

论文编号: 2015080905



東華理工大學
EAST CHINA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

全日制学术型研究生毕业论文 (申请硕士学位)

论 文 题 目 基于社区老年人的智能手环设计
学 位 申 请 人 张文超
专 业 方 向 电路与系统
研 究 方 向 电路系统设计与智能设备
指 导 教 师 汤彬 教授

2018 年 6 月 3 日

Smart bracelet design based on elderly in the community

A Dissertation Submitted for the Master's Degree

RESEARCH: Circuit System Design and Smart Devices

SPECIALIZATION: Circuit and System

POSTGRADUATE: Zhang Wenchao

MENTOR: Tang Bin

ACADEMY: College of Mechanical and Electronic Engineering

East China University of Technology

June3,2018

东华理工大学研究生毕业（学位）论文中文摘要首页用纸

毕业论文题目：基于社区老年人的智能手环设计

电路与系统 专业 2015 级硕士生姓名：张文超

指导教师（姓名、职称）：汤彬 教授

摘要

论文的主要研究命题在于当今社会中老龄化人群所面临的健康问题。独生子女工作繁忙，又要兼顾下一代，老人缺乏照顾。基于此，本论文提出设计并研制一款基于社区老年人的智能手环，社区医生及家属可实时掌控老人的身体状态。如遇老人跌倒或发病时能让社区医生及家属第一时间救治，有效的避免因老人发病时长时间未得到救援所造成的二次伤害，在老年人健康问题上起到“生命桥梁”作用。

通过对市面上智能手环性能的分析得出，目前智能手环还欠缺家属能实时监测佩戴者的身体状态信息功能。本文提出利用 Android 软件开发平台制作一款 APP 与智能手环硬件相结合并通过无线通信技术来实现家属能实时掌握佩戴者的身体状态信息。智能手环系统以 STM32 为硬件开发平台，选用光电反射式心率传感器采集心率信息，选用温度传感器采集佩戴者的体表温度；选用六轴传感器技术实现了对手环佩戴者运动状态和计步的数据采集；利用 STM32F103CBT6 微处理器对手环佩戴者的运动状态、计步、心率、体表温度等数据解析处理，并驱动显示模块实现数据显示，同时手环数据通过 GPRS 通信模块将数据发送至云端服务器，服务器将数据发送至基于 Android 软件开发平台开发的手机 APP 应用程序中，实现了远程手机实时监护手环数据。

测量结果表明，手环系统能准确的测量出佩戴者的心率、运动状态、体表温度及跌倒报警，并利用手机客户端 APP 实时了解手环佩戴者的身体状况。检测的数据初步达到了预期研究目标，在后续的研究工作中，系统将增加 GPS 定位以及无线充电技术，实现智能手环的定位以及使用寿命的延长。通过进一步完善和加强智能手环的功能，使其在解决老龄化面临的健康问题中具有良好的社会意义与应用价值。

关键字：老龄化，手环，心率，Android，STM32

东华理工大学研究生毕业（学位）论文英文摘要首页用纸

THESIS: Smart Bracelet Design Based on Elderly in the Community

SPECIALIZATION: Circuits and Systems

POSTGRADUATE: Zhang Wenchao

MENTOR: Tang Bin

Abstract

The main research topic of the dissertation lies in the health problems facing the aging population in today's society. The only child is busy with the work and needs to take care of the next generation. The elderly lack care. Based on this, this paper proposes to design and develop a smart bracelet based on the elderly in the community. The community doctors and their family members can control the physical status of the elderly in real time. In the event of an elderly person falling or suffering from illness, the community doctors and their family members can be treated for the first time, effectively avoiding secondary injuries caused by long-term unresponsiveness due to the onset of the elderly, and acting as a "bridge of life" on the health problems of the elderly.

Through the analysis of the performance of the smart bracelet in the market, the current smart bracelet lacks the ability of family members to monitor the wearer's physical status information in real time. This article aims to solve this problem by using wireless communication technology and Android software development platform to create an APP to solve the family members can real-time grasp the wearer's physical state information. Based on the smart bracelet system for the elderly, STM32 is used as a hardware development platform, and a photoelectric reflection type heart rate sensor is used to collect heart rate information, and a temperature sensor is used to collect the body surface temperature of the wearer. Six-axis sensor technology is used to achieve the data acquisition of the wearer's movement state of the opponent's ring. Using the STM32F103CBT6 microprocessor, the wearer's movement status, heart rate, body temperature and other data are analyzed, and the display module is driven to achieve data display. At the same time, the wristband data is sent to the cloud server through the GPRS communication module, and the server sends the data to the mobile phone APP application developed based on the Android software development platform, realizing the real-time monitoring of the wristband data of the remote mobile phone.

The measurement results show that the wristband system can accurately measure the wearer's heart rate, exercise state, body surface temperature and fall alarm, and use the

mobile phone client to know in real time the wearer's physical condition. The tested data has initially reached the expected research target. In the subsequent research work, the system will increase GPS positioning and wireless charging technology to achieve the positioning of smart wristbands and prolong the service life. By further improving and strengthening the function of the smart bracelet, it has a good social significance and application value in solving the health problems facing aging.

Keywords: Aging, wristband, Heart rate, Android, STM32

目录

摘要	I
Abstract.....	III
1 绪论	1
1.1 研究背景及意义	1
1.2 智能手环的国内外研究现状	2
1.2.1 国外研究现状	2
1.2.2 国内研究现状	2
1.3 论文研究内容	3
1.4 论文结构安排	4
2 手环系统总体设计与应用原理概述	7
2.1 手环系统整体设计方案	7
2.2 网络服务器	7
2.2.1 服务器结构	7
2.2.2 服务器工作原理	8
2.3 安卓 APP 端	9
2.3.1 Android 系统概述	9
2.3.2 AndroidStudio 概述	10
2.4 心率测量技术	10
2.4.1 人体心脏跳动过程	10
2.4.2 心率检测技术	11
2.5 三轴加速度传感器	12
2.5.1 三轴加速度传感器概述	12
2.5.2 三轴加速度器工作原理	12
2.6 GPRS 无线通信技术	13
2.6.1 GPRS 工作原理	13
2.7 温度检测技术	15
2.8 系统设计需要考虑的因素	15
3 智能手环系统的硬件设计	17
3.1 硬件总体设计	17
3.1.1 主控模块微控制器的选择	17
3.1.2 STM32 最小系统电路	19
3.2 心率采集模块设计	19
3.2.1 心率采集模块选型	20

3.2.2 光电反射式心率采集电路设计	20
3.3GPRS 模块设计	26
3.3.1 GPRS 模块选型	26
3.3.2GPRS 模块电路设计	27
3.4 运动状态采集模块电路设计	29
3.5 电源电路的设计	30
3.6 显示模块设计	31
3.7 温度采集模块设计	33
3.7.1 温度模块选型	33
3.7.2 温度模块电路设计	33
4 智能手环系统的软件设计	35
4.1 软件设计语言与开发环境	35
4.1.1 软件开发语言	35
4.1.2 软件开发环境	35
4.2 软件工作流程与系统初始化	36
4.2.1 软件驱动程序介绍	36
4.2.2 滴答定时器程序:	37
4.2.3 外部中断服务程序	37
4.3 GPRS 初始化及收发程序	37
4.3.1 SIM900A 的 AT 指令	38
4.3.2 GPRS 模块驱动程序实现	40
4.4 三轴加速器驱动程序	41
4.4.1 三轴加速器的跌倒算法	42
4.4.2 三轴加速器计步	44
4.5 OLED 显示程序	47
4.5.1 OLED 的驱动程序	47
4.6 心率信息处理程序设计	49
4.6.1 心率传感器的波形输出	49
4.6.2 心率算法程序设计流程	51
4.7 体温计算程序	52
4.7.1 ADC 和 DMA	52
4.7.2 ADC 和 DMA 配置	53
4.7.3 温度转换	54
5 服务器端和 Android 手机端 APP 编程	55
5.1 Android 系统及开发环境	55

5.1.1 APP 开发环境 Android Studio	55
5.1.2 服务器端开发环境 eclipse	55
5.2 服务器端和手环 APP 功能简介	56
5.3 程序设计	56
5.3.1 服务器端程序设计	57
5.3.2 APP 程序设计	58
5.3.3 APP 数据更新曲线处理	59
6 系统调试	61
6.1 系统硬件调试	61
6.2 服务器软件调试	61
6.3 系统总体调试	63
6.3.1 系统调试结果与分析	64
7 总结与展望	66
7.1 总结	66
7.2 展望	66
参考文献	68
附录 A	70
附录 B	71

插图清单

图 1.1	2007-2020 年中国 60 岁以上人口数量及比重	1
图 1.2	系统运行流程图	4
图 2.1	系统运行流程图	7
图 2.2	服务器工作原理示意图	8
图 2.3	Android 系统架构	9
图 2.4	心跳波形	11
图 2.5	透射、反射原理	12
图 2.6	三轴加速度传感器 X、Y、Z 三轴模型	13
图 2.7	GPRS 与 Internet 连接原理框图	14
图 3.1	智能手环总体结构示意图	17
图 3.2	STM32F10X 系列的内部模块框图	18
图 3.3	STM32 最小系统电路图	19
图 3.4	SON7015 内部结构	21
图 3.5	心率传感器模块原理图	22
图 3.6	RC 串联电路阻抗频率特性图	23
图 3.7	RC 并联电路阻抗频率特性图	24
图 3.8	RC 低通滤波电路阻抗频率特性图	25
图 3.9	心率传感器 PCB	26
图 3.10	GPRS 模块运行结构图	27
图 3.11	SIM900A 接口模块	28
图 3.12	SIM 卡与 SIM900A 模块接线电路	28
图 3.13	SIM900A 模块开关机电路图	29
图 3.14	复位时序图	29
图 3.15	MPU6050 芯片管脚与外部接线图	30
图 3.16	电源模块电路图	31
图 3.17	SSD1306 驱动电路图	31
图 3.18	显示屏模块接口电路	32
图 3.19	显示屏读写信号时序图	32
图 3.20	NTC 采样电路图	34
图 4.1	RVMDK5 界面	35
图 4.2	智能手环软件工作流程图	36
图 4.3	SIM900A 模块工作流程图	38
图 4.4	GPRS 程序流程图	40

图 4.5	三轴加速度传感器驱动流程图	41
图 4.6	行走时合加速度变化曲线	43
图 4.7	跌倒时三轴加速度变化曲线	43
图 4.8	跌倒角速度变化曲线图	43
图 4.9	跌倒判定流程图	44
图 4.10	人体步行状态图	45
图 4.11	步行是 X、Y 和 Z 轴的加速度变化曲线	45
图 4.12	计步工作流程图	46
图 4.13	IIC 起始和停止信号时序图	48
图 4.14	OLED 显示效果	49
图 4.15	静止状态心率信号波形	50
图 4.16	运动状态心率信号波形	50
图 4.17	心率算法流程图	52
图 4.18	ADC 和 DMA 配置流程图	54
图 5.1	eclipse 系统架构	56
图 5.2	服务器程序流程图	57
图 5.3	APP 程序流程图	59
图 5.4	饼形图	60
图 5.5	贝塞尔曲线图	60
图 5.6	APP 动态绘图效果	60
图 6.1	手环调试图	61
图 6.2	服务器打印 logo 进程	62
图 6.3	服务器连接手环程序	62
图 6.4	服务器连接 APP 程序	62
图 6.5	手环 APP 登入界面	63
图 6.6	APP 运行状态图	64
图 6.7	手环实物演示	64

附表清单

表 2.1	上述英文缩写名词解释	14
表 4.1	SIM900A 模块内部 AT 指令	39
表 4.2	三轴加速器数据格式	42
表 4.3	ADC 参考电压	53
表 4.4	NTC 温度与阻值的关系	54

1 绪论

1.1 研究背景及意义

2015 年中国人口抽样调查公报显示,中国大陆 60 岁及以上人口为 2.21 亿人,占总人口 16.15%^[1-2]。世界卫生组织报告表示,随着医学进步,人的寿命将会继续延长,预计 2050 年之前,全球 60 岁以上的人口将是现在的 2 倍,这将是一个愈加庞大的社会群体,另外我国针对老年人健康服务的相关制度和发达国家相比还有一定差距^[3]。当前经济建设节奏逐步加快,子女由于工作等原因居于外地,不能及时照顾陪伴老人,造成老人独守问题日愈突出^[4]。尤其是未来 15 年,90 年代独生子女较多,这类父母正在逐渐步入老龄人口行列,独守老人比例将会达到最高峰^[5]。对比 70 年代的美国和 90 年代初的日本老龄化的比例,预计到 2040 我国人口老龄化进程达到顶峰^[6]。如图 1.1 2007-2020 年中国 60 岁以上人口数量及比重。

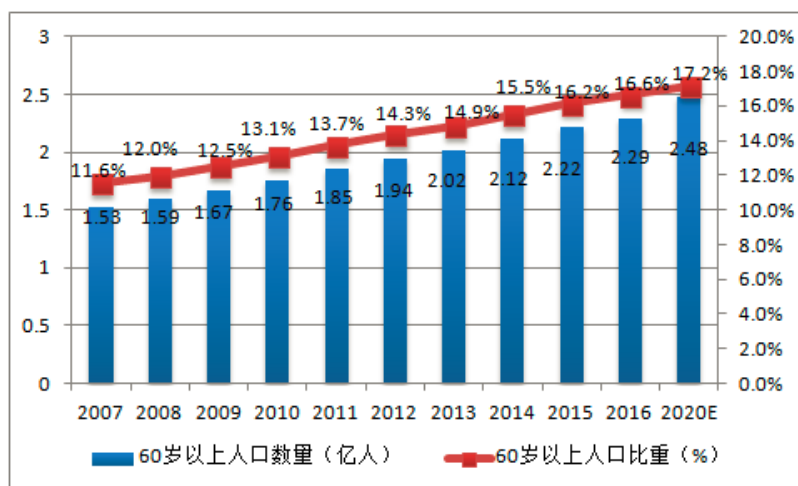


图 1.1 2007-2020 年中国 60 岁以上人口数量及比重¹

Figure 1.1 Number and proportion of people aged over 60 in China from 2007 to 2020

老年人身体比较虚弱,身体机能下降,抵抗力差,且如今社会独生子女较多,照顾老人的时间有限,老人一旦缺乏看护,就更容易造成安全隐患^[7-8]。有新闻报道称老人在家发生意外,邻居上门探望时才发现老人晕倒等;更有报道称老人在家中去世 20 天却无人知晓;独居的老人一旦发生意外,如果不能在第一时间内得到有效的救治,有可能会造成很危险的后果^[9]。

在科技迅猛发展的今天,物联网技术和智能化技术已经成为发展的潮流,健康医疗和可穿戴设备技术日益成熟,利用通信、网络技术解决生活中的问题,提高生活质量,是科技发展趋势,也是其目的^[10]。网络信息化,生活智能化的时代已经到来,

¹ 2017 年-2022 年中国养老行业现状分析及投资战略研究报告

对这一社会现象,我们同样可以运用科学技术知识去改善这一现象,解决这一问题^[11]。

本论文通过了解老龄化人口比例,结合国内老人医疗健康基础设施建设,总结出现在在老人健康监护方面的应用还是相当欠缺的。本设计正是通过科技手段结合社区医疗解决这一问题,通过高度普及的智能手机和无线通信技术,配合智能硬件,设计出一套实时监护老人生理健康的智能手环系统。我国医疗消费很大一部分是由于老人年龄大,身体机能变弱,出现一些疾病造成的,而若不能及时发现老人身体机能出现的问题,势必会延误治疗时机,导致问题更加严重。通过智能手环,社区医生及家属可以实时掌握老人身体状况,为老人健康再添一分保障。本设计对于老年人健康问题很有研究意义。

1.2 智能手环的国内外研究现状

1.2.1 国外研究现状

可穿戴健康设备最早是在上世纪 60 年代,由麻省理工学院提出,包括眼镜、衣服、手环之类的穿戴物品。尤其是 2004 年以来,互联网+快速发展,商品工艺水平不断提高,穿戴设备更容易微型化、智能化,世界范围内互联网+正在融入生产生活的各个方面,运动健康辅助等保健类智能设备正在蓬勃发展^[12-13]。在 2008 年,“智能医疗”被提出并风靡全球,对比可以发现,几年前,医院等公共医疗场所还处于较为传统的医疗运营模式,效率较为底下,造成人力物力资源很大程度上的浪费,而在近年来,中大型公共医疗机构均已完成医疗服务网络化,医疗系统智能化改造,这无不让人感受到科学发展和技术变革带来的便捷^[14-16]。近年来,智能手环已然成为可穿戴设备领域的核心产品^[17-19]。2014 年之后智能手环基本局势为百花齐放百家争鸣,虽然品牌众多,但是功能方面大同小异。国外的 Jawbone UP、Fibit Flex 智能手环,核心组成模块都是绕不开运动传感器、电池、内存芯片、蓝牙通讯模块、震动马达、显示屏等模块组成,只能通过蓝牙连接自身的智能手机或者手环自带的屏幕查看自己的运动状态、计步、睡眠质量等功能^[20-23]。目前最新且功能最全的智能穿戴设备归属 iwatch 手表,不但有其他智能手环所具备的功能外还能拨打电话和手机微信同步,其定位为智能运动手表。还有如爱普生研发的 Pulsense 系列穿戴运动手环手表,适合在日常生活中、马拉松比赛中、甚至游泳都可以佩戴。

1.2.2 国内研究现状

国内在可穿戴健康设备方面的研究,中国科技大学的陈峰研究了助力辅助机器人技术,其涉及机器人学、人体工程学、控制理论、传感器技术、信息处理技术等^[24]。设计出辅助运动助力机器人,可以提高老年人,残疾人的运动灵活性。随着智能手机的全面普及加之智能设备的迅猛发展,可穿戴智能设备在生活中扮演着举足轻重的角

色，成为电子产品中消费的新宠^[25]。从苹果公司发表的 iWatch 手表到国内的小米手环，可穿戴智能设备的概念已被大众接受并且已经成功的进入市场。国内可穿戴智能设备的发展是在 2010 年进入市场的初期，市场热度较高，2014 年市场规模已然达到 66.2 亿元，2015 年中国可穿戴设备市场达到 112.7 亿元，同比增长 70.2%。2017 年最新数据显示，全球销量超过 1 亿件智能可穿戴设备的销售。同智能手机一样，可穿戴智能设备在中国也是有巨大的潜力与市场。国内的小米、华为等科技企业都纷纷推出智能手环产品，智能手环的黄金时代是科技的积累以及智能化产品在生活中起到举足轻重的作用，其次是对资本的追求^[26-28]。国内大街小巷里年轻人戴着手腕上的智能手环，这是年轻时尚和智能化技术的象征。正如市场需求而言，市面上绝大多数智能手环面对的消费群体是年轻人及中年人，功能也是测量佩戴者的脂肪含量，卡路里、计步、心跳、睡眠等状态信息，且都是需要依附于自身携带的智能手机^[29-35]。例如：华为手环具有 50 米防水和科学的睡眠功能，而三星折叠曲面屏幕智能手环，是智能手环创新的体现，但都是面对年轻的消费群体^[36]。国内还尚未有真正意义上为老年人设计的智能手环^[37]。武汉理工大学针对分析老年人的生活习惯和可穿戴设备的市场分析设计了一款基于老年人的智能手环设计，提出了从实体手环到云端系统再到各手机设备、PC 端连成系统的概念，对老年人智能手环的研究方向提出了一个相对较完整的构想^[38]。我国可穿戴健康发展正在兴起，尤其是针对老年人健康的智能化市场尚处于空白状态^[39-41]。各大厂商为了快速的抢占市场，国内的智能手环种类琳琅满目，有些功能设计仍有缺陷，研制出性能稳定、价格合适、功能齐全的智能手环仍然需要改进，更多功能有待研究^[42-45]。

1.3 论文研究内容

通过对国内外智能手环现状的研究、本设计在基于老年人的生活状态提出了一个专为老年人设计的软件 APP 设计和硬件智能手环相结合的思路，其功能上的最大特点是实现了手环数据的远程智能终端察看，借助服务器实现数据实时上传，服务器实时分发至远程智能终端。系统运行流程如下图 2.1

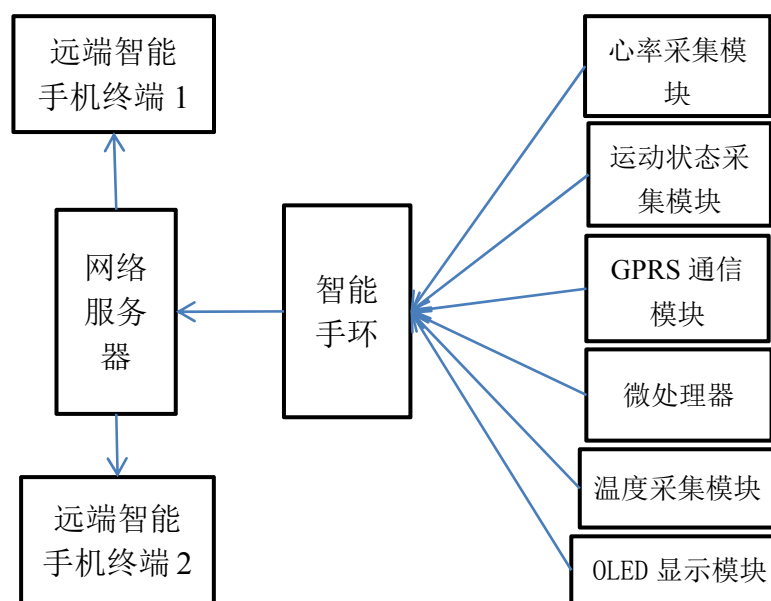


图 1.2 系统运行流程图

Figure 1.2 System Operation Flow Chart

本系统中手环主要包括六个部分：心率采集模块、运动状态采集模块、32 位 ARM 处理器、GPRS 通信模块、温度采集模块和 OLED 显示模块。通过处理器采集心率模块和运动状态模块的数据，进行计算分析出心率值、运动状态等数据，将数据打包通过 GPRS 通信模块发送至网络服务器。网络服务器开放一个允许客户多连的公共端口，智能手环和远端智能手机在收发网络数据时，向服务器申请建立链接，进行数据接收和发送。网络服务器根据数据包内包含的识别信息，来进行数据实时分发。远端智能手机 APP 接收到服务器的数据包后，进行数据解包，通过正则表达式提取数据，更新界面，在意外状态出现时进行状态报警提示。

本论文依托的主要项目包括：国家重点研发计划(项目编号：2017YFF0104200)、国家自然科学基金项目(项目编号：41330318、41074078)、国家高技术研究发展计划项目(863 计划，项目编号：2012AA061804、2007AA06Z111)等开展研究工作。

1.4 论文结构安排

第一章 绪论。根据目前环境形势分析了老年人智能手环发展的必要性，由此引出研制老年人智能手环的目的与社会价值。通过分析了老年人智能手环的国内外市场设计现状，归纳出本文的主要研究内容，并给出本文七个部分的章节安排。

第二章 老年人智能手环系统总体设计与应用原理概述。通过了解智能手环上运用的几个关键技术，对其中的心率检测、GPRS 无线通信技术、温度采集模块和运动状态检测以及对 Android 技术的具体分析，介绍了每个工作模块的特点及工作原理。

第三章 老年人智能手环系统的硬件设计。介绍了老年人智能手环系统的总体设

计方案。给出了手环系统的选型，STM32 最小系统、心率检测、GPRS、六轴加速度传感器、温度采集模块、电源、显示屏等模块的电路设计。

第四章 老年人智能手环系统软件设计。介绍了软件开发环境与开发语言，结合部分软件设计中的流程及关键代码具体的分析了心率采集模块、GPRS 通信模块、运动状态监测和温度检测等功能的程序设计。

第五章 服务器端和 Android 手机端 APP 编程。分析了服务器的接口作用，搭建了 Android 平台。详细的叙述了服务器与手机 APP 端的信息交互过程。

