

学校代码: 10286

分类号: TP368

密 级: 公开

U D C: 621.3

学 号: 138102



工程硕士学位论文

基于 MSP430 单片机的便携式血氧仪的设计与实现

(学位论文形式: 应用研究)

研究生姓名: 徐玉菁

导师姓名: 李 青 教授

晏祥彪 高工

申请学位类别 工程硕士

学位授予单位 东南大学

工程领域名称 软件工程

论文答辩日期 2018 年 10 月 19 日

研究方向 软件工程 (IC)

学位授予日期 年 月 日

答辩委员会主席 何洁月

评阅人 倪庆剑 张家凤

2018 年 12 月 18 日

東南大學

工程硕士学位论文

基于 MSP430 单片机的便携式血氧仪的设计与 研究

专 业 名 称: 软件工程

研究生姓名: 徐玉菁

导 师 姓 名: 李 青

晏祥彪

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF MSP430 MICROCONTROLLER-BASED PORTABLE OXIMETER

A Thesis Submitted to

Southeast University

For the Academic Degree of Master of Engineering

BY

XU Yu-jing

Supervised by

Professor Li Qing

and

Senior Engineer YAN xiang-biao

College of Software Engineering

Southeast University

December 2018

东南大学学位论文独创性声明



本人声明所呈交的学位论文是我个人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知，除了文中特别加以标注和致谢的地方外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果，也不包含为获得东南大学或其它教育机构的学位或证书而使用过的材料。与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示了谢意。

研究生签名：_____日期：_____

东南大学学位论文使用授权声明

东南大学、中国科学技术信息研究所、国家图书馆、《中国学术期刊（光盘版）》电子杂志社有限公司、万方数据电子出版社、北京万方数据股份有限公司有权保留本人所送交学位论文的复印件和电子文档，可以采用影印、缩印或其他复制手段保存论文。本人电子文档的内容和纸质论文的内容相一致。除在保密期内的保密论文外，允许论文被查阅和借阅，可以公布（包括以电子信息形式刊登）论文的全部内容或中、英文摘要等部分内容。论文的公布（包括以电子信息形式刊登）授权东南大学研究生院办理。□

研究生签名：_____导师签名：_____日期：_____

摘 要

随着当今社会的不断进步、全民生活水平的不断提高，人们对于医疗保健意识也越来越高。人们对健康的自我监测，就需要简单、易操作且携带方便的便携式医疗设备。日常对健康的自我管理中比较重要的生理指标就是血氧饱和度，该生理指标在临床医学的救护工作中起了非常重要的作用。目前医疗设备市场中便携式血氧仪的产品众多，但功耗大、价格昂贵以及体积较大不易随身携带，而性价比高、低功耗及便携式血氧仪也成为了当前便携式血氧仪设计的研究方向。

本论文针对便携式血氧仪测试系统的研究，完成基于 MSP430 单片机的便携式血氧仪的总体设计方案及实现过程。主要完成的工作内容有：

设计中采用了德州仪器 TI 公司的预处理集成芯片 AFE4400。该芯片加上简单的外围电路可以完成对脉冲的控制、二级增益放大、滤波等功能，优化了血氧系统信号发送和采集的实时性，避免了使用分立元器件电路的噪声干扰大和血氧信号处理效果不好的缺点。

以 MSP430 作为微处理器设计了便携式血氧仪测量方案，硬件电路设计完成以下模块：AFE4400 电路模块、电源管理模块、血氧探头模块、微处理系统、OLED 显示模块和蓝牙模块，对整体电路进行绘制并制版。在低功耗方面利用 AFE4400 芯片自身的特点，电源流功耗不足 1mA，比传统的分立式电路功耗低，延长了对电池的使用周期。

对微处理器软件设计包括主控程序、AFE4400 与 MSP430 的 SPI 通信程序、对脉搏和血氧数据获取与处理、显示程序等。在数据处理与分析部分先给出脉搏和血氧饱和度的计算方法，通过对移动平均滤波和八点平均移动滤波对比分析，建立了本系统适合的算法。

利用 HC-08 蓝牙无线传输模块，完成了数据从微处理器到上位机系统从而完成了基于 Android 平台的手机 APP 设计。实现了三个功能：脉搏及血氧实时数据的展现、数据后台统计及统计结果给予健康建议并提供了紧急电话与短信的快捷方式。

经系统测试后表明，样机运行稳定，指标符合预期要求。整个系统成本低、体积小、方便携带，具有非常好的应用前景。

关键字：便携式血氧仪，MSP430，AFE4400，Android

Abstract

With the continuous progress of today's society and the continuous improvement of the people's living standards, people's awareness of medical care has become increasingly high. People need simple, easy-to-operate and portable medical equipment for health self-monitoring. Oxygen saturation is an important physiological index in daily self-management of health, which plays a very important role in clinical medical rescue work. At present, there are many portable oxyhemograph products in the medical equipment market, but they are high power consumption, high price and large volume, which are not easy to carry. High cost performance, low power consumption and portable oxyhemograph have become the research direction of the design of portable oxyhemograph.

This dissertation describes the overall design and implementation of a portable oxygen meter based on MSP430 single-chip microcomputer. The main contents of the work are as follows:

The preprocessor integrated chip AFE4400 of TI is adopted in the design. The chip with a simple peripheral circuit can complete pulse control, secondary gain amplification, filtering and other functions, optimize the real-time signal transmission and acquisition of oxygen system, avoid the use of discrete components circuit noise interference and poor signal processing effect of blood oxygen shortcomings. Using MSP430 as the microprocessor, a portable oximeter measurement scheme is designed. The hardware circuit is designed to complete the following modules: AFE4400 circuit module, power management module, oximeter probe module, micro-processing system, OLED display module and Bluetooth module. In the aspect of low power consumption, the power consumption of AFE4400 chip is less than 1 mA, which is lower than the traditional discrete circuit and prolongs the battery life.

The software design of microprocessor includes main control program, SPI communication program between AFE4400 and MSP430, acquisition and processing of pulse and blood oxygen data, display program, etc. In the part of data processing

and analysis, the calculating method of pulse and oxygen saturation is given, the moving average filter and the eight-point average moving filter are introduced, and the suitable algorithm of the system is established. HC-08 Bluetooth wireless transmission module is used to complete the design of mobile phone APP based on Android platform. It has three functions: real-time data display of pulse and blood oxygen, data background statistics and statistical results to give health advice and provides a shortcut of emergency telephone and SMS.

The system uses integrated chips and low power microprocessors. After three modifications, the prototype is completed and the expected goal is achieved. The whole system has the advantages of low cost, small volume and convenient portability, and has a very good application prospect.

Key words: Portable oximeter, MSP430, AFE4400, Android

目 录

摘 要.....	I
Abstract	II
第一章 绪论.....	1
1.1 研究背景及意义.....	1
1.2 研究现状.....	2
1.2.1 国内外便携式血氧仪研究现状.....	2
1.2.2 移动医疗监测.....	6
1.3 研究内容.....	7
1.4 论文结构.....	9
第二章 血氧饱和度检测方法原理.....	11
2.1 血氧饱和度检测方法.....	11
2.2 脉搏波.....	12
2.3 脉搏波测量的基本原理.....	13
2.4 脉搏波信号的特点.....	16
2.5 本章小结.....	17
第三章 便携式血氧仪系统需求分析与概述.....	18
3.1 系统需求分析.....	18
3.1.1 硬件需求分析.....	18
3.1.2 软件需求分析.....	19
3.2 血氧测量中的噪声和干扰问题.....	19
3.3 系统概述.....	21
3.4 本章小结.....	22
第四章 便携式血氧仪系统硬件设计与实现.....	23
4.1 便携式血氧仪系统的硬件结构.....	23
4.2 AFE4400 电路模块	23
4.2.1 放大器模块.....	24
4.2.2 可编程增益放大电路.....	24

4.2.3 模数转换模块.....	25
4.2.4 LED 传输模块.....	26
4.2.5 晶振模块.....	26
4.3 电源管理模块.....	27
4.4 血氧探头.....	27
4.5 微处理器系统.....	28
4.6 OLED 显示模块.....	29
4.7 蓝牙模块电路.....	30
4.8 本章小结.....	30
第五章 便携式血氧仪系统软件设计与实现.....	31
5.1 MSP430 时钟初始化.....	32
5.2 SPI 初始化与通信协议构建.....	33
5.3 数据分析与处理.....	33
5.3.1 脉搏血氧信号的计算.....	33
5.3.2 脉搏血氧信号的提取.....	34
5.4 OLED 显示.....	35
5.5 上位机系统.....	35
5.5.1 安卓智能手机.....	35
5.5.2 蓝牙传输技术.....	37
5.5.3 手机 APP 设计	39
5.6 本章小结.....	41
第六章 系统测试和结果分析.....	42
6.1 系统测试.....	42
6.2 结果分析.....	43
6.2.1 血氧饱和度.....	43
6.2.2 心率测试.....	45
6.2.3 手机 APP 测试	46
6.3 本章小结.....	47

第七章 总结与展望.....	48
7.1 总结.....	48
7.2 展望.....	49
致谢.....	50
参考文献.....	51

第一章 绪论

1.1 研究背景及意义

氧气作为人体生命活动的必需品,对人体各个组织的正常运转都起着至关重要的作用。人的生命是一个氧气进入机体细胞并排出二氧化碳的基本过程,其中氧气通过生物氧化过程产生能量,最终排出二氧化碳。氧气通过呼吸进入肺部,当遇到因生命活动而流动的血液时,氧气中的氧分子和血液中的血红蛋白分子进行结合。其中,血红蛋白分子由两种蛋白分子组成,分别是还原和氧合血红蛋白。氧分子与血红蛋白分子的结合是一个可逆的过程,当血液中氧分压升高时,氧分子和还原血红蛋白进行结合,形成氧合血红蛋白;当氧气分压降低时,氧分子和还原血红蛋白进行还原,形成还原血红蛋白。因此,血液中的氧分压决定整个血红蛋白中氧合血红蛋白的比例。通过呼吸系统进入机体中的氧气基本都可以与血液中的血红蛋白进行结合,但是还是有大约 2%的氧气不能参与结合,只能溶解在血浆中。1g 的血红蛋白可与 1.34ml~1.36ml 的氧气进行结合。结合后的血液通过人体的动脉系统将血液传输到达全身的毛细血管。流经毛细血管时,氧合血红蛋白会释放出氧。释放出的氧会被人体的组织利用,进行新陈代谢,从而还原成血红蛋白。这一过程后,血液会通过静脉系统流经心脏。回流到心脏后,将会开始下一轮的循环。一个人体的血氧饱和度与人体的氧分压、酸碱度和体温变化等有一定的关系。一个正常的人体的血氧饱和度应大于 95%,当低于这个值时,会发生供氧不足等现象。一旦发生供氧不足,会导致人体不能正常进行新陈代谢,严重时威胁人的生命^[1]。

随着社会的不断进步、人民生活水平的不断提高,人们对于医疗卫生方面的要求也越来越高。大型医院集中诊治的传统医疗保健体制已经远远不能满足社会大众的需求,应运而生的便是社区医疗和家庭保健医疗。从治疗转向保健,这是未来医学健康发展的大势所趋。便携式的医疗设备提高了数以百万计的患者健康条件,改善了他们的医疗保健条件,从而大大降低了医疗成本。诸如便携式家用血糖监测仪、心率检测仪等设备都在不断提升慢性或急性疾病患者的生活质量。未来几年中,还会出现越来越多的便携高效的能够大幅度改善医疗设施的新

型医疗保健产品。一些国际领先的电子设备及 IC 制造商（ADI、TI、Microchip、Lattice 等）也相继推出了适合应用于便携式医疗设备的电子元器件和传感器，例如一些超低功耗和微型化的电源及处理器芯片等相继问世，这也为我们工程师开发和设计新型便携式医疗设备提供了成熟的技术平台。

现在，便携式血氧仪不仅在日常医疗上应用越来越平凡，在一些军事和体育医疗方面也有着广泛的应用。在大规模的医学治疗中，首先患有呼吸系统问题的病人可以在家中对生化指数自行的检测，以此采取合理的预防措施；其次在进行术前麻醉时，由于不同病人体质不同对麻醉药品的反应也各不相同，另外麻醉药品的剂量也会影响一个人的生命状况，为了防止一些危险现象的发生，需要对麻醉后的病人进行实时的监测，此时就需要实时的血氧饱和度数据，可以第一时间发现异常并作出相对应的解决方案^[2-3]。在军事医疗救治中，一来在转运伤员的过程中，可以实时检测伤员的身体状况；二来可以根据检测军事训练中士兵的身体状况，得到生化指数进行研究，这样可以制定更具有科学性的训练方式和更具合理性的作战任务^[4]。在运动员日常的体育训练中，可以对运动进行实时监测，得到科学的血氧饱和度数据，以此可以反映出运动员的身体状况以及训练强度等。因为运动生理参数中的重要指标之一是血乳酸，乳酸含量间接获取可通过测血氧饱和度得到^[5]。除了这几个方面，便携式血氧仪还可以对新生儿和住院病人进行实时监护，大大减少医护人员的工作量。因此，便携式血氧仪在各个方面都起着至关重要作用^[6]。

1.2 研究现状

1.2.1 国内外便携式血氧仪研究现状

脉搏式血氧测量仪测量原理是通过发射近红外光测量血氧饱和度的测量仪器。在近红外光的光谱区域中，氧合和还原血红蛋白这两种蛋白有着特殊的光谱吸收性能，脉搏式血氧测量仪利用这种独特吸收性从而完成血氧饱和度测量。

许多科学家很早就对人体无创伤测量血氧饱和度测量的方法做了研究。Bunsen 和 Kirceggoff 两位科学家在 1860 年改进了传统的分光光度计，使得传统的分光光度计可以成功的进行血气分析。Hoppe-Seyler 和 Stokes 这两位科学家对血红蛋白和氧气之间的关系以及血液循环做了相关研究，表明了血红蛋白和氧气

结合的关系。该项研究对无创伤的脉搏血氧饱和度测量原理和脉搏血氧测量仪的研制奠定了基石^[7-8]。丹麦的两位科学家克雷默和尼古拉在 1932 年通过较长时间的实验实现了一款血氧饱和度测量仪,该便携式血氧仪与现今的便携式血氧仪十分相似^[9-10]。1935 年,Matthes 科学家改善了便携式血氧仪的采集探头模块,创造性地使用了双波长探头,并使用探针测量耳垂以获取血氧饱和度。该方法在之前的基础上更大一步推进了现代便携式血氧仪的发展^[11]。可是,由于当时各种条件的限制,包括测量器械、研究经费以及科技水平等限制条件,导致测量的结果不尽人意,测量出来的结果误差很大,而且测量的速度也很慢,需要借助多种外部设备,通过这些外部设备来进行辅助测量。另外,测量设备需要多次校准才能达到测量要求,而且当时的设备采用的是红光和绿光对人体进行采集,也造成了静脉和动脉的血流量区分度不足的原因,这些问题都暴露出当时的测量仪存在严重的不足。在后来的研究中,研究者们通过研究发现在便携式血氧仪采集部分可以通过红光和近红光这两种光源来测量,这一发现可以提高测量仪器的精度。因此后来的测量仪器基本都采用了红光与近红外光来测量血氧饱和度,为现代的便携式血氧仪奠定了测量基础。

科学家密立根在 1942 年研发出了利用两种波长测量血氧饱和度的一种测量仪,该测量仪应用在对飞机驾驶员血氧饱和度的测量。由于存在局限性,密立根研发的脉搏便携式血氧仪测量在测量上并不精准,但是因为其标志着便携式血氧仪从实验室进入日常生活中,因此在一定程度上影响了便携式血氧仪未来的研究^[12]。1949 年,Wood 这位科学家在密立根研究成果的基础上针对探头部分进行改进和优化。这位科学家在探头上新装了测量装置,利用该装置可挤压掉耳朵最下端血管中的血液,从而在当前计数点获取一个零点。这个零点可以在当前的血氧饱和度下表现为一个直流分量,这种测量减少了因被测者之间的差异而产生影响。通过利用这个零点,使得测量结果的准确性有了一定的保证。当这个装置开始充气时,压力会挤压耳朵下端内血管中的血液,以此获得一个直流分量;当装置放气时,血液回流进毛细血管恢复正常状态,又获得了一个交流分量。然后分析这两个绝对的直流分量和交流分量,依据定义计算公式,计算得出这个值^[13]。Wood 提出测试方法与最新的测量方法较为相似,但是这种方法不能区分出静脉与动脉。因此,在耳朵下端通过测试充气 and 放气过程得到直流分量和交流分量的

