的缓存大小,本文存储机制中以 1 分钟时长的心电数据为一个单位对心电数据进行压缩后再保存。

4 测试结果与分析

本文存储机制测试主要包括 SD 卡底层驱动程序功能测试以及文件存储功能与降低存储开销效果测试两部分。

4.1 SD 卡驱动程序测试

为测试底层 SD 卡读写功能,笔者将一张容量为 128MB 的 micro SD 插入卡座,驱动程序检测到有卡插入后开始对卡进行识别,识别过程中可获得 SD 卡协议版本为 V2.0、容量为 0x07940000 字节以及块大小为 512 字节等关键信息。在进一步对卡进行初始化后读取第 0 号数据块,可获得

图 2 所示数据块。该数据块正好是 FAT16 文件格式的 DBR 扇区信息。利用块写函数对该块清零后,在 PC 中借助 WinHex 软件可验证驱动程序对卡的底层读、写卡操作均无误,说明该驱动程序可实现对 SD 卡的底层访问。

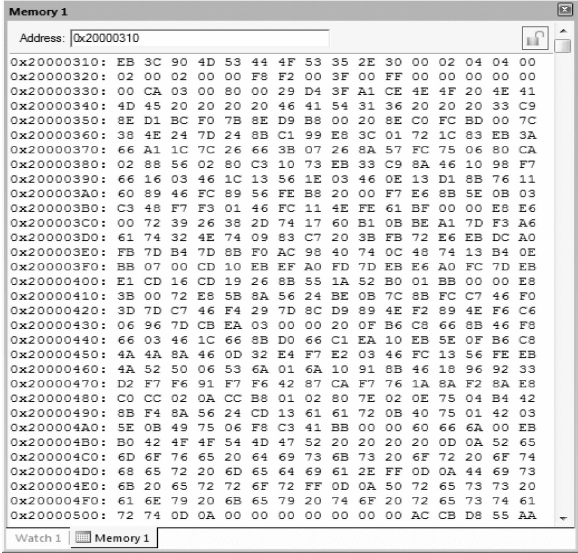


图 2 驱动程序读出的第 0 号数据块

Fig.2 First data block read by the proposed SD card driver

4.2 文件存储与存储开销降低效果测试

为测试文件存储功能以及存储开销降低效果,笔者利用实验所用便携式心电仪(放大倍数约为 1 000,ADC 采样率为 720 Hz,参考电压为 0 ~3.3 V,数据长度 12 位)采集了由多参数心电模拟仪 MPS450 产生的四组测试信号(R 波幅值分别为 1.5 和 1.0 mV 的窦性心律、房性早搏和二联律)以及两名心脏健康测试者的肢体 I 导联心电信号,并以文件的方式各保存了 1 min 的心电数据到一张容量为 128 MB 的 micro SD 卡中,同时也保存了采用上述压缩算法对心电数据压缩后的结果。图 3 是将该 SD 卡插入 PC 机后的显示结果,前两组 (user1 ~ user2) 是测试者的数据文件,后四组 (mps1 ~ mps4) 是 MPS430 模拟的数据文件。在将心电数据存储为文件后,用户可以很方便地按文件方式进行读取。当然,对于压缩过的心电数据,在分析前需要先解压。

从图 3 还可以看出,1 min 心电数据在压缩前需要占用 85 kB 存储空间(每个 12 位采样值占 2 字节,实际为 86 400 字节),压缩后所需空间均有

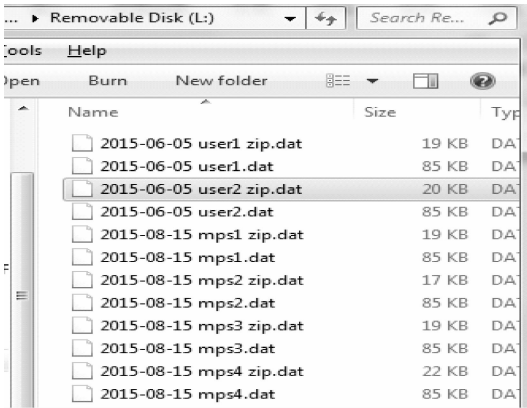


图 3 心电数据存储文件列表

Fig.3 File list of ECG data shown in PC

较大幅度降低。最少的是由 MPS430 产生的 1.0 mV 窦性心律的压缩文件,只需 17 kB,节省了近 4/5 的存储空间。由于二联律信号变化比较剧烈,空间节省效果则不如窦性心律信号,压缩后需占 22 kB。六种情况平均起来在 20 kB 左右,可节省 3/4 以上的存储空间,可较好地实现本文降低存储开销的设计目标。