第六章 系统调试。综合的调试整个手环系统功能实现包括服务器和手机 APP 端的信息相互进行调试。测量结果表明可以较为准确的测得佩戴者的心率、运动状态、体表温度和计步等功能，并且远端手机 APP 能实时监测佩戴者的身体状态数据，实现了跌倒报警等功能。

第七章 总结和展望。总结了老年人智能手环系统的研制工作，分析了设计的优势与不足之处，对智能手环后续的工作进行展望。

2 手环系统总体设计与应用原理概述

2.1 手环系统整体设计方案

服务器是智能手环与手机客户端连接的媒介，手环利用通信模块向服务器实时发送老人的状态信息，服务器收到数据后打包发送给远端社区医生及亲属的智能手机上，以实现老人健康状态的实时掌控。使整个系统设计结构图如图 2.1 所示：

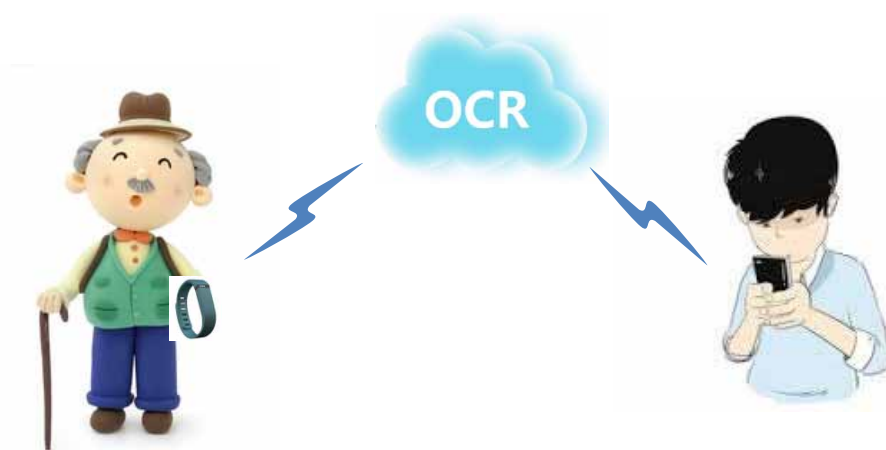


图 2.1 系统运行流程图

Figure 2.1 System Operation Flow Chart

2.2 网络服务器

本系统中服务器采用客户机/服务器处理结构（Client/Server Computing Architecture）。此结构中客户机被定义为一种服务请求器，服务器被定义为一种服务供应商。此结构更便捷、更稳定、更安全。本系统中的服务器主要作用是控制和协调网络中各计算机之间的工作，即连接智能手环和安卓 APP，使二者的数据相互传输。

本系统服务器程序在本地 PC 运行，将本地 PC 端口开放供手环和 APP 连接。服务器和发出请求的手环或 APP 进行连接，并为请求创建一个子进程来处理。并制定识别协议，识别为手环的进程将接收手环数据并解析储存。识别为 APP 的进程，如有手环输入则将手环数据上传给 APP。从而在手环和 APP 中形成一个信息中转站和信息流通平台。

2.2.1 服务器结构

客户机/服务器计算结构意义是在于提高集中化的时间共享大型机计算，也是一种基于信息的组合式结构。客户机和服务器被分别定义为服务请求器与服务供应商。通过对软件配置和执行功能的类型来决定单个机器作为服务器或者是客户机。

在网络中，为了实现有效分布在不同位置的程序之间的相互连接，客户机/服务器模型同样提供了一种便利途径。目前大多数商业应用程序使用的都是客户机/服务器模型，这也让客户机/服务器模型已然成为网络计算的重要观念之一。客户机和服务器间的通信也是由 Internet 中的核心技术 TCP/IP 提供的组织结构。

在通常的客户机/服务器模型中，服务器（有时称为后台服务）处于活动状态并等待客户机请求，通常，多客户端程序共享通用的服务器程序服务。客户端程序和服务器程序都是大型程序或应用程序的一部分。与 Internet 相反，Web 浏览器是一个客户端程序，它请求 Web 服务器（技术上称为超文本传输协议或 HTTP 服务器）网络中其他计算机上的某些服务（发送 web 页面和文件）。同样，安装了 TCP / IP 的计算机允许用户客户端向网络上其他计算机上的文件传输协议（FTP）服务器发送文件请求^[46]。

网络服务器是计算机局域网的重要组成部分。网络操作系统运行在网络服务器上，并且网络服务器的效率直接影响整个网络的效率。因此，高端计算机或专用服务器计算机通常用作网络服务器。网络服务器主要有运行网络操作系统和控制协调网络中计算机间的工作两大功能，极大的满足用户需求，并作出响应和处理。如图 2.2 所示。

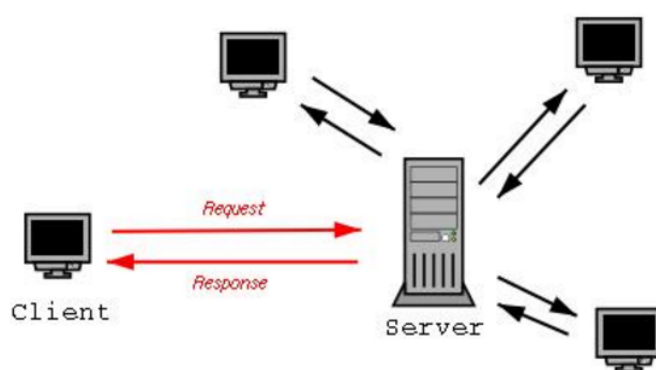


图 2.2 服务器工作原理示意图

Figure 2.2 Schematic Diagram of Server Operation

2.2.2 服务器工作原理

通常，服务是计算机资源的抽象，客户端不必关心服务器在履行请求和提供响应的同时如何执行。客户只需了解回应。客户端只需了解基于众所周知的应用协议的响应，即所请求服务的内容和数据格式。

客户端和服务器以请求-响应消息传递模式交换消息。客户端首先发送请求，服务器返回并且做出响应。这种消息交换是进程间通信的一个例子。为了便于沟通，由于计算机必须有一个共同的语言，并且他们必须遵守规则，所以客户端与服务器之间都知道相应的握手信号。沟通语言和规则在通信协议中定义。所有客户机—服务器协

议都在应用层中运行，应用层协议定义了对话的基本模式。为了进一步形式化数据交换，服务器实现对应用程序编程接口（API）。API 是对特定内容格式的抽象，通过对访问进行抽象，便于跨平台的数据交换。

服务器可能会在很短的时间内收到来自多个不同客户端的请求。计算机只能在任何监视器上执行有限数量的任务，并依靠调度系统来优先考虑来自客户端的传入请求以适应它们。为了防止滥用和最大限度提高可用性，服务器软件可能会限制客户端，拒绝服务攻击旨在利用服务器的义务来处理请求，并以过高的请求速率对其进行过载。

2.3 安卓 APP 端

本系统中的 APP 客户端基于安卓 7.0，由 Android Studio 编译。APP 需获取安卓手机的网络权限。APP 启动后建立新线程连接服务器指定 IP 和端口号，并解析接收到的数据通过 Handler 回传数据在主线程中更新 UI，并且将心跳数据在 UI 中画点描曲线。

2.3.1 Android 系统概述

Android 是由 Google 于 2007 年 11 月 5 日宣布成立的平台，它是基于 Linux 平台的开源移动终端操作系统。Android 平台由操作系统、中间件、用户界面和应用软件四个部分组成，是首个为移动终端设计的真正开放且完整的移动软件^[47]。Android 的架构如图 2.3:

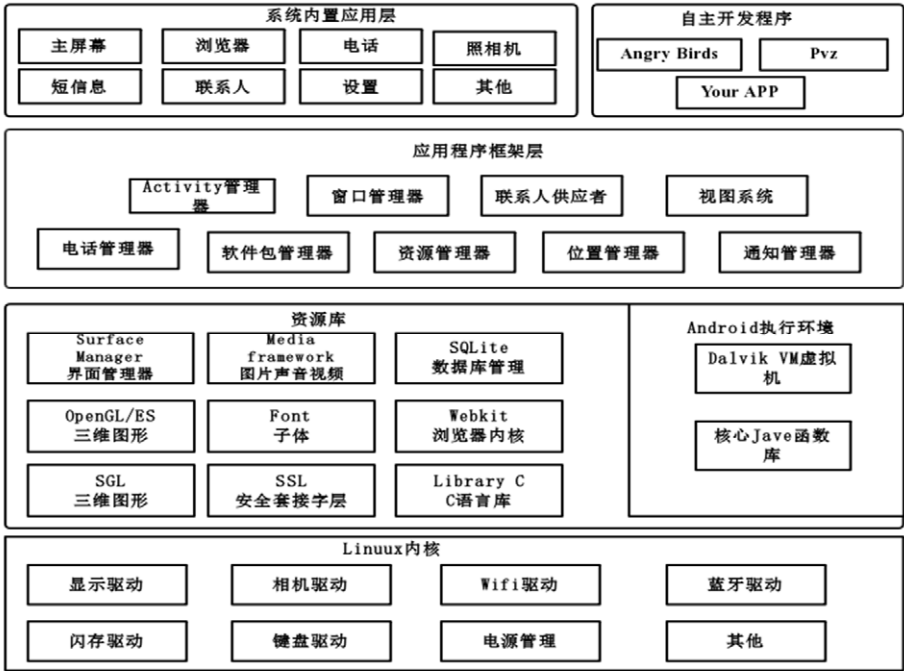


图 2.3 Android 系统架构

Figure 2.3 Android System Architecture

图中可以看出 Android 分成应用部分、核心部分和底层三个部分，并按照功能结构及面向人群进行划分。应用部分是 Android 系统中直接面向用户的部分 并包含在 Android 设备上运行的所有应用。核心部分是所有用户都在此基础上进行应用开发的，它是 Android 系统中核心的功能实现，包括应用框架、核心类库等。应用部分是 Android 系统中直接面向用户的部分 并包含在 Android 设备上运行的所有应用。核心部分是所有用户都在此基础上进行应用开发的，它是 Android 系统中核心的功能实现，包括应用框架、核心类库等。底层部分通常只有从事 Android 移植和驱动的开发者和硬件厂商才会在此部分进行开发，本文未涉及到此部分。

2.3.2 AndroidStudio 概述

Android 是一种基于 Linux 的自由及开放源代码的操作系统，它主要应用于电子产品中。Android 操作系统已经成为了全球用户数量最多的操作系统，它由谷歌公司领导开发。

Android Studio 是谷歌发布的为 Android 量身定做的开发环境。Android Studio 开发系统基于 IntelliJ IDEA。类似于 Eclipse，Android Studio 提供了集成的 Android 开发工具用于开发和调试。Android Studio 的开发环境和模式是为 Android 量身定做的所以比起 Eclipse 更加的丰富和便捷，同时它能够支持多种语言，最重要的 Android Studio 还为开发者提供了测试工具以便于开发者进行数据分析和实时调试。

- 以 Gradle 为基础的灵活的编译系统；
- 编译生成多个不同类型的 Apk 文件；
- 代码模板，帮助你生成常用的应用功能；
- 丰富的支持拖拽编辑主题的布局编辑器；
- Lint 工具帮助你分析性能、可用性、版本兼容、以及其他问题；
- 代码混淆和 App 签名功能；
- 内置的支持 Google 云平台功能，使得集成 Google 云端推送和 Google App Engine 不再困难；

2.4 心率测量技术

2.4.1 人体心脏跳动过程

心脏跳动并非是心脏自身主动产生的现象，身体具备发达的血管网络，静脉动脉交替张缩，血液冲陷，这种冲陷产生的能量带动心脏跳动，心脏肌肉节律性扩张收缩，从静脉泵入血液，从动脉泵出血液，这种连续规律性现象就是心跳，生理指标通常以次/每分钟来统计，称为心率，心跳本身肉眼难以直观察觉，但可以通过仪器设备显示，如心电仪。在心脏跳动时，心肌细胞膜两侧存在由正负离子浓度差形成的电势差，

在心脏任意两端放置两个电极片，记录两个电极间的微小电压，打印在屏幕或者纸上，就是我们看到的心电图。正常完整心脏跳动波形如下图 2.4。

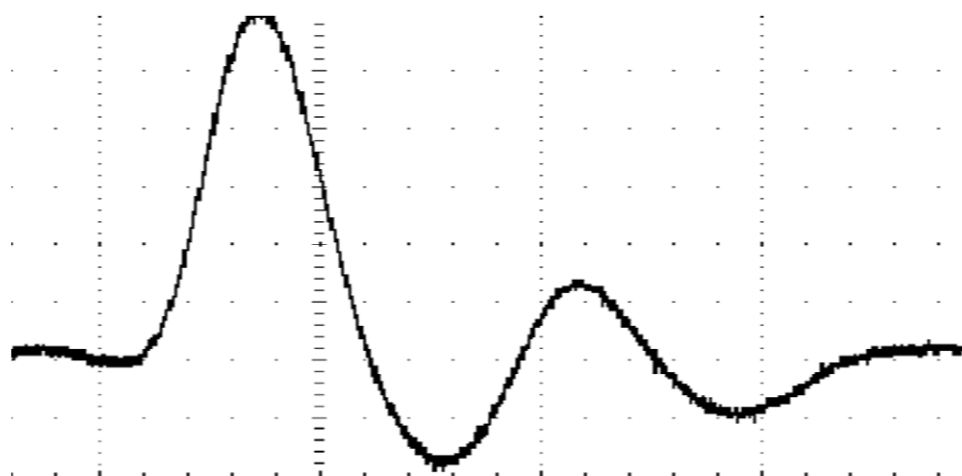


图 2.4 心跳波形

Figure 2.4 Heartbeat waveform

2.4.2 心率检测技术

心率监测原理的原理一般分三种：一种方法是测试心电信号的方法，手环的传感器可以通过测量心肌收缩的电信号来确定使用者的心率情况，原理和心电仪类似。缺点是电路相对复杂、占用 PCB 空间较大、易受干扰等，同时传感器必须贴紧皮肤，位置放置相对固定，此类方法在手环上应用较少。另一种是光电透射测量法，其原理是手环与皮肤接触的传感器会发出一束光照射到皮肤上，通过感光器件接收反射光，并测量反射、透射的光。因为血液会吸收特定波长的光，每次心脏泵血时，特定波长的光都会被大量吸收，以此就可以间接的反映出心跳波形，确定心跳。不过这种方法的缺点是耗电量大，同时会受环境光干扰，需要在程序处理上优化提高抗干扰性能。目前市面上绝大部分的智能手环和监测心率的功能大多采用了光电透射测量法。除此之外，还有振动式测量，这种测量方法比较新颖。其原理是每次心跳都会引起身体的震动，通过高精度的传感器捕捉这种信号，再经过信号处理可以得到心跳数据，但多数应用于智能坐垫或智能按摩器一类的产品，手环类产品则比较少见。

光电透射测量法是根据朗伯-比尔（Lamber-Beer）定律，物质在一定波长处的吸光度和它的浓度成正比。人体各部位组织是由皮肤、血液、肌肉、骨骼等组成的，由于特定波长的光照射皮肤、血管这些组织时，组织结构就会吸收一部分光，造成反射光强度衰减，通过光电接收元件吸收透射（或反射）光，将其转化为电压或者电流信号。信号中含有一个较大的稳定分量（直流分量 DC），叠加了一个较小的脉动分量（交流分量 AC），这个脉动分量就是脉搏波。直流分量 DC 是由相对静态组织如肌肉、静脉血、皮肤、骨骼等对光吸收的结果。交流分量 AC 是由于血管血液跟随心脏跳动节奏张缩，血管容积变化，引起照射光吸收容量变化产生的，如下图 2.5 所示



图 2.5 透射、反射原理

Figure 2.5 Principle of Transmission and Reflection

2.5 三轴加速度传感器

2.5.1 三轴加速度传感器概述

三轴加速度传感器是基于加速度的基本原理实现工作的，它可以通过测量空间加速度来反映物体的运动状态，在航空领域、机器人领域、汽车领域及医学等领域得到广泛的应用。

2.5.2 三轴加速度器工作原理

目前，加速度传感器有很多种类，技术各有其优缺点。加速度传感器主要可分为三种，分别是压电式、电容式及热感应式三种。本文中采用电容式 3 轴加速度计的技术原理设计。电容式加速度计能够检测各个方向的加速度和振动等变化。电容式加速度计机构中主要包括两组硅梳齿，利用硅的机械性质做出的可移动机构，一组固定相当于固定的电极，另一组随即运动物体移动作为可移动电极。当可移动的梳齿发生位移时，就可以根据检测与位移成比例的电容值的改变。通过运动物体出现变速运动而产生加速度来记录其内部的电极位置的变化，从而反映到电容值的变化 (ΔC)，该电容差值会传送给一颗接口芯片并由其输出电压值。而且 3 轴加速度传感器内部包含了机械性 MEMS 传感器和 ASIC 接口芯片两部分，前者内部有成群移动的电子，主要测量 XY 及 Z 轴的区域，后者则将电容值的变化转换为电压输出^[48]。如图 2.6。

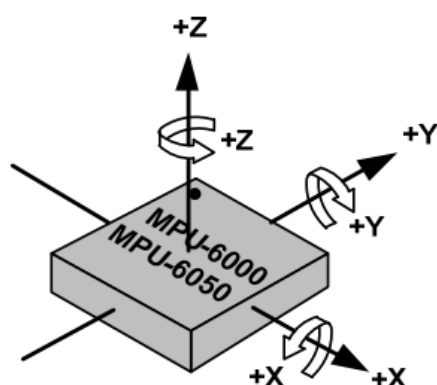


图 2.6 三轴加速度传感器 X、Y、Z 三轴模型

Figure 2.6 Three-axis acceleration sensor X, Y, Z three-axis model

2. 6GPRS 无线通信技术

移动通信技术是从第一代的模拟通信系统发展到第二代的数字通信系统，以及现在的 4G、5G 时代，通信技术正以迅猛的速度发展。在第二代移动通信技术中，GSM 的应用最广泛。由于 GSM 系统只能进行电路域的数据交换，并且最高传输速率为 9.6kbit/s，难以满足客户需求。因此，欧洲电信标准委员会(ETSI)推出了 GPRS(General Packet Radio Service)通用分组无线业务。分组交换技术是计算机网络上一项至关重要的数据传输技术。为了实现向用户提供 WAP 浏览、E-mail 等功能，GPRS 在原 GSM 网络的基础上增加了支持高速分组数据的网络来提高对新兴数据业务的支持。此番技术上的改进推动了移动数据业务的第一次飞跃发展，实现了移动通信技术和数据通信技术，尤其是网络技术的完美结合。GPRS 是介于 2G 和 3G 之间的技术，也被称为 2.5G。它后面还有个弟弟 EDGE，被称为 2.75G。它们为实现从 GSM 向 3G 的平滑过渡奠定了基础。

2. 6. 1GPRS 工作原理

GPRS 网络是基于现有的 GSM 网络来实现的，并在现有的 GSM 网络中需增加 GGSN 节点和 SGSN 节点等，其中 GSN 是 GPRS 网络中至关重要的网络节点^[49]。GSN 不仅可以连到 GPRS 寄存器，而且还具有移动路由管理和连接各种类型的数据网络等功能。GSN 可以是一种类似于路由器的独立设备而且可以完成移动终端与各种数据网络之间的数据传送和格式转换，同样可以与 GSM 中的 MSC 将本网和其它网络集成在一起。图 2.7 给出了 GPRS 与 Internet 连接原理框图。

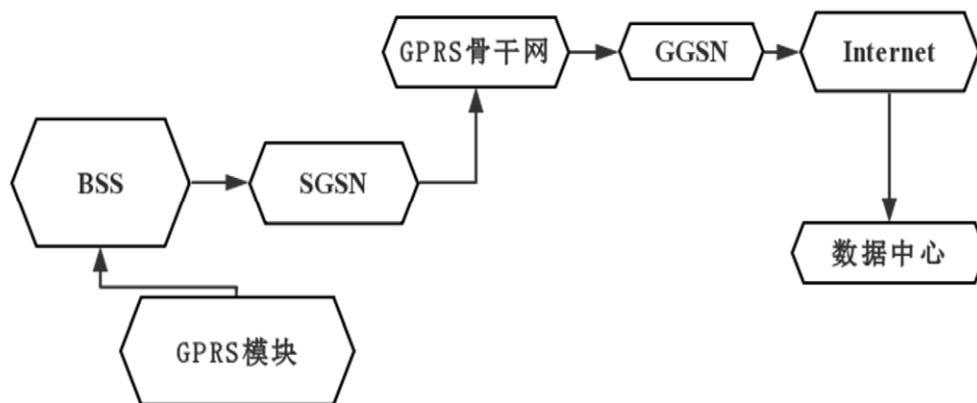


图 2.7 GPRS 与 Internet 连接原理框图

Figure 2.7 Block Diagram of GPRS and Internet Connection

GSN 有 SGSN 和 GGSN 两种类型。SGSN 的主要作用是记录移动终端的当前位置信息并完成移动终端与 GGSN 之间的移动分组数据的发送和接收。GGSN 主要用作网关，它可以连接到许多不同的数据网络，如 ISDN，PSPDN 和 LAN。甚至有人称 GGSN 为 GPRS 路由器。GGSN 可对 GSM 网络中的 GPRS 分组数据进行协议转换，使得这些分组数据分组可以传输到远程 TCP / IP 或 X.25 网络。上述英文缩写名词解释如下表 2.1 所示：

表 2.1 上述英文缩写名词解释

Table 2.1 The explanation of above English abbreviation

缩写词	解释	实现功能
GGSN (Gateway GPRS Support Node)	GPRS 网关支持节点	起网关作用，与外部网络节点连接。
SGSN (Serving GPRS Support Node)	GPRS 服务支持节点	执行移动性管理、建立移动终端到 GGSN 传输通道。
MSC (Mobile Switching Center)	移动交换中心	提供呼叫转换服务和呼叫控制。
ISDN (Integrated Services Digital Network)	综合业务数字网络	由 IDN 演变而来，综合多种业务到数字网络中进行传输和处理。
PSPDN (Packet Switched Public Data Network)	分组交换公用数据网	数据通信的基础网络

2.7 温度检测技术

温度测量的方法有很多种，其原理都是基于某些物理变化或者化学变化并且都是与温度有一定的关系而产生的。如：物理的几何尺寸、颜色、电导率、热电势及辐射强度等。以上的这些参数中的一个甚至几个都会随温度的不同而产生变化，测量出这些参数的变化就可以间接地测量出被测物体的温度。

温度的测量方式大致分为两种，一种是接触式测量，一种是非接触式测量。

接触式测量是由于感温原件与被测对象直接性接触使得输出与被测物体温度的变化相适应的信号。其优点是测量准确性高，但也有不足点。接触式测量大多具有换热过程慢导致其动态特性较差，而且测温范围受敏感部件耐热性的影响。接触式测量温度根据原理分为膨胀式温度计（如水银温度计）、压力式温度计、热电阻温度计和热电偶温度计四种。

非接触式测量顾名思义是感温原件不与被测对象接触。其优点是换热过程极快或者说不需要换热过程，也就说明其动态特性非常好，可以用于测量移动物体的温度而且理论上测温范围没有限制。但它的缺点也是由于没有中间介质的影响，导致其测量准确性较差。

2.8 系统设计需要考虑的因素

在前面已经介绍，老年人的身体机能下降，并且老人通常对科技产品了解使用不够，传统的健康监测无法完成在线化，并且监测不能够满足手机端便捷查看。因此我们在设计中就需要对相关方面进行慎重设计思考。

针对老人的智能手环的设计，需要结合老人的生活习惯和可操作性来设计，因此设计结构要求故障率低，便于操作，同时手环类便携设备，要求体积尽量小巧，功耗低以便于减小电池体积，配套智能手机软件使用简单，操作界面友好。本着稳定、低成本、操作简单、界面友好的角度来看，我们在设计中需要着重对这些方面进行优化设计。