测试方法,成为当时最常用最佳的测量方法。它利用两种波长,通过对测量位置采用红光和近红外光的变化,获取两个分量即直流、交流分量,然后将两个分量进行数据处理,计算血氧饱和度与现有的方法基本一致。但是这个方法同时还要解决一些其他的问题,主要有两个:一是通过新加的装置施加压力,使压力值达到 200mmHg,这样足够将血液从耳垂中的毛细血管里压出,并获得一个直流分量;二是在装置没有施加任何压力的情况下进行正常测量。将光源发出的光透过测量区获取测量值,这个值既包括直流分量,同时包括了由于动脉的搏动产生的交流分量^[14]。通过装置加压挤走血液时得到的直流分量仅与测量区域相对静止的成分有关,该成分对光吸收,包括被测部位骨骼、肌肉还有皮肤,但是血液对此成分没有影响,因此这个成分不随时间的变化而变化,所以称为直流。但是如果是在正常的情况下测量得到的交流分量既包含了加压情况下的绝对直流分量,也包含了因为动脉的搏动引起的交流分量。所以在得到了加压情况下的直流分量和正常情况下的交流分量,这样就利用测量原理推导出的公式来计算出血氧饱和度。

1973 年,日本一位科学家为改善便携式血氧仪测量的方法作出了重要贡献。20 世纪 80 年代,TAoyagi 根据自己改善的便携式血氧仪测量方法的成果撰写了多篇文章并发表,与此同时还申请了多项研究专利。他的创新研究为血氧测量仪发展做出了重大的贡献,留下了光辉的历史^[15-16]。一年后,首台无创脉搏便携式血氧仪研制成功,TAoyagi 提出来的理论被成功验证。当然,由于该仪器是在实验室中研制的对人体无创伤监测的脉搏血氧饱和度测量仪,所以存在一些不可避免的技术问题,因此当初的便携式血氧仪在医疗市场上未能进行大量生产。在 1982 年 Nellcor 公司研制的无创脉搏便携式血氧仪型号为 N-100 研发成功,并应用于临床上。在医学临床领域,业内所接受的标准模型是由广泛的研发人员在医疗技术上不懈努力逐步形成的。该行业标准模式选用 650nm-950nm 间的红光和红外光这两种光源作为入射光光源,从而测出直流分量和交流分量即因脉搏跳动引起的交流分量,最后根据计算公式算出血氧饱和度^[17-18]。

近年来,国内关于脉搏便携式血氧仪的研究有了新的进展。李刚教授等研发人员提出了新的分析方法,该方法基于动态光谱的分析监测脉搏血氧饱和度参数值。从理论方面推导得出了高精度的无创血氧饱和度测量方法,同时改进了传统

的测量方法中因环境条件和被测者个体不同等多方面的因数^[19]。目前，测量方法不仅可用于血氧参数的测量，同时还可以对血液进行分析，化验方式如同抽血一样，能够对多种血液中血浆和血细胞的浓度进行分析。

依据调研统计，血氧监测产品中比较出名品牌有：Nellcor、Masimo、飞利浦和 CSI 等。

Nellcor 是一家同时研制血氧仪和血氧探头公司，主要采用传统的技术制造便携式血氧仪。除了各种形式的血氧探头外，公司近年来还开发出一种新型的传感器采集探头即 MAX-FAST 传感器。该公司研制生产的 N-595 型便携式血氧仪连接到 MAX-FAST 传感器，传感器粘贴在病人的前额上，一般在左边眉毛的上部，使用头巾做固定保护。研究表明，与手指相比，人的前额对血管收缩不敏感，且在弱灌注的情况下，更能表现出血氧饱和度的变化情况。

Masimo 公司的 Masimo SET 系统充分解决了信号处理方面的问题，使便携式血氧仪应用范围大大增加。血氧测量除了在信号处理方面的运动噪声、弱灌注、低信噪比进行改进外，系统还在传感器模型的设计、发射两种光源选择与安装、插接件的低噪声处理等方面进行了相当的工作，有效提高便携式血氧仪测量的性能。

综合医疗器械公司出名的是飞利浦公司，该公司收购了惠普公司的血氧模块，其生产传感采集探头在全世界范围内技术领先。

中国市场也有较多的科研单位和厂家从事血氧饱和度测量仪的研究，如中国航天工业总公司第一研究院第十三研究所的无创伤脉率血氧饱和度监测仪，北京一技术有限公司的反射式血氧饱和度监测仪，武汉一所大学的多波长测量方法脉搏血氧饱和度监护仪，北京一家生物医学工程公司的血氧饱和度探测接头，西安一家医疗科技股份有限公司的手指便携式血氧仪等。传统的对人体无创伤式血氧检测技术在临床、科研、保健等领域已有相当广泛的应用，但是仍然存在以下的局限性：

- (1) 背景光比较强烈或者灌注较弱时不易测得可用的脉搏波；
- (2) 受试者测试部位运动时容易产生错误的检测结果，尤其在重症监护 ICU 应用中，67%的脉搏便携式血氧仪报警是错误的^[20]；
- (3) 由年龄、肤色、性别以及体质等个体差异而引起的检测的误差较大；

随着 Nellcor、Philips 和 Masimo 等公司对血氧传感器技术的提高,背景光和弱灌注对测量的影响在逐渐减小。传统的解决运动伪差的方法是对运动进行测量。Byung S.Kim 和 Sun K.Yoo 从理论上探讨了利用独立的传感器测量运动作为自适应滤波器的参考信号,从受损的信号中重构原始信号,消除运动伪差的影响。这已经成为抑制运动伪差的普遍的方法^[21]。Relente 和 Sison 使用 MEMS 传感器作为测量病人的运动参数作为参考信号,从受损的信号中恢复脉搏波信号^[22]。Frans M.Coetzee 等人提出一种心率人工合成一个参考信号重构受干扰的原始信号^[23]。Chu-Yen Wang 和 Kea-Tiong 在双波长测量脉搏血氧饱和度的基础上增加一个等消光点的 LED 灯透过人体后的光电传感器接收到的信号作为自适应滤波器的参考信号,从而消除干扰。Julian M.Goldman 等人提出的基于离散饱和度变换自适应滤波器的信号提取技术^[23],目前已应用于 Masimo 公司的血氧饱和度检测仪中,在临床上已证实,在血氧饱和度值较高(大于 80%)时,这种技术可减少由病人活动、低灌注、静脉血压力波、外界光线干扰等环境因素所造成的低信噪比,使读数偏低或错误报警的误差得到减少。天津大学生物医学工程系李刚老师带领的团队提出的动态光谱法测量血氧饱和度,利用光谱仪代替传统的血氧探头,从而获得多个波长下的脉搏波波形,达到消除个体差异的目的^[24-26]。

以上介绍的产品应用于各自不同的场合,每个产品有其自身的特点,产品创新研发的方向可从以下几个:

- (1) 对检测信号处理算法的改进,提高准确、精确度;
- (2) 对产品设备体积的改进,使得新产品体积更小,便于携带;
- (3) 对产品设备进一步降低功耗。

1.2.2 移动医疗监测

移动医疗监测,顾名思义就是基于无线网络,将传统的医疗与现代化的移动设备进行结合,这样即使患者在家中医生也可以实时了解患者的病情,与患者紧密联系^[27]。由于发展的起步较晚,我国的移动医疗还在初期发展阶段,实际应用不多。但是,在产业物联网迅速发展的今天,国内政府有关部门如卫生部和工信部等都大力支持移动医疗的发展。另外,一些大型医疗企业、医院和高校也在投入精力研究移动医疗,大力发展远程医疗监护,响应国家的号召,并相应地取得了不少成果^[28]。但是从目前的研究成果来看,当前的远程医疗监护系统的研

究、应用和发展现状存在许多不足：一、有的企业研制出来的医疗采集设备体积较大，患者随身携带不方便；二、许多移动端监护的应用功能单一；三、测量数据无法存储这就造成各种移动设备 APP 应运而生^[29-30]。

根据相关调查研究的数据表明，中国卫生信息服务市场在未来的几年内将会呈现快速增长的趋势。远程医疗的发展将会有效弥补医疗资源短缺的情况，移动医疗监护势在必行。伴随着移动网络速度的不断提升，移动终端设备的性能也在不断增强，同时互联网技术也在飞速发展，远程医疗监护也会借此发展到一个新的阶段。新阶段的智能医疗相比之前的医疗监护更关心与患者的互动体验，且应用范围更广，包括实时医疗数据、健康预测、地理信息共享等等。

移动医疗监测系统包括生理数据采集端和移动监测端。生理数据采集端即医疗监测产品获取患者的各项生理数据，然后通过无线网络上传到远程监控中心，经过数据转换后，生成每个患者的健康档案，存储在数据中心，供医生随时查看^[31]。同时，移动端可以提供医生与患者的互动服务，以便医生为患者提供针对性的健康方案。另外，一旦数据中心获取的生理数据达到非正常指标，会立即发送梯形信息告知患者及其家属。如果危及到生命，将会立即通知医院提供紧急救援。

移动终端监控系统主要是指由可穿戴设备构建的专用远程监控和管理应用程序，其本质上是生理数据采集终端的扩展。慢性病患者对方便的生理数据采集终端有相对严格的要求，并与专门设计用于数据接收、处理、分析、显示和传输的移动终端监控系统相结合。因此，研制一种结合生理数据采集终端的移动终端监控系统，可以极大地提高医疗设备企业的服务质量^[32]。此外，一些医疗设备公司依靠自己强大的医院资源来开发与各种医疗机构无缝连接的远程医疗中心。

1.3 研究内容

通过对市面上脉搏式便携式血氧仪商品的分析，目前较为常见的是台式脉搏便携式血氧仪，台式脉搏便携式血氧仪功能全面，但是台式脉搏便携式血氧仪体积较大，适用范围不适合在家庭监护。而手持式脉搏便携式血氧仪其设备整体较小有利于被测者自我保健监测，但是测量结果实时观测还没达到，台式脉搏便携式血氧仪和手持式脉搏便携式血氧仪这两种便携式血氧仪的价格都比较昂贵、功

耗高。研制方便携带的便携式血氧仪是不断发展的一个课题。随着社会经济发展和移动物联网的飞速发展以及电子类产品中芯片集成化高、性价比高且可以进行可便携、低功耗的血氧饱和度测量仪研制成为了新的研究方向。本论文目的是改进设计传统的便携式血氧仪电路和通过蓝牙将数据上传手机 APP 显示两方面介绍了便携式血氧仪的研究现状。

传统的便携式血氧仪电路设计一般由电源模块、模拟和数字模块构成，每个模块都是由一些单个的芯片和分立元件组成，设计出来的脉搏式便携式血氧仪的体积大、功耗大，便携式很难实现。在 1990 年左右，医疗设备清单中出现了单板式便携式血氧仪，但是其数字板部分没有变化，只是将电源板和模拟板进行了一定程度的简化，这一简化改善了系统自身的体积大小，而系统功耗大的问题并没有得到解决。最近市场上便携式血氧仪在系统上解决了低功耗的弊端，将模拟电路模块部分进行了部分电路的简化，但在数字电路模块并没有进行有效的改善，并在元器件上将直插式芯片与分立元件改成了贴片式芯片和分立元件，采用贴片式芯片来减小整个系统的体积并不是有效的解决途径。

由以上国内外研究现状的分析可知，目前市场上大多数的便携式血氧仪检测电路都包括驱动红光和红外光驱动电路，数据预处理模块对采集的信号进行放大、滤波、模数转换电路等，整个系统中的分立元器件个数多、系统体积较大，复杂的系统对系统的稳定性、可靠性都会有影响。而此类便携式血氧仪不能满足集成度高、体积小且准确度高的发展趋势。

随着智能手机的普及，血氧参数测量 APP 软件将界面图形化展示给被测者，生理参数实时显示使被测者查看方便，这一方式的改变通过手机软件的使用得到了医疗检测监护，健康医疗监护发展的更简单更实用。既降低门诊部门工作量，也使得医院将有限的资源放在了重症诊治上，避免了测量者多次挂号就诊的麻烦，同时减少医疗检测监护的花费。因此设计一款电路相对简单、体积小、功耗低、高性能且研制出精确度更高的血氧饱和度检测系统具有非常重要的意义。

本课题在对血氧测量原理充分掌握之上，主要完成以下设计工作：

(1) 选取 TI 公司的集成芯片 AFE4400。该芯片通过外围电路设计可以完成对脉冲的控制、二级增益放大、滤波等功能，完成系统信号采集预处理部分，减少系统整体体积。

(2) 在低功耗方面利用 AFE4400 芯片自身的特点, 电源流功耗不足 1mA, 比传统的分立式电路功耗低, 延长了电池的使用周期。

(3) 系统采用锂电池供电, 由 MSP430F5529 对 AFE4400 控制采集信号的预处理, 利用蓝牙无线传输将数据传送给上位机, 上位机显示、存储数据等功能。

1.4 论文结构

本论文主要分成七个章节, 每章节内容如下。

第一章为论文的绪论部分, 阐述了便携式血氧仪的研究背景、意义。通过分析对传统血氧仪的监测方法提出了改进, 列出课题重点研究方向。

第二章首先介绍血氧饱和度是重要的生理参数之一, 在临床医学中监测血氧饱和度有着极其重要意义。其次介绍了血氧饱和度的检测方法。最后重点详述了血氧饱和度的原理, 其中包括脉搏波和血氧饱和度的概念、朗伯-比尔定律、脉搏波信号的特点、无创血氧饱和度测量原理和监测部位的说明等。

第三章以研发便携式血氧仪设备为主要目标, 首先对系统硬件软件需求进行分析。其次对系统进行概述, 硬件部分设计主要包括系统电路、脉搏波数据获取、AFE4400 数据处理和微处理器等。软件部分设计主要包括 MSP430 上血氧信号数据处理、AFE4400 通信、手机 APP、OLED 显示模块程序等。

第四章针对便携式血氧仪的具体使用, 详细叙述便携式血氧仪的硬件系统设计内容。依据选型对比基础上对硬件电路设计, 硬件设计主要部分为 AFE4400 电路模块、电源管理模块、血氧探头模块、微处理系统、OLED 显示模块和蓝牙模块, 并对电路的工作原理进行具体阐述。

第五章主要完成便携式血氧仪系统软件设计与实现。其中微处理器软件包括主控程序、AFE4400 与 MSP430 的 SPI 通信程序、对脉搏和血氧数据获取与处理、显示程序等。数据处理与分析部分先给出脉搏和血氧饱和度的计算方法, 再对脉搏信号的不同提取方法中建立了本系统适合的算法。选取 HC-08 蓝牙无线传输模块, 完成了数据从微处理器到上位机系统从而完成了基于 Android 平台的手机 APP 设计。实现了三个功能: 脉搏及血氧实时数据的展现、数据后台统计及统计结果给予健康建议并提供了紧急电话与短信的快捷方式。将微处理器采集处理后的脉搏和血氧数据实时显示在手机 APP 界面上。

第六章讨论了对便携式血氧仪系统的整机测试工作,对生理参数进行了对比测试,从而保证了所测得的血氧饱和度和心率数据在监测系统中传输的安全性、准确性。随后将基于 Android 平台的便携式血氧仪界面及显示结果进行了介绍。最后对本系统成本及体积进行了说明。

第七章将对该设计进行总结,并针对设计中的不完善之处和待改进之处进行说明,展望该项研究课题的发展空间及未来前景。

第二章 血氧饱和度检测方法与原理

众所周知,生物体内的营养物质经过氧化为生物机体的活动提供能量。氧是生物体进行新陈代谢所依赖的物质。因为氧化的过程就需要通过消耗氧气来进行。人体心脏的收缩和舒张将血液流过肺部,人体肺泡中的氧和一定含量的还原血红蛋白(Deoxygenated Hemoglobin, Hb)结合变成了氧合血红蛋白(Oxygenated Hemoglobin, HbO₂) 剩余氧就会在血浆中溶解,约为百分之二。在动脉系统作用下,氧合血红蛋白到达毛细血管,同时,氧合血红蛋白释放氧气,用于组织的新陈代谢,代谢失去氧气后还原成了脱氧血红蛋白,然后通过静脉系统,心脏舒张静脉血氧回流至心脏,开始了下一轮的循环。

血红蛋白在一定氧分压下与氧结合的程度称之为血氧饱和度(Oxygen Saturation),即氧含量与氧容量的百分比^[33]。氧合血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(Hb)两者组成了血红蛋白。还原血红蛋白是当氧气分压在血液中升高时,氧气会与还原血红蛋白结合而形成。氧气分压越高代表整个血红蛋白里氧合血红蛋白的比例越高。血氧饱和度(S_{pO_2})是血液中血红蛋白氧含量占全部血红蛋白可结合氧容量的百分比,其计算公式如式 2.1 所示:

$$S_{pO_2} = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\% \quad (2.1)$$

当血氧饱和度的值大于 95%时是属于正常的,当小于 94%时则说明供氧不足。氧供给缺乏会影响细胞正常的新陈代谢,随之带来许多临床疾病。严重供氧不足会对人的生命造成伤害。所以在临床救护中,实时监测血氧饱和度值非常重要。

