

单位代码： 10293 密 级： _____

南京邮电大学

专 业 学 位 硕 士 论 文



论文题目： 基于 STM32 的老年智能手环的
设计与实现

学 号 1318014526

姓 名 田 静

导 师 盛宇波

专业学位类别 工程硕士

类 型 非全日制

专业（领域） 电子与通信工程

论文提交日期 二〇二〇年六月

Design and implementation of smart bracelet for the elderly based on STM32

Thesis Submitted to Nanjing University of Posts and
Telecommunications for the Degree of
Master of Engineering



By

Tian Jing

Supervisor: Prof. Sheng Yubo

July 2021

摘要

随着移动信息时代的快速到来，推动了现代互联网和其他信息电子技术的快速进步与不断发展。智能手机已经逐渐得到了全面的应用普及，可携式穿戴移动设备，智能家居等电子产品正慢慢地进入人们的视野，出现在我们的家居日常生活中。我国人口老龄化的发展进程有所加快，在快节奏的生活工作环境下，人们大都忙于自己的工作，对年轻人来说难以对老年人做到非常周全的生活护理和健康照顾，老年群体的健康问题也一直是人们关注的热点，基于此背景设计开发一款适宜老年人群体使用的可穿戴智能设备是很有意义的。

基于物联网和医疗健康的概念，本系统提出了老年智能手环的软硬件设计方案，手环可以记录使用者的心率和体温等日常身体状况，还可以记录运动状态以及意外跌倒等信息。智能手环内置有蓝牙模块，智能手机通过蓝牙可与手环建立连接，手机端安装相应的应用程序便可同步查询到手环记录的心率、运动状态、以及体温等数据，跌倒检测能够有效通过短信的方式实时告知监护人手环佩戴者的意外情况，且手环带有 GPS 定位，监护人可以更加快捷地定位到手环佩戴者的位置。

面向老年群体的智能手环的整体设计方案，主要包含心率采集模块、运动状态采集模块、OLED 显示模块、蓝牙通信模块和 GPS 定位模块，分别从硬件和软件系统设计进行了分析与设计。硬件设计部分，主要包括了对各个功能模块的设计与调试。系统中使用了基于 Cortex-M3 内核的 STM32 系列微控芯片作为智能手环的主控处理器，此系列芯片体积小，且成本较低。心率传感器选择了一种光电反射式的物理感应元器件，传感器内的电路能够放大微弱信号，抑制噪声，再通过程序算法设置阈值比较，经过以上处理后输出脉冲。运动姿态传感器选用的是三轴加速度传感器，通过对算法设计进行计步和跌倒检测。软件部分的设计，包含了对各硬件模块的软件设计以及相对应的手机应用程序 APP 的设计，智能手机终端 APP 基于 Android 平台开发。

关键词：可穿戴设备 ， STM32 ， 跌倒检测 ， 心率 ， 老年人

Abstract

With the rapid arrival of the mobile information era, it has promoted the rapid progress and continuous development of modern Internet and other information electronic technologies. Smart phones have gradually gained comprehensive application and popularization, portable wearable mobile devices, smart home and other electronic products are slowly entering people's field of vision and appearing in our daily lives at home. The development process of the population aging in our country has accelerated. Under the fast-paced life and work environment, people are mostly busy with their own work. It is difficult for young people to provide comprehensive life and health care for the elderly. Health issues have always been a hot spot of people's attention. Based on this background, it is meaningful to design and develop a wearable smart device suitable for use by the elderly.

Based on the concept of Internet of Things and medical health, this system proposes a hardware and software design scheme for the smart bracelet for the elderly. The smart bracelet can record the user's heart rate and body temperature and other daily physical conditions, as well as information such as exercise status and accidental falls. The smart phone has a built-in Bluetooth module. The smart phone can establish a connection with this bracelet through Bluetooth. The heart rate, exercise status and body temperature recorded by the bracelet can be synchronously inquired by installing the corresponding application on the mobile phone. Fall detection can be effectively passed through text messages. The way to inform the guardian of the unexpected situation of the wearer of the bracelet in real time, and the bracelet is equipped with GPS positioning, the guardian can locate the position of the wearer of the bracelet more quickly.