（1）稳定性：本次设计包括下位机硬件采集单元，和上位机智能手机终端 APP，APP 分为父端模式和子端模式，系统完整的云心离不开任意一个环节，下位机硬件需要用户穿戴在手腕上，而手腕几乎跟人的任何运动状态相关，常处于动作状态，因此手环上的相关传感器很容易受到干扰，比如运动产生的接触噪声信号，人体静电干扰等，这就要求下位机手环做好相应的软硬件设计，硬件设计时抑制噪声，软件处理时判断并过滤噪声。

（2）低成本：任何时候设计都应该在能够保证效果的情况下降低成本，尤其是在商业生产应用中更加重要，成本低意味着可以将成本花费在设计更加重要的环

节。提高设计总体性能。本设计正是利用日常普及的智能手机平台，只需要在任何一部手机上安装手环配套的 APP，都可以实现老人健康监测智能化，在线化。

（3）操作简单：手环设计的操作简单可以避免操作过程中出现问题或者意外，进而可以避免对产品造成损坏，同时可以提高用户使用感受。只需要配搭手环，手机安装上 APP 之后一劳永逸，配套 APP 编译加入后台运行属性，不用再担心运行中断。

（4）界面友好：APP 和手环功能设计面对日常生活，一次需要着重在界面设计上增加代入感，使其能够很好的融入用户的日常生活习惯。从应用欢迎界面到活动界面，从细节上提高设计的舒适度，比如曲线的动态展示，实现扁平化，去除棱角这些附带钢化的元素，在 APP 提示功能方面对音量和音乐片段的选择都注意用户感受，真正做到视觉、听觉、功能操作友好。

（5）兼容性：智能手机品牌多样，型号各类差异不一，在设计 APP 时兼容性问题不容忽视，元素设计位置和大小需要考虑不同屏幕分辨率的差别，控件的调用要结合手机硬件功能，如陀螺仪的调用，GPS 的调用，在有些早期智能手机上不具备这些功能，这就需要编写 APP 时最大限度的实现硬件功能的普适性。

3 智能手环系统的硬件设计

3.1 硬件总体设计

智能手环系统中的硬件设计需要通过对手环佩戴者运动状态和生理数据的采集，同时能在显示屏上准确的显示，并且数据能够通过无线通信网络发送到监控者手机 APP 中。从而可以实现对手环系统的设计与探索。

智能手环总体设计包括微处理器模块、通信模块、心率采集模块、温度采集模块、运动状态采集模块和显示模块。微处理器模块将采用 STM32F103 作为主控核心采集各个模块的信息数据。心率模块将采用光电反射式传感器作为脉搏监测传感器将人的脉搏转化为电压模拟信号。运动状态采集模块将选用六轴传感器 MPU6050 监测人的运动状态如运动步数，跌倒监测等。通信模块选取 SIM900A 模块与服务器连接，将数据传输到服务器从而转发给手机 APP。同时采用一个 0.96 寸的 OLED 显示屏作为显示模块用来显示当前的心率和运动状态等数据信息。最后采用一个 4.5V 的锂电池和稳压电路作为整个手环的供电系统为手环提供能源。智能手环总体结构示意图如图 3.1。

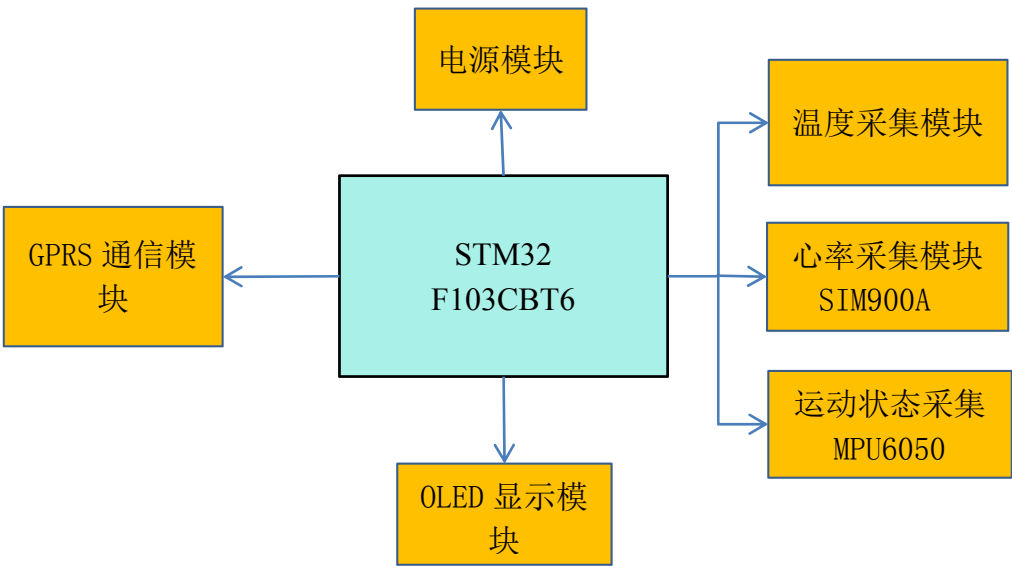


图 3.1 智能手环硬件结构示意图

Figure 3.1 Overall structure of smart bracelet

3.1.1 主控模块微控制器的选择

主控制模块的主要功能就是对外围电路模块获取的温度信息、心率信息以及运动状态信息进行解析处理，并通过驱动 GPRS 模块与度武器进行数据传输。并驱动显示屏显示所需要的数据。

本设计的处理器主要就是获取信息、解析和传送三个主要工作。数据量较大且要求工作效率高，在基于成本考虑主控制器选用意法半导体公司的 STM32 系列中等存储密度处理器 STM32F103CBT6，使用 Altium Designer 设计软件辅助设计，其方便的封装库制作功能，极大的提高了原理图设计的效率和设计精确性。STM32 拥有丰富的内核功能以及外部接口，运算速度快等优势。

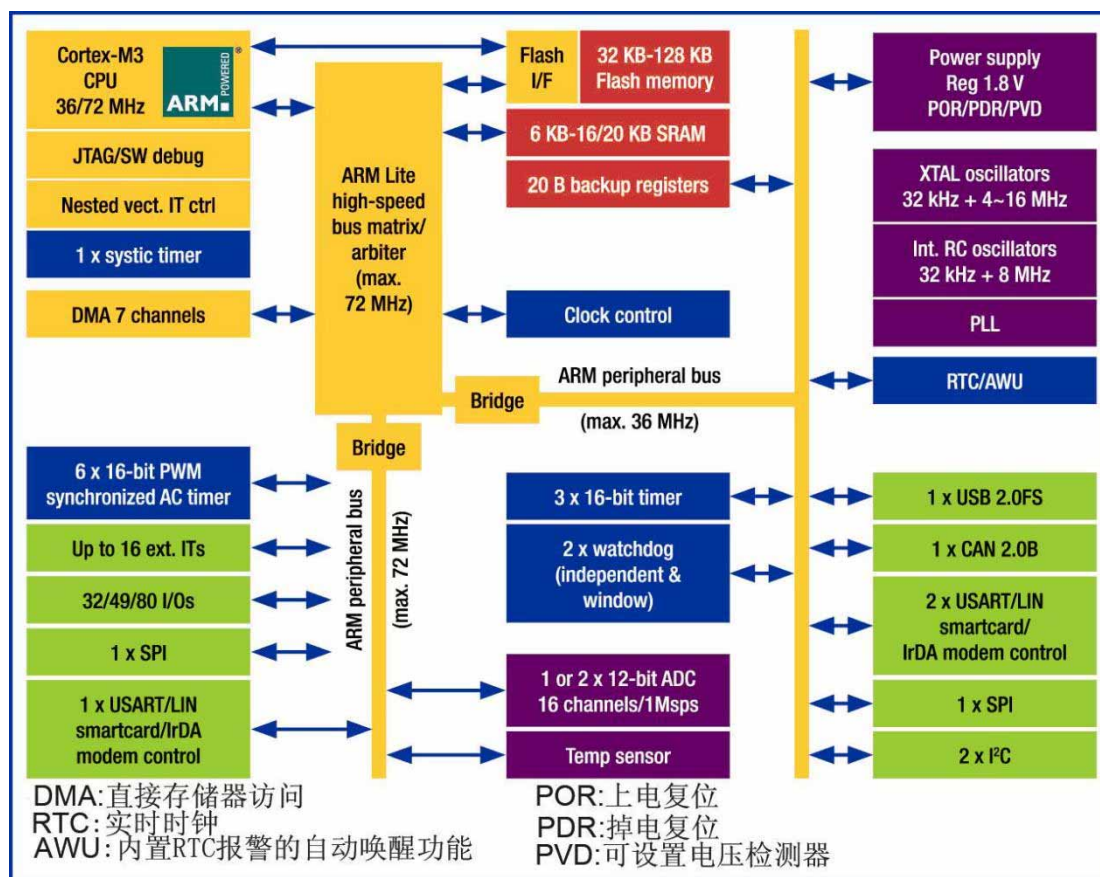


图 3.2 STM32F10X 系列的内部模块框图

Figure 3.2 The internal module block diagram of STM32F10X series

图 3.2 是 STM32F10X 系列的内部模块框图。STM32F103CBT6 属于 ARM[11]架构处理器，支持操作系统运行，有丰富的外设，片内带有 DMA 控制器、通用 IO 口、USART 接口、SPI 接口、T2C 接口等，所有通用 IO 口都可以配置成外部中断，在设计控制器电路之前，统计手环系统所需要的外设功能接口有哪些，占用哪些 IO 口，由于电路板需要用来作为手环处理器电路板，因此需要尺寸小巧，结构紧凑。满足所需功能，心率传感器和 NTC 模块都需要使用 1 个 AD 转换 IO 口，1 个外部中断 IO 口；加速度传感器需要使用 1 组 I2C 接口，包括 2 个 IO 口；GPRS 无线数传需要使用 1 组 USART 接口，包括 2 个 IO 口；OLED 显示屏采用 I2C 协议通信控制，因此也需要占用 1 组 I2C 接口，包括 2 个 IO 口。此外，系统还设计有一个发光 LED，一

方面是做呼吸灯使用,另一方面可作为电路软硬件测试功能使用。下载接口采用 SWD 接口下载,下载时只需要连接两个 IO 口即可完成下载,ST-Link 下载器功能强大,同时可以进行单步调试,使用简单方便。

3.1. 2STM32 最小系统电路

STM32F103CBT66 最小系统原理图如图 3.3。为了提高智能手环系统的性能,本论文中微处理器外围除了采用市面上常用的一些模块外,还另外增加了温度采集模块和 GPRS 通信模块来实现对佩戴者体温的检测和数据的无线传输功能。微处理器模块用到了 STM32 最小系统的以下几点:

(1) HSE 晶振 8M, 负载电容选择 20pF, 晶振电路为芯片提供时钟基准, 旁路电容一定要选择正确否则整个控制器系统的运行时间将会异常。

(2) 本系统的 VCC 通过稳压芯片 AMS1117-3 从得到 5V 电压。4 个 VCC 滤波电容都选择 104, 如果频率高的话, 电容较大, 充电时间会变长, 否则信号就失真了, 所以在频率覆盖范围内电容越大越好。

(3) STM32 是低电平复位, VCC 串联一个 10k 电阻串联和一个 104 或 105 电容接到 GND, 按键接到电容两端。

(4) BOOT0 和 BOOT1 启动选择引脚电阻用 100K 欧姆。

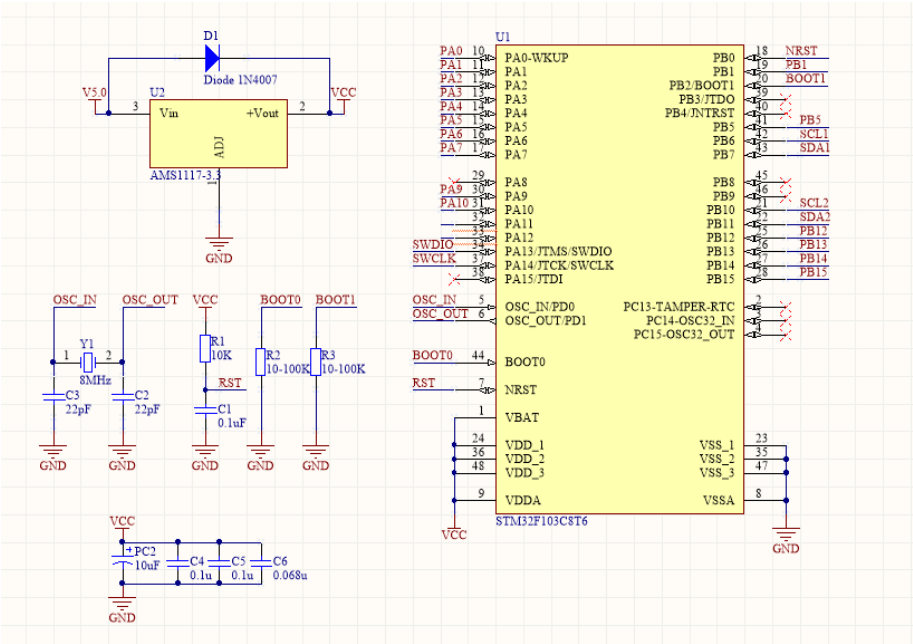


图 3.3 STM32 最小系统电路图

Figure 3.3 STM32 minimum system circuit diagram

3.2 心率采集模块设计

在心率采集方案对比选择过程中, 需要考虑诸多实际因素和目前技术现状, 目前

来说对于穿戴设备,传感器的选取以非入侵式设备为主,这类传感器设备不需要侵入人体生理组织,对于用户来说更加安全、便捷。本设计采用物理光电传感器采集心率信息,传感器由光电发射器和光电接收器组成,工艺水平可以将其功耗做到很低,适用于穿戴设备使用,可以很方便的获取用户心率信息,并且成本低廉,操作使用简单。

3.2.1 心率采集模块选型

设计中选用光电反射式感应器件,是心率信息获取的关键器件,其性能的好坏直接影响整个系统的效果,在设计验证过程中选用两款不同的光电器件设计方案。

方案一:由一颗 550nm 波长绿光贴片 LED 作为光源,选用 Avago 公司的片上 LED 高亮度光敏传感器 APDS9008 采集反射光强度,使用微芯半导体的 MCP6001 通用运算放大器对光敏器件信号进行放大。APDS9008 包括一个频谱匹配光敏器件,感应灵敏度极高,使用时贴紧皮肤即可感应出心跳信息。MCP6001 运算放大器是专门为便携设备笔记本、光电二极管放大器、移动端设计的运放,支持工作电压低至 1.8V,低功率低静态电流,有很高的相位裕度,可以负载大容性负载。此传感器电路输出为完整心率模拟信号,需要处理器实时采集 AD 数据,做大量运算才能得出心率数据,比较占用处理器内存和时间。此种方案无法去除光电感应器普遍的易受干扰的缺点,在测量时还需要皮肤紧贴传感器,这些问题在健康穿戴设备方面会带给用户不适,且整体设计成本偏高。

方案二:选用 SOON 公司的 SON7015 作为光电感应器件,可实现人体任意部位信号检测,这一型号器件不仅具有上一代型号 SON1303 所具备的高灵敏度特点,并且功耗极低,正常工作电流低至 0.2 毫安,是同类传感器功耗的 1/10 到 1/50,而上一代工作电流高达 11 毫安,因此此款芯片非常适用于移动便携设备,传感器由双绿色 550nm 波 LED 和带光学滤波光敏器件构成前端感应器,并且内置一级放大器,极大的抑制了微弱信号片外走线带来的信号干扰。通过这一高灵敏光敏器件对特定波长光信号拾取、内置一级运放对微弱信号进行放大,极大提高了其灵敏度和抗干扰能力,因此这款芯片可以做到无需紧贴皮肤即可获取心率信号,将传感器放在皮肤表面即可稳定输出心率信息。SOON 公司设计的专用运动心率算法集成芯片 SON3130,四通道轨到轨输入输出电压反馈放大器,有很强的共模电压抑制功能,配合 SON7015 使用可以将心率信号转换为脉冲信号和正弦信号输出,处理器可以很方便的采集心率数据,避免了处理器算法上做繁杂的运算,正弦信号可以实现作为呼吸灯等其他用途。因此选用此方案来进行心率采集设计更有优势。

3.2.2 光电反射式心率采集电路设计

心率采集传感器由 LED 反射式光敏元件 SON7015 和专用微信号运算放大器 SON3130 构成,SON7015 同时拥有感应效果灵敏、低功耗的特点,使用起来简单方便,

采用单电源供电电压 2.6V 到 6V，双绿色 550nm 波 LED 作为发射管，接收部分采用高灵敏度 IC，内建光滤波器，采用光电式容积脉搏波描述方式，以模拟电压的形式展现心跳信息，片内包含前级低噪声放大电路，有效降低噪声影响微信号，光电反射式心率传感器广泛应用于医疗，自动化生产，健康等领域。SON7015 光敏元件内部原理介绍，内部结构如图 3.4 所示。

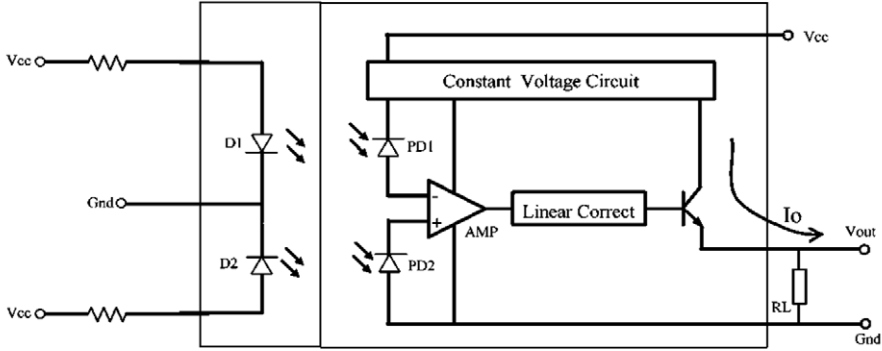


图 3.4 SON7015 内部结构

Figure 3.4 SON7015 internal structure

从图 3-4 可以看到，SON7015 内部包含发射单元和接收单元，双 LED 发射管有利于提高光强度，光感应接收部件包括两个光电二极管 PD1、PD2，分别反相接在运放的正负输入端，检测心率时，皮下毛细血管会跟随心跳规律性收缩扩张。当血管容积越小时，吸收 550nm 光量减少，反射光量增加，由于光电二极管的物理特性，光亮强度增加，反向电流随之增加，上图中 PD1 流入运放负输入端电流增加，PD2 流出运放正输入端电流增加，由于 U_{in} 小于 0，因此 $|U_{in}|$ 增大，运放输出级电流方向为负，电流增加，通过线性校正器（Linear Correct）对电流进行线性校正，使校正器输出电流与输入电流大小相等方向相反，输出级三极管基极电流增加，根据三极管基极（ I_b ）、集电极（ I_c ）、发射极（ I_e ）之间电流关系：

$$I_c = \beta \times I_b \quad \text{式 (3.1)}$$

$$I_e = I_c + I_b = (1 + \beta) \times I_b \quad \text{式 (3.2)}$$

式 (3.1) 中为三极管集电极电流与基极电流关系，式 (3.2) 为集电极电流与基极电流关系，三极管输出电压：，由于基极电流正比于运放输出电流，正比于运放正负输入电流，也即正比于光电二极管接收光量强度，因此 SON7015 输出电压和血管发射光量强度关系为：，其中表示 β 线性常数，1 表示光亮强度，至此完成心跳信息到输出电压信号的转换。

(1) SON3130 内部工作原理介绍

SON3130 是一款四通道轨到轨输入和输出电压反馈放大器，提供极低的成本，输入共模电压范围-0.1 到 5.5V，具有很高的压摆率，工作电压 2.1V 到 5.5V，系统功率极低，输入偏置电流极低，增益带宽 1MHz，内部放置专用光电二极管放大器，配合 SON7015 使用能够进一步抑制信号噪声，该芯片广泛应用安全监控，便携设备中。

2) 心率采集电路搭建

原理图采用 Altium Designer 软件辅助设计，原理图如下图 3.5。

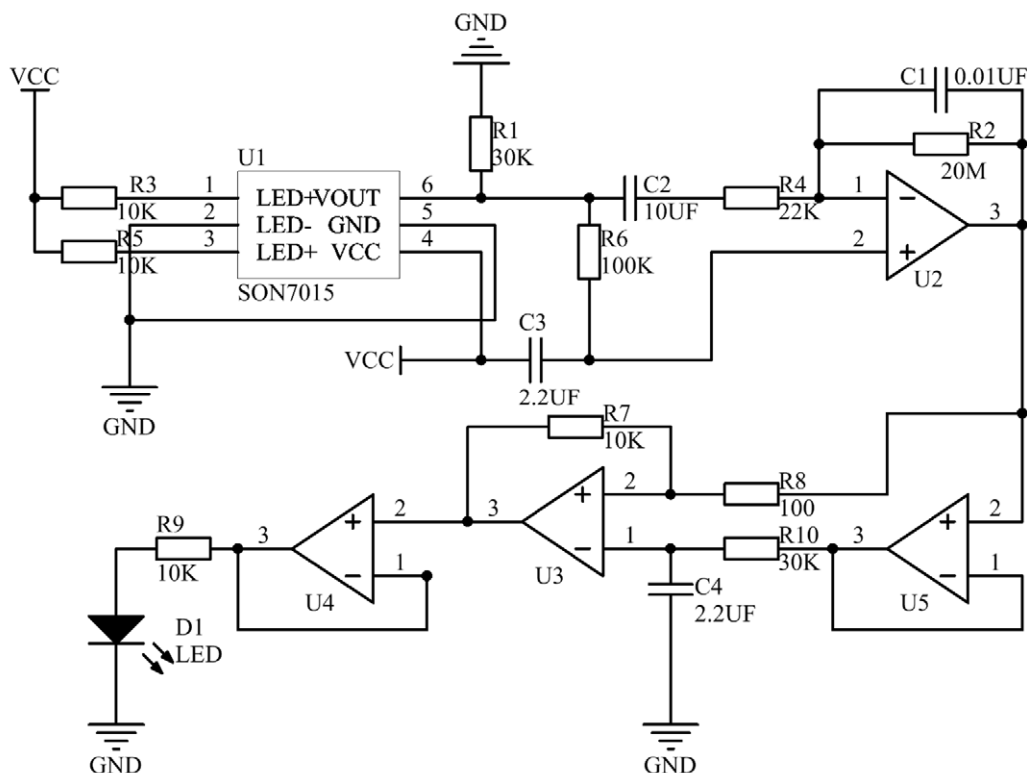


图 3.5 心率传感器模块原理图

Figure 3.5 Heart Rate Sensor Module Schematic

SON7015 双 LED 供电串入限流电阻 $10 K_{\Omega}$ ，平均电流如式 (3.3)：

$$I = \frac{V_{cc} - 0.7}{R} = \frac{3.3 - 0.7}{10K} = 0.26mA \quad \text{式 (3.3)}$$

光敏芯片拾取信号经过内部运放放大输出电流信号，经过输出电阻将在电阻上产生的压降传递到下一级电路，输出电阻 $30 K_{\Omega}$ (R_3)，输出电压如式 (3.4)：

$$U = I \times R_3 \quad \text{式 (3.4)}$$

经过运放 U_2 电路进行滤波和加减放大， U_2 正输入端和 VCC 之间并联 C_3 ，可起

到抑制信号中高频噪声的作用， C_3 和输入信号之间放置 $100 K_{\Omega}$ 电阻， $100 K_{\Omega}$ 电阻阻抗较大，可以减小电容 C_3 两端电压对输入信号的影响，输入信号通过串联电容 C_2 和电阻 R_4 接入 U_2 负输入端，串接 RC 可使电路具有纯电阻串联和纯电容串联的特性，电容具有隔断直流的作用，对直流信号的阻抗无穷大，因此将去除电路中的直流信号，电容具有通交流的作用，交流信号通过时，电容两极板跟随交流信号充放电，交流信号通过电容，但并不是完全允许通过，RC 串联电路仍然会对交流信号有一定的阻碍作用。其阻碍作用大小在一定范围内会跟随频率变化，达到某个频率时，信号大于此频率，RC 电路对信号的阻抗大小不再改变，保持这一最小阻抗值，RC 串联电路转折频率为 $1/2RC$ ，其阻抗频率特性曲线如下图 3.6 所示。

