

基于声音采集方案的睡眠呼吸监测系统设计

刘邦朋, 薛志孝

(天津医科大学 生物医学工程与技术学院, 天津 300070)

摘要: 睡眠-呼吸暂停综合症危及人体呼吸睡眠质量, 影响人体血液氧含量, 加重人体大脑、肌肉等组织缺氧风险; 临床上, 传统呼吸暂停综合征治疗中, 由于时间和场地限制, 医生往往只能根据病人或其家属口述判断病情, 无法对患者的呼吸状况及治疗方案效果做出直观的评价; 为了方便记录患者睡眠呼吸状况, 提出了一种基于声音采集方案的睡眠呼吸监测系统, 以驻极体式声音传感器为采样前端, 结合 STM32 平台和 Fatfs 文件系统实现呼吸声音的采集和存储, 采用阈值分割法借助 Matlab 进行数据处理; 结果表明, 本系统可实现对监测数据的存储、读取、分析和波形显示。该系统便于使用、精度高、工作稳定可靠, 可直观的反映出病人睡眠呼吸状况, 呼吸频率计算值与实际值误差在 10% 以内, 具有较高的临床应用价值。

关键词: 声音; 睡眠-呼吸暂停综合症; 采集系统; 存储

Design of Sleep Monitoring System Based on Sound Acquisition Scheme

Liu Kuangpeng, Xue Zhixiao

(College of Biomedical Engineering and Technology, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China)

Abstract: sleep apnea syndrome damage the quality of human sleeping. It affect the body's blood oxygen content, and increase the anoxia risk of human brain, muscle and other organizations. In the traditional treatment, due to time and venue constraints, doctors often only according to the patient or his family to judge the disease condition, can not make an intuitive evaluation on the patient's condition and treatment program. In order to facilitate the recording of the patient's sleep and respiratory status, we proposed a sleep breathing monitoring system based on the sound collection program. The electret sound sensor is a sampling element, combined with STM32 platform and Fatfs file system to achieve breathing sound collection and storage. Using threshold segmentation method and Matlab for data processing. The results show that, the system can realize the storage, reading, analysis and waveform display of the monitoring data. The system is easy to use, high precision, stable and reliable, It can reflect the patient's sleep breathing, the anoxia error is less than 10%, The system show a high clinical value.

Keywords: sound; sleep apnea syndrome; sampling system; storage

0 引言

随着公众健康意识的提高, 睡眠-呼吸暂停综合症的危害逐渐受到人们的重视, 由于睡眠-呼吸暂停综合症使睡眠呼吸反复暂停, 造成大脑、血液严重缺氧, 形成低血症, 从而加重大脑、肌肉组织缺氧风险^[1]。研究表明^[2]夜间呼吸暂停时间超过 120 秒有极高的猝死风险。与此同时, 临床治疗中, 医生通常只能根据病人描述制定相应诊断方案, 在后续治疗过程中, 往往依靠病人口述或医生经验判断制定相应的治疗计划^[3], 无法较为直观的观察病人预后状况, 对治疗方案的效果无法做出有效评估。

为解决上述问题, 提出了一种基于声音采集的人体睡眠呼吸检测方案, 可用于夜间采集并存储人体呼吸睡眠数据, 配合相应算法可直观的显示和判断出病人睡眠呼吸频率、强度等信息, 为医生后续治疗方案的制定提供参考依据。

1 系统总体设计方案

本系统是基于声音采集方案的呼吸睡眠监测系统, 主要由

收稿日期:2017-09-14; 修回日期:2017-10-23。

作者简介:刘邦朋(1993-), 硕士, 主要从事医疗电子, 可穿戴式医疗设备方向的研究。

信号放大、采集数据存储和数据处理三个模块组成, 图 1 为整体框图。在采样系统通电后, 采集系统自动开始工作, 控制器以特定频率读取放大模块输出信号, 当采集到一定数据量之后, 控制器开始向存储器中写入一次数据。系统设计连续工作时间不小于 8 小时, 即数据存储模块至少能保存 8 个小时的数据量。在工作状态下状态指示灯以固定频率闪烁, 以提示用户系统正在工作。