The overall design of the smart bracelet for the elderly mainly includes the heart rate acquisition module, the exercise status acquisition module, the OLED display module, the Bluetooth communication module and the GPS positioning module. The hardware and software system design are analyzed and designed respectively. The hardware design part mainly includes the design and debugging of each functional module. The STM32 series microcontroller chip based on the Cortex-M3 core is used in the system as the main control processor of the smart bracelet. This series of chips is small in size and low in cost. The heart rate sensor chooses a photoelectric reflection type physical sensing element. The circuit in the sensor can amplify weak signals and suppress noise, and then set the threshold comparison through the program algorithm, and output

pulses after the above processing. The motion posture sensor is a three-axis acceleration sensor, and the algorithm is designed for step counting and fall detection. The design of the software part includes the software design of each hardware module and the design of the corresponding mobile phone application APP. The smart phone terminal APP is developed based on the Android platform.

Key words: Wearable device, STM32, Fall detection, Heart rate, The elderly

目录

第一章 绪论.....	1
1.1 研究背景及意义.....	1
1.2 国内外研究现状.....	1
1.2.1 国外研究现状.....	2
1.2.2 国内研究现状.....	3
1.3 论文研究内容.....	4
1.4 论文研究内容.....	4
第二章 手环系统的整体设计及应用原理概述.....	6
2.1 系统整体方案的设计.....	6
2.2 心率检测.....	6
2.2.1 心率检测常见的方法及其原理.....	7
2.2.2 心电信号测量法.....	7
2.2.3 光电容积脉搏波描记法.....	8
2.3 三轴加速度传感器.....	9
2.3.1 三轴加速度传感器工作原理.....	9
2.4 蓝牙通信.....	10
2.5 GPS 定位技术.....	10
2.6 体温测量.....	11
2.7 安卓 APP 端.....	12
2.8 本章小结.....	13
第三章 智能手环系统硬件设计.....	14
3.1 硬件总体设计.....	14
3.1.1 主控模块微控制器的选择.....	15
3.1.2 STM32 最小系统电路.....	17
3.2 心率采集模块设计.....	17
3.2.1 心率采集模块选型.....	18
3.2.2 光电容积脉搏波描记法心率采集电路设计.....	19
3.3 运动状态采集模块电路设计.....	20
3.4 蓝牙串口通信模块电路设计.....	22
3.5 GPS 定位模块设计.....	23
3.6 显示模块电路设计.....	24
3.7 电源电路设计.....	26
3.8 本章小结.....	26
第四章 智能手环系统软件设计.....	27
4.1 软件设计语言与开发环境.....	27
4.1.1 软件开发语言.....	27
4.1.2 软件开发环境.....	27
4.2 系统整体工作流程及初始化.....	28
4.2.1 驱动程序介绍.....	28
4.2.2 滴答定时器程序.....	29
4.3 心率检测部分程序设计.....	30
4.3.1 基于 DMA 的 ADC 心率采集.....	30
4.3.2 心率计算处理程序.....	30
4.4 运动状态采集模块软件设计.....	37

4.4.1 三轴加速度传感器的驱动程序.....	37
4.4.2 计步处理程序.....	39
4.4.3 跌倒检测程序.....	41
4.4.4 温度测量程序.....	43
4.5 蓝牙串口通信部分程序设计.....	45
4.6 GPS 定位部分程序设计.....	46
4.7 OLED 显示模块程序设计.....	49
4.7.1 OLED 驱动程序.....	49
4.8 Android 手机端 APP 设计.....	52
4.8.1 Android 蓝牙操作主要程序.....	52
4.8.2 APP 界面设计.....	53
4.9 本章小结.....	55
第五章 测试与调试.....	56
5.1 硬件部分测试.....	56
5.1.1 心率检测和运动状态采集功能测试.....	57
5.2 软硬件联合测试.....	57
5.3 实验测试.....	59
5.4 本章小结.....	61
第六章 总结与展望.....	62
6.1 总结.....	62
6.2 展望.....	62
参考文献.....	64
附录 1 攻读硕士学位期间申请的专利.....	67
致谢.....	68

第一章 绪论

1.1 研究背景及意义

在现代化进程的快速发展和社会的高速进步下，老龄化已是一个普遍现象。中国已成为世界上老年人最多的国家，虽然这种情况给社会发展带来了挑战，但老年人群体在某些领域也是很重要的。根据中国发展研究基金会在 2020 年 6 月 11 日发布的一份有关我国人口老龄化的研究报告，预计我国将在 2022 年左右逐渐地步入一个老龄的社会，65 岁及以上的老年人到时所占的比例会增加至 14% 以上。而跌倒不仅被认为是居于世界范围内的意外伤亡事故因素第二位，也是导致我国 65 周岁及以上的老年人重大伤亡的主要原因^[1]。