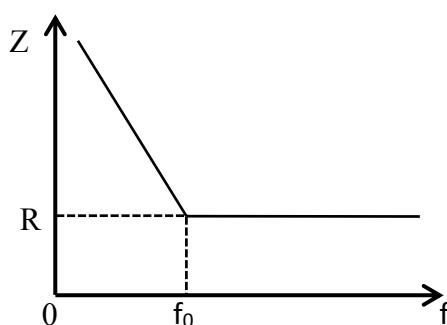


图 3.6 RC 串联电路阻抗频率特性图

Figure 3.6 RC series circuit impedance frequency characteristics

由于输入信号中我们需要提取的心率范围一般在 60-100BPM，换算为频率为 1-1.6Hz 之间，属于频率较低信号，因此在对电容 C_2 容值参数进行选择时要能够抑制噪声进入放大电路中，此电路中选着 C_2 容值 $10 \mu F$ ， R_4 阻值 $22 K_{\Omega}$ ，计算转折频率 f_0 为：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \times RC} = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 22 \times 10^3 \times 10 \times 10^{-6}} = 0.73 Hz \quad \text{式 (3.5)}$$

U_2 运放负输入端和运放输出端接反馈电路，反馈电路用来控制放大倍数，反馈电路由电阻和电容并联组成，RC 并联电路既可以通交流信号又可以通过直流信号，RC 并联电路存在转折频率，其频率特性曲线如下图 3.7。

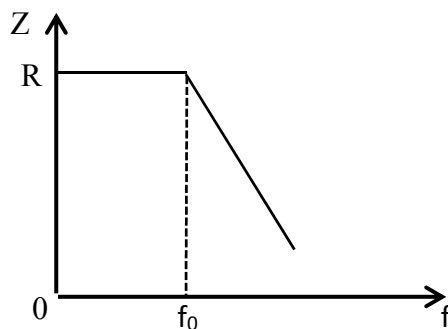


图 3.7 RC 并联电路阻抗频率特性图

Figure 3.7 RC shunt impedance frequency characteristics

从频率域建立 RC 并联电路模型并联电路传递函数为：

$$\frac{U_o}{U_i} = \frac{R}{S \times RC + 1} \quad \text{式 (3.6)}$$

RC 并联电路通过传递函数可以看出电路对低频信号的阻抗大，当直流信号通过时阻抗最大为 R，当高频信号通过时，阻抗随着信号频率增加而减小，当信号频率无穷大时，阻抗趋近于 0，在电路中 R_2 阻值 $20 M_{\Omega}$ ， C_1 容值 $10 nF$ ，

RC 并联电路转折频率 f_0 为：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \times RC} = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 20 \times 10^6 \times 10 \times 10^{-9}} = 1.59 Hz \quad \text{式 (3.7)}$$

结合 RC 串联电路和 RC 并联电路可知，输入信号首先经过 RC 串联电路，RC 串联转折频率为 $0.79 Hz$ ，对大于 $0.79 Hz$ 的信号阻碍作用小，更容易通过，反馈电路采用 RC 并联，RC 并联电路转折频率为 $1.59 Hz$ ，当信号小于 $1.59 Hz$ 时，反馈电路阻抗较小，有反馈放大电路放大原理可知，反馈电路阻抗越大，放大电路放大倍数越大，即输出信号中大于 $1.59 Hz$ 的信号被抑制，达到选频放大的效果。

经过 U_2 选频放大输出信号进入下一级运算放大电路，下一级运放电路由 U_5 和 U_3 共同构成，输入信号由 U_5 的正输入端输入， U_5 负输入端直接和输出短接，由运放续短原理可知，运放负输入端电压等于正输入端电压，输出端电压等于负输入端电压，所以此处 U_5 做电压跟随器功能使用，输出信号和输入信号相位大小完全一样，电压跟随器输入阻抗很大，输出阻抗很小，对信号进行阻抗变换，由于输出阻抗很小，负载能力较大，起到阻抗变换的作用。经过 U_5 阻抗变换之后输出信号输入 U_3 ， U_3 负输入端放置一阶 RC 低通滤波器电路，对高频信号进行滤波，RC 低通滤波器低通原理

是通过电容接地，当高频率信号出现时，电容对高频率信号阻抗较小，因此高频率信号通过电容导入地中，而电容对于低频率信号阻抗较大，低频信号不容易通过电容，达到低通的效果，低通滤波器存在转折频率，其频率特性曲线如下图 3.8。

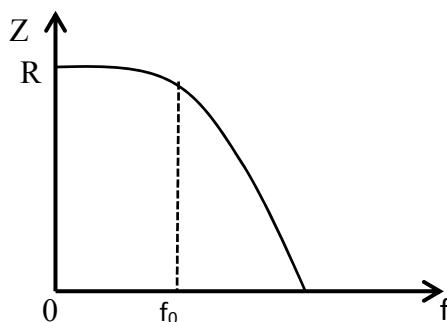


图 3.8 RC 低通滤波电路阻抗频率特性图

Figure 3.8 RC low-pass filter impedance frequency characteristics

U_3 运算电路传递函数为：

$$\frac{U_0}{U_i} = \frac{S \times R_7 R_{10} C_4}{S \times R_{10} C_4 + 1} + 1 \quad \text{式 (3.8)}$$

RC 低通滤波电路转折频率 f_0 ：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \times R_{10} C_4} = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 30 \times 10^3 \times 2.2 \times 10^{-6}} = 2.4 \text{Hz} \quad \text{式 (3.9)}$$

U_3 电路对于频率低于 2.4Hz 的信号进行有效放大，此处对输入信号的放大倍数接近倍，前面我们在分析心率信号时，可以发现每次心跳，检测到的信号都会有一个很大的峰值，在此即通过对低频信号进行大倍数放大，放大到截止幅值，对高频率信号最大限度的抑制，这样 U_3 输出信号近似为一个脉冲信号，每次心跳信号峰值出现即转换成稳定的高电平，峰值未出现时噪声信号幅值接近于 0，这样调理后就将心率信号转换成便于检测的脉冲信号，最后输出级仍然通过一个电压跟随器进行阻抗变换，提高负载能力。PCB 板如下图 3.9。

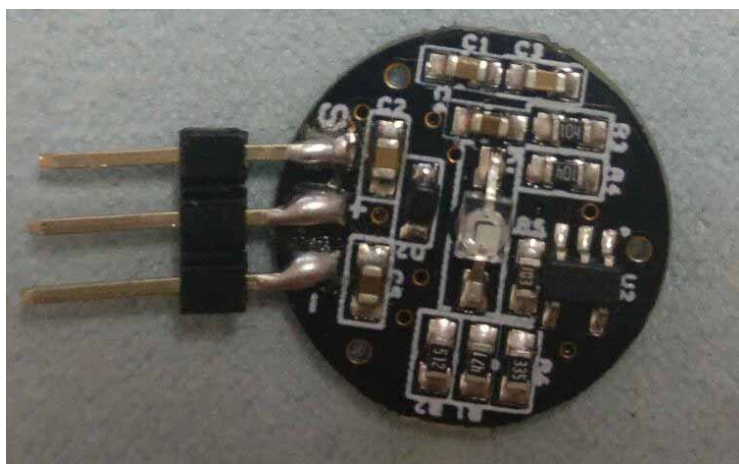


图 3.9 心率传感器 PCB

Figure 3.9 Heart Rate Sensor PCB

3.3GPRS 模块设计

3.3.1 GPRS 模块选型

GPRS 是智能手环与服务器通讯重要环节，按照一定的协议方式，将手环佩戴者的状态信息实时发送给服务器。考虑到手环系统需要长时间工作和数据的实时传输，因此微控制器外设尽量选择低功耗且性能稳定的电路模块。基于此，本设计选择采用 SIMCom 公司推出新款产品 SIM900A 能满足设计要求。

SIM900A 是一款工作频段为 EGSM 900 MHz 和 DCS 1800 MHz 的 2 频段 GSM / GPRS 模块。SIM900A 支持 GPRS 多时隙等级 10 / 等级 8 和 GPRS 编码格式 CS-1, CS-2, CS-3 和 CS-4。SIM900A 采用省电技术设计，在休眠模式下仅消耗 1mA 电流。此外，该模块嵌入了 TCP / IP 协议，扩展的 TCP / IP 命令允许用户轻松使用 TCP / IP 协议。此模块的性能指标如下所示^[50-51]：

- 可以通过串口发送 AT 命令和数据。
- GPRS 数据特性：数据下行传输：最大 85kbps,数据上行传输：最大 42kbps。
- 内嵌 TCP/IP 协议。
- 供电范围：3.2V~4.4V，正常工作温度范围：-30℃~+80℃。
- 支持 1200bps 到 57600bps 的自动波特率检测功能调试口。
- 拥有 EGM900 与 DCS1800 两个频段发射功率。
- 它具有省电功能，功耗低，在睡眠模式下耗流仅为 1.0mA。
- 编码格式：CS-1, CS-2, CS-3 和 CS-4。
- 支持多种接口模式，TTL 串口、RS232 电平串口、1.8 和 3V 的 SIM 卡、I2C、DISP、音频、GSM 天线接口、供电接口以及 USB 接口(用于调试以及软件升

级)等。

- 性能优良、性价比高。

3.3.2 GPRS 模块电路设计

SIM900A 硬件设计功能框图如下图所示。本电路设计之初,主要是为了实现 SMS 与 TCP 功能,因此语音接口没有引出,外部功能模块主要分为串口、电源、SIM 卡、以及单片机相应接口。如图 3.10。

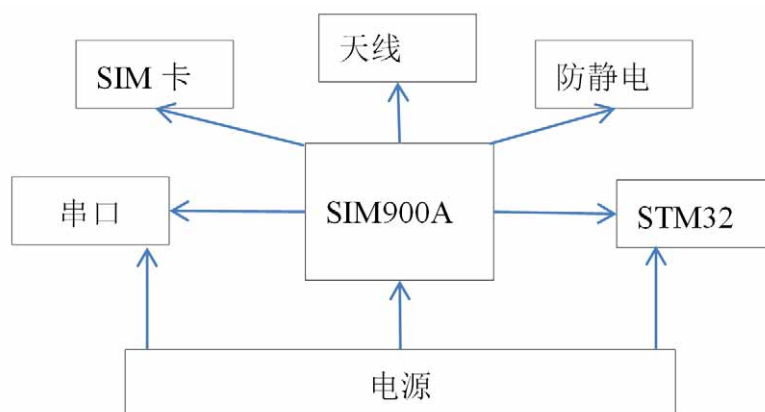


图 3.10 GPRS 模块运行结构图

Figure 3.10 GPRS Module Operation Structure

该电路系统设计的关键在于供电部分,因为 GSM / GPRS 模块供电部分为 3.8V,非典型固定电压,而瞬时电流可达 2A。因为 LM2596 输出电压范围为 1.2-37v,可瞬时通过最大电流达 3A,所以本系统选用可调输出电压芯片 LM2596,完全符合电路要求。电路通信部分为了考虑兼容性,GSM / GPRS 模块不仅可与 PC 机通信,也可同时与单片机通信。由于所使用的 MCU 为 5v 接口电压,SIM900A 的接口电压为 2.8v,因此需要在两者之间增加一个电平转换芯片。系统使用 NL27WZ07 在 SIM900A 和模块之间进行电平转换。因为 GSM / GPRS 模块是静电敏感设备,所以有必要在电路中增加静电保护措施。在这个系统中,使用了 ESDA6V1W5。该器件专为静电敏感设备而设计,可承受 25KV 的瞬间静电荷,泄漏电流小于 1uA。SIM900A 与主控芯片引脚接线图如图 3.11 所示。

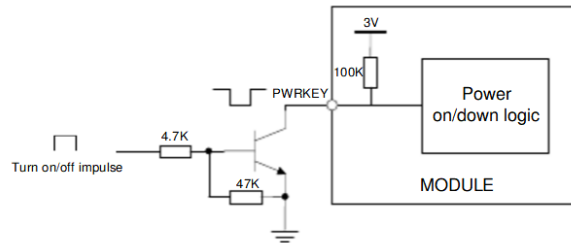


图 3.13 SIM900A 模块开关机电路图

Figure 3.13 Circuit diagram of SIM900A module switcher

在紧急状态下可以开启 RESET 功能，RESET 拉低时间需大于 105ms。注意不能频繁使用该引脚充气模块，否则容易导致模块损坏。复位时序如下图：

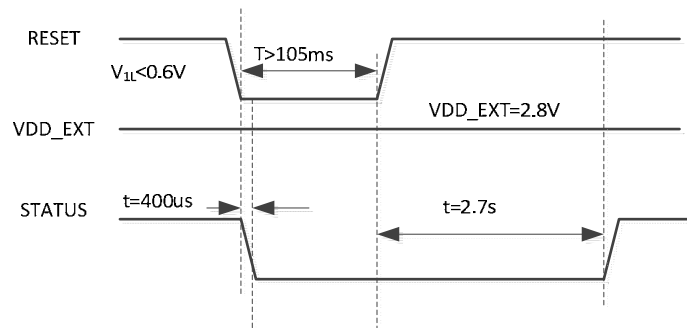


图 3.14 复位时序图

Figure 3.14 Reset sequence

3.4 运动状态采集模块电路设计

本次设计利用运动状态采集获取佩戴手环者的运动状态，跌倒报警和计步等数据，通过 GPRS 通信模块将数据上传至服务器。对该模块设计选型的时候需要考虑陀螺仪与三轴加速度计之间的轴间差问题，并且还要考虑体积和功耗等因素。

本设计选用 InvenSense 公司的 MPU6050 为全球首个运动轨迹跟踪芯片，整合 6 轴运动状态组件，大大减小了模块体积，消除了在焊接过程中陀螺仪和加速度计轴间差问题，内置数字可编程低通滤波器，需要时可在程序中设置滤除高频振动，很大程度上满足了设计需求。MPU6050 是为满足智能手机、平板电脑和穿戴传感器设计的低成本、低功耗芯片，芯片采用 I2C 总线与处理器通信，节省片内资源，使用方便。

六轴传感器器采用 MPU6050，芯片图和外接电路图如图 3.15 所示，此模块具有 IIC 和 USART 通信，可直接输出 X、Y、Z 三个方向的加速度，角度，角速度。具体性能如下：

- 工作电压：3V~6V
- 电流：<10mA

- 体积：15.24mm * 15.2mm * 2mm
- 测量维度：加速度：3 维，角速度：3 维，姿态角：3 维
- 量程：加速度：+/-16g,角速度+/-2000 度/s
- 精度：加速度 0.01g,角速度 0.05 度/s
- 数据输出频率 100HZ/20HZ
- 数据接口：串口（TTL 电平），IIC

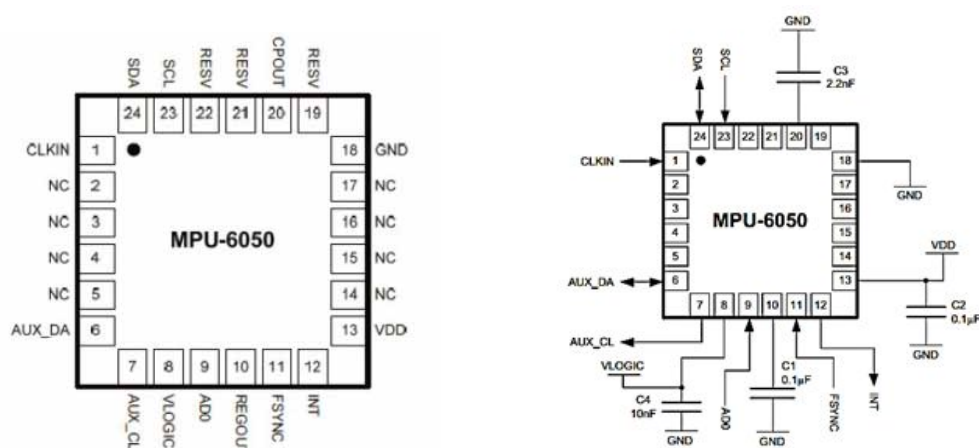


图 3.15 MPU6050 芯片管脚与外部接线图

Figure 3.15 MPU6050 Chip Pin and External Wiring Diagram

3.5 电源电路的设计

手环硬件移动独立供电，因此需要使用电池模块供电，手环硬件系统支持电压范围不超过 3.6V，可选用纽扣电池供电，同时可以使用锂电池供电。当使用 5V 电池时，选用降压稳压电路供电，稳压电路使用低压差线性稳压器芯片 ASM1117-3.3，输出 1A 电流时，最低输入输出电压差 1.2V。当使用 3.7V 锂电池供电时，由于 STM32F103 工作电压范围 2.0-3.6V，跳过 ASM1117-3.3V 芯片，选择主电路中串入 1N4007 二极管，二极管压降最大 0.7V，整个电路电压平均 3.1V。本次电源模块选用的是 3.7V 锂电池。电源模块原理图如下图 3.16。

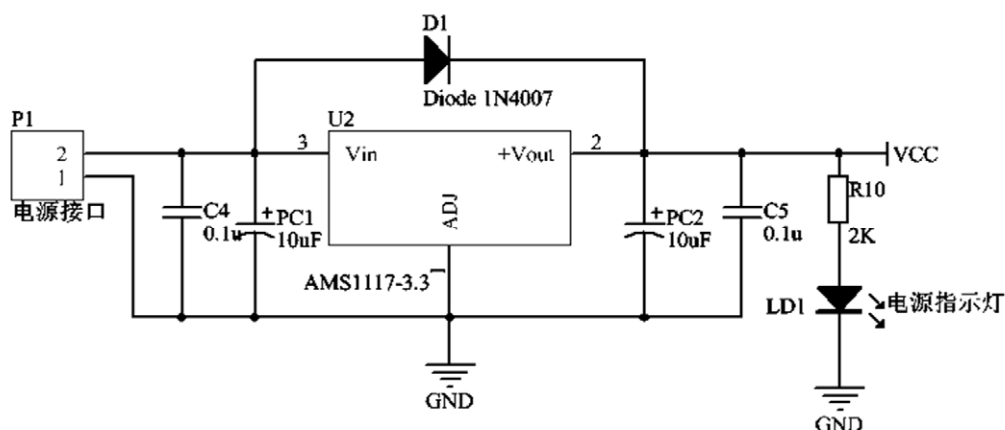


图 3.16 电源模块电路图

Figure 3.16 Power Module Circuit Diagram

3.6 显示模块设计

显示屏模块有 OLED 和 LCD 两种选择。基于手环硬件的整体考虑，应当按照厚度薄、重量轻以及功耗低等因素来选择合适的显示屏。综合考虑下，本设计选用 0.96 寸 OLED 显示屏作为显示模块，OLED 中文名称有机发光二极管，又称为有机发光半导体，属自发光性、广视角、高对比度、节能显著、可柔性弯曲等特点。OLED 的特色在于其核心可以做的很薄，厚度仅为 LCD 的 1/3 且 OLED 具有在很大视角下观看都不会失真以及功耗比 LCD 小等特点，所以本设计选用 0.96 寸 OLED 基本可以满足设计要求。OLED 内部电路图如图 3.17。

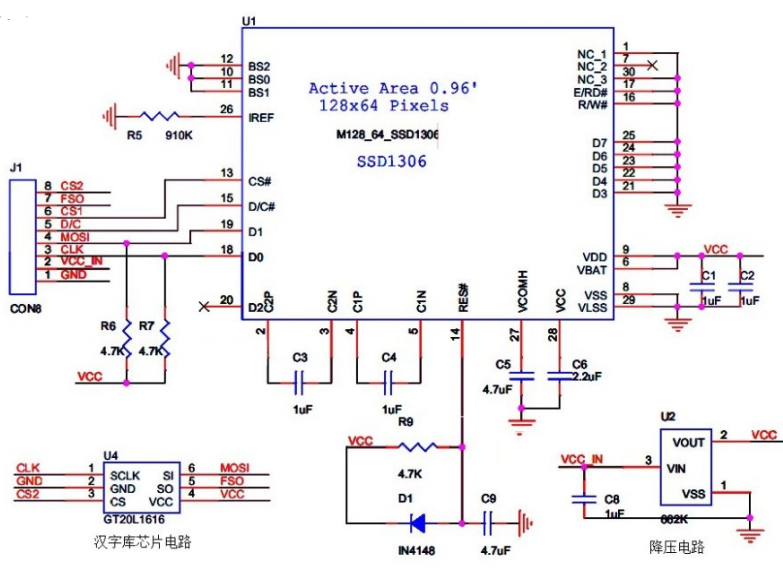


图 3.17 SSD1306 驱动电路图

Figure 3.17 SSD1306 driver circuit

供电：模块供电输入端为 VCC_IN，经 U2 降压后供 U1、U4 等电路。OLED 屏驱动需要 7—7.5V 电压，并由 SSD1306 内置电荷泵升压后提供。

接口：SSD1306 支持 I^2C 串行协议、并行和 SPI 协议。该模块连接到 BS0-BS2 的三个引脚，并已被设置为 SPI 协议。它与 U4 中文字库库芯片共享 SPI 接口，并通过芯片选择引脚工作作为区分，读写时目标芯片的 CS 引脚应设置为低电平。其他外围电路：R5=910K，设置恒流源参考电流；R6、R7 为数据线上拉电阻；RES 接复位电路。显示屏模块接口电路如下图 3.18 所示。

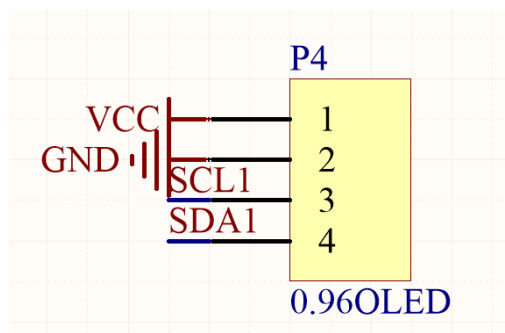


图 3.18 显示屏模块接口电路

Figure 3.18 Display Module Interface Circuit

OLED 有四个引脚，VCC 连接电源，GND 要和 stm32 共地。SCL 是时钟信号，SDA 为数据信号。读写信号如下图 3.19 所示：

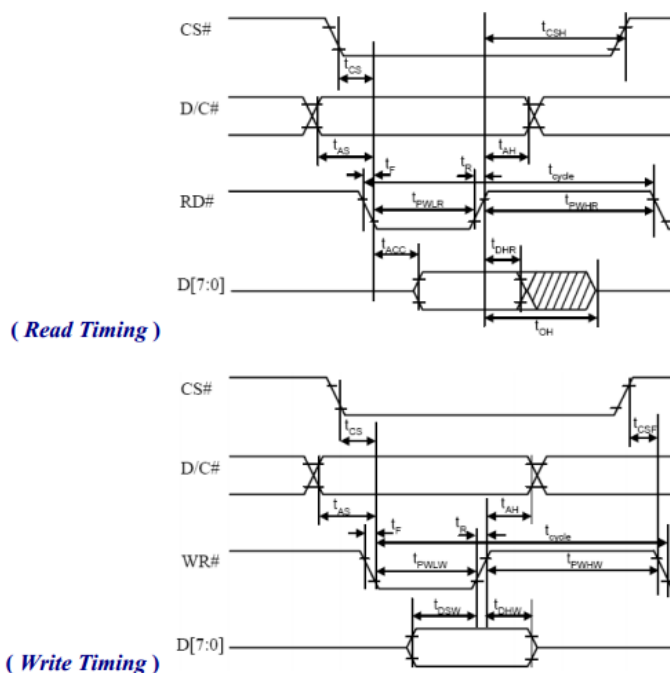


图 3.19 显示屏读写信号时序图

Figure 3.19 shows the read and write signals in the display

3.7 温度采集模块设计

3.7.1 温度模块选型

温度传感器的选择主要基于测量范围。不同传感器的测量范围取决于需求，当测量范围在总范围内时，可以选择使用铂电阻传感器。较窄的范围通常要求传感器必须具有较高的基本电阻以获得足够大的电阻变化。由于老年人身体变化的温度范围相对较窄，且需要测量准确度较高，所以本设计采用接触式电阻且具有负温度系数热敏电阻 NTC 来测量老年人的体温。热敏电阻可提供足够大的电阻变化使这些敏感元件非常适合窄测量范围。如果测量范围很大，热电偶更适合。由于热电偶的分度表是基于该温度，所以冰点也优选包含在该范围内。在已知范围内的传感器线性依然可以用作选择传感器的附加条件。