2.1 血氧饱和度检测方法

检测血氧饱和度手段有两种分别是有创方法和无创方法。采集人体动脉血液,利用血气分析法或者分光光度计测定光密度从而计算出血氧饱和度的方法称之为有创方法。虽然该方法所测出的血氧饱和度准确,但费时并且对测试者造成痛苦也有可能感染,测试次数不能连续,在危险状况下不能有效及时治疗。无创方法可以快速准确获得血氧饱和度值有广泛实际的意义。

无创检测法中对于所采用不同的传感器分为反射式和透射式。将发光光源和光敏器件位于测量处的同一侧称为反射式，其接收光是血液慢反射回来的。透射式是发射光源与光敏器件对称布置，接收的是透射光。透射式能够较好的反映出心率周期。透射式应用于成人或新生儿的血氧监护，在临床和家庭保健方面有广泛的应用。

2.2 脉搏波

人体生理特征中重要就是脉搏波，脉搏波是在心脏舒张和收缩时动脉血管形成一些波，这些波形成与心室主动脉血流有关^[34]。临床上防治和诊断疾病依托心血管系统参数的信息，典型的脉搏波的波形如图 2-1 所示^[34]。

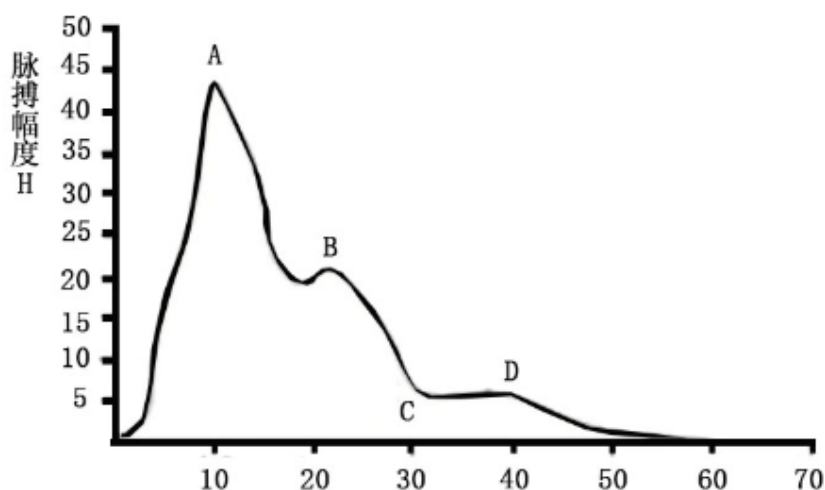


图 2-1 典型的脉搏波的波形

观察图 2-1，横坐标 0-10 这段区域是心室快速射血周期，它的表现是上升速度快且平滑，上升的速度与射血能力、动脉血管阻力以及血管壁的弹性这三个要素有关，射血周期占整个脉搏波周期的时间相对较短。在图 A 点处的位置为射血周期结束点，主动脉关闭。10-20 这段区域是脉搏波的下降支，是心室距离下一次射血开始前的一段时间，占整个脉动周期相对较长。在 A 点之后主动脉中的血流反向冲击主动脉瓣，导致瓣膜关闭不能进入心室而退回主动脉，这一过程称为潮波，如图 B 点中所示。图中 C 点的形成是在心室收缩结束后舒张开始前主动脉关闭时主动脉内血流回流，是迅速下降的脉搏波降支形成的。图中 D 点为重搏波峰，是因为在射血周期减慢时，心室扩张，心室内迅速下降低于主动脉

压时，因为主动脉关闭，主动脉中血流反流，逆流冲击主动脉瓣不能进入心室，在主动脉内压力下降后，迅速再次升高，所以在下降支形成一个小波。

脉搏波形式分为两种，第一种是压力脉搏波，压力脉搏波是由血液压力随心脏的收缩和舒张周期性变化而形成的。第二种是容积脉搏波，容积脉搏波是由主动脉血液流过血管时，血管容积发生的脉动性变化而形成。这两种波形分别可用压力不同的传感器测出，采用光电传感器可以测得容积脉搏波，压力传感器可以测得压力脉搏波。容积脉搏波波形相比较而言较为平滑，变化缓慢，稳定性好，并且在测量过程中操作简单，可以进行多次测量。因此光容积脉搏波比压力脉搏波的测量信号更优，本课题中测量的信号即为光容积脉搏波信号，又称之为脉搏波。

2.3 脉搏波测量的基本原理

根据组织对特定频率光的吸收特性是无创血氧测量的基本原理，生物组织生理、代谢和结构的有用信息是通过组织中传播对光的吸收效应来获取和研究，不同光谱区的光学特性可以定量确定生物组织，具有连续、正确及无损的特点，同时也为理论研究和临床实践指标做到了可靠与便捷，对于研究和应用有着非常广阔的前景。

根据朗博-比尔（Lamber-Beer）法则，物质在某一波长下的吸光度与它的浓度成正比^[35-36]。当用特定波长的光照射人体组织比如人的手指、脚趾和耳垂时，光会被这些组织吸收、反射最终会被衰减，经感光元件检测到的透射光或者反射光是一个处于相对稳定状态的直流分量，并叠加一个因脉搏跳动引起的交流分量。直流分量的成分是由非脉动组织对光的吸收产生的，包括肌肉、静脉血、皮肤、骨骼等。交流分量是由血液充血进入动脉的变化引起对光吸收能量的变化而产生的。脉搏血氧饱和度测量仪是通过检测交替变化的变化量和消除非血液组织的直流分量的影响，以及通过一系列复杂的算法来测量出血氧饱和度的值。^[37]

无创动脉血氧饱和度的测量原理是基于 HbO₂ 和还原 Hb 这两种成分对不同波长的光具有不同的吸收光谱特性，光主要是指红光和近红外光。这两个成分的光谱特性曲线如图 2-2 所示^[37]。

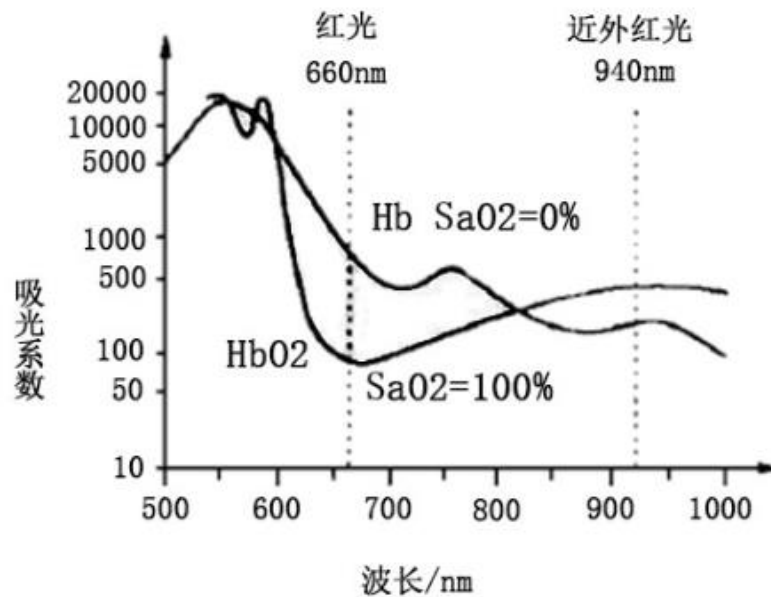


图 2-2 光谱特性曲线

从图 2-2 中的曲线可以看出,当氧合血红蛋白低于还原血红蛋白的吸收系数时,波长处于红光区的 600nm-700nm 之间。光对氧合血红蛋白和还原血红蛋白吸收系数之差最大值在在波长约为 660nm 处。但是当还原血红蛋白的吸收系数比氧合血红蛋白小时,波长则处于红外光区的 800nm-1000nm 之间。其中,在 920nm-950nm 这个波长段,两个曲线的变化较缓慢而且几近重合。所以,在实际测量时一般都选择 940nm 这个波长的光。当波长为 805nm 时,它们具有相同的吸收系数,称为等吸收点。氧合血红蛋白的变化依托红外光吸收率的变化反映,血红蛋白含量的变化是由红光吸收的变化。所以,红光吸收变化更反映静脉的特点;而红外光吸收变化更多反映动脉性质,例如在手指末端其动脉组织含量较高,并且组织耗氧量低,所以更能突出反映动脉血的变化。因此静脉的血氧饱和度与动脉的血氧饱和度十分接近,所以测量出来的血氧饱和度可以直接反映出动脉的血氧饱和度^[38-39]。作为商用的脉搏便携式血氧仪,通常会将波长设置为 660nm 和 940nm,但是通过蒙特卡罗模拟证明,使用这两种波长的 LED 作为光源,虽然在正常血氧饱和度的范围内其测量值与实际结果很接近,但是一旦在低血氧饱和度的情况下,与其他波长的组合相比,此波长组合会造成较大误差^[40]。

在人的指尖的组织中,含有的动脉成分比较高,并且指尖的厚度与人体的其他组织相比而言相对较薄。当光透过手指时,剩余光的光强也比较大,同时指尖式的探测头也相对容易设计,因此将便携式血氧仪的测量部位固定在指尖。基于

模拟指尖探头的便携式血氧仪如图 2-3 所示^[40]。

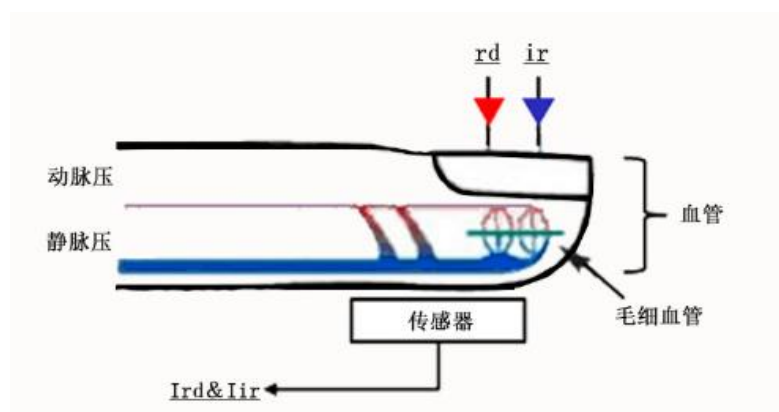


图 2-3 指尖式便携式血氧仪示意图

其中，二极管 rd 和 ir 分别表示血氧探头中的红光和红外光发光二极管，发光管在驱动电路和微处理器的控制下，所发出光线经过人体手指中的各种组织（主要是肌肉组织和血液组织）吸收和衰减，最后由光敏管构成的传感器吸收并形成光敏管电流 I_{rd} 和 I_{ir} ，这就是探头的输出信号，这个信号再经过 I-V 转换变成交变的电流信号后即可送 AD 转换，并进行后续的数字信号处理。

光的吸收和交变电流的形成可以用图 2-4 来表示^[41]：

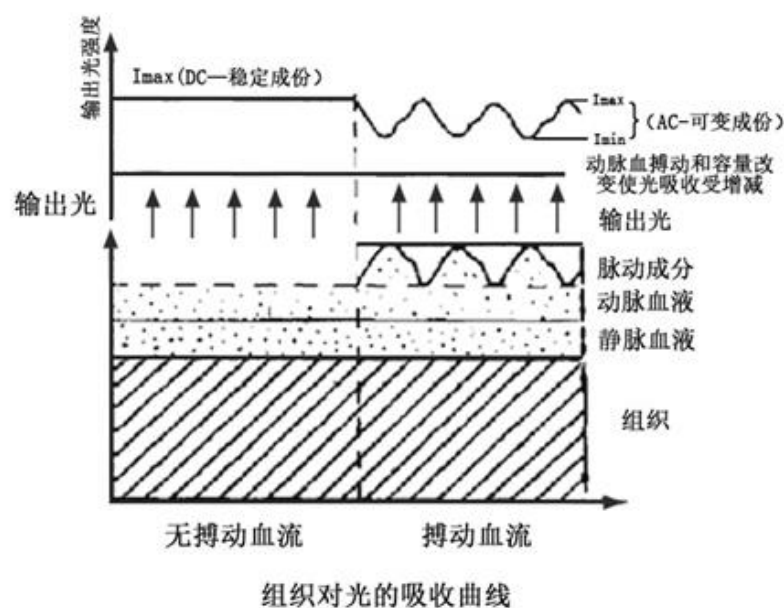


图 2-4 光的吸收和交变电流的产生

从示意图上可以看出，只要将含动脉血管的被测组织部位（一般是手指）放置在两个发光管和一个光探测器之间，光探测器就能探测到光电流信号。光电探测器所接收的透射光信号是由多种成分组成的，它们主要分成两种：一种是脉动成分即交流分量，这是由波动的动脉血吸收光照引起的交变成分；另一种是稳定

成分即直流信号，它是各种非脉动的组织吸收光后产生的信号，如肌肉、骨骼和非脉动的静脉血和动脉血等。从前面的叙述中得知，反映血氧饱和度变化的仅仅是红光和红外光两种波长的交流信号和直流信号的幅度之比，因此只要能测定这些信号分量，就能进行血氧含量的相关计算。

在实际应用时，血氧饱和度的非线性表达式可以表示为公式 2.2:

$$S_{po_2} = \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} \cdot (D_{\lambda_1}/D_{\lambda_2}) - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{(\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}) - (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}) \cdot (D_{\lambda_1}/D_{\lambda_2})} \quad (2.2)$$

$\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}$, $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}$, $\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}$, $\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}$ 分别为Hb和HbO₂对波长 λ_1 和 λ_2 光的吸收系数, $D_{\lambda_1} = I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}$, $D_{\lambda_2} = I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}$, 分别是入射光波长为 λ_1 和 λ_2 时, 探测到的光直流分量和交流分量的比值, $D_{\lambda_1}/D_{\lambda_2}$ 的含义就为: $D_{\lambda_1}/D_{\lambda_2} = (\text{红光交流分量}/\text{红光直流分量}) / (\text{红外光交流分量}/\text{红外光直流分量})$, 即所谓的血氧饱和度系数, 称为 **R** 值。由于光的吸收系数是一个常数, 从式 2.2 可以看出, 该式的比值结果就是血氧饱和度的值。

因 $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}$, $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}$, $\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}$, $\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}$ 都是常数, 设

$$\frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{(\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1})} = A \quad (2.3)$$

$$\frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{(\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1})} = B \quad (2.4)$$

将公式(2.3)和公式(2.4)代入(2.2), 则有公式 2.5:

$$S_{po_2} = A - B \cdot \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} = A - B \cdot R \quad (2.5)$$

可以通过定量标定 A、B, 因此只要测得其他四个量便可以得到血氧饱和度值。

2.4 脉搏波信号的特点

大量的实验表明, 光电脉搏波形在其时域范围内有下面的几个特点^[42]:

(1) 一个正常成年人的心率低于 200 次/分钟, 所以人体心脏的射血活动的间隔时间最小为 0.2s。在这个最小值 0.2s 的时间间隔内心脏不会发生第二次射血

活动，因此这给信号采集和信号处理留出了大量的时间，使得仪器设计者可以进行比较复杂的数学，也为识别干扰和误差信号提供了判据；

(2) 血氧脉搏信号的交流分量的大小随人体和身体条件的差异的不同而有很大的变化，正常情况下脉冲的变化范围可以达到组织保留吸收的 0.5%-40%，即交流分量的最大值和最小值之差可以达到好几十倍，这就给电路设计和信号调理带来很多新的问题，比如对于大的交流信号会出现信号饱和、对于小的交流信号又出现放大不够等问题，这就需要我们设计的系统具有很强的自适应能力和反馈调节能力；

(3) 在 0-6Hz 频段之间集中了脉搏血氧信号的 95% 的能量，脉冲波形信号在 15Hz 以下的衰减基本上为-40 分贝。脉冲信号衰减为-35 分贝一般在 8Hz 以下。因此，用截止频率为 10Hz 低通滤波器对光电脉冲进行处理，以避免外部电磁场和电源引起的干扰，而不改变脉搏波的主要成分。同时，减少了由运动引起的运动伪影比如血管振动、身体运动，也减弱了运动伪影所产生的干扰。通过血管的振动和人体的运动，便于正确地检测和测量脉搏波^[43]；

(4) 血氧信号采集过程中会有很多干扰信号的出现，比如说来自环境光、暗光的电流信号、工频干扰、电磁干扰信号以及运动干扰和低频基线漂移信号等。

2.5 本章小结

本章节首先介绍血氧饱和度在临床医学中监测血氧饱和度有着极其重要意义。再介绍血氧饱和度生理参数检测方法，方法分为无创与有创两种。而根据传感器不同分为透射式和反射式。最后重点详述脉搏波和血氧饱和度的概念、朗伯-比尔定律、脉搏波信号的特点、无创血氧饱和度测量原理和监测部位的说明等。