当前我国的经济发展已落后于人口老龄化发展速度不少，所以我们从老龄化社会步入老龄社会时很有必要改善社会劳动和生产的效率。社会保险制度、养老服务制度以及对老年人的健康扶助制度都将面临着巨大挑战^[2]。当今社会的经济建设发展快，人们的生活节奏也很快，加上工作等原因，子女大都和父母分开居住，难以实时了解父母的身体状况，如果发生意外，子女或亲属也难以及时赶到，若不能及时的得到医疗救助，极可能会带来严重后果。当下科技发展迅猛，可穿戴医疗设备在近几年受到了国内外的广泛关注^[3]，相比于传统的监测医疗仪器来说，可穿戴设备的便携、远程监护^[4-5]等功能更胜一筹，不仅可以做到实时监测身体状况，若某项指标出现异常时，还可以及时提醒使用者，早就医早预防。

如上所述老年人在生活中可能会经历或遇到类似的情况，本文基于 STM32 微控制器设计研究开发了一种面向老年人的智能手环，主要包括心率采集模块、运动状态检测模块、蓝牙通信模块。心率采集模块选择了一款光电反射式传感器，经传感器采集到的心率信息，需要先进行降噪处理，然后再作为脉冲信号输出，再经过处理器检测，计算后便可得出心率。采用三轴加速度传感器作为运动状态检测的主要模块，根据三个方向的加速度确定的合加速度，通过动态阈值来判断运动状态并可以进行计步。该手环主要通过蓝牙串口模块与手机进行通信，手机端 APP 应用程序可以看到手环佩戴者当下的心率、步数、体温、身体状况的数据，实现远程实时关注老年人健康的功能，如果发生意外跌倒得情况，还可以收到短信警报提醒。

1.2 国内外研究现状

上世纪六十年代，可穿戴式智能设备的发展思想和产品原型就已经出现了，相关产品在

七八十年代也已经诞生,但当时人们对此鲜有兴趣。进入二十一世纪,伴随着科技和经济的发展,可穿戴式智能产品被人们所广知,发展渐入佳境,呈现爆发式增长^[6]。可穿戴式智能设备主要是指能直接穿戴在身体上的设备,只是其中涵盖了智能化的理念,也可以说它是可以集成到衣服中的便携式设备,或是嵌入到配件中的便携式设备^[7]。有关智能可穿戴式设备的技术,国内外的研究起步时间和切入点虽然不同,目前在此方面的研究发展步调也存在一些不同,但是研发此类产品的初衷均是让人们能够利用网络和计算机高效处理信息,方便人们更好的感知外部与自身的信息。

1.2.1 国外研究现状

近年来随着我国科技水平的快速发展和社会的高速进步,带动了可穿戴式智能设备技术的迅猛发展,愈发高超的生产工艺技术也使得可穿戴式智能设备更加的微型化和智能化,互联网+也逐渐渗入了人们的生产和日常生活的方方面面,与此同时,运动保健类、医疗健康类的智能设备也在迅速发展^[8-9]。国外在此方面有着比较多的研究,面市的产品也很多,例如索尼智能手环、生命衫等。

索尼智能手环可以在手机应用程序上查看时间,运动的记录,睡眠监测以及其他的附加功能,但对于老年人来说操作略微复杂了些。Amulyte可以直接佩戴在衣领上,其集成度很高,仅有纽扣般大小,上面还设置了一个呼叫按钮,方便了老人们在遇到各种突发性疾病时能够及时地寻求帮助,同时也避免了因有过多功能而带来错误操作情况的发生^[10]。发生意外时,使用者可以及时发出求救信息,方便家人和医护人员从中了解各种数据,但它不具备监测生理参数的功能,在此方面仍需完善。美国加州的VivoMetrics公司发布了一款能够实时监测整个人体胸部心肺功能的“生命衬衫”(LifeShirt),LifeShirt由衣服、记录器、PC软件和大量心肺数据中心四个组成部分共同组合而成,分别在衣服的不同区域放置了六个传感器,并且将六个传感器与置入衣服中的一台微型计算机连通,这样各家医院的远程服务器便会及时自动地收到“生命衬衫”穿戴者的心率、心电图等数据分析指标信息,医生也同样能够从远程服务器上实时地获取数据分析结果^[11]。此外谷歌公司在2012年4月推出了谷歌眼镜,这款眼镜主要是由微型投影仪、摄像头、传感器、存储传输和操控等设备组成的,右眼的镜片上还特别集成了一个能够进行实时显示数据的微型投射仪和一个摄像头,存储传输模块主要是用于数据的存储和传输,且有三种模式可对设备进行操控,分别是语音、触控和自动模式^[12]。