3.7.2 温度模块电路设计

NTC (Negative Temperature Coefficient) 是一种具有负温度系数的材料，随着温度的升高呈指数下降。该材料是由锰，铜，硅，钴，铁，镍，锌和其它两种或更多种金属氧化物通过充分混合，模制，烧结等制成的半导体陶瓷，并可以使其具有负温度系数的热敏电阻。材料的组成比例，烧结气氛，烧结温度和结构状态变化可以改变电阻率和材料常数。以碳化硅，随后具有代表性的硒化锡，氮化镓等非氧化 NTC 热敏电阻材料也出现了。

NTC 负温度系数热敏电阻术语零功率电阻值 R_T (Ω)。 R_T 是指在特定温度 T 下测量的电阻值，使用的测量功率相对于总测量误差导致电阻值的变化可以忽略不计。电阻值和温度变化的关系式为：

$$R_T = R_N \times e^{B(1/T - 1/T_N)} \quad \text{式 (3.10)}$$

- R_T 是热敏电阻在温度 T 下的阻值；
- R_N 是热敏电阻在 T_N 常温下的标称阻值；
- B 值是热敏电阻的重要参数；
- 这里 T 和 T_N 指的是 K 度即开尔文温度，K 度=273.15(绝对温度)+摄氏度；

由于 Stm32 的 AD 采样基准电压为 3.3V，所以将分压电阻选择为 $30k_{\Omega}$ 和 $20k_{\Omega}$ 。当 NTC 开路时，到 AD 口的电压最大只有 2V，同时采用 104 的电容对输入 AD 的电压进行滤波。分压后根据欧姆定律可以得到一个电压值随温度变化而变化的数值，通过电压值计算出当前的负温度系数电阻的阻值，然后根据负温度系数电阻的温度与阻

值的关系得到当前的一个温度值。同时采用 104 的电容对输入 AD 的电压进行滤波。
采样电路图如下图 3.20 所示。

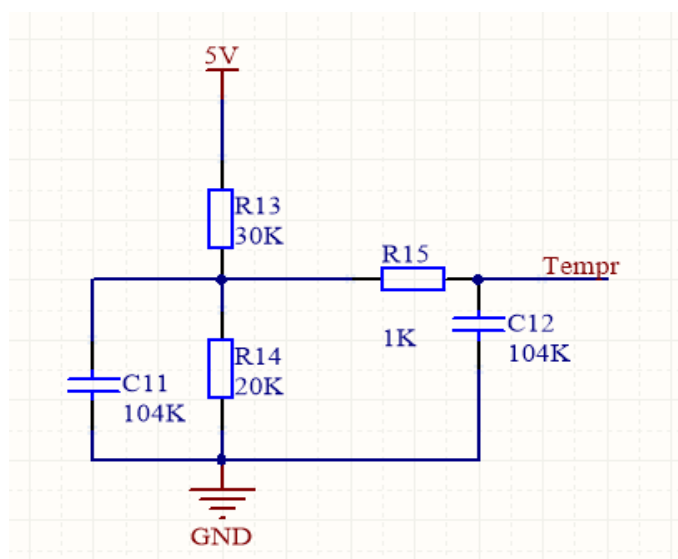


图 3.20 NTC 采样电路图

Figure 3.20 NTC sampling circuit

4 智能手环系统的软件设计

4.1 软件设计语言与开发环境

4.1.1 软件开发语言

C 语言 STM32 在嵌入式软件开发的一种主流语言。C 语言是一种具有结构化编程，可变范围和递归功能的过程语言。C 语言传输参数按值传递。另外，指针和不同的变量类型可以与结构相结合。其具有以下特性：①表达方法简洁，结构规整。②

移植性好，执行效率高，适用范围广。③表达能力强。④可进行模块化程序设计。因此，本文设计的老年人智能手环系统中部分用 C 语言进行开发。

4.1.2 软件开发环境

本文手环软件编程设计采用 Keil 公司开发的 MDK 软件进行编译，Keil 具有强大的代码编译功能，支持 C 语言和汇编混合编译，软件集成完整的在线仿真调试组件。模拟仿真调试可以通过硬件下载器或软件模拟快速执行。该设计采用 Keil uVision5 开发环境，大大缩短开发周期，实现更快更高效的程序开发。uVision5 引入了一个灵活的窗口管理系统，可以在视图中的任何地方拖放，包括支持多个显示窗口。如图 4.1 所示。uVision5 在 μ Vision4IDE 的基础上，增加了更多大众化的功能。

- 多显示器和灵活的窗口管理系统
- 系统浏览器窗口的显示设备外设寄存器信息
- 调试还原视图创建并保存多个调试窗口布局
- 多项目工作区简化与众多的项目

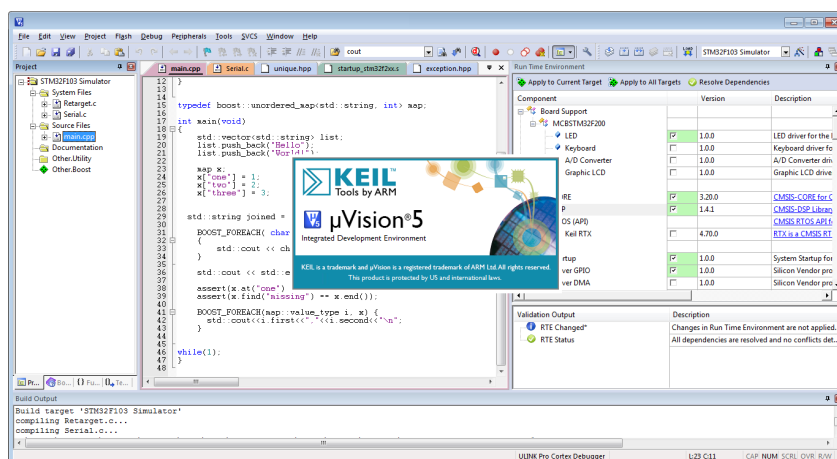


图 4.1 RVMDK5 界面

Fig 4.1 Interface of RVMDK5

4.2 软件工作流程与系统初始化

手环以 STM32 为主控核心，首先对所用到的串口，A/D，定时器进行初始化，然后通过串口，IIC，A/D 等外设驱动 GPRS，心率采集器，三轴加速器等。系统软件流程图如下图 4.2 所示。

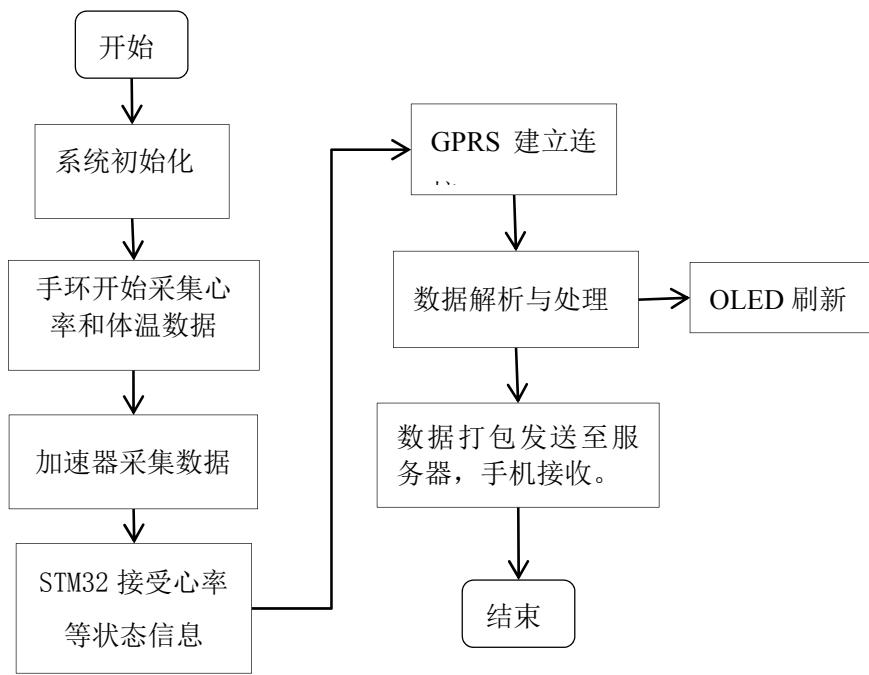
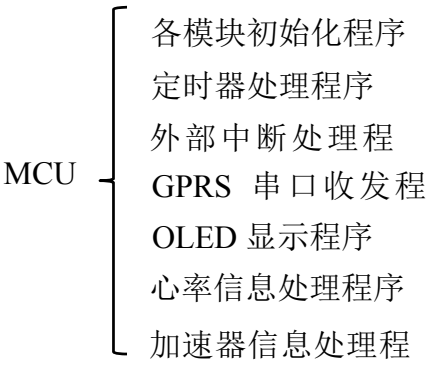


图 4.2 智能手环软件工作流程图

Figure 4.2 Smart Bracelet Software Workflow Diagram

4.2.1 软件驱动程序介绍

手环硬件中各个部分都离不开软件的控制。程序中主要实现的功能有，滴答定时器、外部中断触发、串口收发数据与蓝牙通信，OLED 实时刷新显示，心率数据算法处理。首先对各个功能 IO 口进行初始化配置，由于 STM32 每个 IO 口都是通用 IO 口，所以要根据每个 IO 口执行的功能进行输入输出方式设置。整个系统软件控制进行模块化分析如下所示：



4.2.2 滴答定时器程序：

STM32 带有专用滴答定时器，放在中断控制器中，滴答定时器可以自由设置中断时间，在程序执行中当需要延时的时候，通过这个定时器，可以避免程序在一个地方空等待，极大的提高了程序运行的实时性和效率，通常以 1ms 为一个滴答中断，在程序需要延时的时候，只需要在中断配置 C 文件 `stm32f10x_it.c` 中定义一个外部变量，在 C 文件中滴答定制器中断服务函数 `SysTick_Handler()` 中加入 if 判断语句，同时每中断一次将外部变量自减 1，当变量减为 0 时抛出标志位，等待结束，这样在每次需要调用滴答定时器延时时，只需要对这个外部变量置初值，十分高效。

4.2.3 外部中断服务程序

在使用外部中断功能之前，首先需要配置嵌套向量中断控制器，STM32 芯片每个 GPIO 口都可配置成外部中断功能，STM32 可以支持 68 个外部中断通道，16 个中断可编程优先级中断控制器，每个中断控制器可以挂载 6 个外部中断口并且可独立屏蔽和触发，每个中断控制器可独立设置中断方式，上升沿或者下降沿或者同时设置上升沿下降沿同时触发，每个中断控制器都有对应的中断服务函数，中断出现即响应中断控制器，通过中断优先级判断，进入中断服务函数执行，本设计使用外部中断 EXTI13 控制器 `EXTI_InitStructure.EXTI_Line = EXTI_Line13`，挂载 GPIOB13 口，检测外部中断，配置 GPIOB13 口设置为上拉输入 `GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_IPU`，配置 EXTI13 中断控制器为下降沿触发 `EXTI_InitStructure.EXTI_Trigger = EXTI_Trigger_Falling`，配置完成后使能中断 `EXTI_InitStructure.EXTI_LineCmd = ENABLE`，执行中断初始化函数即完成中断配置 `EXTI_Init(&EXTI_InitStructure)`，中断开始工作。中断服务函数放置用户程序，当中断触发时，进入中断服务函数执行用户程序，EXTI13 中断控制器对应的中断函数为 `void EXTI15_10_IRQHandler()`，容易理解此中断服务函数不是专用函数，而是中断控制器 EXTI10 到 EXTI15 共用的中断服务函数，中断被触发时中断标志位挂起，在中断标志位被清除之前不会再响应新的中断，在中断服务函数中首先要执行的是中断控制器判断，通过读取外部中断状态标志位判断 EXTI13 是否被置位 `if(EXTI_GetITStatus(EXTI_Line13) != RESET)`，一旦被置位，将进入执行用户程序，在执行完用户程序后尤其重要的是一定要清除中断挂起标志位 `EXTI_ClearITPendingBit(EXTI_Line13)`，否则中断一直处于阻塞状态，无法响应下一次中断触发。

4.3 GPRS 初始化及收发程序

本设计选用 SIM900A 模块作为手环的通信模块。GPRS 模块通过串行口中断收

发器进行通信，在程序设置中只需要对串口收发器进行相应设置即可进行通信，主要需要设置功能有波特率、主从机模式、加密方式等。

在此首先需要对中断收发器 IO 口进行配置，TX 引脚配置为推挽输出模式，RX 引脚配置为浮空输入模式，波特率配置很重要，要与 GPRS 模块所设置的波特率相同，否则通信数据无法正确识别，本设计波特率统一设置为 9600，波特率的产生由波特率发生器完成。为了收发速度本系统通过发送和接收中断完成。设置完成后即可与 GPRS 模块进行通信。流程图如下图 4.3 所示：

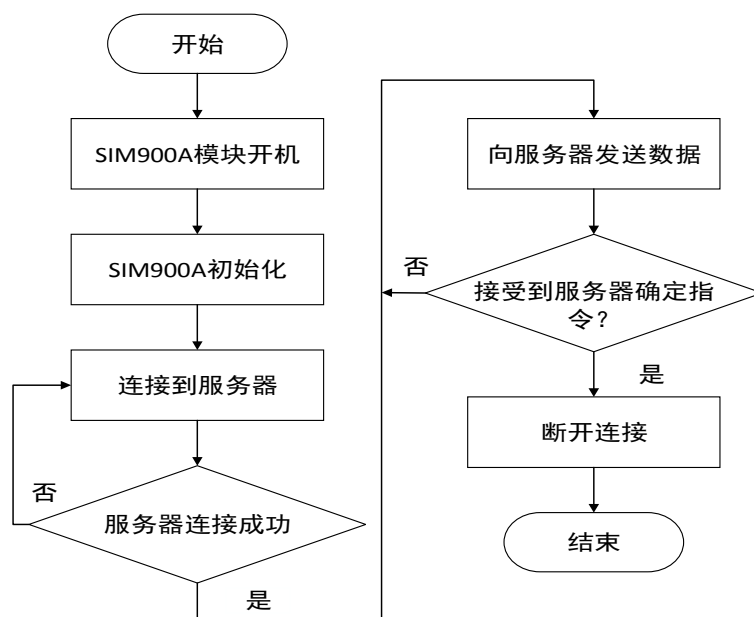


图 4.3 SIM900A 模块工作流程图

Figure 4.3 Workflow diagram of the SIM900A module

GPRS 模块首先要配置好 SIM900A 通信模块的相关参数并建立与服务器之间的通道。随后，GPRS 主要的工作在于对手环采集的数据以规定好的协议格式传输到服务器。

4.3.1 SIM900A 的 AT 指令

SIM900A 模块内部采用 AT 指令，本系统要使用 GPRS 功能，并且要连接服务器发送数据，所以对 SIM900A 的配置十分重要。整理需要的 AT 指令如下表 4.1 所示：

表 4.1 SIM900A 模块内部 AT 指令

Table 4.1 Internal AT Commands of the SIM900A Module

AT+CIPSHUT 关闭移动场景	
测试命令	响应
AT+CIPSHUT=?	OK
执行命令	响应
AT+CIPSHUT	如果关闭场景成功返回 SHUT OK 如果关闭场景失败返回 ERROR
设置命令	响应
AT+CGCLASS=<class>	设置命令用于设置 MT 根据指定的 GPRS 移动台类别工作。若不支持要求的类别，则返回 ERROR 或+CME ERROR 响应。 OK ERROR
	若返回 error,则 MT 终端可以不支持 GPRS: +CME ERROR:<err>
设置命令	响应
AT+CGPADDR=[<cid>]	使用该执行命令，可返回指定上下文标识的 PDP 地址列表。 +CGPADDR:<cid>,<PDP_addr> [<CR><LF>+CGPADDR:<cid>.<PDP_addr>[...]] OK ERROR
设置命令	响应
AT+CGATT=<state>	设置命令用于将 MT 附着 GPRS 业务，或将 MT 从 GPRS 业务分离。 >
AT+CIPCSGP	设置为 CSD 或 GPRS 连接模式

代码如下：

```
SendATAndRec("ATE0\r\n", "OK");           //使能AT指令集
SendATAndRec("AT+CIPSHUT\r\n", "OK");       //关闭移动场景
SendATAndRec("AT+CGCLASS=\B\0\0", "OK");    //设置移动台类别为B
SendATAndRec("AT+CGDCONT=1,\"IP\",\"CMNET\0\0", "OK");
//设置连接类型
SendATAndRec("AT+CGATT=1\0\0", "OK");       //附着GPRS
SendATAndRec("AT+CIPCSGP=1\0\0", "OK");    // 设置为GPRS链接
SendATAndRec("AT+CIPHEAD=1\0\0", "OK");
SendATAndRec("AT+CIPSTART=\"TCP\",\"17071050jo.51mypc.cn\", \"22985\0\0\", \"CONNECT OK\"); //设置连接服务器 IP 和端口
```

4.3.2 GPRS 模块驱动程序实现

使用前，必须使用 AT 命令对 GPRS 模块进行初始化。AT 命令在当代移动通信中扮演着重要的角色，可以通过 AT 命令控制手机的许多动作，包括拨打号码，按键控制，传真，GPRS 等。AT 指令在每次发送后，会受到一个回传指令，来反馈是否设置成功。通过串口中断接收 AT 反馈指令。当接收到反馈指令 OK 后再发送下一条指令。程序流程图如下图 4.4 所示：

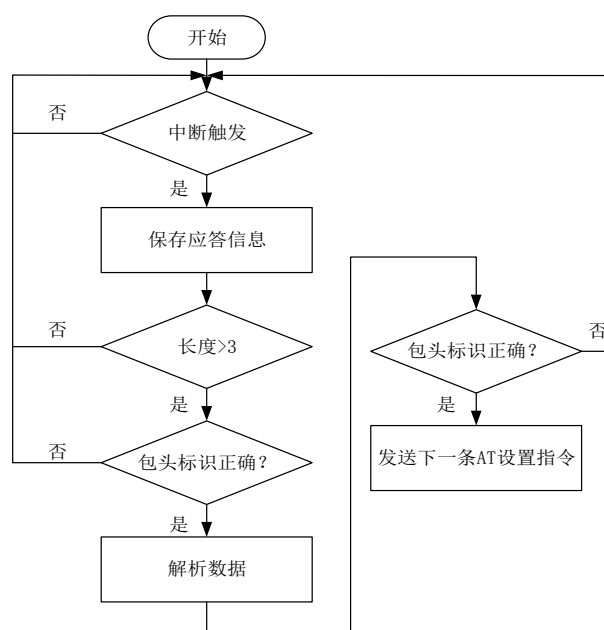


图 4.4 GPRS 程序流程图

Figure 4.4 GPRS program flow chart

GPRS 模块是使用 AT 指令进行配置的，所以 MCU 需对其进行配置。而且每一个 AT 指令会收到一个反馈，所以在发送一个指令后等待反馈"ok"才能下发下一个指令，如果反馈为“error”则重发本条 AT 指令。当所有配置指令下发成功后，才开始发

送数据，发送数据和发送指令一样，都需要等模块反馈发送结果，才能进行下一步。

4.4 三轴加速度驱动程序

mpu-6050 有一个嵌入式的 3 轴 MEMS 陀螺仪，三轴 MEMS 加速度计，和一个数字运动处理器（DMP）与辅助 I2C 端口，第三方数字接口的硬件加速引擎传感器如磁强计，完成 9 轴 motionfusion 输出主 I²C 或 SPI 端口。这个 mpu-6050 结合加速度和旋转运动加标题信息到一个单一的数据流申请书。这技术集成提供了一个更小的足迹，与离散陀螺仪加加速度计解决方案相比，固有的成本优势。mpu-6050 还设计用于与多个非惯性数字传感器（如压力传感器）在其辅助装置上进行接口。mpu-6050 是第二代移动处理器和与微处理器兼容的足迹。

mpu-6050 特点是三个 16 位模数转换器(ADC)数字化陀螺仪输出三个 16 位 ADC 数字化加速度计的输出。精确跟踪快速和慢速运动，部件的特点是用户可编程陀螺仪的全量程范围为：250，500，1000。±2000°/秒（DPS）和一个用户可编程的加速度传感器的满量程范围±2G，±4G，±8g，和±16g。

片上 1024 字节 FIFO 缓冲区通过允许系统处理器帮助降低系统功耗。读取传感器数据突发，然后输入一个低功耗模式，当微处理器收集更多的数据。与所有支持许多基于运动的使用所需的片上处理和传感器组件的情况下，唯一的 mpu-60x0 支持多种先进的基于运动的应用完全片上。

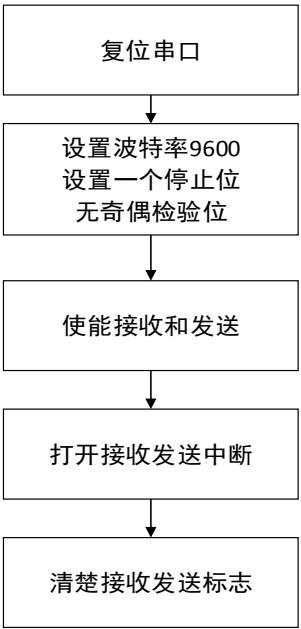


图 4.5 三轴加速度传感器驱动流程图

Figure 4.5 Three axis acceleration sensor driving flowchart

三轴加速度传感器驱动流程图如图 4.5。三轴加速度器加速器通过 USART 定时

向外发送数据，所以应该首先初始化 USART。由于 UART 的 TX 和 RX 和 AFIO 都挂在 APB2 桥上，因此采用固件库函数 `RCC_APB2PeriphClockCmd()` 进行初始化。UARTx 需要分情况讨论，如果是 UART1，则挂在 APB2 桥上，因此采用 `RCC_APB2PeriphClockCmd()` 进行初始化，其余的 UART2~5 均挂在 APB1 上。

结构 `GPIO_InitTypeDef` 中包含 GPIO 的属性，其中对于 TX 引脚，`GPIO_Mode` 字段设置为 `GPIO_Mode_AF_PP`（复用推挽输出），`GPIO_Speed` 开关速率设置为 `GPIO_Speed_50MHz`，对于 RX 引脚，`GPIO_Mode` 字段设置为 `GPIO_Mode_IN_FLOATING`（浮空输入）无需设置切换速率。最后，通过 `GPIO_Init()` 启用 IO 端口。

4.4.1 三轴加速器的跌倒算法

模块向主机发送每帧数据分为加速包，角速度包和角度包三个数据包，且数据包按顺序输出。波特率为 115200 时和波特率 9600 时分别每 10ms 输出 1 帧数据和每 50ms 输出一帧数据。数据格式如下表 4.2 所示：

表 4.2 三轴加速器数据格式

Table 4.2 Triaxial Accelerator Data Format

数据编号	数据内容	含义
0	0x55	包头
1	0x51	标识这个包是加速包
2	AxL	X 轴加速度低字节
3	AxH	X 轴加速高高字节
4	AyL	y 轴加速度低字节
5	AyH	y 轴加速度高字节
6	AzL	z 轴加速度低字节
7	AzH	z 轴加速度高字节
8	TL	温度低字节
9	TH	温度高字节
10	Sum	校验和

加速度计算公式：

$ax=((AxH<<8)|AxL)/32768*16g$ (g 为重力加速度，可取 9.8m/s²)

$ay=((AyH<<8)|AyL)/32768*16g$ (g 为重力加速度，可取 9.8m/s²)