第三章 便携式血氧仪系统需求分析与概述

便携式血氧仪系统设计需求不单单只是一个血氧测试仪,同时需要结合医疗电子和便携式电子设备,综合分析各种设备的特点。与早期的血氧测试仪相比,现代的便携式血氧仪已经从早期的单一功能扩展到可以同时测量脉搏和血氧饱和度等多种参数的监护设备。屏幕显示方面,也在不断地更新和改进,由最初的LED显示、CRT显示,发展到液晶显示、OLED显示。终端系统从单片机到PC机,近几年发展到智能手机。随着技术的改进与提高,现代便携式血氧仪的操作也越来越简单便捷,设计形式也越来越趋向模块化。同时监护系统还可以与医疗中心系统联网,针对不同的病人资料进行专业的诊疗。

本文以研发便携式血氧仪设备为主要目标,具体包括:(1)适用范围,所有人群;(2)监测参数,脉搏血氧参数;(3)系统功能,实时采集、分析、显示和WIFI无线传输;(4)系统架构,硬件平台、数据处理软件平台及手机APP。

3.1 系统需求分析

3.1.1 硬件需求分析

由于应用场合的缘故,医疗电子设备必须具有性能高、精度高和可靠性高等特点,随着科技的发展,便携式医疗设备也朝着更加智能化、网络化、高效化和使用人性化的方向发展。基于以上的分析,便携式血氧仪的硬件设计应当遵循以下原则:

(1) 使用时安全,检测结果准确可靠。使用安全是设计医疗设备的前提,在这个前提下,便携式血氧仪的测量结果需要准确可靠,并且稳定。所有标准必须符合国家医疗设备的技术标准。因此,在保证安全的情况下,尽可能的设计出保证测量结果准确可靠,输出结果稳定的硬件电路。

(2) 体积小,使用便捷,方便携带并且还要功能全面。便携式血氧仪的使用人群一般都是中老年人。对于一些慢性病,便携式的医疗设备必须操作简单,携带方便,能够保证不影响使用者的正常生活和工作。因此,要求便携式血氧仪的整个测量装置的体积不能太大,在保证现有功能的前提下,尽可能使系统最小化。

(3) 仪器功耗低。便携式的医疗设备面临的最严重的问题就是续航的时间问题。足够长的续航时间可以满足使用者随时使用的要求,减少充电的次数,提高仪器的高效性。降低硬件电路的功耗需要选择功耗低的处理器,同时还要减少仪器的启动次数,降低系统的工作电压,选择电源供给功耗低的电路等。

(4) 无线功能。随着电信互联网的日益发展,新型的通信方式正在给人们的生活带来巨大的变化。医疗健康也正加快脚步融入生活。将医疗设备与电子设备互连,随时获取患者的健康数据,是现今发展的一大趋势。

3.1.2 软件需求分析

便携式血氧仪的软件设计应当遵循以下原则:

(1) 功耗优化方面。

在软件体系结构方面,满足可修改、可重复、可靠性;在源程序级方面,需要采用低功耗语句完成相同的功能;在算法级方面,降低时间复杂度、能耗、CPU 周期数及指令数。

(2) 微处理器方面。

要求开发语言可移植性高,在微处理器开发时使用方便,能够实现硬件物理地址的直接访问。

(3) 智能终端系统方面。

智能终端系统开发框架是否自由,关系到是否能够开发更丰富多彩的应用。智能终端系统开源性如何,当开源性高时可降低开发成本与开发周期。

便携式血氧仪系统主要完成以下指标:

(1) 血氧饱和度在 80%-99%时,测量误差低于 $\pm 3\%$;

(2) 脉搏测量误差绝对值小于或等于 2。

3.2 血氧测量中的噪声和干扰问题

(1) 工频和其他电磁的干扰

电磁干扰是电路系统不可避免的干扰,而工频干扰是其中一个最大干扰因素。在这个课题中,由于光电容脉冲信号相对较弱,尤其是弱填充信号,它的信号幅度只有其直流分量的 0.5%左右,更低的时候只有 0.15%,因此在这个时候,很容易受到电源频率和电磁干扰的影响^[44]。所以,消除工频和电磁干扰对测量

生理信号非常重要；在系统设计时，对数字信号处理方面采用移动平均措施对信号进行预处理。

（2）环境光、暗光的电流

由于血氧检测是基于光电检测技术的，所以用于探测的血氧探头的光敏接收器必然会收到来自环境光的光干扰信号。另外，测量区域周围的杂散光和暗电流也会对测量系统有着较大的影响。当调试光电前置级转换电路的时候，发现当光敏二极管直接暴露在光照下时，会产生很大的光敏电流，甚至会导致光电转换的前级达到饱和。如果用白炽灯照射时，不仅仅会产生直流光敏电流，还会产生工频的光敏电流。当数字血氧探头被调试时，发现在暗光的条件下，血氧探头输出方波信号，频率约为 6-10Hz，当使用正常光照射时，产生的方波信号的频率则约为 70kHz。但当测量人体信号时，输出的信号频率约为 40-60kHz。对环境光、暗电流处理采用光调制技术。将光强、振幅、周期或相位改变为某一参数（或多个参数），这些参数需要按照一定的规律进行变化就是光调制技术。光调制的目标是将信号以变化的形式传输到载波上，通常载波就是光波。从信息的可携带性和检测的要求来看，在传输和检测过程中非调制光与调制光相比，非调制光检测能力和质量不如调制光。利用调制光携带信息，可以使光信号本身不同于背景辐射，这有利于背景辐射的分离。课题中选用了血氧探头 DS-100A，该探头设计了一种与人体手指接触的黑色橡胶护罩，以阻挡环境光的干扰，从而减少了光干扰，降低影响信号源中的分量。

（3）低血流灌注和运动干扰^[45]

脉搏血氧饱和度灌注度不足始终是一个难以解决的问题。当患者的脉搏气息太弱时，脉搏便携式血氧仪测量的有用信号（交流分量）也非常弱，信噪比非常低，故便携式血氧仪不能准确地显示氧饱和度。称这种现象为弱灌注。在灌注不足的情况下，通常需要增加交流信号的放大倍数或提高 AD 采样系统的分辨率来解决这一问题，但是伴随的问题是干扰信号也被放大了并一起采样输出。这需要设计一种新的滤波算法，仅提取有用信号。这一算法通常使用频率转换，自适应滤波等技术。另外，当患者使用血氧仪时，运动干扰也是干扰的主要来源。有些病人甚至手指不自觉地颤抖。这种情况造成的干扰被称为运动伪影。由于运动伪影的概率很高，其形成机制使得它无法使用传统的滤波器，因此在便携式血氧仪

的信号处理中长时间消除运动伪像是一个关键和难点。

(4) 设计中的其他干扰

在传统的基于模拟血氧探头的血氧设计中,需要有模拟信号的采集放大调理和硬件滤波等环节,我们知道任何集成电路都会有干扰和噪声,例如集成运放后就会导致失调电压、失调电流、漂移等多种噪声,其他的分立元器件的参数也存在离散性,同时在 PCB 布板和布局上也会因为不合理的信号走线和元器件布局等引入不必要的干扰。甚至一个设计失败的电路引入的干扰比系统自身信号还要大,这就需要在设计电路板的候充分考虑信号的干扰抑制。当然,基于数字信号的血氧探头在这方面就具有明显的优势,因为数字探头输出的是频率跟光照强度成正比例的脉冲信号,具有数字信号强抗干扰能力,一定幅度的干扰不至于影响系统对数字信号高低电平的判断,所以数字探头现在越来越多的受到便携式血氧仪设计者的亲睐和关注。课题中采用集成元器件 AFE4400 减少了分立元器件带来的干扰。

3.3 系统概述

根据有关脉搏血氧饱和度的基本理论知识可知,便携式血氧仪设计的主要工作是利用指夹式的发光二极管产生红光和近红外光,将红光和近红外光透过手指,通过光电二极管接收到透射后的光电脉搏波信号。将脉搏波信号通过 AFE4400 集成模块进行处理,处理后的数据经由微处理器,通过模拟计算后得到被测者的血氧饱和度。最后微处理器将数据通过蓝牙传输到手机 APP,同时测量结果也可由 OLED 显示。便携式血氧仪系统总体框图如图 3-1 所示。

本文关于便携式血氧仪系统设计方面主要分为硬件部分和软件部分进行设计。硬件部分设计主要包括系统电路、脉搏波数据获取、AFE4400 数据处理和微处理器等。这部分是整个系统设计最关键之一。软件部分设计主要包括 MSP430 上血氧信号数据处理、AFE4400 通信、手机 APP、OLED 显示模块程序等。系统主要完成驱动血氧采集探头,对血氧采集探头反馈信号进行处理,完成血氧饱和度和心率的测量。整个系统有硬件部分和软件部分,两个部分相互独立,也相互关联,共同完成了本文的系统设计。

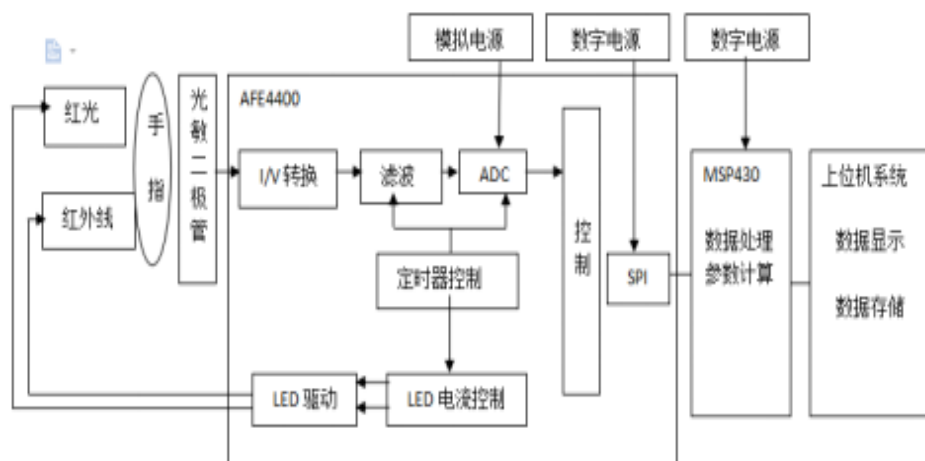


图 3-1 便携式血氧仪系统总体框图

3.4 本章小结

本章节以研发便携式血氧仪设备为主要目标，首先对系统硬件需求进行分析，便携式血氧仪的硬件设计需要满足：（1）使用安全，结果准确可靠；（2）体积小，方便携带，功能全面；（3）仪器功耗低；（4）无线功能。软件设计应遵循低功耗、可移植性高、开发框架自由原则。其次对系统进行概述，硬件部分设计主要包括系统电路、脉搏波数据获取、AFE4400 数据处理和微处理器等。这部分是整个系统设计最关键之一。软件部分设计主要包括 MSP430 上血氧信号数据处理、AFE4400 通信、手机 APP、OLED 显示模块程序等。

第四章 便携式血氧仪系统硬件设计与实现

通过对系统需求分析及便携式血氧仪的性能指标要求,设计便携式血氧仪系统包括硬件设计和软件设计,本章节介绍系统硬件设计部分。

4.1 便携式血氧仪系统的硬件结构

整个血氧测量仪系统的硬件设计主要包括六个模块:AFE4400 电路模块、电源管理模块、血氧探头模块、微处理器系统、OLED 显示模块和蓝牙模块。硬件设计的系统框图如图 4-1 所示:

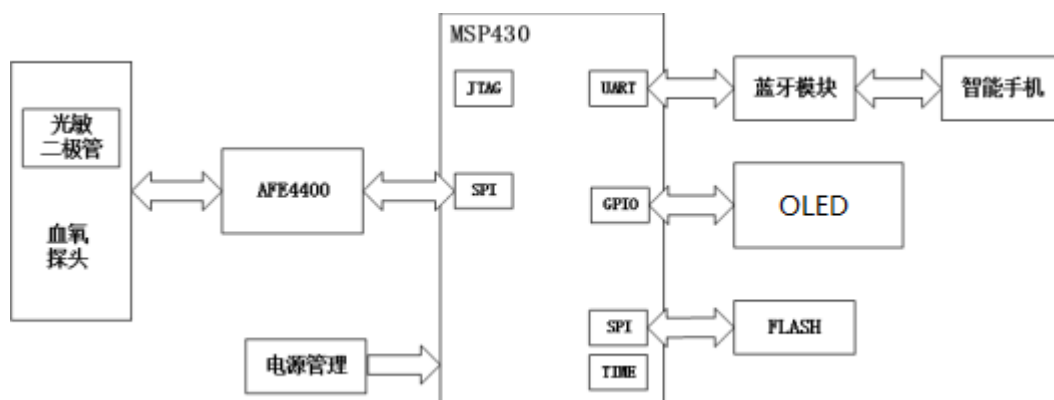


图 4-1 便携式血氧仪系统硬件结构框图

4.2 AFE4400 电路模块

传统的血氧饱和度测量方案中,通常采用分离式的血氧采集模拟前端,即将独立的放大电路、滤波电路、数模转换电路集成起来组成模拟前端。但这种设计会使电路结构变得复杂,造成设备过大,不适合应用在家庭医疗电子设备中。同时过于复杂的电路结构也会引入噪声,对测量精度造成一定影响。

因此本设计抛弃了传统的分离式模拟前端,采用 AFE4400 作为低成本血氧仪的集成模拟前端。AFE4400 是一款 TI 公司提供的高度集成的前端芯片,大大降低了设计的复杂度,只需设计其外部电路即可,从而提高了设备便携性。该集成前端集成了一个低噪声接收器通道的 22 位模数转换器(ADC)、一个 LED 发射部件及针对传感器以及 LED 故障检测的诊断功能。不仅简化了硬件结构复杂

度，而且提高了测量精度。

AFE4400 是一个脉搏式血氧仪的模拟前端电路模块。这个装置由一个低噪声接收信道，一个 LED 发射部分，以及诊断传感器和 LED 故障检测组成。内置一个特有的可配置的定时器，这个灵活性使用户能够拥有完全控制该设备的定时特性，为了缓解时钟要求，其内部提供了一个低抖动时钟，该装置与”外部微控制器”或者”主机处理器”通过 SPI 接口进行通信。图 4-2 器件功能框图是 AFE4400 的内部结构详细框图。

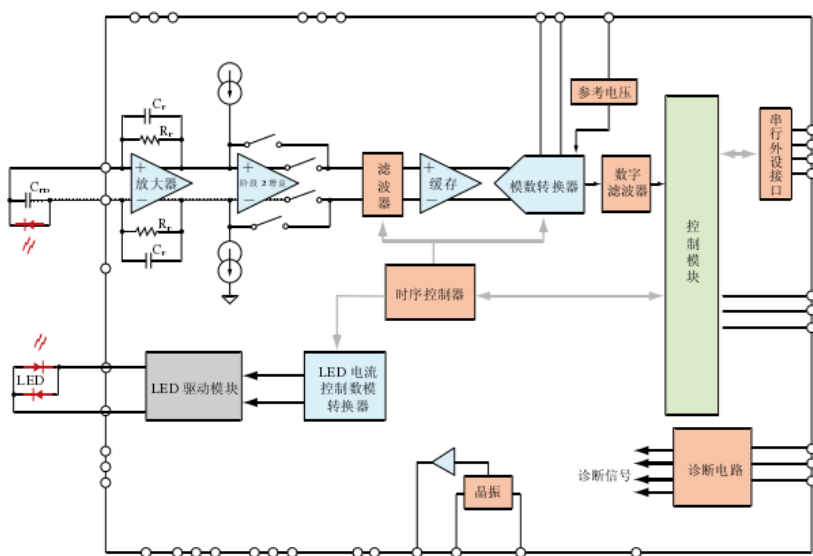


图 4-2 器件功能框图

4.2.1 放大器模块

放大器模块是一个差分的电流-电压转阻放大器，它将光电二极管的输入电流转换为适当的电压。反馈电阻对二极管电流是通过改变反馈阻值来实现，具有可编程性。其反馈电阻 R_F 可选择：1 M Ω , 500 k Ω , 250 k Ω , 100 k Ω , 50 k Ω , 25 k Ω , 10 k Ω 。

一个低通滤波器由电阻 R_F 和电容 C_F 组成。因为输入的电流是脉冲的，所以应确保低通滤波器的时间常数 RC 具有足够的带宽，即： $R_F \times C_F \leq \text{接收通道采样时间}/10$ 。 C_F 可选择：5 pF, 10 pF, 25 pF, 50 pF, 100 pF, 和 250 pF，以及 R_F 、 C_F 的任意组合。电流信号由光电二极管传输，信号中含有干扰环境光可通过滤波器将它滤除，滤除环境光的电流信号再进行转换放大。

4.2.2 可编程增益放大电路

电流-电压放大器后面的第二级由电流 DAC 和一个放大器组成，它们可以补

偿掉环境光噪声成分而仅放大血氧容积波成分。电流 DAC 提供一个可选择估算的补偿电流 I_{CANCEL} : 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 μA , 以使直流偏置信号接近放大器的中点($\pm 0.9\text{ V}$)。放大器的 R_G 可选择: 100, 150, 200, 300, 400, 对应增益为 0 dB ($\times 1$), 3.5dB ($\times 1.5$), 6 dB ($\times 2$), 9.5 dB ($\times 3$), 12 dB ($\times 4$), 以获得更大的 ADC 动态范围。