目前市场上的智能手环品牌众多,实现的功能却都差不多,智能手环早已是可穿戴设备领域的主流产品^[13-15]。国外的Jawbone UP、Fibit flex智能手环都是通过蓝牙与智能手机连接

的,可以在手环和手机上查看运动状态记录和睡眠记录等,它们的主要组成模块包括蓝牙模块、运动传感器、显示模块、电源和震动马达^[16-18]。苹果公司的智能运动手表 *iwatch*,不仅可以拨打电话,还与微信同步。另外还有一款健康运动手环 *Pulsense*,它是由爱普生公司研发的,既适合日常佩戴,也可以在进行体育运动时随身使用,无论是跑马拉松或是游泳都可以佩戴。

1.2.2 国内研究现状

互联网和物联网的高速发展带动了可穿戴设备的技术发展^[19],国内在智能可穿戴设备方面的研究起步虽晚,但在经历了科学技术的发展后,智能手环也已普及,同时也出现了一些可穿戴医疗设备,对人体的一些指标例如葡萄糖^[20]、pH 值^[21]、脉搏^[22]等数据进行实时动态监测。另外还有许多可穿戴健康装备,例如陈峰在 2014 年研究设计的可穿戴型步行助力机器人,它既可以有效地帮助身边的一些残疾人在路上行走,也同样可以被广泛地用来辅助助力一些腿脚不方便的老年人群体等社会需求者,此款步行助力机器人是在人体身上的各个发力重点关节部位穿戴上特制的机械装置,整套设备中还有必不可少的动力装置和控制装置,基于助力机器人的特性还配置有对使用者进行运动状态检测的传感器^[23]。周聪聪还设计了一款可穿戴式监测装置,可以进行心率、体温、血压、血氧饱和度的实时监测^[24]。

在智能手机迅速普及的互联网时代,催促了各种智能设备的发展和诞生,人们普遍都能接受可穿戴智能设备,可穿戴智能设备也同时成为了电子产品领域中的一种消费新宠^[25]。从苹果公司的智能手表 *iWatch* 的正式发布,到我们所较为熟悉的小米智能手环和华为智能手环的陆续发售,智能可穿戴式设备的概念早已逐渐深入大众心中,此类产品在中国也有着巨大的潜力和市场。如今的智能手环顺应市场的需求,在产品定位上主要针对的是年轻人和中年人,可以结合智能手机使用,主要功能有测量体脂率、心率、计步、睡眠状态等^[26-28]。目前的国内市场上还没有一款智能手环是专门为老年人设计的^[29],尚有的智能手环多与运动功能相关,但老年人多以散步、广场舞、太极之类的运动为主,不进行大运动量的活动,所以适合老年人使用的智能手环具备监测相关生理参数更为重要,其次操作智能手机 APP 对老年人来说也有一定的难度。

我国可穿戴智能设备一直在创新发展中,即使还没有普遍适合老年人使用的相关产品,在技术方面与国外也仍存在一定差距,但是一直在进步中。因此,我们在研究开发服务于老年人智能可穿戴设备时,既要考虑技术问题和操作问题,也要做到方便使用,佩戴舒适,价位合适。

1.3 论文研究内容

本设计主要是针对老年人提出了一个智能可穿戴手环和手机端 APP 相结合的思路,可实现对于步数、心率、温度的采集以及运动状态的获取,手环和手机端 APP 通过蓝牙进行通信,且内置的 GPS 模块能够随时获取手环佩戴者的位置信息,即可实时获取到监测的数据,佩戴者发生跌倒意外时还可以及时地给监护人发送预警短信。手环系统的电路图绘制以及硬件模块的焊接组装均自主完成。

本系统中的智能手环主要有以下六个组成部分:光电反射式心率传感器、三轴加速度传感器、STM32 处理器、蓝牙通信模块、GPS 定位模块、OLED 显示模块。通过处理器实现了对心率传感器、三轴加速度传感器和 GPS 定位模块等各个模块的信息数据采集。进而通过计算分析得出心率值、步数和经纬度等数据,且可以判断是否跌倒,手环通过蓝牙与智能手机进行通信,手机端 APP 接收到数据后,提取数据,更新 APP 界面信息,若有意外状态出现,则发出报警提示。

1.4 论文研究内容

以下是本文的章节安排:

第一章,绪论。本章主要根据目前国内外的相关研究发展现状以及当下我国基于此方面的环境发展趋势,阐述了课题的研究背景和意义,分析了老人智能手环在我国应用发展的可行性和必要性,提出了本课题的设计,并说明了本文的主要研究内容和框架安排。

第二章,对智能手环系统的整体设计 and 应用工作原理进行了说明。本章主要是描述智能手环的整体设计,以及心率检测模块、运动状态检测模块、蓝牙无线通信模块、GPS 定位模块以及 Android 技术,对每个模块的工作特点和工作原理进行了阐述。

第三章,智能手环的硬件电路设计,介绍了智能手环的各个硬件主要组成部分的总体设计原理图,以及包括 STM32 的最小系统、心率检测模块、三轴加速度传感器、蓝牙通信模块、GPS 定位模块、OLED 显示等模块的电路设计。

第四章,智能手环的软件设计。首先简要介绍了软件的开发环境和开发语言,部分软件设计中的工作实现流程和程序设计中的关键代码的编写,然后分析了心率采集模块、运动状态检测模块、蓝牙通信模块、GPS 定位模块、显示模块等功能的程序设计思想,还介绍了 Android 手机端 APP 的设计。阐述了搭建 Android 平台,编写手机 APP 应用程序用于和智能手环硬件通过蓝牙建立连接,完成数据采集和记录,同时可以通过短信的功能了解佩戴者

是否发生危险状况。

第五章，智能手环的测试。组装各个模块硬件并调试，对电路进行了测试以避免发生短路等情况。测试电路板完成之后，将程序下载到电路板上，接着测试各个模块的程序设计是否满足要求。测试结果显示可以较为准确地获取手环使用者的心率数据、步数、运动状态，同时手机端 APP 能实时获取各项数据，实现了跌倒时发送警报和短信报并定位的功能。

第六章，总结与展望。本章主要是对前面章节的内容进行了总结，概述本文的主要研究内容，同时指出当前系统所存在的不足之处以及未来能否继续进行完善的发展方向。

第二章 手环系统的整体设计及应用原理概述

2.1 系统整体方案的设计

本系统的设计是结合当今社会中老龄化人群面临的健康问题，老年人跌倒问题已成为老龄化社会中直接威胁老年人生命安全的最重要因素之一^[30]。故结合智能可穿戴技术，设计并制作了一款适合老年人的智能可穿戴手环。智能穿戴技术的发展给人们的生活带来了便捷，如今的可穿戴产品有信息咨询类、运动健身类、健康医疗类、娱乐生活类、智能开关类等等类型，种类数量繁多，针对的领域各有不同，各有特色。与传统的监测式医疗设备相比，可穿戴式设备具有便携、远程监护等优点，且可将以医疗为主的传统医疗模式转化为以预防为主的模式，使得老年人在家中也可以自主地进行健康管理，方便对自己的身体情况进行实时监测。本系统总体结构的框架图如下图所示。如图所示，本系统分为手环和安卓手机端 APP 两个部分，它们依托于蓝牙技术进行数据通信。智能可穿戴手环电子产品部分包括了六个模块，主要是进行心率采集、运动状态监测、计步、测温。