在数据处理方面, 采用 Matlab 编程实现数据读取、呼吸频率分析计算和波形显示。数据分析主要采用微分阈值法标记出峰值点, 进而计算出睡眠呼吸频率。根据数据分析结果和波形显示图形可生成病人呼吸睡眠检测报告, 供医生分析和判断治疗效果。

2 器件选型

由前所述, 本系统需要至少连续工作 8 小时, 在采集人体呼吸睡眠数据同时, 需要做到实时保存, 数据量较大。在使用过程中, 设备应靠近人体面部鼻腔区域, 这就要求采样设备的体积应尽可能做到小型化、便携化。在 MCU 选型以及采样电路上应尽量做到低功耗设计^[5]。采集系统选用 STM32F103RCT6 平台作为控制核心, STM32F103RCT6 是意法半导体推出的基于 ARMCortex-M3 内核的低成本、高性能

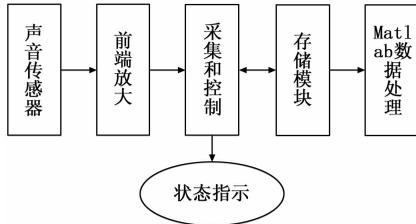


图 1 整体框图

微处理器^[4]。在配置外部晶振时具有最高 72 MHz 的主频，内部集成 RC 振荡器，在硬件上不连接外部晶振情况下，系统默认使用内部晶振，此时最高可倍频至 36 MHz。其芯片内部集成高速 SPI 模块，最高速度可达到 18 MHz。

由于需要采样时间超过 8 小时，数据量达到几百 MB，兼顾 PCB 体积要求，选用大容量 Micro-SD 卡以满足采样数据存储功能，其具有小型化封装、可热插拔等优点，方便后续数据读取。

声音传感器选用微型驻极体式话筒，其体积小，结构简单，是一种广泛应用的声音传感器。信号放大模块采用内置低噪声麦克风偏置的 MAX9812^[6]，其具有封装尺寸小、外围电路元器件少等优点。直接使用主控芯片 STM32F103RCT6 内置的 ADC 作为采样接口，保证精度的同时节省了外加采样芯片和外围电路的空间。

2.1 声音传感器和前端放大电路

驻极体式微型话筒广泛应用于微型录音器、广播话筒及声音控制器等电路中，是市面上较为常用的电容式话筒。其输入和输出阻抗很高，在驻极体式微型话筒外壳内有一个作为阻抗转换器的场效应管^[7]。驻极体话筒工作原理^[8]：当驻极体膜片遇到声波振动时，就会引起与金属极板间距离的变化，这就转化成在声波带动下，振动的驻极体膜片与金属极板间距离在不断的变化，根据电容电压与电容容量关系可知，其电容上的电荷也在不断的变化 ($U=Q/C$)，进而金属基板上的电压也在随着声波不断变化。另一方面，由于驻极体膜片与金属极板之间所形成的“电容”容量比较小（通常大小在几十皮法左右），根据电容阻抗与容量关系 ($XC=1/2\pi fC$)，可知驻极体话筒输出阻抗值很高，通常在几十兆欧以上。这样高的阻抗很难与放大器相匹配，所以在话筒内置了一个结型场效应晶体管来进行阻抗变换。通过输入阻抗非常高的场效应管将变化电容两端的电压分离出来，在分离的同时又可起到信号放大的作用，就得到了和声波变化相对应的输出电压信号。驻极体话筒内部的场效应管为低噪声信号专用器件，它的栅极 G 和源极 S 之间复合有二极管 VD^[8]，起到“抗阻塞”作用。