可编程的增益放大器模块是在差动电流电压互阻抗放大器的后一个阶段, 即图 4-3 中的阶段 2 增益、滤波器和缓冲器。在这个模块中, 还包含了一个数模转换器和增益模块。将获得的电流信号进行放大后再转换和滤波, 最后进行增益调节。随后进行模数转换, 并通过低通滤波器进行滤波, 以抵抗光的干扰。

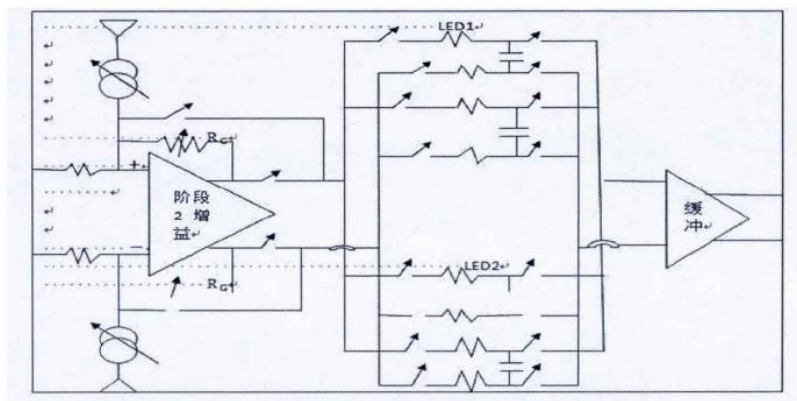


图 4-3 可编程增益放大器电路结构图

4.2.3 模数转换模块

由于采用 22 位分辨率的转换器, 随时可以识别出血氧信号的变化。该转换器对两个二极管进行数据采集, 采集后对数据进行为期一个脉冲周期的转换, 最后输出端输出数字信号。同时, 对输入信号进行交错方式的转换, 获得信号后立即进行模数转换。最终将信号通过总线传输到微处理器。结构图如图 4-4 所示。

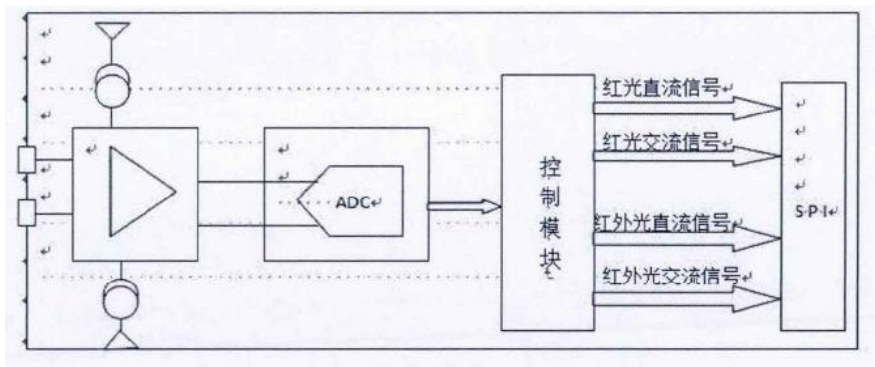


图 4-4 模数转换模块结构图

4.2.4 LED 传输模块

传输模块由驱动和电流控制两个部分组成，驱动部分是通过 H 桥电路点亮红光和红外光的 LED，驱动电路具有可复用性，控制 LED 由 LED1_ON 和 LED2_ON 连个端口信号来决定，驱动部分支持推拉式驱动。LED 电流控制分别对两路 LED 的电流进行设定，电流分辨率可以满足 105dB 以上的动态范围。

4.2.5 晶振模块

晶振模块选择了一块 8MHz 的外部晶体，晶振产生信号为时钟信号，产生的信号可用作于工作时钟。当产生输入时钟信号时，正常工作频率可以通过增加分频器来实现，之后分别提供给该集成模块的定时器和模数转换器。外部晶振的结构图如图 4-5 所示。

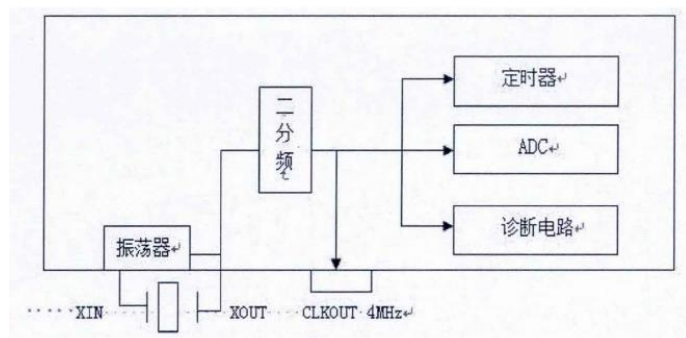


图 4-5 AFE4400 时钟模块结构图

AFE4400 的定时器采用了 16 位的计数器。该计数器通过时序来控制入射光，按照特定频率交差发光。利用 AFE4400 芯片设计的模拟采集前端电路如图 4-6 所示。

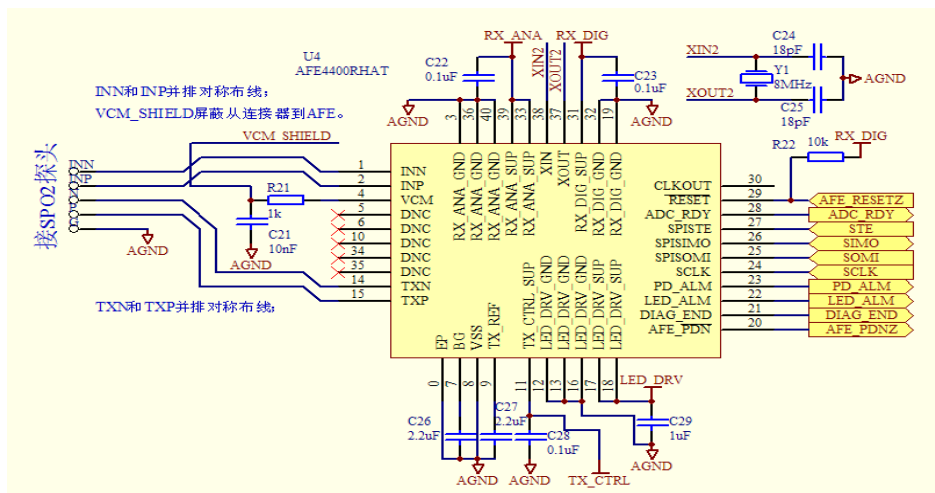


图 4-6 模拟采集前端电路图

4.3 电源管理模块

本设计的电源模块设计原理图如图 4-7 所示，电源提供是由聚合物锂离子充电电池供电，此类型号电池多适用于移动终端等设备，在便携式设备方案制定时较多采用此类电池因其有较宽的工作电压范围和无记忆效应等优势。设计中搭建了锂电池管理系统，电源管理系统由两部分组成：一是充电电路部分，二是线性稳压电路部分。

采用 BQ24202 作为锂电池充电控制芯片可实现充电电压调节、温度监控以及电池状态显示的功能。采用两片 S-1721A3030 低压差线性稳压芯片将电池电压降压输出，分别为 MCU 和血氧采集模拟前端提供 3.3V 供电。

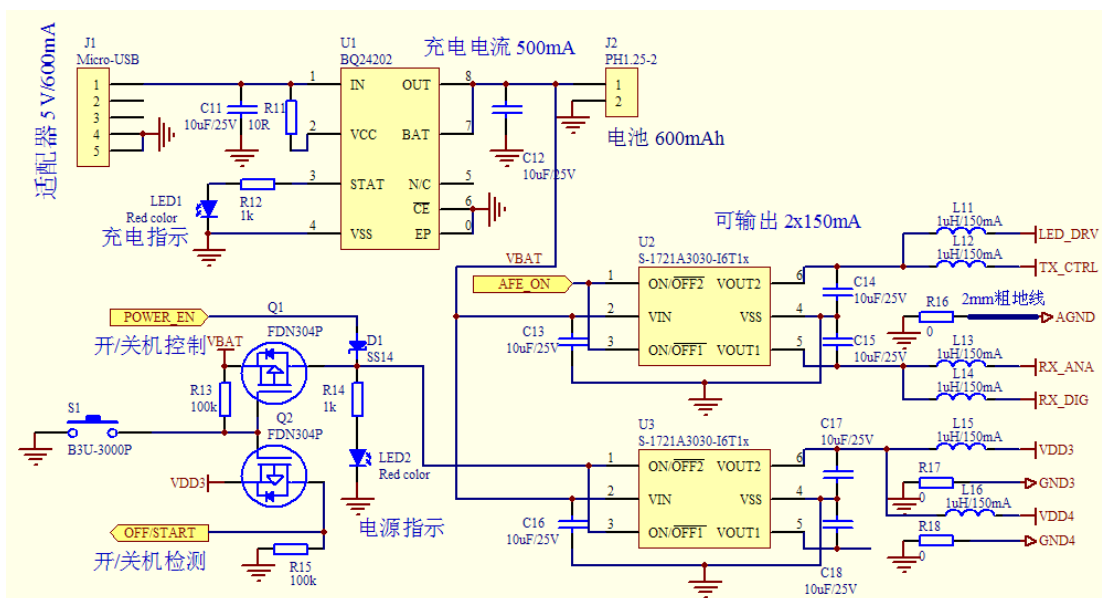


图 4-7 电源管理模块

4.4 血氧探头

血氧探头是本系统设计的最重要的一个部分。选择功耗低、精度高的血氧探头直接影响便携式血氧仪的测量结果。因此，在选择血氧探头时，需要注意以下几点：

- (1) 测量器件：作为血氧探头的核心，测量器件的选择影响着整个仪器的精确度。
- (2) 传输导线：具有良好屏蔽层的导线能够更好地阻挡噪声干扰，完整地

传输测量信号。

(3) 指夹板：需要采用完全遮光的材料，这样就可以尽可能地阻挡外界光源影响测量结果。

(4) 精确度高：是保证测量结果准确的最重要的参数。

基于以上方面的考虑，本设计选用的便携式血氧仪采集探头是 DS-100A 指夹式探头，该探头在抑制噪声方面使用双层屏蔽，保证信号完整性。探头采用的是全裹式设计夹带时不易脱落，可以避免受外界光源的影响，探头与被测手指间相对运动产生的误差在全裹式设计中得到了降低。指夹板上下两边的内侧都有一对二极管。上侧的是发光二极管，用于产生 660nm 的红光和 940nm 的近红外光。下侧则是光电二极管，用于接收透射光，并产生电流信号。血氧探头实物如图 4-8，探头与接头之间的电气连接见图 4-9。光电容积脉搏信号由探头采集获取，通过 AFE4400 及外围电路进行处理，从而得出血氧饱和度、心率等参数信息。



图 4-8 DS-100A 血氧探头

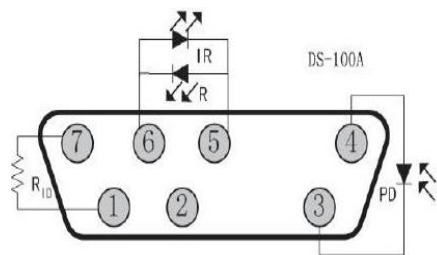


图 4-9 血氧探头与接头电器连接

4.5 微处理器系统

在微处理器主控芯片的选择中，本设计综合比较了常用的两种单片机芯片 C51 和 MSP430F5529 的特点。

首先以 C51 内核单片机为例，C51 是 8 位单片机，51 属于经典的 CISC 复杂指令结构，代码比较多，一共有指令 111 条，并且随着性能增加，补充指令也在增加，这种指令集非常复杂。MSP430 单片机是一种 16 位的单片机，遵循的是“精简、透明”的原则，采取的指令是精简指令集（RISC）结构，整个代码量较少，只有 27 条指令，非常简洁，大部分的指令则是模拟指令，其寄存器以及片内数据存储器都可进行多样化的计算。这些内核指令是一种具有单周期性的指令，这些内核指令的应用不仅使得 MSP430 具有强大的功能，而且还可提高运

行速度，适合于大量精确数据的计算。

其次在功耗方面 C51 内核单片机正常情况下消耗的电流为毫安级，在掉电状态下，其耗电电流仍约为 3mA 左右；而 MSP430 单片机功耗是在微安级的，工作电流极小，并且超低功耗，关断状态下的电流仅为 0.1 μ A，待机电流为 0.8 μ A。此外，MSP430 单片机属低电器件，仅需 1.8~3.6V 电压供电，因而可有效降低系统功耗，而且 MSP430 有多种低功耗模式，分别对应不同应用场合及任务的低功耗方式。本设计定位为家用医疗电子设备，使用锂电池供电，因此如何降低功耗尤为重要。综合上述比较采用 MSP430F5529 做为 MCU 主控芯片。

在整个设计过程中，MCU 主要完成以下任务：控制 LED 驱动电路改变红光和红外光的发光周期和强度；控制 AFE4400 数模转换并接收其返回信号；对数字信号进行信号处理；计算出血氧饱和浓度；通过蓝牙模块发送至手机客户端。

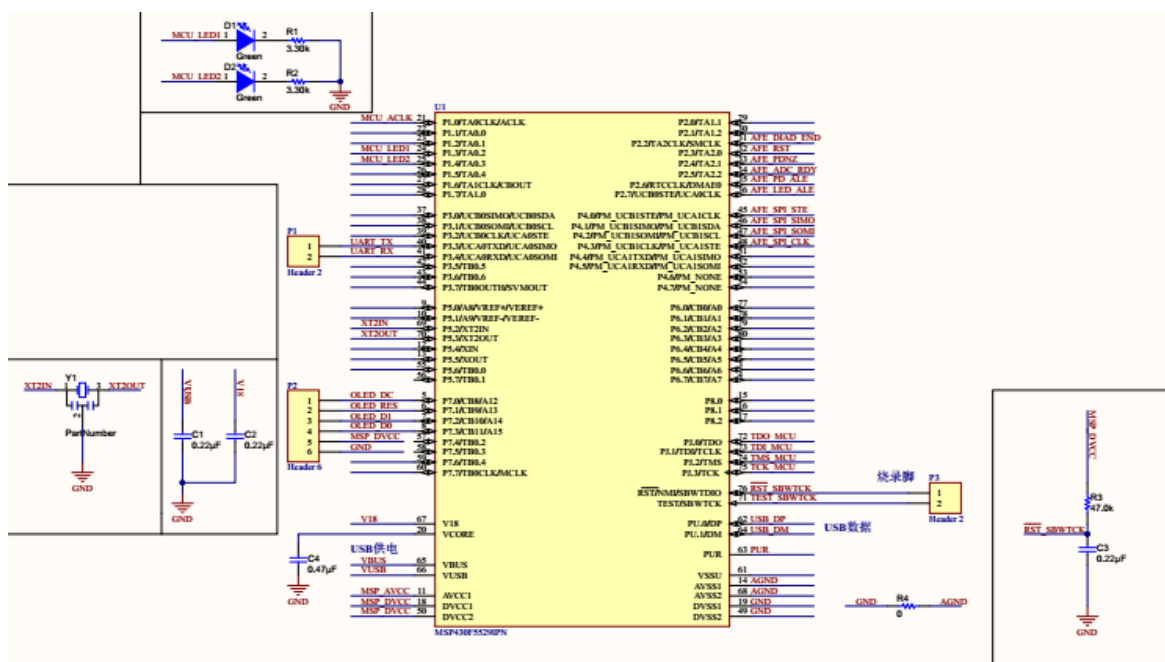


图 4-10 MCU

4.6 OLED 显示模块

系统设计中选用了 OLED12864 显示模块，可以将系统测试的结果实时的显示出来，OLED 显示具有以下特点：

- (1) 核心层厚度小于 1mm，厚度仅为液晶的三分之一；

- (2) 具有良好的抗震性，可以适应恶劣环境；
- (3) OLED 视角较宽，最大可达 170 度，侧面不会失真；
- (4) 最好的 TFT-LCD 屏响应时间是毫秒级，而 OLED 屏响应时间是微秒级；
- (5) TFT-LCD 在低温下响应速度变慢，在零下 40 摄氏度 OLED 仍可正常工作；
- (6) 制作工序少，降低成本；
- (7) OLED 不需要背面光源，能耗低，能够制造在不同材质的基板上；

该模块是一个分辨率为 128×64 的 OLED 双色具有字符显示和图像显示模块，其内部有 64×64 的显示数据 RAM，数据接口形式为并行数据，位数为 8 位，控制引脚 5 个。总线传输模式有 6800 和 8080 平行接口、SPI 模式和 IIC 模式，是通过设置 BS1 和 BS2 来实现接口模式选择。