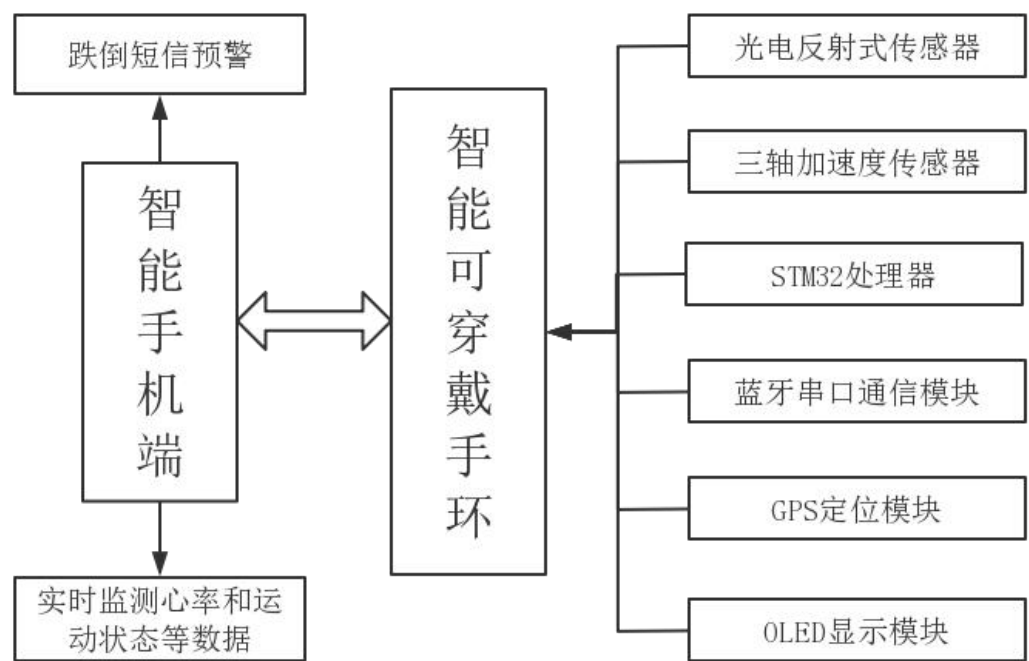


图 2.1 系统总体结构图

2.2 心率检测

心跳不是心脏本身主动唤起的一种现象，血管分布于人的全身，静脉和动脉交替扩张和

收缩，冲陷的血液产生的能量使心脏发生跳动，心肌有节律地进行扩张和收缩，使得大量的血液由静脉向动脉泵出，这便是心跳的过程。成人的正常心率通常是每分钟 60 到 100 次，年龄、性别等其他的生理因素也会对心率产生影响。如下图 2.2 所示即为心脏跳动的波形图，心电仪器可以让人们观察到心跳的变化波动。

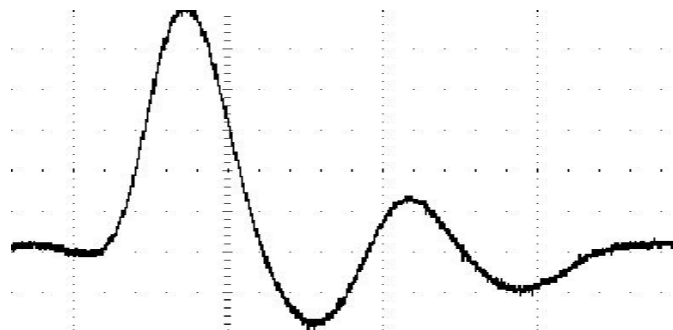


图 2.2 心脏跳动波形图

2.2.1 心率检测常见的方法及其原理

脉搏测量的方法可分为有创、无创、连续和不连续的，虽然有创的测量方法测量结果精准，但会对被测者造成一定的损伤，而医生用听诊器进行听诊则是一种不连续的测量方法，因为所测得的数据不连续，所以只能作为判断被测者当时的一个状态。在一些可穿戴式的医疗设备中一般都会选用无创测量的技术手段和测量方法来测量人的心率，常见的无创测量方法主要包括血氧法、心电信号法、光电容积测量法和动脉压力法和信号分析法（非接触式），在目前的临床医疗研究应用中主要运用的是心电信号测量法(ECG)和光电容积脉搏波描记法(PGG)。

2.2.2 心电信号测量法

当心脏进行脉冲式运动之前，心肌就会开始发生高度兴奋并产生微弱的电流，这些电流一旦被传导到整个人体的各个器官部位便会随着时间而有不同的电位变化呈现出来，电位的变化被记录了下来，得到的结果就是心电图。正常人的心电图主要是由一系列重复出现的波、段及间期所构成，主要反映了心脏跳动电位的变化。

心电信号测量法就是通过监测心脏的心电变化来检测心率值，具体做法便是在人体表面两个不同的位置分别放置一个表面电极，然后利用电极测量出不同位置的电势差，心电信号的周期性变化会使得电势差也呈现出一个周期性的变化，心电影像图机会实时地记录下来这些电位的变化，形成心电图，通常称之为 ECG 信号。虽然此种方法测量的心率准确度较高，并且抗干扰力较强，但是这种方法需要两个电极作用于人体表面来检测电势差。这样必然会

导致产品体积大，而且运用此方法的电路相对复杂、占用 PCB 空间较大、易受干扰，必须在固定位置紧贴皮肤放置电极，穿戴不舒服，被测者活动也会受影响，所以在智能手环的设计中很少采用此类方法。图 2.3 为典型的 ECG 心电图。