MAX9812 是音频信号常用的前端放大电路采用单输入、20 dB 固定增益的麦克风放大器，在 3.3 V 电压下其有两种型号 MAX9812L 和 MAX9813L，是专为工作于 3.3 V 电源下而作了优化（适用 2.7 V 至 3.6 V 电源），其封装尺寸仅有 0805 封装的贴片电阻大小，为 pcb 布局提供了极大的便利，内置低噪声麦克风偏置，增益带宽积为 500 kHz，输出可达满摆幅，具有极高的 100 dB 电源抑制比，极低的总谐波失真加噪声 THD+N (0.015%)^[8]。低功耗设计：仅 230 μ A 的电源电流，在关断模式下，整体电流在 100 nA 以内。鉴于其固定增益特

点，外围电路较为简单，其原理图见图 2。

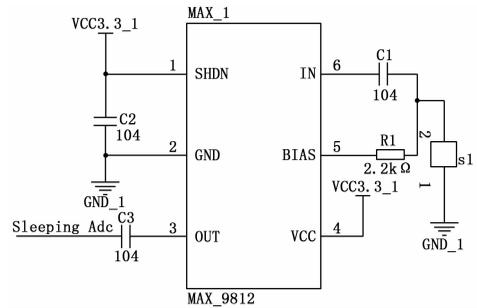


图 2 前端放大电路

6 引脚 IN 引脚为信号输入引脚，声音通过驻极体式微型话筒将信号转化为微弱电流。5 引脚串联一个 2.2 k Ω 的电阻起到电压补偿作用，能确保在多种供电电压下正常驱动麦克风工作，并降低电压的波动对信号处理的影响。3 引脚为信号放大后的输出引脚，电容 C5 起到滤除共模干扰的作用。前置放大电路输出直接接入微型控制芯片的 ADC 引脚。

2.2 采集和控制单元

STM32F103 是意法半导体推出的基于 ARM Cortex-M3 内核的低成本、高性能微处理器系列，具有体积较小，工作稳定、低功耗等特点。为了减小 PCB 尺寸，可省去外部晶振的空间，可直接配置使用内部晶振，在本系统 PCB 中预留了晶振位置以作测试和备用。在使用内部晶振情况下设置系统工作频率为 36 MHz。配置核心代码为：

```
define HSI_VALUE ((uint32_t)8000000); //配置内部晶振大小为 8M
```

```
uint32_t SystemCoreClock = HSI_VALUE; //设置内部晶振大小
SystemInit (); //配置相关寄存器,倍频至 36 MHz。
```

STM32F103RCT6 内置 ADC 模块是一种逐次逼近型的 12 位 ADC 模拟数字转换器，具有多达 18 个通道，最多可测量 16 个外部和 2 个内部信号源^[4]。本系统采用 ADC 的第 8 通道进行采集音频信号，ADC 工作频率 6 MHz，采样频率 500 Hz。

2.3 存储模块

FATFS 是一个专门为小型嵌入式系统设计的通用 FAT (File Allocation Table) 文件系统^[9]。是一个开源的文件系统，广泛应用于各种嵌入式小型文件系统，FatFs 的编写遵循 AN-SIC，并且完全与磁盘 I/O 层分开。因此，可独立于硬件系统。它可以被嵌入到低成本的微控制器中，如 Stm32, 8051, PIC 等等，只需编写相应底层接口操作即可，而不必去关注的存储器扇区等繁琐的环节。Micros-SD 卡是一种常用的微型存储器，以其体积小、容量大、使用方便等特点广泛应用于便携式播放器、数码相机、移动电话等领域。有两种模式可以实现 Micros-SD 卡与 STM32 通信，分别是 SPI 通信与 SDIO 模式^[10-11]，相比之下，SPI 模式下只需要一根时钟线两根数据线即可实现通讯功能，符合本系统微型化要求，对比分析后本系统采用 SPI 模式实现 Micros-SD 卡的读写。

本系统在 STM32 中添加 FATFS 系统，实现对 Micros-SD 卡的读写，存储模块 Micros-SD 卡与 Stm32 采用 spi 接口进行通讯，SD 卡 SPI 通讯模式下，需要四个上拉电阻，分别是片选信号 SD_CS、MOSI、MISO 和时钟信号 SCK，连接图