4.7 蓝牙模块电路

蓝牙是当今普及的无线近距离通讯标准，是各种便携式电子设备必备的通讯接口。蓝牙具有成本低、抗干扰能力强、组网灵活等特点。本设计选取的 HC-08 系列蓝牙模块采用 TI CC2540 芯片，HC-08 蓝牙串口通信模块是新一代的基于 Bluetooth Specification V4.0 BLE 蓝牙协议的数传模块。蓝牙工作电压为 3.3V，工作频段为 2.4GHz ISM，调制方式是 GFSK。模块最大发射功率为 4dBm。接收灵敏度-93dBm，空旷环境下和 iPhone4S 可以实现 80m 超远距离通信。HC-08 蓝牙模块进行 BLE 数据的传输。HC-08 是一个主从一体的蓝牙模块，在设置好配对密码和蓝牙地址后，在手机编写 APP 的过程中在程序中绑定对应的蓝牙模块地址即可进行连接，能够通过串口透传来实现数据的实时传输。

4.8 本章小结

本章在前一章节的基础上针对便携式血氧仪的具体使用，详细叙述便携式血氧仪的硬件系统设计内容。依据选型对比基础上对硬件电路设计，硬件设计主要部分为 AFE4400 电路模块、电源管理模块、血氧探头模块、微处理系统、OLED 显示模块和蓝牙模块，对每个模块的工作原理进行具体分析描述。

第五章 便携式血氧仪系统软件设计与实现

本章节的主要内容是对微处理器软件、数据处理与分析和上位机软件设计。微处理器的软件设计在结构上分为主控程序、AFE4400 与 MSP430 的 SPI 通信程序、血氧数据获取、处理和保存程序等。系统上电后对各个模块程序进行初始化，完成 MSP430 与 AFE4400 系统的通信。数据处理与分析首先在单片机中对采集到的心率信号进行处理，并对滤波后心率信号的周期和幅值进行分析，最后将心率和血氧饱和度值在手机 APP 上显示出来。软件部分流程图如图 5-1 所示。

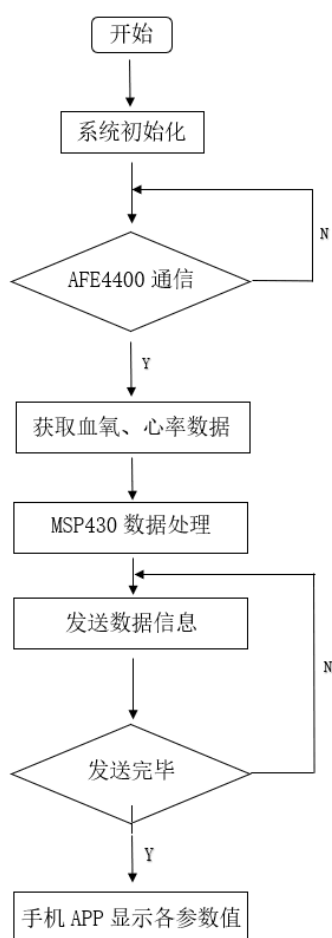


图 5-1 软件部分流程图

微处理器软件是使用 IAR for MSP430 软件编写。IAR Systems 是全球领先的嵌入式系统开发工具和服务的供应商。在上世纪 80 年代公司成立，提供的产品和服务涉及到嵌入式系统的设计、开发和测试的每一个阶段，包括：带有 C/C++ 编译器和调试器的集成开发环境(IDE)、实时操作系统和中间件、开发套件、硬

件仿真器以及状态机建模工具。

IAR Systems 的 C/C++ 编译器可以生成更加高效可靠的可执行代码，随着应用程序规模的扩大，效果更加明显。系统同时使用全局和针对具体芯片的优化技术。连接器提供的全局类型检测和范围检测对于生成目标的代码的质量是至关重要的，使用该软件可以达到预期效果。

5.1 MSP430 时钟初始化

单片机要使得各部件能有条不紊自动工作，实际上是在其系统时钟作用下，控制器指令芯片的部件自动协调，以实现由各种内部逻辑硬件生成所需的脉冲信号。MSP430F5XX 时钟模块有 5 个时钟来源：XT1CLK 低频或高频振荡器：可以使用 32768Hz 的标准晶振、谐振器或 4~32MHz 的外部时钟源；XT1CLK 可以作为内部 FLL 模块的参考时钟。XT2CLK 高频振荡器：可以是标准晶振、谐振器或 4~32MHz 的外部时钟源。VLOCLK 低功耗低频内部振荡器：典型频率 12kHz。REFOCLK 低频修整内部参考振荡器：典型值为 32768Hz，可作为 FLL 基准时钟源。DCOCLK 内部数字时钟振荡器：可由 FLL 稳定后得到。

基础时钟模块可提供 3 种时钟信号：ACLK 辅助时钟，可由软件选择来自 XT1CLK、REFOCLK、VLOCLK、DCOCLK、DCOCLKDIV、XT2CLK（由具体器件决定）这几个时钟源之一，然后经 1、2、4、8、16、32 分频得到。ACLK 可由软件选作各个外设模块的时钟信号，一般用于低速外设模块。MCLK 系统主时钟，MCLK 的时钟来源与 ACLK 相同，MCLK 专门供 CPU 使用，MCLK 配置得越高，CPU 的执行速度就越快，功耗就越高。一旦关闭 MCLK，CPU 也将停止工作，因此在超低功耗系统中可以通过间歇启用 MCLK 的方法降低系统功耗。MCLK 也可经 1/2/4/8/16/32 分频后供 CPU 使用。SMCLK 子系统时钟，SMCLK 的时钟来源与 ACLK 相同，SMCLK 主要用于高速外设模块，SMCLK 也可以再进行 1/2/4/8/16/32 分频。

本文采用 XT2CLK 高频振荡器作为时钟来源，外部时钟源选择 4MHz 晶振。辅助时钟设置为 2MHz。采用 DCO 频率调整，主时钟设置为 16MHz。具体程序见附录 A MSP430 时钟初始化程序。

5.2 SPI 初始化与通信协议构建

MSP430 系列微控制器中具有通信模块 USCI (通用串行通信接口), 可配置成 SPI(串行外设接口协议)通信接口。AFE4400 模拟前端中的寄存器采用 8 位地址位与 22 位数据位的组合方式, 通过 SPI 与单片机进行通信。

SPI 接口是 Motorola 首先提出的同步串行外围接口全双工三/四线, 采用主从模式架构, 一般只支持单主设备。利用 3~4 条线完成两个芯片之间的双工高速通信。两条数据线用于收发数据, 一条时钟线用于同步, 一条作为从机选择。时钟由主设备控制, 当主机发送一字节数据 (通过主出从入 MOSI 引脚) 的同时, 从机返回一字节数据 (通过主入从出 MISO 引脚)。

本文利用 USCI_B 模块 SPI 与 AFE4400 模拟前端进行数据通信。SPI 初始化为设置 P4.0 作为从机选择使能端, P4.1 作为数据发送端, P4.2 作为数据接收端, P4.3 作为时钟, 时钟为 1MHz, 设置 P2.3 为高电平作为 AFE4400 复位, 设置 P2.5 上拉中断, 作为 SPI 唤醒。

数据发送协议采用先发送 8 位地址, 再将 22 位数据分为 3 字节分别发送的方法进行发送。数据接收协议采用先发送 8 位地址, 再将 22 位数据分为 3 字节分别接收, 再进行组合的方法进行接收。SPI 初始化及通信协议构建程序在附录 B 中展示。

5.3 数据分析与处理

5.3.1 脉搏血氧信号的计算

1) 血氧信号

通过对光电脉搏波数据的分析与处理, 得到内完整的光电脉搏波内的最大值、最小值, 从而得到直流、交流分量, 通过公式 4.1 计算得到 R 值。

$$R = \frac{I_{660}}{I_{940}} = \frac{I_{660AC}/I_{660DC}}{I_{940AC}/I_{940DC}} \quad (5.1)$$

将得到的 R 值带入公式 (2.5), 通定标查表得到 A、B 的值, 从而计算得到血氧饱和度。

2) 脉搏信号

计算脉搏次数可按下式来计算

$$\text{脉搏次数} = (60 \times \text{采样频率}) / \text{脉冲长度} \quad (5.2)$$

具体计算过程是计算出脉搏波峰值，记录下峰值时计数器此时的计数，等待下一次峰值出现，并记录下计数器的计数值，两计数器相减为脉冲长度，采样频率为 500Hz，带入上式算出为脉搏次数。

5.3.2 脉搏血氧信号的提取

采集的脉搏信号非常微弱，在硬件处理时为了提取较好的信号会采取多级放大，放大后的脉搏信号必然会受到外界噪声干扰，噪声干扰来源主要是 50HZ 工频和高次谐波。因此，在软件算法上对这些采取相应的措施。下文首先介绍了移动平均滤波算法和八点平均移动滤波算法，然后考虑到 MSP430 单片机的运算性能有限，权衡了运算效果和运算速度，最终使用八点平均移动滤波法作为信号滤波算法，并对采集的脉搏信号进行处理。

1) 移动平均滤波

数字滤波平滑处理算法中有一种算法是移动平均滤波器平滑处理算法，移动平均滤波器平滑处理算法的方程是：

$$s(n) = \frac{1}{4} [f(n+1) + 2f(n) + f(n-1)] \quad (5.3)$$

其中： $f(n)$ ——原始数据序列

$s(n)$ ——滤波后的数据序列

2) 八点平均移动滤波

该算法采用的是先进先出的循环队列作为测量数据缓冲器，长度为 8。计算方法是，每次新的采样后将测量结果放入队尾，将队首的数据删除，若新采集的值与原平均值偏差较大，将进行数据偏差的校准。

$$s(n) = \frac{1}{8} [f(n) + f(n-1) + f(n-2) + f(n-3) + f(n-4) + f(n-5) + f(n-6) + f(n-7)] \quad (5.4)$$

其中： $f(n)$ 表示原始数据序列， $s(n)$ 表示滤波后的数据序列。

采用平均移动滤波算法后的脉搏图如图 5-2 所示：



图 5-2 平均移动滤波后的脉搏图

此方案提高了系统的响应速度，算法计算较为简单、速度快、适合于实时信号处理，信号处理方面大大衰减了高频噪声。

数据分析与处理程序代码在附录 C 中备注。

5.4 OLED 显示

本文采用 0.96 寸 128*64OLED 模块作为显示部分，通过 SSD1306 驱动的液晶模块实时连续显示测量到的心率与血氧饱和度。通过 GPIO 模拟 SPI 与模块进行通信。OLED 显示具体程序见附录 D。

下图为用户界面模拟图，按照下图进行软件绘制。

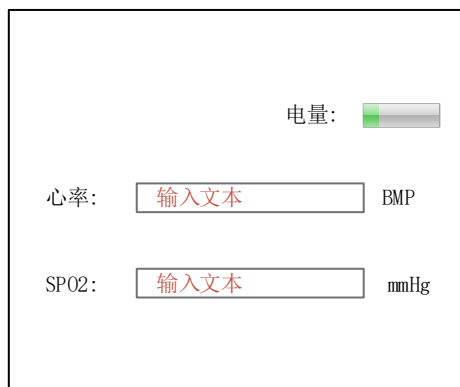


图 5-3 用户界面模拟图

5.5 上位机系统

5.5.1 安卓智能手机

随着网络的发展，智能手机已经被广大用户所接受。所谓智能，是指能够具有像个人电脑那样的强大功能，拥有独立的操作系统，用户可以自行安装第三方服务商提供的软件和游戏等，并且可以通过移动通信网络来实现无线网络接入的

手机。

智能手机具有独立的操作系统，Android 系统是 Google 公司于 2007 年 11 月 5 日宣布的基于 Linux 平台的开源手机操作系统。Android 系统由操作系统、中间件、用户界面和应用软件组成，号称是首个为移动终端打造的真正开放和完整的移动软件。Android 既是建立在 Java 语言基础上的一种手机开发平台，也是一种能够迅速建立手机软件的解决方案。其结构看似简单，但功能却十分强大，当前已成为了一个流行的热点，并且势必将成为软件行业的一股新兴力量。Android 的平台优势主要体现在四个方面，即开放性、丰富的软件、方便开发以及 Google 应用。

Android 是一个真正意义上的开放性移动开发平台，其不仅仅包含上层的用户界面和应用程序，还包含底层的操作系统。所有的 Android 应用程序都运行在虚拟机上，程序间是完全平等的，用户可以随意使用第三方软件替换系统软件。Android 系统的底层建立在 Linux 系统之上，Android 系统由 5 个部分组成，即应用程序、应用程序框架、核心库、Android 运行时和 Linux 内核。

(1) 应用程序：在应用程序层中，允许开发者基于 Android 提供的 SDK 软件开发工具编写自己的应用程序或者使用第三方开发的应用程序。简单来说，一个应用可以是 Java 语言编写的；也可以是用 Java 语言写一部分、C 语言或 C++ 语言编写一部分，使用 JNI 平台标准调用。例如，一个游戏应用程序，为了提高速度，有些处理适用 C 语言或 C++ 语言编写，再用 JNI 平台标准调用。所以，不要简单地认为所有 Android 应用都一定是用 Java 语言编写的。

(2) 应用程序框架：应用程序框架由多个系统服务（System Service）共同组成，包括组件管理服务、窗口管理服务、地理信息服务、电源管理服务以及通话管理服务等。所有服务都寄宿在系统核心进程（System Core Process）中，在运行时每个服务都占据一个独立的线程，彼此通过进程间的通信机制（Inter-Process Communication, IPC）发送消息和传输数据。

(3) 核心库：核心库有时被称为“函数库”，它包含一套被不同组件所使用的 C/C++ 语言库的集合。一般来说，Android 应用程序开发者不能直接调用这套 C/C++ 语言库集，但是可以通过它上面的应用程序框架来调用这些库。核心库的

来源主要有两种，一种是系统原生类库，一种是第三方类库。

1) 系统原生类库。

为了提高 Android 框架层的执行效率，目前使用 C/C++ 语言来实现它的一些性能关键模块，如资源文件管理模块、基础算法库等。

2) 第三方类库。

第三方类库大部分都是对优秀开源项目的移植。它们是 Android 能够提供丰富功能的重要保障，如 Android 的多媒体处理，依赖于开源项目 OpenCore 的支持；浏览器的内核引擎从 WebKit 移植而来；数据库功能使用了 SQLite。Android 会为所有移植而来的第三方类库封装一层 JNI 接口，以供框架层调用。

(4) Android 运行时：Android 运行时包括 Java 核心库和 Dalvik 虚拟机两个部分。

1) Java 核心库

Java 核心库提供了 Java 语言所能使用的绝大部分功能，包括 Java 对象库、文件管理库以及网络通信库等。

2) Dalvik 虚拟机

虚拟机负责运行 Android 应用程序。Dalvik 是为 Android 量身打造的 Java 虚拟机，负责动态解析执行应用、分配空间、管理对象生命周期等工作。如果说框架层是 Android 应用的大脑，决定了 Android 应用的设计特征，那么 Dalvik 就是 Android 的心脏，为 Android 的应用提供动力，决定它们的执行效率。

(5) Linux 内核：Android 基于 Linux2.6 内核，其核心系统服务如安全性、内存管理、进程管理、网络协议以及驱动模型都依赖 Linux 内核。Linux 核心在硬件层和软件层之间建立了一个抽象层，使得 Android 平台的硬件对开发人员更加透明。Linux 之于 Android 最大的价值，便是其强大的可移植性。由于 Linux 可以运行在各式各样的芯片架构和硬件环境下，因而使依托于它的 Android 系统也拥有了强大的可移植性。同时，Linux 像一座桥梁，可以将 Android 的上层实现与底层硬件连接起来，使它们直接耦合，从而降低了移植难度。

5.5.2 蓝牙传输技术

为了更为方便地进行数据展示和用户交互，在该设计方案中增加设计了通过

蓝牙 4.0 通信协议，将下位机硬件设备数据通过蓝牙数据传输模块，上传至上位机手机 APP 进行数据展示的功能部分。

HC-08 蓝牙串口通信模块是新一代的基于 Bluetooth Specification V4.0 BLE 蓝牙协议的数传模块。蓝牙工作频段为 2.4GHZ ISM，调制方式是 GFSK。模块最大发射功率为 4dBm。接收灵敏度-93dBm，空旷环境下和 iPhone4S 可以实现 80m 超远距离通信。HC-08 蓝牙模块进行 BLE 数据的传输。HC-08 是一个主从一体的蓝牙模块，通过 AT 指令能够将 HC-08 设置为从机模式，在设置好配对密码和蓝牙地址后，编写 APP 的过程中在程序中绑定对应的蓝牙模块地址即可进行连接，能够通过串口透传来实现数据的实时传输。

本设计中所采用的蓝牙模块为 HC-08。HC-08 是集成蓝牙功能的芯片和一定的外围电路构成的蓝牙模块，用以实现数据传输和远程控制的功能。其内部集成了 DSP（用以对经过蓝牙传递的信号进行处理），RAM（存储数字信号），MCU（微处理器）。且模块的接口种类众多，如串行接口，USB 接口，SPI 接口和语音接口等。其功能框图如图 5-4 所示：