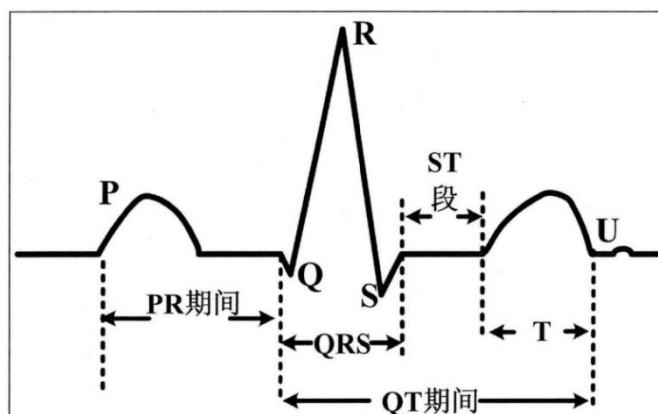


图 2.3 典型 ECG 心电图

2.2.3 光电容积脉搏波描记法

光电容积脉搏波描记法（PPG）是一种光学检测技术，能够准确地测量因心跳引起的身体器官组织中透光率的变化。LED 技术通常在此检测方法中充当主要的光源，用 LED 发出的光束直接去照亮人体组织，会发现有一些光直接穿过人体组织，光电二极管就会捕获到这些光，它们被细分为两种：反射光和透射光，如图 2.4 所示。“透射”的模式下，将光源和光电二极管分别放置于人体组织的两侧，从一侧照亮人体组织，在另一侧监测透过人体组织的光，因为人体组织的厚度各处会有不同，导致 LED 所发出的光强度也会随之有所不同，因此透过人体组织的光源是会有所减少的，意味着光电二极管在另一侧所能接受到的光信号强度是不断减少的，通常是在指尖、耳垂等对于人体组织而言较薄的区域采用此方法。“反射”模式与“透射”模式的不同之处便是光源和光电二极管的放置位置，此模式下，两者需置于同一侧，由于散射和反射的因素，光电二极管捕获到光，一般选择在额头、胸骨、脚踝等对于人体组织而言相对较厚的区域选用此种测量模式。



图 2.4 透射、反射示意图

光电容积法能够检测人体运动时的心率，对人体没有伤害，操作简单，并且可以通过算法马上得出测量结果，实时监测相关人体体征数据。两相比较之下，智能手环采用光电容积

法较合适，又由于手环佩戴在手腕上，因此在本系统中采用反射式测量方法更为合理。

2.3 三轴加速度传感器

跌倒检测的方法有多种，如基于外围式的检测方法、基于图像的检测技术和基于加速度传感器的检测技术。基于外围式的检测方法中收集使用者的运动数据信息主要是通过传感器，只需在使用者所处的活动范围区域内安装压力、声音等传感器即可，通过分析所收集到的数据的变化值来判断是否发生跌倒^[31-33]。基于图像的跌倒检测方法则是通过摄像头，只需要在使用者的活动区域内安装摄像头，主要是通过图像识别或计算机视觉处理算法来获得人体的速度、位置和行走的姿态等^[34-36]，还可以通过远程操作看到使用者所处的室内情况。虽然这种方法精确度高，但监测范围有限、成本较高且计算过于复杂，不宜使用在智能手环上^[37]。基于加速度传感器的检测方法，一般是将加速度传感器、陀螺仪传感器等微型传感器植入到可穿戴智能设备中，加速度传感器用以获得人体不同方向的加速度大小^[38-39]，陀螺仪传感器用来取得人体的方向信息^[40]。常用的跌倒监测算法有加速度向量幅度法^[41]、支持向量机^[42]、人工神经网络^[43]、K 近邻^[44]、决策树^[45-46]等。基于加速度传感器的检测方法一般检测精度较高，且受到周围噪声影响很小，适用于可穿戴式设备，佩戴者可以穿戴设备进行自由活动，不必局限于某一范围内，因此本文选用此方法进行检测。

2.3.1 三轴加速度传感器工作原理

三轴加速度传感器的主要工作原理也就是根据传感器所测量的空间加速度变化的情况来反馈一个物体在空间中的运动情况，三轴加速度传感器又可以分为压阻式、压电式、电容式三种，顾名思义就是将一个待测物体的加速度变化转化为传感单元的电阻、电压、电容的变化，再通过一个转换电路把传感器单元的变化数值转换为电压值，然后在此基础上先对信号进行一个放大处理，再进行滤波处理，将模拟量转换成合适的稳定输出信号，也就是电压值，最后由 ADC 转换器将其转换成数字信号。