见图 3。

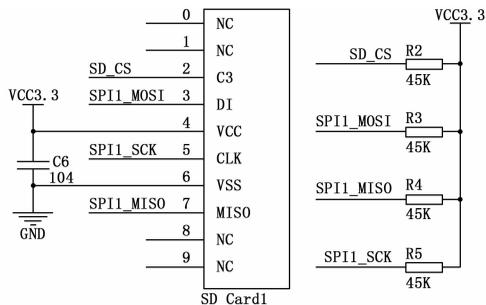


图 3 Micro-SD 卡 spi 通讯连接图

3 软件设计

本系统软件设计主要是 MCU 软件设计和 Matlab 算法设计, MCU 软件设计以声音信号采集、数据存储为主要内容。Matlab 分析算法设计主要使用微分阈值法对数据进行处理, 以计算呼吸频率。

3.1 MCU 软件设计

MCU 软件设计主要涉及信号采集控制和存储部分。其中以数据写入为难点。使用 ADC1 的通道 8 进行采样, 采样频率 500 Hz, 每采集 200 ms 保存一次数据。数据存储格式为 TXT 格式, 以 ASCII 码形式存储采样数据, 将每次采集到的电压数据分别按位转换为四位 ASCII 码数据的形式, 并加入分隔符, 数字 ‘0’ 的 ASCII 码值为 48, 即分别对每次采样到的数字量按位进行转换时, 加上 48 即得到其 ASCII 码形式。具体实现程序为:

```

{
    adcx=Get_Adc_Average(ADC_Channel_8,2); //读取 ADC 数据
    delay_ms(2);
    textFileBuffer[0+5 * i]=adcx/1000+48; //千位 textFileBuffer[1
+5 * i]=adcx%1000/100+48; //百位 textFileBuffer[2+5 * i]=ad
cx%1000%100/10+48; //十位 textFileBuffer[3+5 * i]=adcx%
1000%100%10+48; //个位
    textFileBuffer[4+5 * i]=' '; // 加入分隔符, 以空格为分隔符
    i++;
    if(i>=100)
    {
        write_to_txt(textFileBuffer, buff_size); //写入 SD 卡
        i=0;
    }
}
    
```

为了方便 Matlab 读取数据, 采用固定大小文件方式处理, 当生成的 TXT 文件大小大于 3 M, 即生成新的 TXT 文档, 名称依次为 000, 001, 002... 一直到 255。

在写入过程中先判断文件大小, 如果文件大小小于设定值就把指针指向文件末尾, 执行写入操作, 如大于设定值大小, 名称加 1, 生成新文件写入, 流程框图见图 4, 核心代码为:

```

res = f_open(&fnew, name, FA_READ | FA_WRITE | FA_
OPEN_ALWAYS);
//依名称" name"打开文件, 初始化指针工作域。
res = f_lseek(&fnew, f_size(&fnew)); //操作指针指向文档末
尾地址
if (res == FR_OK) // 写入指针成功指向文档末尾
    
```

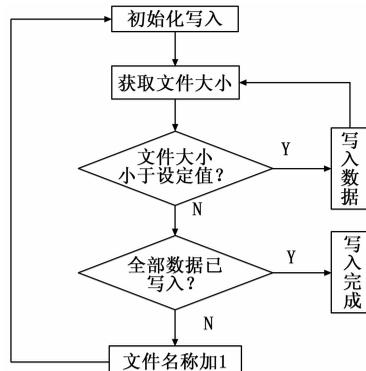


图 4 写入流程图

```

{
    res = f_write(&fnew, textFileBuffer, n, &bw); //写入操作
    f_close(&fnew); // 及时关闭文档, 防止数据异常
}
    
```

涉及文件名称改变的的代码为:

```

size= f_size(&fnew); //获取文件大小
if( size>txtfile_size)// 判断是否大于设定值
{
    name[20]=1+name[20]; //名称递增 1.
}
    
```