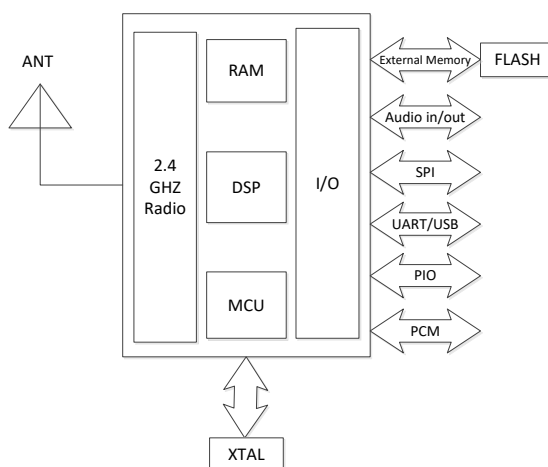


图 5-4 蓝牙模块功能框图

设计中利用蓝牙模块来进行串口数据传输。UART-TX（串口数据输出），UART-RX（串口数据输入），可经过放大电路转换成 TTL 电平，也可以外接 MAX232 芯片转换成 RS-232 电平，执行其他操作。

利用该蓝牙串口模块，在实际应用中只需要将 UART 串口接入 MSP430 的对应串口数据端，在单片机端通过串口将数据进行发送，数据便可以通过蓝牙串口模块发送给上位机。

5.5.3 手机 APP 设计

(1) 框架设计

在上位机部分,该方案设计了基于 Android 平台的手机 APP,实现了以下三个功能:

- 1) 脉搏及血氧实时数据的展现;
- 2) 对数据进行后台统计根据统计结果给予健康建议;
- 3) 提供了紧急电话与短信的快捷方式。

此 APP 通过蓝牙 4.0 协议,接收下位机硬件发送过来的实测心率及血氧浓度信息,并通过 TextView 显示在 APP 界面上。同时,将不同时间段的脉搏信息进行收集和统计,经过相应统计算法,针对不同的数据处理结果,APP 会为用户提供健康建议。考虑到该方案所面对的是有心血管疾病关怀的特殊人群,因此在 APP 设计中可通过点击按钮进行打电话或发送短信报警。通讯方案总体设计结构如图 5-5 所示:

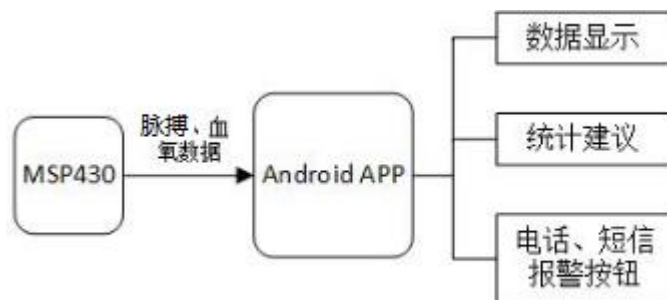


图 5-5 通讯方案总体设计结构

(2) 数据接收与统计

Generic Attribute Profile (GATT) 是配置文件的一个通用规范,它通常被用于在 BLE 链路上进行数据的发送和接收。GATT 是在 Attribute Protocol (ATT) 协议的基础上进行建立的,也就是 GAA/ATT。在 ATT 协议中,为用户定义了无线协议,其作用以属性的形式来进行表示,属性的三个部分为 Handle、Type、Permissions。截至目前,几乎所有的低功耗蓝牙应用都基于 GATT 通用规范来完成。而在该方案中,运行在手机上的 Android APP 便作为 GATT 客户端,实时接收设备端传来的心率数值。

数据接收的具体过程为,每秒更新一次,并同时针对接收的数据进行检验。

由于测试硬件原理本身缺陷,该设备存在佩戴位置偏移,会导致数据测量不准确的问题。因此在接收到数据之后,会同步筛除因测量误差造成的无效数据。该数据统计算法与前文所提到的硬件端带通滤波器设计部分相结合,一并解决了这一问题,保证了获取到的用户数据信息尽量纯净。每测试到二十个有效数据后就进行存储,并通过算法进行处理,将处理结果同时进行展现。

数据统计算法部分:

```
heart_rate = characteristic.getValue();

Log.i(TAG, "heart_rate = " + Utils.bytesToHexString(heart_rate));

i++;

sum = heart_rate[1]+sum;

if(heart_rate[1]>40 && heart_rate[1]<135)
```

针对这一阶段得到的统计数据,APP 会同步给出相应的健康建议,具体代码实现内容:

```
if(heart_rate[1] > 0)

    heart_rate_text.setText("    BPM:" + heart_rate[1] + " ");

if(avg5>60 && avg5<95)

    statistic.setText("TIPS:静息心率在正常范围内,您身体状况良好,请保持");

if(avg5<60 && avg5>40)

    statistic.setText("TIPS:您的每分钟心跳低于 60 次,心跳过缓,可能由窦性心动过缓等老年人心脏传导系统的退行性病变导致,请及时去医院检查");

if(avg5>95 && avg5<135)

    statistic.setText("TIPS:您的每分钟心跳超过 95 次,心率过快,可能是由心律失常、心力衰竭等疾病导致,若时常发生建议及时就医");

具体数据以及健康建议的展示,则是通过 Android 的 TextView 组件完成。
```

(3) 扩展功能设计

考虑到方案整体所面对的用户群体,主要是有心血管状态监控需要的社会群

体，考虑到这方面潜在的用户需求，我们在客户端增加了按钮报警，短按可快捷跳入通讯录或短信界面，长按则可以直接拨打出报警电话与报警短信。

软件实现上，首先需要在 `AndroidManifest` 中进行短信、电话权限的授权。进行了授权后在 `MainActivity` 中，便可以利用不同系统组件来实现相应的操作，该方案中利用了 `Android` 的系统组件 `Button`，首先需要在 `MainActivity` 中对使用到的按键进行定义。然后设立按键监听事件 `setOnClickListener`。再通过监听同一个按键的不同操作（长按或短按），来响应相应的按键事件，在事件中利用的则是 `intent` 机制，来调用系统的短信或电话功能。

首先定义 `button` 对象来实现短信报警，通过 `onClick()` 来响应短按事件，`onLongClick` 来响应长按事件，并同时新建 `intent` 对象，来进行短信界面的跳转或指定联系人的短信发送。

此后，定义 `button1` 对象来实现电话报警，通过 `onClick()` 来响应短按事件，`onLongClick` 来响应长按事件，并同时新建 `intent` 对象，来进行界面跳转或指定电话拨出。

5.6 本章小结

本章主要完成对微处理器软件和数据处理分析软件的设计。其中微处理器软件包括主控程序、`AFE4400` 与 `MSP430` 的 `SPI` 通信程序、对脉搏和血氧数据获取与处理、显示程序等。数据处理与分析部分先给出脉搏和血氧饱和度的计算方法，再对脉搏信号的不同提取方法中建立了本系统适合的算法。

介绍了 `Android` 的体系结构和蓝牙无线传输技术。选取 `HC-08` 蓝牙无线传输模块，完成了数据从微处理器到上位机系统从而完成了基于 `Android` 平台的手机 `APP` 设计。实现了三个功能：脉搏及血氧实时数据的展现、数据后台统计及统计结果给予健康建议并提供了紧急电话与短信的快捷方式。将微处理器采集处理后的脉搏和血氧数据实时显示在手机 `APP` 界面上，服务大众的同时也有效监测健康情况，将健康服务走向了智能化和信息化。

第六章 系统测试和结果分析

6.1 系统测试

本文在系统设计中采用了电源转换芯片、模拟前端芯片、控制器芯片和显示模块，电路有一定的复杂度。调试本系统软硬件需要制定一个调试方法，为了确保软件程序在各个模块上正常工作，提高调试效率，在系统测试方面采用分模块进行调试，以保证系统要求的功能。本系统硬件设计部分包括电源模块、模拟前端模块、MCU 控制模块和 OLED 显示模块。首先，对电源模块进行检测，确保电源电路输出电压在正常范围内。其次对 MCU 控制器最小系统进行调试，确保控制电路输出端正常工作。然后要调试模拟前端 AFE4400 模块，检查血氧探头是否能够正常发光，AFE4400 芯片的电源是否正常。对 OLED 显示电路进行检测，OLED 显示屏是否能正常发光，结果是否正常。最后将手机 APP 显示与 OLED 显示结果相对比，输出测试结果是否正常。在调试过程中要以信号的流向，按模块顺序进行，从局部到整体，逐步调试，最后完成系统的联调。对于系统电路总体调试，设计了调试流程，如图 6-1：

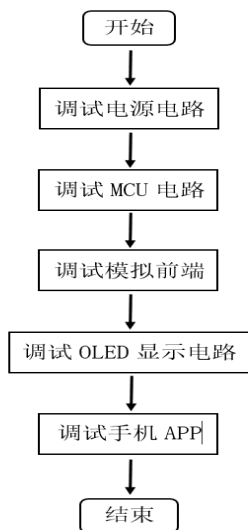


图 6-1 系统总体调试流程图

本系统调试方法采用分块调试法。分块调试法是电路设计中常用调试电路的方法，分块调试法可以减小电路发生的故障范围，也能够及时发现电路的故障，使得解决故障更为清晰。

6.2 结果分析

系统硬件联调完成后，对系统功能性进行实验验证，选取 16 位健康成年人作为实验被测试人员。在血氧饱和度测试时，将本系统样机和血气分析仪同时检测测试人员左手和右手的食指，记录结果。在心率测试时用本系统样机夹在右手食指部位，心电监护仪的心电接头粘在测试部位两者同时测试，记录测量结果。下面对两项指标的功能性验证结果做分别说明。

6.2.1 血氧饱和度

为了验证本系统样机的血氧饱和度的性能，将系统样机监测的血氧饱和度和血气分析仪进行比较，比对结果见下表 6.1 所示：

表 6.1 血氧饱和度测试结果

系统	血气仪	本系统样机	系统	血气仪	本系统样机
血氧饱和度	0.84	0.843	血氧饱和度	0.92	0.925
	0.85	0.856		0.93	0.933
	0.86	0.865		0.94	0.936
	0.87	0.876		0.95	0.944
	0.88	0.883		0.96	0.958
	0.89	0.892		0.97	0.976
	0.9	0.908		0.98	0.984
	0.91	0.914		0.99	0.992

可以通过求线性回归方程来对两者的性能进行分析对比。设血气分析仪的血氧饱和度值为 x_i ，本系统的血氧饱和度值为 y_i 。

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (6.1)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (6.2)$$

$$l_{xy} = \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) = \sum_{i=1}^n x_i y_i - n \bar{x} \bar{y} \quad (6.3)$$

$$l_{xx} = \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (6.4)$$

将测得的数据代入公式计算得： $\bar{x} = 0.915$ ， $\bar{y} = 0.917813$ ， $l_{xx} = 0.034$ ，

$$l_{xy} = 13.46973 - 16 \times 0.915 \times 0.917813 = 0.0329$$

根据线性回归方程式 $\hat{y} = \hat{a} + \hat{b}x$ 得:

$$\begin{cases} \hat{a} = \bar{y} - \hat{b}\bar{x} \\ \hat{b} = \frac{l_{xy}}{l_{xx}} \end{cases} \quad (6.5)$$

$$\text{即 } \hat{a} = 0.917813 - \frac{0.0329}{0.034} \times 0.915 \approx 0.0324$$

$$\hat{b} = \frac{0.0329}{0.034} \approx 0.9676$$

得线性回归方程为: $\bar{y} = 0.0324 + 0.9676x$

将测试数据与血气分析仪线性拟合曲线, 曲线图如图 6-2。

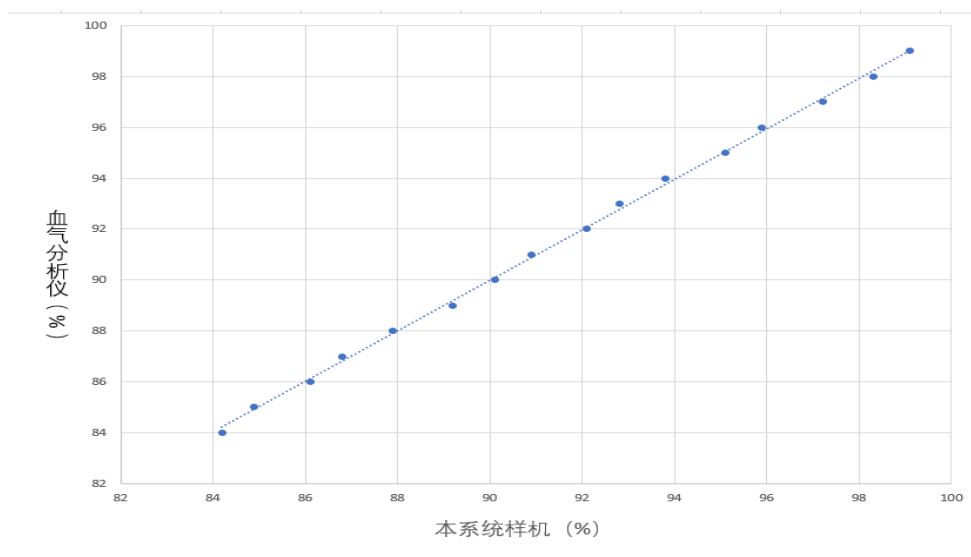


图 6-2 测量数据的拟合曲线

$$\text{相关系数 } r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}, \text{ 代入数据得 } r = \frac{0.0329}{\sqrt{0.034 \times 0.03213}} \approx 0.995$$

接近于 1, 说明二者测试结果基本一致。利用血氧仿真器对系统进行了校验, 血氧饱和度在 80%-99% 时, 测量误差低于 $\pm 2\%$, 具有一定的可靠性和较高的准确性。

6.2.2 心率测试

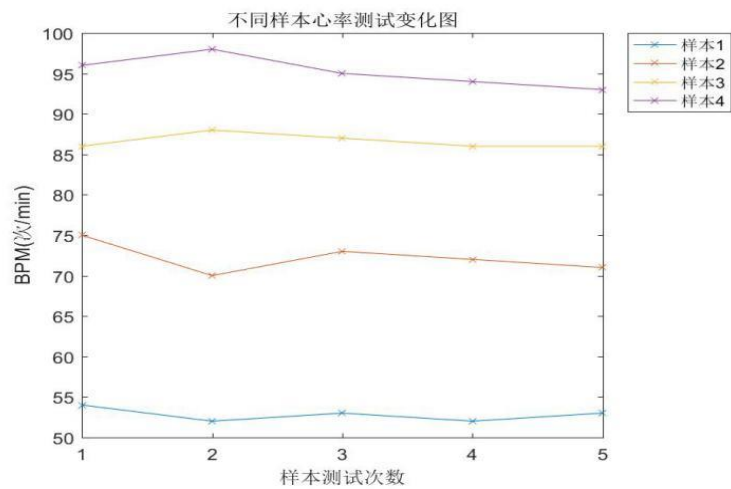


图 6-3 不同样本心率测试变化图

样本 1：某经常健身的同学的静息心率；样本 2：某身体健康的男生的静息心率；样本 3：某身体健康的女生刚步行后坐下的心率；样本 4：某患有轻度心率过速病症同学的静息心率。

不同样本心率测试变化图记录了以上 4 个样本各五次记录值，每个记录值为连续测试到的 20 次有效数据求取平均值。以上测试样本所显示的数据基本与样本特征吻合。

心率测量还与心电监护仪 PC-3000 进行了测试比对，比对结果见表 6.2。

表 6.2 心电监护仪的测量结果对比

测试者	本系统	PC-3000	测试者	本系统	PC-3000
测试者 1	88	87	测试者 9	68	69
测试者 2	77	76	测试者 10	75	76
测试者 3	86	87	测试者 11	83	82
测试者 4	90	91	测试者 12	60	61
测试者 5	89	88	测试者 13	91	90
测试者 6	74	75	测试者 14	94	93
测试者 7	65	66	测试者 15	84	85
测试者 8	66	66	测试者 16	90	89

对比发现本系统与商用心电监护仪 PC-3000 测量的绝对值小于等于 2，满足指标要求。

6.2.3 手机 APP 测试

启动设备端，将传感器夹在指腹处，打开安装完成的手机客户端，完成设备配对后开始接收数据。

(1) 心率测试，对刚刚运动完受测者和一位未做任何剧烈运动的同学进行了心率数据采集。图 6-4 和图 6-5 分别对应两位受测者采集的数据，并加以健康提示。



图 6-4 运动完的人体数据



图 6-5 正常情况下的人体数据

在图形化界面上，可以看到紧急电话与发出短信功能按钮，点按按钮可以直接跳转至联系人和发短信界面，长按按钮则可以直接拨打出 120 电话或直接发出短信。在小米等一些机型上，由于系统限制，在第一次运行时需要获取权限。用户授予权限后可以正常使用。