$az=((AzH<<8)|AzL)/32768*16g$ (g 为重力加速度，可取 9.8m/s²)

温度计算公式： $T=((TH<<8)|TL)/340+36.53\text{ }^{\circ}\text{C}$

校验和：

$Sum=0x55+0x51+AxH+AxL+AyH+AyL+AzH+AzL+TH+TL;$

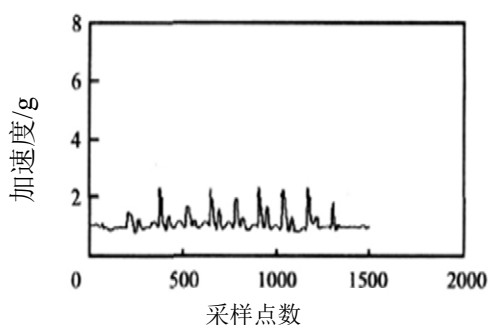


图 4.6 行走时合加速度变化曲线²

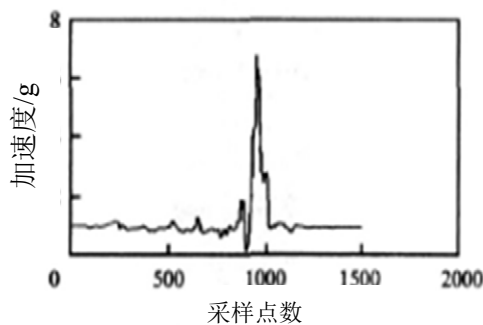


图 4.7 跌倒时三轴加速度变化曲线³

Figure 4.6 Acceleration curve when walking

Figure 4.7 Three-axis acceleration curve when falling

当人体正常行走时，合成加速度在 $1g$ 至 $2.5g$ 左右，如图 4.6 所示。当人体不论从何方跌落时，垂直方向的位置和速度都将会改变，所以加速度和俯仰角也会随着而变化。如图 4.7 中设置采样频率为 $350Hz$ 并且可以看出图中跌倒过程中各个方向加速度变化情况。当手环佩戴者跌落时，整个过程持续大约持续约 2 秒，其加速度曲线变化是先减小然后增加，最后稳定。可以得出结论，坠落是一个暂时的过程，在这个过程中，测试者经历失重、撞击和静止三个状态。在下降过程中，合成加速度的最大值约为 $2.6g$ ，并且有 7 个连续采样点的合成加速度为 $2.0g$ 或更多。当人摔倒时，通过对人体姿态角的采样，人体的俯仰角和侧翻角都会发生变化，在跌倒后有一个或更多姿态角的绝对值大于 45° 。

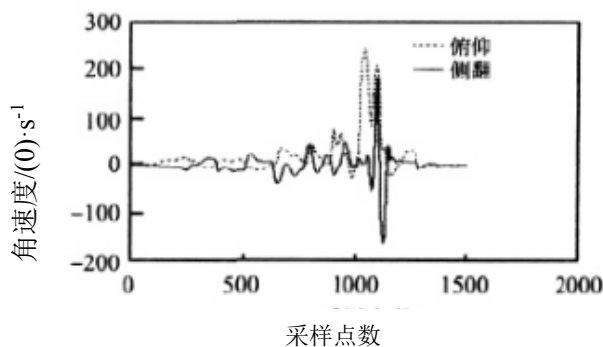


图 4.8 跌倒角速度变化曲线图⁴

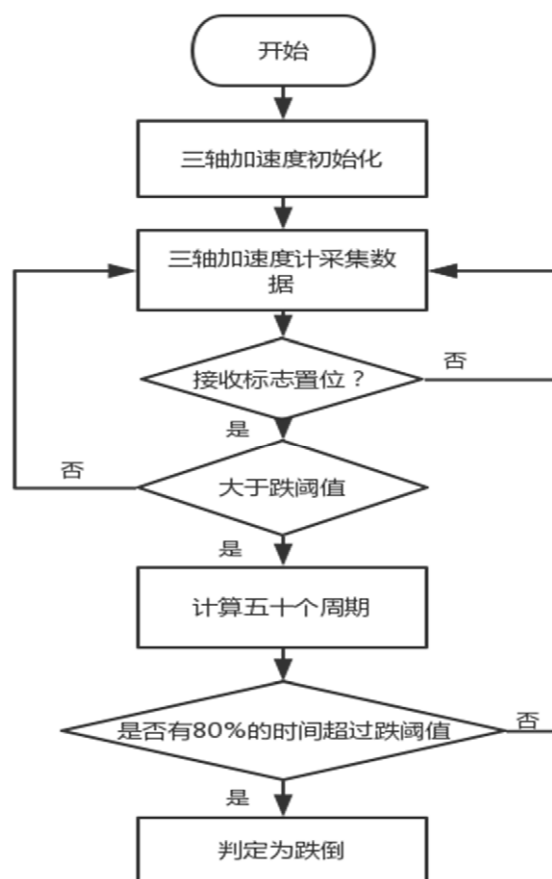
Figure 4.8 Falling angle speed curve

以连续六个采样点的超过 $2.0g$ 的合加速度作为分类条件，可以区分摔倒和正常运动。同时，还可以区别开跌倒和周期性剧烈运动，例如快走和跑步。为了减少误判率，跌倒后类静止状态可以用作分类条件。最后，通过判断人体的姿势，误差进一步降低。跌倒时俯仰角与侧翻角的角速度变化曲线图如图 4.8。

² 图片来源：基于惯性传感器的跌倒检测系统设计

³ 图片来源：基于惯性传感器的跌倒检测系统设计

⁴ 图片来源：基于惯性传感器的跌倒检测系统设计



跌倒最开始的加速度会是最大的，当跌倒后人的自然反应会让加速度有所减小，

图 4.9 跌倒判定流程图

Figure 4.9 Fall Determination Flow Chart

所以跌倒有两个阈值，第一个阈值较大为触发阈值，第二个阈值为持续阈值，然后在 50 个周期内计时，是否有 80% 时间为大于第二个跌倒阈值的，有这两个持续过程则判定为跌倒，否则丢弃跌倒判定数据，跌倒流程图如图 4.9。

如果单纯以一个阈值作为跌倒判定，则容易造成误触发，所以两个阈值的设定是必要的。

4.4.2 三轴加速器计步

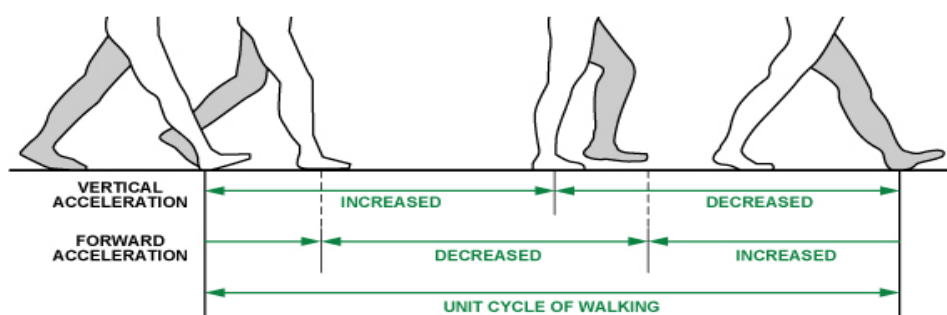


图 4.10 人体步行状态图⁵

Figure 4.10 Human body walking state diagram

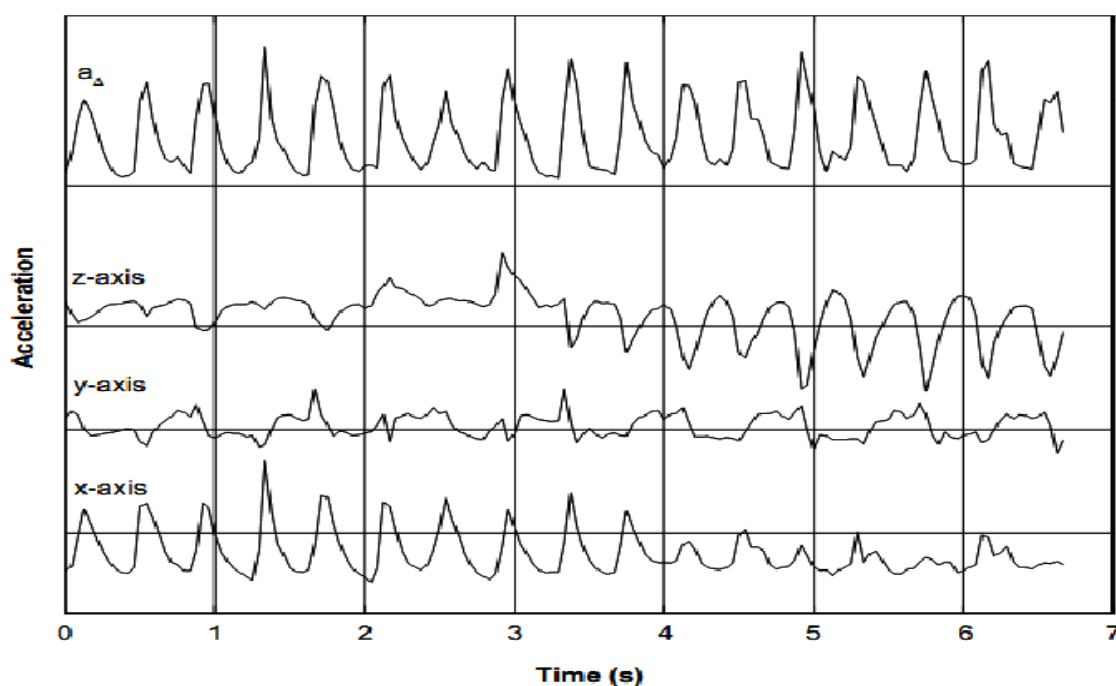


图 4.11 步行是 X、Y 和 Z 轴的加速度变化曲线⁶

Figure 4.11 Walking is the acceleration curve of the X, Y, and Z axes

如图 4.10 所示，在水平行走运动中，用户将经历垂直加速度和前向加速度的周期性变化。如图所示，在脚部接收脚的动作中，垂直加速度是正向增加的趋势，因为重心向上移动并且脚接触地面。然后继续前进，重心向下两脚接触地面，加速度相反。当脚收起时水平加速度减小，而脚移动时水平加速度增加。

在图 4.11 中中反映，清楚的看到在步行运动中，由垂直和向前运动产生的加速度和时间近似为正弦曲线，并且在某个点处存在峰值，加速度变化在垂直方向最明显。可以使用检测计算和加速度阈值决策来实时计算用户运动中的步数，并且可以相应地进一步估计用户的步行距离。

⁵ 图片来源：利用三轴加速器的计步测算方法

⁶ 图片来源：利用三轴加速器的计步测算方法

由于用户可以手动握住设备或在运动中将设备放置在口袋中，因此设备的方向是不确定的。因此，我们通过计算三个加速度的矢量长度来计算步行运动的正弦轨迹。

第二步是检测峰值。我们记录上一个矢量的长度和移动的方向。通过矢量长度的变化，我们可以判断当前加速度的方向，同时将其与上一次加速的方向进行比较。如果情况正好相反，只要超过峰值，计步器的计步器逻辑将被输入，否则它将被丢弃。用户的步行计量可以通过累积峰值数量来获得。

最后是去除干扰，手持设备会有一些低速和快速的抽动状况，通常称为手抖，或者恶作剧想要通过短暂和反复晃动设备来模拟步行，我们要去除这些干扰数据，否则会影响步骤的准确值。去除这种干扰，我们可以通过在测试中增加阈值和步进频率判断来进行过滤。

人体最快的运行频率是 5Hz，这意味着两个相邻步伐之间的时间间隔至少大于 0.2。我们在步进过程中去除了高频噪声，即步进频率太快的状况。同时，我们比较前一次加速度的大小，设定一定的门槛值，以确定运动是否有效，并可以记录有效的运动。计步流程图如图 4.12。

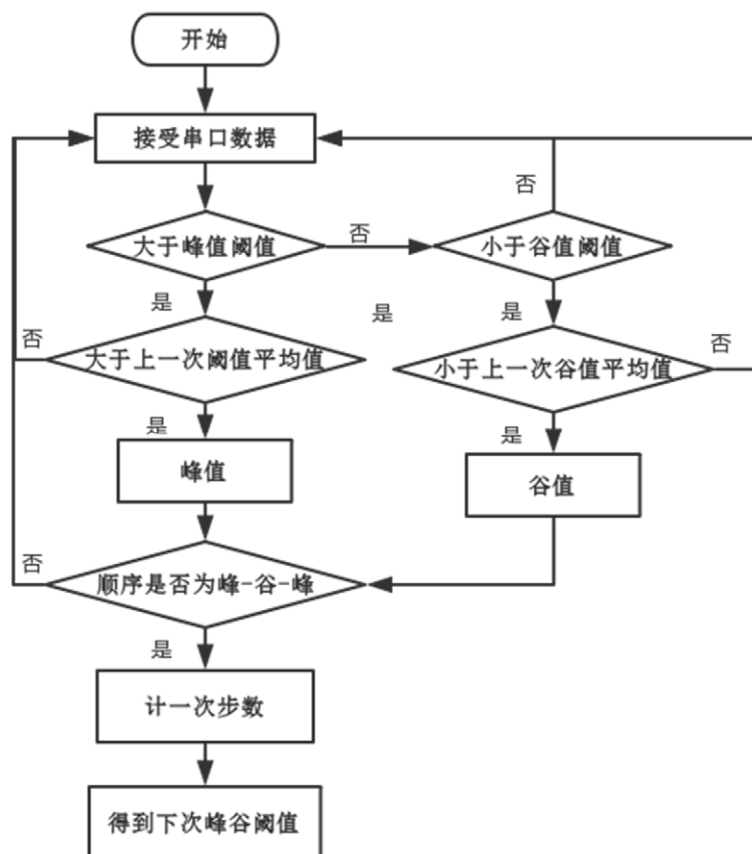


图 4.12 计步工作流程图

Figure 4.12 Step-by-step workflow

对于数据的滤波和筛选本设计采用动态阈值和动态精度：MCU 一直获取 3 轴加速度的最大加速度和最小加速度，每采样 50 个周期更新一次。平均值 $(\text{Max}+\text{Min})/2$ 称为“动态阈值”。接下来的 50 次采样利用此阈值判断个体是否迈出步伐。由于此阈值每 50 次采样更新一次，因此它是动态的。这种选择具有自适应性，并且足够快。除动态阈值外，还利用动态精度来执行进一步滤波。

用线性移位寄存器和动态阈值判断个体是否有效地迈出一大步。该线性移位寄存器含有 2 个寄存器：Step_new 寄存器和 Step_old 寄存器。这些寄存器中的数据分别称为 Step_new 和 Step_old。

当新采样数据到来时，Step_new 无条件移入 Step_old 寄存器。然而，Step_result 是否移入 Step_new 寄存器取决于下述条件：如果加速度变化大于预定义精度，则最新的采样结果 Step_result 移入 Step_new 寄存器，否则 Step_new 寄存器保持不变。因此，移位寄存器组可以消除高频噪声，从而保证结果更加精确

摆手臂是像钟表一样，两头各有一个最高点但是最高点是加速度的最大值，底端有一个最低点但是是加速度的最小值，我们要做的就是找到一次摆手的这三个点，则记为一步。

首先我们会设定一个加速度的平均值大概为采样值比例 45000,10000(这个是加速器的采样值，大概为合加速度 1.2g，最小加速度 0.2g。当加速度小于最小值则记为最低点，大于最大值则为最高点。每次计算将上一次最大值减去方差作为下次判定的最大值范围，最小值同理。

4.5 OLED 显示程序

手环带有 0.96 寸 OLED 显示屏[14]，用于显示测量参数和时间等服务信息，处理器通过 I2C 数据总线控制 OLED，I2C 数据总线中文成为集成电路总线，是一种串行总线，为低速周围设备而设计，I2C 总线[15]只需要使用两个 IO 口（SDA 串行数据口和 SCL 串行时钟口），总线设有 7 位的设备地址空间，最大可以挂载 112 个设备。STM32 片内自带硬件 I2C 总线外设，只需调用 I2C 收发函数，选择主从模式，向 OLED 写命令进行初始化配置，首先关闭 OLED，设置为内存寻址模式，选择页面寻址，设置页面寻址地址（地址范围 0-7），完成初始化设置。

4.5.1 OLED 的驱动程序

OLED 为 IIC 驱动，本系统使用模拟 IIC 驱动。IIC 起始和停止信号如图 4.13。

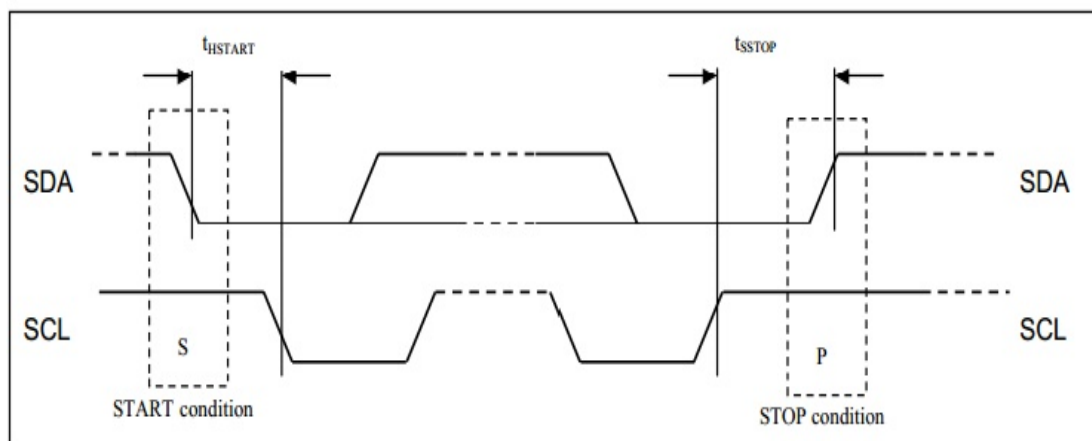


图 4.13 IIC 起始和停止信号时序图

Figure 4.13 IIC Start and Stop Signal Timing Diagram

起始信号：处理器让 SCL 为高电平期间，SDA 由高到低的跳变；启动信号是一种电平跳变时序信号，非电平信号。

停止信号：处理器让 SCL 保持高电平高期间，SDA 由低到高的跳变；停止信号也是一种电平跳变时序信号，非电平信号。

主设备发送数据给从设备是由主机发送一个起始位，告诉总线上的所有设备传输开始，然后主机开始传输设备地址。匹配该地址的 slave 将继续传输过程。其余的 slave 将忽略传输并等待下一次传输的开始。主设备寻址从设备后，发送要读或写的从设备的内部设备地址，然后发送数据。数据发送完成后，发送停止位。写入过程如下：

- 发送起始位：发送从设备的地址和读/写选择位；释放总线，等到 EEPROM 拉低总线进行应答；如果 EEPROM 接收成功，则进行应答；若没有握手成功或者发送的数据错误时 EEPROM 不产生应答，此时要求重发或者终止。
- 发送想要写入的内部寄存器地址；EEPROM 对其发出应答。
- 发送数据。
- 发送停止位。

具体代码如下

```
void Write_IIC_Byte(unsigned char IIC_Byte)
{
    unsigned char i;
    unsigned char m,da;
    da=IIC_Byte;
    OLED_SCLK_Clr();
}
for(i=0;i<8;i++)
{
```

```

m=m&0x80;
if(m==0x80)
{
    OLED_SDIN_Set();
}
else
    OLED_SDIN_Clr();
da=da<<1;
OLED_SCLK_Set();
OLED_SCLK_Clr();
}

```

主控器读取数据的过程：读的过程比较复杂，在从 slave 读出数据前，你必须先要告诉它哪个内部寄存器是你想要读取的，因此必须先对其进行写入。(dummy write)。

由于 OLED 不自带字库，因此显示数据前需要创建编码表，在显示时和码表匹配，通过画像素点的方式显示数据，OLED 像素点为 128*64，在显示时首先设置其实显示起始坐标，设置函数如下：

```

void OLED_SetPos(unsigned char x, unsigned char y)
{
    WriteCmd(0xb0+y);
    WriteCmd(((x&0xf0)>>4)|0x10);
    WriteCmd((x&0x0f)|0x01);
}

```

显示汉字和图片原理同样，使用取模软件进行数据编码，然后调用 OLED 画点函数刷新显示屏幕内容，显示如下图 4.14。

图 4.14 OLED 显示效果

Figure 4.14 OLED display

4.6 心率信息处理程序设计

4.6.1 心率传感器的波形输出

前面介绍检测心率信号通过外部中断 IO 口，检测心率传感器输出信号，心率采集芯片采集到的心率信息不利于处理器处理，经过硬件电路进行信号调理放大转换成方波信号，这样处理器就能正常触发中断识别信号，但是由于手环随身携带，人走路

或者运动时不可避免的回造成心率信号串入噪声，下面我们来观察一下心率模块在人体不同状态下输出的信号波形，静止状态心率信号波形如图 4.15 所示

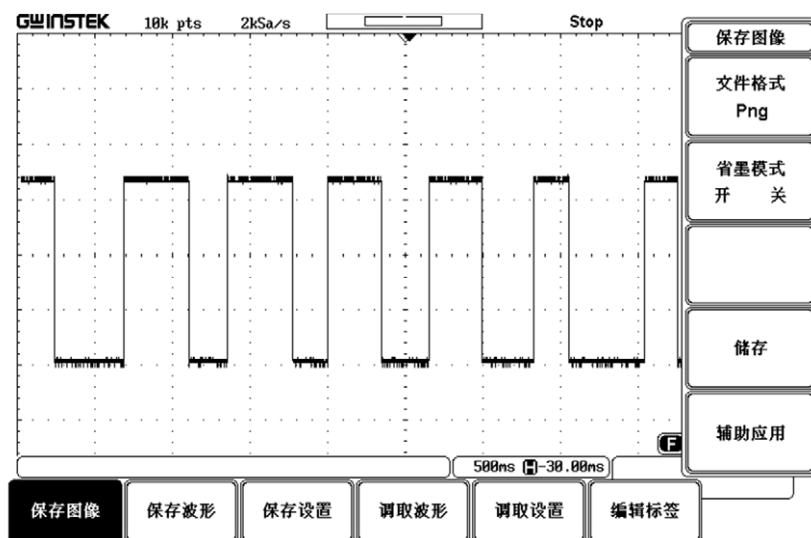


图 4.15 静止状态心率信号波形

Figure 4.15 Static Heart Rate Signal Waveform

运动状态心率信号如图 4.16 所示。

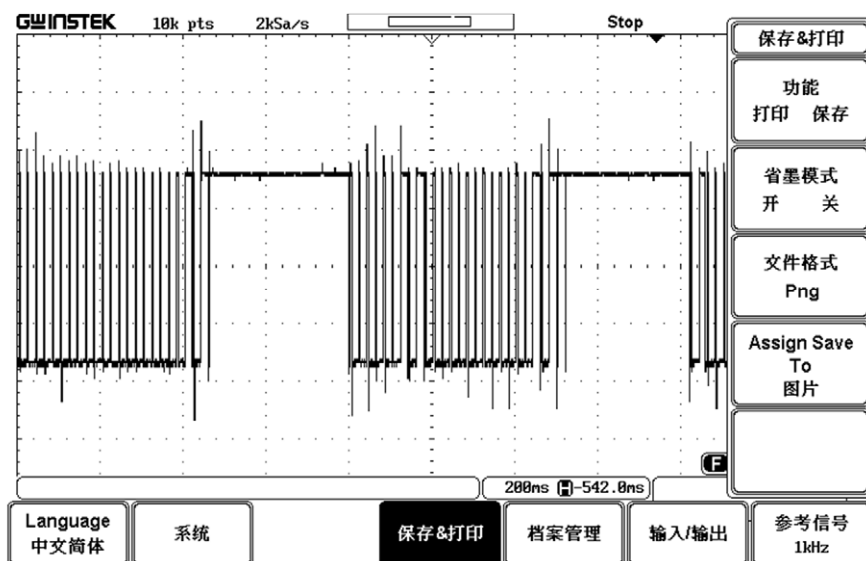


图 4.16 运动状态心率信号波形

Figure 4.16 Heart Rate Signal Waveform in Motion

对比图 4.15 和 4.16 可以看出静止状态的传感器输出波形和运动状态传感器输出波形差别很大，静止状态的波形很平稳，直接检测相邻两个脉冲上升沿或者下降沿时间差即可计算出准确的心率，但是对于运动状态的心率信息，就需要用额外的方法进行数据分析了。