为进一步说明存储开销的降低依据,表 4 给出了六份心电数据一阶差分后不同位长的分布情况。该表中除了二联律心电信号的压缩比只有 3.91 之外,其余信号的压缩比均在 4.0 以上,且均高于 360 Hz 及以下采样率获得的数据的压缩比。由于文件是以簇为单位进行数据存储空间的分配,因此存储空间的节省与压缩比不完全一致,但与图 3 比较,两者基本上是接近的,说明压缩比与存储开销的降低之间有很好的相关性。

图 4 是测试者 1 的心电数据压缩前后波形对比,上图是压缩前的波形,下图是将相应压缩数据

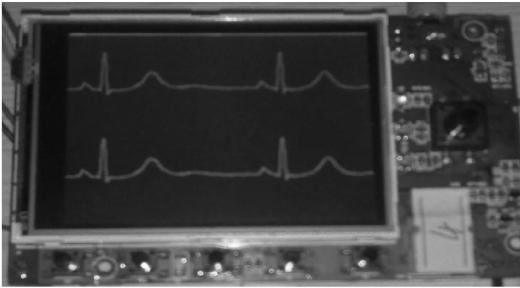


图 4 测试者 1 心电信号压缩前后心电信号对比

Fig.4 Waveform's comparison of part of the first user's ECG signals before and after compression

表 4 不同位长差分数据分布

Tab. 4 Distribution of differential data in different bit-length

心电数据	最大值	最小值	2 位长数据个数	4 位长数据个数	8 位长数据个数	16 位长数据个数	压缩比
窦性心律 (1.5 mV)	17	- 48	27 581	10 309	4 023	1 274	4. 64
窦性心律 (1.0 mV)	15	- 25	31 298	7 695	2 667	1 527	4. 97
房性早搏	19	- 29	27 033	11 399	3 260	1 495	4. 62
二联律	42	- 58	24 631	10 233	5 830	2 493	3. 91
测试者 1	32	- 49	28 690	9 367	3 424	1 718	4. 62
测试者 2	46	- 65	26 438	9 997	4 812	1 952	4. 25

解压后的波形。可以看出两者是一致的,与理论上本文压缩算法属于无损压缩也相符,说明可以只存储压缩后的数据,以降低存储空间开销。

5 结论

本文设计了基于 SD 卡的文件存储机制,并将之应用于心电数据的存储。为了节省存储开销,采用了基于变长码的近似 Huffman 压缩算法

对心电数据进行压缩。该压缩算法只涉及整数加法及移位操作,没有复杂的浮点运算,能较好地适用于嵌入式系统中。文件存储功能可用于一般便携式设备中的数据存储,压缩算法对其他一维信号的压缩也有较好的适用性。今后可进一步研究压缩比高且无失真或失真度低的心电压缩算法,以便在保持心电信号医学特征的前提下更有效地节省存储空间。

参考文献:

[1] 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.

[2] 贾廷江,李振波,张大伟,等. 低功耗无线心电图检测系统与 QRS 复波检测算法研究[J]. 传感器与微系统,2013,32(7):32-34,38.

[3] 范晨灿. 基于蓝牙 4.0 传输的 Android 手机心电监护系统[D]. 杭州:浙江大学,2013.

[4] 王滨华. 基于 GPRS 的远程实时心电监测系统研究[D]. 济南:山东大学,2012.

[5] 范庆安,彭虎. 远程心电监测终端系统的设计[J]. 生物医学工程研究,2009,28(4):254-258.

[6] 吴永圣,黄廷磊,涂丽芳,等. 基于 MSP430 的便携式心电图采集系统设计[J]. 桂林电子科技大学学报,2014,34(4):300-304.

[7] 袁媛,沈小林,王忠庆. 基于 MSP430 心电信号数据采集与传输分析[J]. 贵阳学院学报:自然科学版,2009,4(1):4-8.

[8] 杨鹏程,李永勤,陈碧华. 便携式家庭心电监护记录仪的研制[J]. 中国医疗器械杂志,2012,36(5):329-332.

[9] 王国静,昂清,王卫东. 基于 CC2530 的心电数据采集存储系统的设计和实现[J]. 医疗卫生装备,2012,33(9):1-4.

[10] 朱凌云,李世星,林红胜. 一种基于 S3C2440 的嵌入式实时心电数据压缩算法[J]. 北京生物医学工程,2012,31(3):258-261,267.

[11] 孟楠,杨岩飞,刘文怡. 遥测速变数据实时无损压缩技术研究[J]. 科学技术与工程,2013,13(33):9983-9986.

[12] 万里,张跃,张龙飞. 远程无线心电监护仪的心电数据处理机制[J]. 计算机工程,2010,36(15):291-293.

(责任编辑:肖锡湘)