(2) 血氧饱和度测试，参数值会实时显示在界面中，如图 6-6。

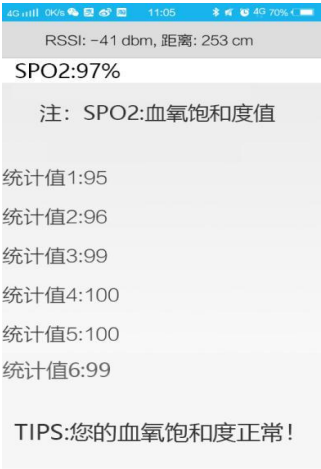


图 6-6 实验人员 A 测试结果

研制的便携式血氧仪与市场上典型的血氧仪在价格比方面也有着较强的优势。市场上典型的血氧仪最低在 100 元左右，本系统基于 AFE4400 设计的便携式血氧仪系统成本：血氧探头 24 元；AFE4400 为 18 元；微处理器为 15 元，总价低于百元，进一步降低了系统成本。经过三次改版后，本系统体积为 7cm×6cm×3cm，更便于携带。便携式血氧仪系统如图 6-7 所示，手机屏幕中红圈部分为手机 APP 图标，本系统完成预期效果。



图 6-7 便携式血氧系统实物图

6.3 本章小结

本章对便携式血氧仪系统的整机测试工作，对生理参数进行了对比测试，从而保证了所测得的血氧饱和度和心率生理数据在监护系统中传输的安全性、准确性。基于 Android 平台的便携式血氧仪界面及显示结果进一步说明，本系统能够稳定运行。将本系统与市场上血氧仪进行了价格比对，本系统价格方面有着较大优势从而降低了系统成本。

第七章 总结与展望

7.1 总结

目前市场上大多数的便携式血氧仪检测电路都包括驱动红光和红外光驱动电路,信号预处理模块对信号进行放大、滤波、模数转换电路等,整个系统中的分立元器件个数多、系统体积较大,系统复杂性又会影响系统的稳定性、可靠性。而此类便携式血氧仪不能满足集成度高、体积小且准确度高的发展趋势。

随着智能手机的普及,血氧参数测量 APP 软件将界面图形化展示给被测者,生理参数实时显示被测者查看方便,这一方式的改变通过手机软件的使用得到了医疗检测监护,健康医疗监护发展的更简单更实用。既降低门诊部门工作量,也使得医院将有限的资源放在了重症诊治上,避免了测量者多次挂号就诊的麻烦,同时减少医疗检测监护的费用。因此设计一款电路相对简单、体积小、功耗低、高性能且研制出精确度更高的血氧饱和度检测系统具有非常重要的意义。

本课题在对血氧测量原理充分掌握之上,选取了 TI 公司的集成芯片 AFE4400。该芯片加上简单的外围电路可以完成对脉冲的控制、二级增益放大、滤波等功能,以 MSP430 作为微处理器设计了便携式血氧仪测量方案,硬件电路设计完成以下模块: AFE4400 电路模块、电源管理模块、血氧探头模块、微处理系统、OLED 显示模块和蓝牙模块,对整体电路进行绘制并制版。实现了 AFE4400 的血氧饱和度数据采集和初步处理。选用集成度高的芯片和贴片式元器件减小系统整体的体积。在低功耗方面利用 AFE4400 芯片自身的特点,电源流功耗不足 1mA,比传统的分立式电路功耗低,延长了对电池的使用周期。整个系统采用锂电池供电。对微处理器软件设计包括主控程序、AFE4400 与 MSP430 的 SPI 通信程序、对脉搏和血氧数据获取与处理、显示程序等。在数据处理与分析部分先给出脉搏和血氧饱和度的计算方法,对移动平均滤波和八点平均移动滤波研究分析,建立了本系统适合的算法。

选取 HC-08 蓝牙无线传输模块,完成了数据从微处理器到上位机系统从而完成了基于 Android 平台的手机 APP 设计。实现了三个功能:脉搏及血氧实时数据的展现、数据后台统计及统计结果给予健康建议并提供了紧急电话与短信的

快捷方式。

便携式血氧仪的研制采用 TI 公司测量血氧饱和度专用芯片，并将 Android 作为开发平台，将血氧参数测量以界面图形化展示给被测者，被测者可以实时查看生理参数，使健康服务走向了智能化和信息化。不仅改善患者医疗保健条件节省去医院挂号和排队诊治时间，也节约了医院资源从而提高医院的治疗效率，同时降低医疗成本。

7.2 展望

本文设计的基于 MSP430 单片机的便携式血氧仪系统方案，实现了数据的采集和传输，通过蓝牙将数据显示在智能手机上，符合未来医疗发展的趋势和需求。本文的设计还存在进一步探索的问题，主要包括以下方面：

（1）系统功耗的进一步降低。设计时已经一定程度上考虑并降低了系统的功耗，在不断调整系统硬件和软件时，仍有继续降低功耗的空间；

（2）在算法分析方面。设计时对信号进行了一定的处理，但是算法只适用于脉搏波信号，在今后医疗不断发展中，需要满足更多生理信号监测基于系统完成，使得家庭保健更加全面。在手机处理器开发中，研制出更普适性的算法；

（3）整个系统在 Android 平台上只具有了基本功能，在此之外还可以有更多的拓展，例如根据用户需求进行个性化定制、智能分析数据并将数据定期发送给家庭医生以及对用户信息数据进行加密保护等。

致谢

研究生的学习即将结束，在毕业设计项目的研究过程中，导师李青教授从毕业设计课题的拟定、方案论证、课题实施上以及完成论文等工作中都给予耐心指导和无微不至的关怀，导师的渊博的知识、严肃的科学态度、求实的工作作风，使我受益终生。没有老师的悉心指导和不懈支持，就完成不了毕业设计课题研究工作和论文的撰写。在此感谢导师对我的培养、关怀和教导。

同时，感谢我的校外导师晏祥彪教授。在研究生学习的三年里对我学习上的帮助。他有着质朴的品质、谦虚的做人原则、丰富的项目经验让我在工作中有很深的体会。感谢研究生学习中教授我知识的所有教授们，你们辛苦了。

再次感谢所有关心、帮助过我的师兄（姐）和师弟（妹）们，谢谢你们的无私帮助，感谢你们让我的学习生活充满喜悦、幸福。

最后，向百忙之中抽出时间对本论文审阅的校内校外老师表示衷心的感谢。论文肯定还有很多不足，望批评改正，谢谢！

谨以此致谢。

参考文献

- [1] Wang C Y, Tang K T. Active noise cancellation of motion artifacts in pulse oximetry using isobestic wavelength light source[C]// IEEE International Symposium of Circuits and Systems. IEEE, 2011:1029-1032.
- [2] 姚玉红, 陈建裕. 血氧饱和度监测在多发伤治疗中的应用及护理[J]. 实用护理杂志, 2001, 17(3):24-25.
- [3] 杭燕南, 孙大金. 无创伤搏动性血氧饱和度仪连续监测的临床意义和评价[J]. 中华麻醉学杂志, 1989(2):105-107.
- [4] 王伟, 谢印芝, 尹昭云,等. 人在海拔 5 380 m 高原进行体力活动时耗氧量及血氧饱和度的观察[J]. 中华航空航天医学杂志, 2002, 13(2):91-93.
- [5] Neary J P. Application of near infrared spectroscopy to exercise sports science[J]. Can J Appl Physiol, 2004, 29(4):488-503.
- [6] Southall D P, Bignall S, Stebbens V A, et al. Pulse oximeter and transcutaneous arterial oxygen measurements in neonatal and paediatric intensive care.[J]. Archives of Disease in Childhood, 1987, 62(9):882-888.
- [7] Edsall J T. Blood and hemoglobin: The evolution of knowledge of functional adaptation in a biochemical system[J]. Journal of the History of Biology, 1972, 5(2):205-257.
- [8] Möller W, Amons R. Phosphate-binding sequences in nucleotide-binding proteins.[J]. Febs Letters, 1985, 186(1):1.
- [9] Jean-Claude B. Non-invasive method for the in vivo determination of the oxygen saturation rate of arterial blood, and device for carrying out the method[J]. Criticare Systems, 1995.
- [10] Roddie I C, Shepherd J T, Whelan R F. A Spectrophotometric Method for the Rapid Estimation of Blood Oxygen Saturation, Content, and Capacity[J]. Journal of Clinical Pathology, 1957, 10(2):115.
- [11] Horecker B L. THE ABSORPTION SPECTRA OF HEMOGLOBIN AND ITS DERIVATIVES IN THE VISIBLE AND NEAR INFRA-RED REGIONS[J]. Journal of Biological Chemistry, 1943, 148(1):173-183.
- [12] Millikan G A. The Oximeter, an Instrument for Measuring Continuously the Oxygen Saturation of Arterial Blood in Man[J]. Review of Scientific Instruments,

- 2004, 13(10):434-444.
- [13]Wood E H, Geraci J E. Photoelectric determination of arterial oxygen saturation in man[J]. Journal of Laboratory & Clinical Medicine, 1949, 34(3):387.
- [14]Aoyagi T. Pulse oximetry: its invention, theory, and future.[J]. Journal of Anesthesia, 2003, 17(4):259-266.
- [15]Fuse M, Xie C T, Aoyagi T. Photo-electric pulse wave measuring probe: US, US5313940[P]. 1994.
- [16]Aoyagi T, Fuse M, Kanemoto M, et al. Apparatus for determining the concentration of light-absorbing materials in blood: US, US 5766125 A[P]. 1998.
- [17]West P, George C F, Kryger M H. Dynamic in vivo response characteristics of three oximeters: Hewlett-Packard 47201A, Biox III, and Nellcor N-100.[J]. Sleep, 1987, 10(3):263-271.
- [18]董振江, 谢怡, 邓硕,等. 个性化远程医疗监护系统研究[J]. 计算机技术与发展, 2013(5):172-176.
- [19]杨硕. 多传感器信息融合技术在远程医疗监护系统中的应用[D]. 河北大学, 2014.
- [20]任军伟. 远程医疗监护系统移动终端中通信与定位技术的应用研究[D]. 电子科技大学, 2012.
- [21]周笑. 基于无线网络的移动远程医疗监护系统的研究与实现[D]. 浙江大学, 2010.
- [22]伍孝林, 徐洪智, 黄艳,等. 基于 Android 的医疗监控系统分析与设计[J]. 信息系统工程, 2015(1):78-79.
- [23]Neogy S, Saha S. Developing a secure remote patient monitoring system[C]// International Conference on Cyber Situational Awareness, Data Analytics and Assessment. IEEE, 2015:1-4.
- [24]卞晨. 基于 ZigBee 技术的无线社区远程医疗监护系统研究[D]. 合肥工业大学, 2014.
- [25]Briggs D A, Clark R L, Merchant A I, et al. Apparatus for the detection of motion transients: US, US 5226417 A[P]. 1993.
- [26]李刚, 林凌, 张志勇,等. 动态光谱法用于人体血液成份的无创测量[C]// 中国仪器仪表学会医疗仪器分会第四次全国会员代表大会暨 2009 年学术年会. 2009.

- [27] Lutter N O, Urankar S, Kroeber S. False alarm rates of three third-generation pulse oximeters in PACU, ICU and IABP patients.[J]. Anesthesia & Analgesia, 2002, 94(1 Suppl):S69.
- [28] Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis
- [29] Relente A R, Sison L G. Characterization and adaptive filtering of motion artifacts in pulse oximetry using accelerometers[C]// Engineering in Medicine and Biology, 2002. Conference and the Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society Embs/bmes Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint. IEEE, 2002:1769-1770 vol.2.
- [30] Coetzee F M, Elghazzawi Z. Noise-resistant pulse oximetry using a synthetic reference signal[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2002, 47(8):1018-1026.
- [31] Goldman J M, Petterson M T, Kopotic R J, et al. Masimo signal extraction pulse oximetry[J]. Journal of Clinical Monitoring & Computing, 2000, 16(7):475-483.
- [32] 张志清. 光学传感血氧饱和度的检测[J]. 传感器世界, 1999(2):19-20.
- [33] de Kock J P, Tarassenko L. Pulse oximetry: theoretical and experimental models.[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1993, 31(3):291-300.
- [34] 何兆湘. 光电信号处理[M]. 华中科技大学出版社, 2008.
- [35] 吴洁珊, 余同珍. 影响脉搏血氧饱和度监测的因素与干预[J]. 心血管康复医学杂志, 2003, 12(4):333-334.
- [36] 张志勇, 门剑龙, 李刚, 等. 动态光谱法用于人体血红蛋白浓度的无创测量[J]. 光谱学与光谱分析, 2010, 30(1):150-153.
- [37] 李琳. 基于单片机的数字时钟设计[J]. 数码世界, 2016(11):72-73.
- [38] 何史林, 陈广飞, 王华波, 等. 血氧模拟仪的技术研究与设计[J]. 医疗卫生装备, 2011, 32(6):13-16.
- [39] 李刚, 门剑龙, 孙兆敏, 等. 动态光谱法用于人体血液中多种蛋白含量的无创测量[J]. 天津大学学报(自然科学与工程技术版), 2011, 44(1):90-94.
- [40] 李刚, 王慧泉, 张昊, 等. 无创血液成分检测全波段信号信噪比均衡[J]. 光谱学与光谱分析, 2012, 32(2):486-490.
- [41] 王伟, 谢印芝, 尹昭云, 等. 人在海拔 5 380 m 高原进行体力活动时耗氧量及

- 血氧饱和度的观察[J]. 中华航空航天医学杂志, 2002, 13(2):91-93.
- [42] 杨涛. 便携式无创数字脉搏便携式血氧仪的设计研究[D]. 南京医科大学, 2011.
- [43] 方启越. 血氧饱和度检测技术研究——无创脉搏血氧饱和度检测仪的设计[D]. 南京理工大学, 2013.
- [44] 姚峰. 基于近红外光谱法无创脉搏血氧饱和度检测[D]. 山西大学, 2010.
- [45] 高新军, 刘新颖. 脉搏血氧饱和度测量原理概述及常见血氧探头的电气图[J]. 总装备部医学学报, 2010(3):134-136.
- [46] 周青. 强噪声背景下的脉搏血氧饱和度检测[D]. 山东大学, 2011.
- [47] 李刚, 林凌, 张志勇, 等. 动态光谱法用于人体血液成份的无创测量[C]// 中国仪器仪表学会医疗仪器分会第四次全国会员代表大会暨 2009 年学术年会. 2009.
- [48] 李刚, 王焱, 李秋霞, 等. 动态光谱法对提高近红外无创血液成份检测精度的理论分析[J]. 红外与毫米波学报, 2006, 25(5):345-348.
- [49] 林凌, 李刚. 人体血液成分无创测量取得突破, 即将进入实用[J]. 中国医疗器械信息, 2009, 15(8):29-33.
- [50] 沈建华, 杨艳琴, 翟晓曙. MSP430 系列 16 位超低功耗单片机原理与应用[M]. 清华大学出版社, 2004.
- [51] 胡大可. MSP430 系列 FLASH 型超低功耗 16 位单片机[M]. 北京航空航天大学出版社, 2001.
- [52] Islam S K, Haider M R. Low-Power Circuit Design[M]// Sensors and Low Power Signal Processing. Springer US, 2010:31-43.
- [53] Su Y C, Chen H, Hung C L, et al. Wireless ECG detection system with low-power analog front-end circuit and bio-processing ZigBee firmware[C]// IEEE International Symposium on Circuits and Systems. IEEE, 2010:1216-1219.
- [54] Kim H, Yazicioglu R F, Merken P, et al. ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2010, 14(1):93-100.
- [55] Hii P C, Chung W Y. A comprehensive ubiquitous healthcare solution on an Android®, ø mobile device[J]. Sensors, 2011, 11(7):6799-6815.
- [56] Yoshizawa M, Yambe T, Konno S, et al. A mobile communications system for

- home-visit medical services: the Electronic Doctor's Bag[C]// Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2010:5496-5499.
- [57] Yoshizawa M, Yambe T, Konno S, et al. A mobile communications system for home-visit medical services: the Electronic Doctor's Bag[C]// Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2010:5496-5499.
- [58] Farina D, Cianca E, Marchetti N, et al. Special issue: wearable computing and communication for e-Health[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2012, 50(11):1117.
- [59] Zhong L S, Guo X M, Xiao S Z, et al. The third heart sound after exercise in athletes: an exploratory study.[J]. Chinese Journal of Physiology, 2011, 54(4):219-224.
- [60] Wu W Z, Guo X M, Xie M L, et al. Research on First Heart Sound and Second Heart Sound Amplitude Variability and Reversal Phenomenon-A New Finding in Athletic Heart Study[J]. Journal of Medical & Biological Engineering, 2009, 29(4):202-205.
- [61] Xie M, Xiao S, Liu T, et al. Multi-center, multi-topic heart sound databases and their applications[J]. Journal of Medical Systems, 2012, 36(1):33.