4.6.2 心率算法程序设计流程

通过观察波形可以看到，即使信号很杂乱，但其还是有一定的心跳特征，在一段时间的脉冲不断跳变之后会出现一段相对比较长时间的维持高电平时间。stm32 使用定时器配置 2 毫秒溢出，并触发中断，在定时器中断中触发 AD 采样，从而达到 2ms 采样一次。对每次的采样值进行比较，根据各个采样值与前后进行比较，得出当前为上升趋势或下降趋势。当由上升趋势转为下降趋势时，则为心跳波峰，记录下此时的时间。当寻找到下一个波峰后，与上一波峰的时间差，则为一次心跳的时间。处理程序放置在中断服务函数中，代码如下：

```
void EXTI15_10_IRQHandler(void)
{
    if(EXTI_GetITStatus(EXTI_Line13) != RESET)
    {
        if(hearttemptime>300)
        {
            startheartflag = 1;
            hearttime =hearholdtime;
            hearholdtime =0;
            heartokflag = 1;
        }
        hearttemptime = 0;
        EXTI_ClearITPendingBit(EXTI_Line13);
    }
}
```

打开中断时，在第一次进入中断时开始在滴答定时器中进行计时，最后每当来一个下降沿跳变，进入中断服务函数，读取此时滴答定时器计数值，如果计时超过 300ms，即检测到出现一段相对比较长时间的高电平信号，开启另一个滴答计时，直到再次出现相对较长时间高电平信号，判断一次完整心跳结束，读取刚才开启的滴答计时，这个计时值就是两次心跳间隔时间，然后在主函数中更新心率数据并且通过 GPRS 发送至移动终端。心率算法流程图如图 4.17。

4.7 体温计算程序

4.7.1 ADC 和 DMA

STM32 将 ADC 转换分为 2 个通道组：常规通道组和注入通道组。常规通道相当于正常运行的程序，注入通道相当于中断。当程序正常执行时，中断可能会中断您的执行。与此类似，注入通道的转换可以中断常规通道的转换。注入通道转换后，常规通道可以继续转换。

- 规则组由 16 个转换组成。在 ADC_SQRx 寄存器中选择规则通道和它们的转换顺序。规则组中转换的总数应写入 ADC_SQR1 寄存器的 L[3:0]位中。
- 注入组由 4 个转换组成。在 ADC_JSQR 寄存器中选择注入通道和它们的转换顺序。

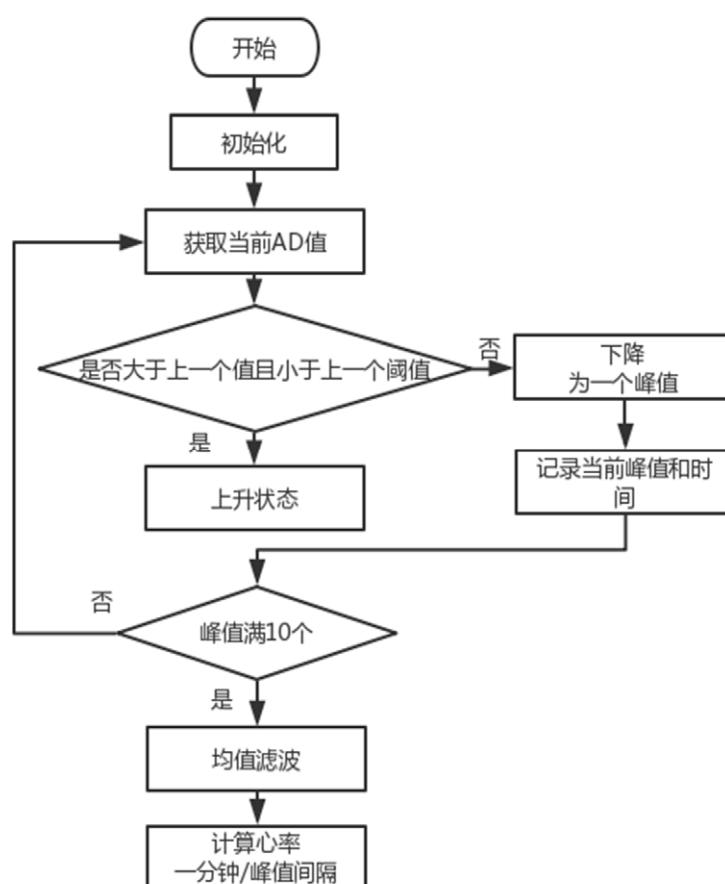


图 4.17 心率算法流程图

Figure 4.17 Heart Rate Algorithm Flow Chart

注入组里的转换总数目应写入 ADC_JSQR 寄存器的 L[1:0]位中。

一旦在转换期间 ADC_SQRx 或 ADC_JSQR 寄存器被更改，清除当前的转换，一个新的启动脉冲将发送到 ADC 以转换新选择的组。

DMA 模块不需要 cpu 的参与而是主要责任是将内存或外设中的数据自由移动，

并且通过存储指针的自偏移，实现大量数据的顺序存储(这一点在通讯领域具有重要意义)。

4.7.2 ADC 和 DMA 配置

STM32 的 ADC 参考电压输入见表 4.3。

表 4.3 ADC 参考电压

Table 4.3 ADC Reference Voltages

名称	信号类型	注解
V_{REF+}	输入，模拟参考正极	ADC 使用的高端/正极参考电压， $2.4V \leq V_{REF+} \leq V_{DDA}$
V_{DDA}	输入，模拟电源	等效于 V_{DD} 模拟电源且： $2.4V \leq V_{DDA} \leq V_{DD} (3.6)$
V_{REF-}	输入，模拟参考负极	ADC 使用的低端/负极参考电压， $V_{REF-} = V_{SSA}$
V_{SSA}	输入，模拟电源地	等效于 V_{SS} 的模拟电源地
ADCx_I N	模拟输入信号	16 个模拟输入通道

从表中可知，它的参考电压正负极是不相同的，负极是要接地，等同于 $V_{REF-} = 0V$ ，而参考电压正极的范围为 $2.4V \leq V_{REF+} \leq 3.6V$ ，因此 STM32 的 ADC 输入的电压信号的范围为： $V_{REF-} \leq V_{IN} \leq V_{REF+}$ ，且不能直接测量负电压。

配置过程如图 4.18。首先，使能 DMA 时钟，GPIO 时钟及 ADC1 时钟。然后把 ADC1 的通道 11 使用的 GPIO 引脚 PC1 配置成模拟输入模式，在作为 ADC 的输入时，必须使用模拟输入。

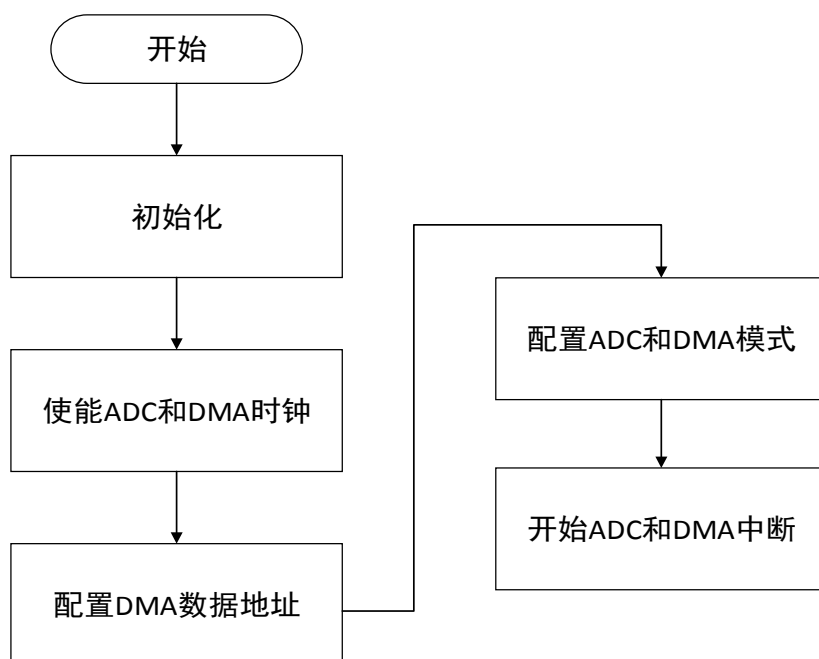


图 4.18 ADC 和 DMA 配置流程图

Figure 4.18 ADC and DMA Configuration Flow Chart

4.7.3 温度转换

如下表 4.4 所示，根据 NTC 手册中提供的温度和阻值关系，我们将温度和 AD 值总结为两条直线我们得出一个计算公式，部分软件代码如下：

40°C < T ≤ 50°C：

$wNTCTemp_{rtemp} = 843 - ((wSampleAD_Tmp * (long)1839) \gg 12);$

30°C < T ≤ 40°C：

$wNTCTemp_{rtemp} = 785 - ((wSampleAD_Tmp * (long)1597) \gg 12);$

表 4.4 NTC 温度与阻值的关系

Table 4.4 Relationship between NTC Temperature and Resistance

温度 °C	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42
阻值 Ω	7.43 6120	7.17 3579	6.92 1923	6.68 0637	6.44 9239	6.22 7265	6.01 4282	5.80 9874	5.61 3649	5.42 5234	5.24 4275
	2907	6969	0346	9874	0516	9994	4362	448	3318	4036	8792

通过 ADC 对负温度系数电阻上的电压值采样，通过电压值计算当前负温度系数电阻的阻值，然后根据负温度系数电阻的温度和阻值的曲线关系，从而计算出当前的温度。

5 服务器端和 Android 手机端 APP 编程

5.1 Android 系统及开发环境

Android 是由谷歌 2008 年推出的一款基于 Linux 内核的开源操作系统，Android 操作系统具有以下几个特点：自主显示布局、数据存储管理、支持多任务处理、无线共享功能等。Android 系统由于极高的流畅性和兼容性，很快在智能手机、智能穿戴、智能电视及智能汽车方面流行起来，用户数量十分庞大，成为最受欢迎的移动操作系统之一。

5.1.1 APP 开发环境 Android Studio

Android Studio 是谷歌发布的为 Android 量身定做的开发环境。Android Studio 开发系统基于 IntelliJ IDEA，类似于 Eclipse，Android Studio 提供了集成的 Android 开发工具用于开发和调试。Android Studio 的开发环境和模式是为 Android 量身定做的所以比起 Eclipse 更加的丰富和便捷，同时它能够支持多种语言，最重要的 Android Studio 还为开发者提供了测试工具以便于开发者进行数据分析和实时调试。

Android Studio 是基于 Gradle 的构建支持。而且具有 Android 特定重构和快速修复和更加丰富的模板代码，可以让创建程序更简单。Android Studio 提示工具还有更好的对程序性能、可用性、版本兼容和其他问题进行控制捕捉并且提示工具更好地直接支持 ProGuard 和应用签名功能。Android Studio 内置 Google 云支持和内置 svn、git 工具支持等诸多优势。基本上 eclipse 有的，Android Studio 里基本都能找到。

5.1.2 服务器端开发环境 eclipse

但是目前亦有人通过插件使其作为 C++、Python、PHP 等其他语言的开发工具。但是 Eclipse 最初是用来作为 Java 语言开发，并且是著名的跨平台的自由集成开发环境（IDE）。eclipse 系统架构如图 5.1。

Eclipse 作为一个框架平台拥有众多插件的支持，这也让 Eclipse 拥有良好的灵活性。许多软件开发商都是以 Eclipse 为框架开发自己的 IDE。

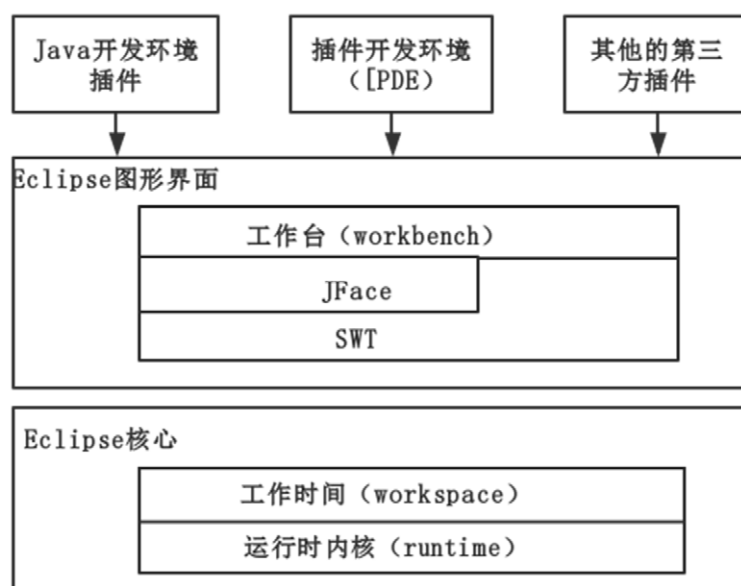


图 5.1 eclipse 系统架构

Figure 5.1 eclipse system architecture

5.2 服务器端和手环 APP 功能简介

手环具有 GPRS 功能，可直接将数据传入服务器，再由服务器端收集解析整理后转发给收集 APP，从而将手环信息即佩戴者的身体状况，发送到每个 APP 使用者。所以服务器是中继器，手机 APP 是展示窗口。

本系统中的服务器，不作为一个重点研究项目，所以就以本地 PC 作为服务器，通过 eclipses 作为开发和运行平台。

手环的数据分享离不开 APP。因此智能手机 APP 在这里作为一个数据终端，同时本此设计的 APP 可同时满足手环佩戴者使用，也可完成远端亲属查看数据使用。APP 主要执行网络数据接收功能，内置服务器地址和端口号，运行自动连接服务器，同样对数据进行判断是否有效，是则按照设定的数据范围要求进行判断，判断接收测量数据是否超出正常范围，若超出正常范围则控制手机振动或者响铃进行提醒，同时在交互界面上画出心率值波动曲线，更新运动状态信息，以便实时掌握老人状态。

5.3 程序设计

软件程序设计分为两部分，一部分为服务器端程序，服务器程序主要功能：1. 接收，2. 转发另一部分为 APP 程序设计，APP 功能为接收服务器发送的数据信息，并且通过 UI 展示。

5.3.1 服务器端程序设计

服务器程序在 eclipse 编译运行，以本地 PC 作为服务器，客户端为手环和手机 APP。所以服务器应该识别两种客户端，从而发送接收不同的数据。服务器程序流程图如下图 5.2 所示：

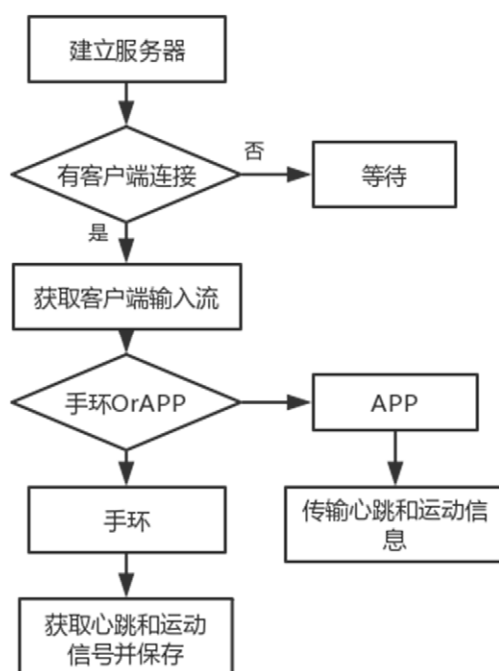


图 5.2 服务器程序流程图

Figure 5.2 server program flow chart

建立服务器 `ServerSocket` 并设置端口 8092 代码如下

```
ServerSocket serverSocket = new ServerSocket(8092);
while(true){
    Socket socket = serverSocket.accept();
    ....
}
```

连接后开启新线程，获取输入流，手环连接后会下发“手环”否则为 APP 则新建输出流传输信息。代码如下

```
BufferedReader bufferedreader = null;
bufferedreader = new BufferedReader(new
InputStreamReader(socket.getInputStream()));
String stringTemp = null;
```

```

if(stringTemp!=null){
    if(stringTemp.equals("手环:"))
    {
        接收手环信息
    }
    else{
        BufferedWriter bufferedwrite = null;
        输出流传送手环信息
    }
}

```

5.3.2 APP 程序设计

蓝牙适配器在智能手机中都有配备，适配器驱动被封装成函数，开放出 API 接口供 APP 开发者进行调用，这极大的提高了开发效率，这也是智能操作系统的共同趋势，其底层仍然是像 51 那样通过寄存器来控制操作，只是处理器功能逐渐完善，内部有数量十分庞大的寄存器，如果每个开发者都要操作寄存器那将是一项十分繁杂的任务，因此封装后开放出 API 接口我们只需要调用接口函数即可完成应用功能。

APP 与服务器通信要通过 TCP 协议，又称为传输控制协议，在互联网协议群中，TCP 层位于 IP 层之上，应用层之下的中间层，在传输数据时，发送端应用层将数据传给 TCP 层，TCP 层对数据进行分割打包，生成多个报文段，传给 IP 层，发送端 IP 层将数据包发送给接收端 IP 层，接收端 IP 层同样的原理，接收端 IP 层接收数据包并传送给 TCP 层，TCP 层对数据包进行解包，传给应用层，执行用户程序。在传输数据过程中，发送端 TCP 层根据数据传输链路最大传输单元的限制，将数据分割成适当大小的报文，为了保证数据传输的准确性，TCP 层在对报文进行打包时会给每个数据包添加序号，接收端 TCP 层在每次接收数据包后发回一个确认包，若没有发回则发送层重新传输，接收完毕后接收层 TCP 按照数据包序号对数据进行解包拼接校验，校验通过后即传送给应用层，至此一次网络数据收发完成。APP 首先应该获取网络权限。

```

    在 AndroidManifest.xml 里添加权限
    <uses-permission
    android:name="android.permission. INTERNET"/>

    然后建立客户端对象连接服务器地址和端口
    InetAddress serverAddr
    =InetAddress. getByName("17071050jo. 51mypc. cn");// TCPServer. SERVERIP
    socket = new Socket(serverAddr, 22985);

```

完成连接后可以开始进行数据传输，由于 Android 操作系统的运行机制属于多线程运行，每一个服务都可以单独开启一个线程，线程中又可以同时执行多个任务，通过在 Activity 中创建 Handler，每个 Handler 有一个消息池，各个子任务的沟通以及和主线程之间通信都是通过消息池来完成。

当客户端线程接收到服务器端传来的信息后，将信息通过 Handler 传递给主线程，在主线程中更新 UI。APP 程序流程图如下图 5.3 所示：

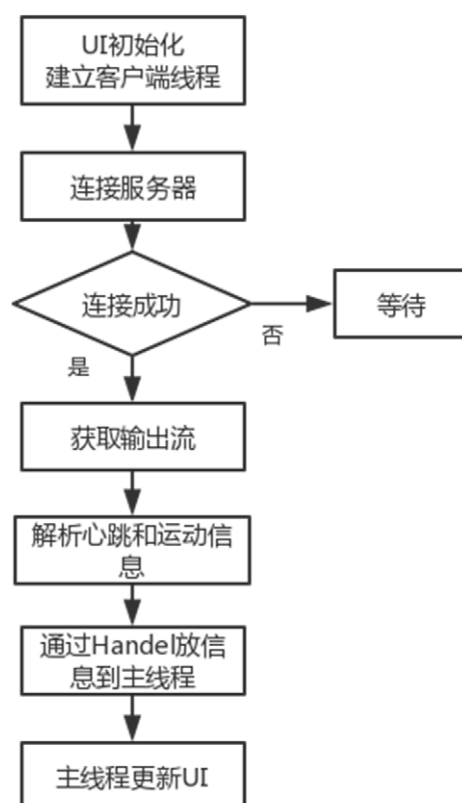


图 5.3 APP 程序流程图

Figure 5.3 APP program flow chart

5.3.3 APP 数据更新曲线处理

对于用户来说，用户倾向于具体的可视化数据，能够通过图形或者曲线变化反应数据变化更能够减少用户获取信息的负担，因此在设计 APP 子端 UI 时，通过算法将数据以二维曲线的形式动态绘制出来。比较知名的画图控件有 Achartengine 公司提供个开源控件，提供各种图表的类型库，用户只需调用，填充数据即可。常用几种曲线类型如下图 5.4、图 5.5 所示：



图 5.4 饼形图

Figure 5.4 Pie Chart

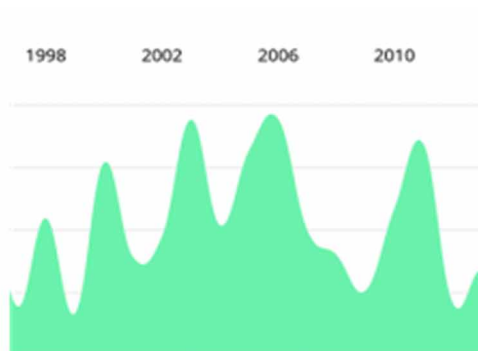


图 5.5 贝塞尔曲线图

Figure 5.5 Bezier plot

本次设计在用户 APP 端模式中界面选用贝塞尔曲线图，接收到心率数据后进行动态更新，变化情况非常直观，效果图如下图 5.6 所示：

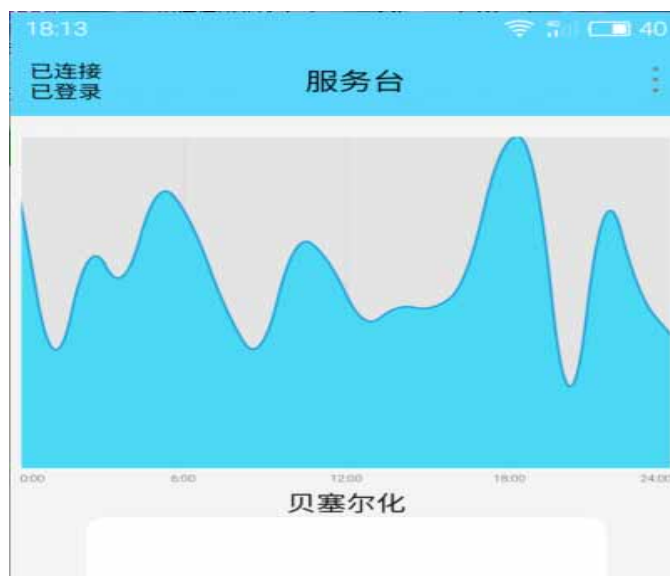


图 5.6 APP 动态绘图效果

Figure 5.6 APP dynamic drawing effect

6 系统调试

本章主要完成智能手环系统硬件与软件测试，硬件部分包括获取心率信息、运动状态信息、计步、体温等数据，并在 OLED 屏幕上正常显示。软件部分包括 GPRS 与本地服务器的连接以及手环 APP 的测试。

6.1 系统硬件调试

手环硬件电路设计后，考虑到后续加强和完善整个系统的稳定性，所以目前调试的都是用的核心板，等待进一步完善手环功能和稳定性后，重新规划排版硬件电路并选择工厂打样制板。经调试后处理器下载调试正常，心率传感器工作稳定、体温测试正常，显示屏显示正常的心率、体温、计步和身体状态等信息。本文重点是心率信息的获取，人正常的心率跳动范围是 60-100，本设计调试的结果在心率心率采集模块调试如下图 6.1 所示。