3.2 Matlab 软件设计

微分阈值法是一种较为常用的峰值检测算法, 广泛应用于心电信号 QRST 波的检测^[12-13], 同样可以使用此方法对采集到的音频信号做进一步处理以检测出峰值。

微分阈值法基本原理是: 一阶微分极值即为数据上升或下降沿斜率最大处, 找到此处坐标, 即可在一定范围内加窗即可确定采样信号极值。首先对序列做一阶微分并对其取绝对值运算; 其次设置一个既低于微分峰值, 又明显高于微分峰值以外部分干扰尖峰的阈值 (如取微分数据最大值的 60%), 将一阶微分值与阈值相比较, 当一阶微分值大于阈值时, 以数据在微分序列中的位置作为标记点, 在标记点附近加窗 (如窗长度以标记点前后 50 个数据点为界限), 在窗函数内检测微分数据的最大值, 即得到一阶微分极值, 在一阶微分极值点基础上, 用同样的方法加窗确定采样数据的极值, 即可确定出采样信号的最大值^[13-14]。整体流程框图见图 5。

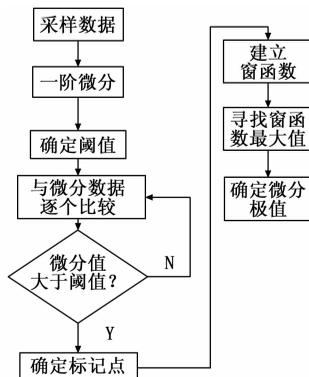


图 5 微分阈值法流程图

4 系统测试与数据处理

4.1 系统测试

本系统采用两节七号普通电池供电，经测两节电池串联电压电压为 3.2 V，且电池供电具有纹波小的优点，ADC 的参考电压 V_{ref} 稳定，保证了较高的采样精度。测试环节，通过播放下载好的打鼾声来模拟采集睡眠数据。测试时将播放器放置在距离声音传感器 3 cm 处，采集时长 10 分钟。首先测试内部晶振误差。在使用外部晶振和内部晶振情况下，均配置系统工作频率为 36 MHz，工作时间一小时，在使用内部晶振和外部晶振生成数据大小大约在 8843~8890 kB 之间，根据测试结果可知，内部晶振与外部晶振精准度在 99% 以上，使用外部晶振与使用内部晶振对本系统工作状态影响极小，说明整体方案中使用内部晶振是可行的，结果见表 1。

表 1 数据大小测试 (单位 kB)

数据	内部晶振	外部晶振	精度
测试 1	8843	8890	99.4%
测试 2	8870	8822	99.6%
测试 3	8845	8852	99.9%

根据 MCU 软件设计，每秒钟采样产生 500 个数据采集点，转换成 ASCII 后并在两两数据点之间加入分隔符，每秒存储到 Micros-SD 卡中数据为 2500 字节，即数据生成量为 2.5 K/S，由此可计算出连续工作一小时生成数据量为 9 M 字节，经过实验，测试到一小时实际生成数据量大约为 8.8 M，根据写入流程推算，可推测误差的主要来源是主控芯片与 Micros-SD 卡通讯的时间损耗。

4.2 微分阈值法寻找极值点

Matlab 可直接读取音频数据，对音频做频谱分析^[13,15]，利用上述微分阈值法可以在时域图中标记相应峰值，与本系统采集到的波形做比对，以评价本系统的采样误差。采样音频波形如图 6 所示。上部为一阶微分取绝对值后的波形，底部为时域波形。横轴为采样时间点，读取间隔 $50 \mu s$ ，即总时间为 10 s，纵轴为幅度比， f 为幅度量。

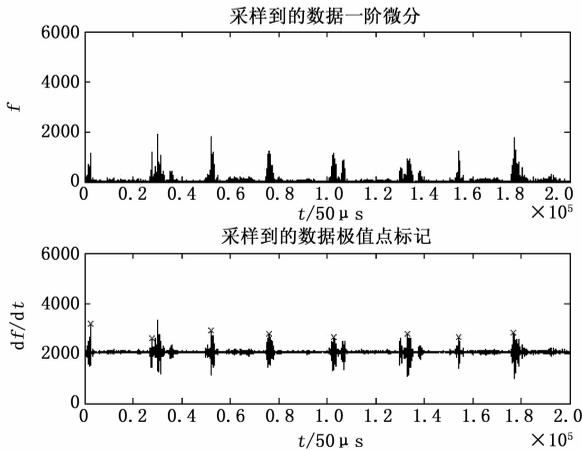


图 6 采样数据波形

以每分钟极值次数为睡眠呼吸频率，根据系统的采样频率计算两个极值间的时间差，进而推算出一分钟的呼吸次数。实

验结果表明，本系统采样精准度在 90% 以上，达到采集人体呼吸睡眠数据的要求。采样测试数据见表 2。

表 2 呼吸频率对比表

	原始数据	采样数据	精度
频率(次数/分钟)	12.4899	11.4974	92%
	9.9541	9.8522	98%
	9.4836	10.0925	94%
	10.0767	9.9854	99%
	9.4899	8.8585	92%
	9.8541	10.3314	95%
	9.4836	8.6714	91%
平均值	10.1	9.6	94%

5 结束语

本系统基于声音采集方案，利用 STM32 平实现数据采集和存储，结合 Matlab 进行数据读取和分析，实现了对病人呼吸状态的检测和处理，系统工作稳定、可靠且具有小型化、低功耗的优点，满足呼吸暂停综合症患者夜间的监测需求，可为医生判断患者病情提供参考。

参考文献:

- [1] 王海英. 睡眠呼吸暂停低通气综合征的临床诊断与治疗 [J]. 基层医学论坛, 2005, 9 (5): 406-407.
- [2] 马春燕, 陈志军. 呼吸睡眠暂停综合症病情严重程度的影响因素及护理 [J]. 当代护士旬刊, 2016 (2): 21-23.
- [3] 吴超. 一种无线睡眠呼吸暂停综合症筛查终端设计 [D]. 广州: 南方医科大学, 2014.
- [4] 张淑清, 张立国, 金海龙. 嵌入式单片机 STM32 设计及应用技术 [M]. 北京: 国防工业出版社, 2015.
- [5] 芮晓男. 可穿戴多生理参数监护节点及其关键技术研究 [D]. 重庆: 重庆邮电大学, 2016.
- [6] 黄紫德. 多路完全同步采样的声信号采集系统的设计与实现 [J]. 软件, 2013, 34 (2): 17-21.
- [7] 张云坤. 驻极体式传声器的使用与检测 [J]. 家电维修技术, 2005 (17): 59-60.
- [8] 贺志坚, 欧阳毅, 郑虎鸣, 等. 驻极体电容振动拾音器 (ECVP) [J]. 电声, 2017, 41 (3): 27-30.
- [9] 李世奇, 董浩斌, 李荣生. 基于 FatFS 文件系统的 SD 卡存储器设计 [J]. 测控技术, 2011, 30 (12): 79-81.
- [10] 秦伟. STM32 的 FatFS 在数据采集系统中的应用 [J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2015 (6): 55-58.
- [11] 廉嘉伟. 基于 STM32 和 FATFS 的 PM2.5 数据采集系统 [J]. 数字技术与应用, 2016 (12): 74-75.
- [12] 朱明善, 曾碧新. 基于 Android 智能手机的血氧饱和度、心率、呼吸频率监测系统设计 [J]. 中国医疗器械杂志, 2015, 39 (3): 183-186.
- [13] 高鲲鹏. 一种改进的连续血压算法研究 [D]. 天津: 南开大学, 2015.
- [14] 余佳兵, 史铁林. 窗谱校正方法的实用峰值搜寻算法研究 [J]. 振动工程学报, 1996 (J), 9 (4): 378-382.
- [15] 程建峰. 基于 MATLAB 的连续信号的采样与重构仿真分析 [J]. 无线电工程, 2015 (6): 35-37.