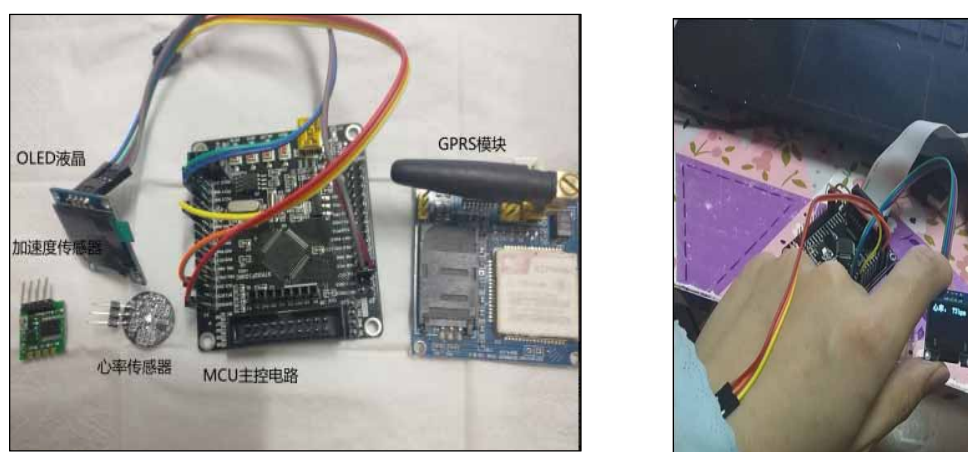


图 6.1 手环调试图

Figure 6.1 hand ring debugging

6.2 服务器软件调试

由于系统仍在测试阶段，因此本系统服务器是建立在本地 PC 上运行的，本地 PC 端开放一个端口供手环与 APP 连接。服务器创建一个子进程并制定握手信号来请求手环或者是 APP 连接。服务器作为一个信息中转站，如识别为 APP 的进程，如有手环输入则将手环数据上传给 APP。

在服务器软件运行后，打印 Log 显示进程：服务器启动等待连接，如下图 6.2 所示：

经过对服务器的编程与调试，能够实现接受手环数据并发送给手机 APP 端，使数据能在手环显示屏和手机 APP 上正常显示。

6.3 系统总体调试

根据老年人的生活习惯设计好界面布局后，打开 APP 后界面如图 6.5 所示。以本地 PC 端作为服务器界面会显示输入 IP 地址号和端口号，分别为 121.201.60.157 和 7270。点击连接，APP 界面会显示已连接成功。



图 6.5 手环 APP 登入界面

Figure 6.5 Bingo APP Login Screen

然后，将硬件系统连接好电源，随后将心率传感器固定在手腕上，然后切换 APP 界面，界面上方会显示心率的可视化波形图，很直观的使用户获取数据。界面下方会显示佩戴者的体温、计步及身体状态。身体状态分为行走、静止、跌倒三个状态。测试中，心率会在 88 次/每分钟上下浮动，手腕背面体温显示是 32℃，模拟计步测试是 198 步。当模拟跌倒时，APP 会弹出一个警告框并震动提醒，并显示跌倒了字样，有效的降低老年人摔倒后因长时间未得到救助而产生的二次伤害。点击警告框内的我知道了字样可返回数据页面。APP 警告如图 6.6 所示。



图 6.6 APP 运行状态图

Figure 6.6 APP operating state diagram

硬件显示屏上也同样显示心率、运动状态、计步和体温的数据，如图 6.7 所示：



图 6.7 手环实物演示

Figure 6.7 shows a physical demonstration

6.3.1 系统调试结果与分析

人体安静时正常的心率范围 60-100 次/分钟，平均是在 75 次/分钟左右，体表温度的正常范围是 32°C-33°C 之间，当人体温度升高时，由于体内温度过高，体内会散热导致体表温度也会随之变化，具有参考意义。经过多对手环系统的调试与测量得出的数据是当静坐时，测试者的心率是 85-88 次/分钟之间跳动，手腕处体表温度是 32°C，当正常行走时，测试者的心率在 92 次/分钟上下浮动，体表温度是 32°C，且数据也能实时在手机 APP 端显示。并且手环模拟跌倒时，手环显示屏显示跌倒，并成功将数据发送至手机 APP，界面显示跌倒了，并震动提醒。测试结果表明智能手环系统能够实现远端亲属及社区医生实时掌握老年人的身体状况，为解决老龄化人群的健康问题做出社会意义与应用价值。

7 总结与展望

7.1 总结

本文通过问题意识为导向研制了一款基于社区老人的智能手环系统,手环系统可以实现对佩戴者的心率、体温、运动状态、跌倒报警等数据的采集。同时在 Android 系统上设计了一款对应的 APP 应用软件,实现了智能手环与手机 APP 的相连。家属及社区医生可以通过手机 APP 应用,实时在掌握老人的心率、体温、运动状态等身体信息,为老人添加一份安全保障。

本人实现智能手环系统主要完成以下 4 个方面的工作。

<1>结合当今物联网思维,分析了研制基于社区老年人智能手环设计的必要性和其应用价值。根据对老年人生活状态和市场上智能手环的功能特点,研究出基于社区老年人的智能手环总体设计,完成了对其硬件系统设计与软件系统设计,实现了实时对社区老年人身体状况的掌控。

<2>系统硬件设计以 32 位微控制器 STM32F103 为核心,并扩展了 GPRS 通信模块、心率采集模块、六轴加速度器等模块。实现了对老年人心率、体温、运动状态等数据的获取和传输。

<3>分析老年人智能手环系统的软件设计研究工作,完成了外围设备驱动程序的设计,对心率的算法及运动状态的信息进行采集,分析了软件系统各模块的关键语句进行了解析处理,并通过 GPRS 通信模块将数据发送至服务器。搭建了 Android 应用平台,通过服务器分别与手环和手机 APP 建立不同的握手信号,手机 APP 将服务器的数据展示出来,实现了软件功能需求。

<4>将搭建好的硬件与软件相结合进行系统调试,系统获取心率、运动状态、体温等数据,通过显示屏显示。Android 平台及服务器的测试,完成老年人智能手环整体设计。

7.2 展望

综上所述,通过初步测试,本次设计达到了系统预期的研究目标,但是智能手环系统是一个复杂且精密的系统,要做到产品化推向市场还仍需要改进。在后续的工作中需要增强手环的稳定性与功能的多样性。

(1) 目前已经基本完成了整个系统基本的初期测试,后续需要将系统整体硬件重新规划布局并打板,使其做到体积小易于佩戴,并针对外部因素对心率检测的干扰和电池续航能力做出进一步的研究,使其具备抗干扰能力强和使用时间延长的特点。

(2) 智能手环系统还将增强部分功能如 GPS 定位以及无线充电两个功能,当佩

戴者以外跌倒时，能让家属及社区医生及时的感到现场，防止佩戴者因长时间倒地造成的二次伤害。充分考虑老年人行动能力并加入无线充电技术使得老年人更方便的使用手环。

参考文献

- [1] 2015 年人口调查抽样公报 <http://www.chinanews.com/gn/2016/04-20/7841450.shtml>
- [2] 胡精超. 我国老年人家庭运动健康服务运营模式研究[D].河北师范大学,2015.
- [3] 睢党臣,彭庆超.“银发浪潮”下我国医养结合养老服务模式探析[J].社会保障研究(北京),2016,23(01):116-126.
- [4] 李新平.人口老龄化背景下空巢老人精神赡养问题探析[J].经济研究导刊,2015(13):39-40.
- [5] <http://baijiahao.baidu.com/s?id=1567707937658964&wfr=spider&for=pc>
- [6] 刘文.人口老龄化的全球发展趋势[J].劳动经济评论,2015,8(01):84-106.
- [7] 郭金华.中国老龄化的全球定位和中国老龄化研究的问题与出路[J].学术研究,2016(02):61-67.
- [8] 杨斯怡. 老年人跌倒的危险因素分析[D].华中科技大学,2016.
- [9] 郭启云. 中文版老年人跌倒风险评估量表的信效度研究[D].锦州医科大学,2016.
- [10] 殷悦. 基于负性情绪的老年可穿戴设备设计研究[D].南京理工大学,2017.
- [11] 何际平.老龄化时代呼唤康复机器人[J].留学生,2015(10):56-58.
- [12] Borda Ann,Gilbert Cecily,Gray Kathleen,Prabhu Deepa. Consumer Wearable Information and Health Self Management by Older Adults.[J]. Studies in health technology and informatics,2018,246.
- [13] ingjie Feng,Congcong Zhou,Cheng He,Yuan Li,Xuesong Ye. Development of an improved wearable device for core body temperature monitoring based on the dual heat flux principle[J]. Physiological Measurement,2017,38(4).
- [14] Xue Lin Liu,Jun Feng Xu,Hai Tao Wang. The Research of Wearable Electronic Medical Devices[J]. Applied Mechanics and Materials,2015,3744(713).
- [15] Yubo Zhang,Pei-Luen Patrick Rau. Playing with multiple wearable devices: Exploring the influence of display, motion and gender[J]. Computers in Human Behavior,2015,50.
- [16] Zhang Zhan,Song Yufei,Cui Liqing,Liu Xiaolian,Zhu Tingshao. Emotion recognition based on customized smart bracelet with built-in accelerometer.[J]. PeerJ,2016,4.
- [17] Anonymous. RF Technologies, Inc.; Smart Sense From RF Technologies Upgrades Safe Place Bracelets Using Industry-Leading Infant Security Technology, Fit and Comfort[J]. Journal of Technology,2010.
- [18] Hui-ying GAO. Features Mining and Analysis of Smart Bracelet Based on Online Reviews[A]. Advanced Science and Industry Research Center.Proceedings of 2017 2nd International Conference on Software, Multimedia and Communication Engineering(SMCE 2017)[C].Advanced Science and Industry Research Center.,2017:7.
- [19] Michele Magno,Davide Brunelli,Lukas Sigrist,Renzo Andri,Lukas Cavigelli,Andres Gomez,Luca Benini. InfiniTime: Multi-sensor wearable bracelet with human body harvesting[J]. Sustainable Computing: Informatics and Systems,2016,11.
- [20] <http://www.eefocus.com/consumer-electronics/387597/r0>
- [21] Hong Shen,Honglun Hou,Wei Tian,Minghui Wu,Tianzhou Chen,Xian Zhong. Analysis of cancer-related fatigue based on smart bracelet devices[J]. Technology and Health Care,2016,24(2).
- [22] Dario Bonino,Fulvio Corno,Luigi De Russis. dWatch: A Personal Wrist Watch for Smart Environments[J]. Procedia Computer Science,2012,10.
- [23] Wen Yi,Albert P.C. Chan,Xiangyu Wang,Jun Wang. Development of an early-warning system for site work in hot and humid environments: A case study[J]. Automation in Construction,2016,62.
- [24] 陈峰. 可穿戴型助力机器人技术研究[D].中国科学技术大学,2007.
- [25] 刘思言.可穿戴智能设备市场和技术发展研究[J].现代电信科技,2014,44(06):20-23+28.
- [26] <http://mp.ofweek.com/wearable/a645663624726>

- [27] 杜鹏杰.智能手环智能佩戴检测技术探究[J].家电科技,2016(12):35-37.
- [28] 吕欣炜. Lockey 智能手环市场营销方案设计[D].郑州大学,2016.
- [29] 智能手环在国内的发展前景 http://wearable.ofweek.com/2015-03/ART-8420-5005-28938100_2.html
- [30] 王珊.老年人可穿戴运动健康监护产品研究——以智能手环为例[J].工业设计,2016(09):65-66.
- [31] 汪恺. 可穿戴设备-智能手环在老年人健康监测的应用研究[A]. 中国体育科学学会体育信息分会.2016 年第十二届全国体育信息科技学术大会论文摘要汇编（数字体育研究）[C].中国体育科学学会体育信息分会:,2016:1.
- [32] Dario Bonino,Fulvio Corno,Luigi De Russis. dWatch: A Personal Wrist Watch for Smart Environments[J]. Procedia Computer Science,2012,10.
- [33] 许丽娟,欧阳伟坚,刘裕,李美玲.大数据与智能手环[J].智能城市,2016,2(02):29-33.
- [34] 曾珍.从典型专利浅谈智能手环的发展[J].信息系统工程,2016(08):96-97.
- [35] 高一乐.智能运动手环的发展现状分析[J].当代体育科技,2015,5(33):202+204.
- [36] 李冬. PZ 公司智能手环产品营销策略研究[D].电子科技大学,2017.
- [37] 智能手环在国内的发展前景
http://wearable.ofweek.com/2015-03/ART-8420-5005-28938100_2.htm
- [38] 沙锋. 基于老年人的智能手环的设计与研究[D].武汉理工大学,2015.
- [39] 胡军. 智能手环或陷“智而不能”怪圈[N]. 中国消费者报,2015-10-15(001).
- [40] 曾博,刘光磊,付梦菲,王银.智能手环应用于老年群体的探究[J].科技创新与应用,2017(06):74.
- [41] 姜美杰. 智能手环新奇大于实用[N]. 健康时报,2014-11-20(014).
- [42] 陈根. 五大困局导致智能手环“同质化”[N]. 人民邮电,2015-10-23(007).
- [43] 胡军. 智能手环行业存三大硬伤[N]. 中国消费者报,2015-11-12(006).
- [44] 吴颖. 智能手环：真健康还是玩概念[N]. 北京商报,2015-10-15(D01).
- [45] 张越.智能手环的“热”与“冷”[J].中国信息化,2015(03):52-54.
- [46] 王培崇. 运城移动通信公司基站话务监控系统的设计与实现[D].北京邮电大学,2007.
- [47] 方珍. 基于 Android 平台的中国象棋设计与实现[D].电子科技大学,2011.
- [48] 三轴加速度传感器的市场前景 http://blog.sina.com.cn/s/blog_a695becc01017q47.html
- [49] 高显明. 基于 T/TCP 协议构建无线嵌入式 WEB 服务器[D].湖南大学,2009.
- [50] JYan Zhang,Boon-Hee Soong,Miao Ma. A dynamic channel assignment scheme for voice/data integration in GPRS networks[J]. Computer Communications,2005,29(8).
- [51] Martin Nagy,Ivan Kotuliak. Utilizing OpenFlow, SDN and NFV in GPRS Core Network[M].Springer International Publishing:2014-06-15.
- [52]苑冬梅,杨坤,张妍妍,李宝杰.基于 NTC 的体温测量系统设计[J].中国医疗设备,2017,32(11):98-103.
- [53]孙庆龙.NTC 热敏电阻温度特性研究[J].大学物理实验,2013,26(04):16-17+26.
- [54]李加升.NTC 热敏电阻及其应用分析[J].荆门职业技术学院学报,2007(06):37-39.
- [55]兰羽.基于 AT89C51 单片机的心率体温测量仪设计[J].国外电子测量技术,2013,32(03):63-65.
- [56]骆文,刘阳,熊俊俏.基于光电技术的心率测量仪[J].工业仪表与自动化装置,2012(01):99-101.
- [57]王毅,杨志,黄晓英,聂云浩,徐建.基于 STM32 单片机的人体心率采集系统[J].电子世界,2016(20):51-52.

附录 A

1 手环硬件电路图

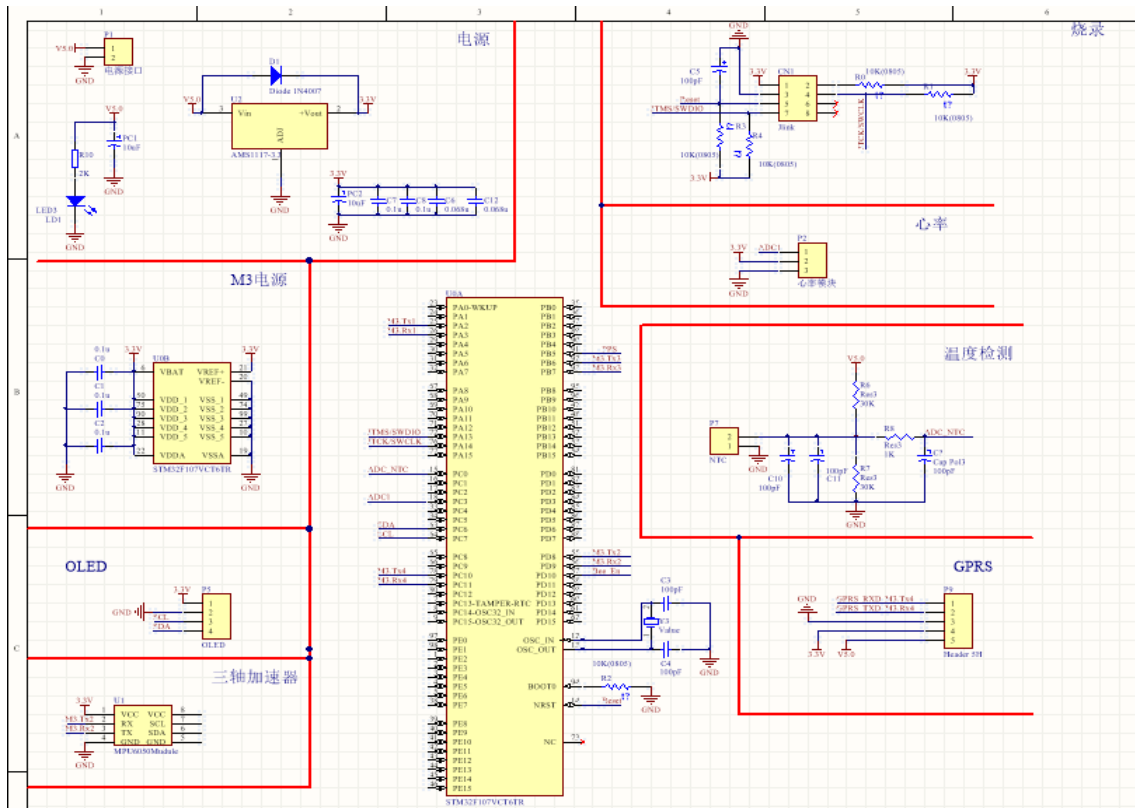


图 A1.1 硬件电路图

Figure A1.1 hardware circuit diagram

PCB 图如下:

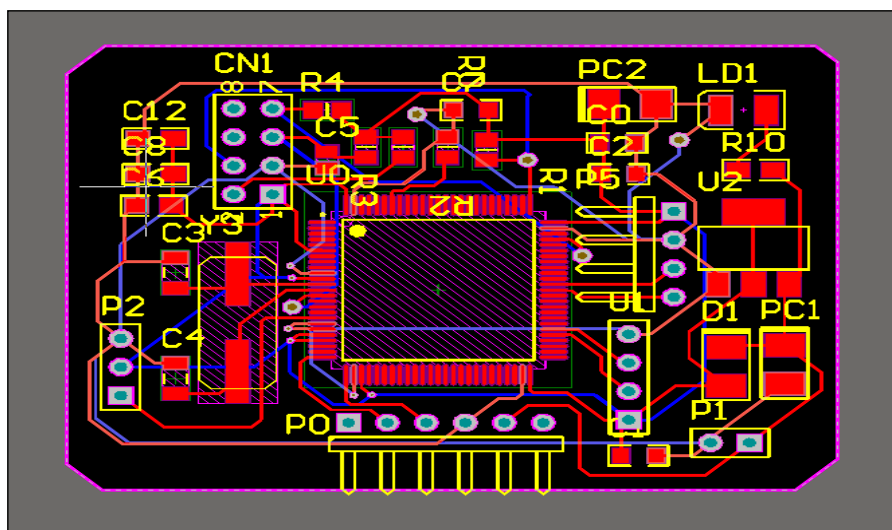


图 A1.2 硬件电路 PCB 图

Figure A1.2 Hardware Circuit PCB Diagram

附录 B

1 手环部分软件程序代码

计步部分代码如下：

```
if(flag_temp==SPEAK)
{
    Thp=average_p-sdp*time_scale;
    if(Thp<10)
        Thp=10;
    if(pre_state==0)
    {
        pre_state=SPEAK;
        UpdatePeak(date_this);
    }
    else
    if(pre_state==SVALLEY&&num_peak>Thp)
    {
        pre_state=SPEAK;
        UpdatePeak(date_this);
        threshold=(peak+valley)/2;
    }
    else
    if(pre_state==SPEAK&&num_peak<=Thp&&date_this>peak)
        UpdatePeak(date_this);
}
else
if(flag_temp==SVALLEY)
{
    Thv=average_v-sdv*time_scale;
    if(Thv<10)
        Thv=10;
    if(pre_state==SPEAK&&num_valley>Thv)
    if(pre_state==SPEAK&&num_valley>Thv)
    {
        pre_state=SVALLEY;
```

```

UpdateValley(date_this);
    count++;
    sprintf(xianshi,"%d",count);
    OLED_ShowStr(56,6,xianshi,2);
    threshold=(peak+valley)/2;
}
else
if(pre_state==SVALLEY&&num_valley<=Thv&&date_this<valley)
{
    UpdateValley(date_this);
}
}
buffer1[flag_b++]= date_this;
if(flag_b==25) flag_b=0;
for(i=0;i<25;i++)
temp+=buffer1[i];
temp=temp/25.0;
for(i=0;i<25;i++)
{
    temp1=buffer1[i]-temp;
    temp2+=temp1*temp1;
}
temp2=temp2/25.0;
sda=sqrt(temp2);
date_prec=date_this;
date_this=date_next;

```

心率计算代码如下

```

sampleCounter += 2;    // 在这个变量记录在毫秒的时间
time=sampleCounter - lastBeatTime;    // 监控时间，因为最后一次心跳，以
避免噪音
if((Signal < thresh) && (time > (IBI/5)*3));    // 避免重脉噪声最后IBI
等待4/5
{
    if(Signal < Trough)    // T是低谷
    {
        Trough = Signal;    // 跟踪最低点的脉冲波
    }
}

```

```

    }
}
//确定最大值
if((Signal > thresh) && (Signal > Peak)) // 阈值条件有助于避免噪音
{
    Peak = Signal; // P是峰
}
// 跟踪最高点的脉冲波
// 寻找心跳
// 每次有一个有价值脉冲信号起伏
if(time > 250) // 避免高频率的噪音
{
    if( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (time > (IBI/5)*3) )
    {
        Pulse = true; // 设置脉冲标志, 当我们认为有脉冲
        IBI = sampleCounter - lastBeatTime; // 衡量之间的时间
        lastBeatTime = sampleCounter; // 记录时间 为下一个脉冲
        if(secondBeat) //如果这是第二拍,
        {
            secondBeat = false; // 清除secondBeat标志
        }
        for(i=0; i<=9; i++) // 发送 获得realistic BPM在启动时累加值
        {
            rate[i] = IBI;
        }
    }
    for(i=0; i<=8; i++) // 速度数组中的数据转移
    {
        rate[i] = rate[i+1]; //并删除最旧的IBI值
        runningTotal += rate[i]; //最旧的值在9中
    }
    rate[9] = IBI; // 添加最新IBI的速度数组
    runningTotal += rate[9]; // 加上最新的IBI到runningTotal
    runningTotal /= 10; //平均最近10个的IBI值
    BPM = 60000/runningTotal; // 一分钟有多少次BPM的
    if(BPM>200)
        BPM=200; //限制BPM最高显示值
    if(BPM<30)
        BPM=30; //限制BPM最低显示值
}

```

```

    QS = true;                // set Quantified Self flag
    //QS标志不会被清除这里面中断服务程序
}
}
if ((Signal < thresh) && (Pulse == true)) //当值正在下降，节拍结束
{
    Pulse = false;            //复位脉冲标志，等待下一次
    amp = Peak - Trough;      //得到的脉搏波的振幅
    thresh = amp/2 + Trough;  // 设定50%的阈值的幅度
    Peak = thresh;            //为下一次运行复位
    Trough = thresh;
}
if (time > 2500)              //如果2.5秒后，没有一个节拍
{
    thresh = 512;              // 设置默认的阈值
    Peak = 512;                // 令P默认
    Trough = 512;              // 令T默认
    lastBeatTime = sampleCounter; //使lastBeatTime最新
    firstBeat = true;          // 这些设置以避免噪音
    secondBeat = false;        // 这些设置以避免噪音
}

```