本系统采用了一种电容式三轴加速度计，电容式加速度计可以检测到各个方向的运动加速度和振动等变化，其结构中主要包含两组硅梳齿，利用硅的机械性质做出可移动机构，一组固定相当于固定的电极，另一组随运动物体移动可以作为移动电极。可移动的梳齿发生位移时，便可根据此检测与位移成比例的电容值的变化。依据运动物体出现变速运动而产生加速度来记录其内部电极位置的改变，进而反映到电容值的变化 (ΔC)，此电容差值传送至一颗接口芯片，并由此芯片输出电压值。三轴传感器内部有机械性 MEMS 传感器和 ASIC 接口

芯片两部分, MEMS 传感器内部有成群移动的电子, 主要用于测量 X、Y 和 Z 轴的区域, ASIC 接口芯片的主要作用是将电容值的变化转换成电压进行输出^[47]。下图是三轴加速度传感器的 X、Y、Z 三轴模型。

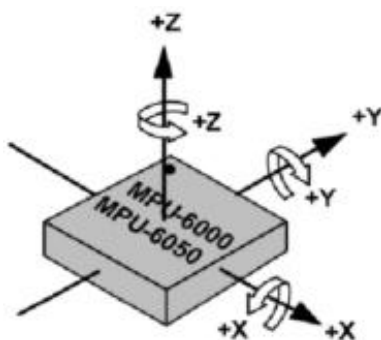


图 2.5 三轴加速度传感器的 X、Y、Z 的三轴模型图

2.4 蓝牙通信

蓝牙是一种无线传输的应用技术, 支持各种短距离设备之间的数据传输和通信, 智能手环通常采用蓝牙技术与其他移动终端之间进行无线通信, 作为一种小范围的无线连接技术, 方便快捷、体积小、低功耗、灵活安全, 能够有效简化各种移动终端之间的通信。

当前的蓝牙技术已经可以将蓝牙模块做到小体积, 且具有低功耗的特性, 它的集成度高意味着可以被应用到各种数字通信设备之中, 不仅仅是计算机外设, 还可以是不需要要求具有太高的数据传输速率的移动设备或便携式终端。以下是它的特点:

- (1) 全世界范围内广泛适用: 蓝牙通信工作在 2.4GHz 的 ISM 频段;
- (2) 语音和数据可以同时传输;
- (3) 抗干扰能力强;
- (4) 体积小可集成;
- (5) 低功耗;
- (6) 开放的接口标准;
- (7) 成本低。

2.5 GPS 定位技术

GPS (全球定位系统) 是目前使用最成熟技术的最早发展出现的一种全球定位系统, 它主要是基于人造地球卫星的高精度无线电导航GPS系统, 不管在哪, 使用GPS都能够获得准确的当前地理位置、时间以及汽车行驶速度等信息。美国花费 20 年, 斥资 200 亿美元用于开

发和研制GPS，最终在 1994 年全面投入建成，用户们被它的高精度、全方位、全天候和方便所深深吸引。作为新一代的卫星导航定位系统，GPS可以在海、陆、空三个区域中实现进行全面的实时 3D导航和定位。

GPS定位技术中通过对待测点的位置进行计算从而实现定位的方法，是利用了空间中的四个参考点，此处指用来进行定位的卫星，会在后方交会的原理，并且这四颗高速运动卫星的瞬时位置都是已知的。GPS定位系统主要由三个部分共同构成：太空部分、控制部分和地面接收部分。其中，全球定位系统（GPS）的太空部分是由两部分组成的，分别是 21 颗地球同步卫星，它们用于导航，以及 3 颗备用卫星，它们相对于地球是运动的。

GPS是目前最为成功的卫星定位系统，以下是GPS的优势：

- （1）全球，全天候连续不断的导航和定位功能；
- （2）实时导航，精度高，观测时间短；
- （3）操作方便；
- （4）强大的抗干扰能力和良好的保密性。

2.6 体温测量

健康人的体温一般都是相对稳定的，正常的体温一般不是指具体的某一个温度点，指的是一个温度范围。在手环测温的功能中一般测量的是体表温度，性别、年龄、时间段都会给体温带来波动，每个人的体温出现差异也是在所难免的。

温度测量一般可划分为两种，接触式测温和非接触式测温，所谓的接触式测温就是指直接接触到被测对象进行温度的测量，这种方式测量的准确度高，但它的不足之处主要在于换热过程慢，因此动态特性较差，导致了测温范围很容易受到敏感部件的耐热性影响。非接触式测量就是不需要接触到待测对象而进行温度的测量，该方法倒是没有换热过程，动态特性也很好，但是因为缺乏中间介质，所以它的测量精度较差。

2.7 安卓 APP 端

本系统中的 APP 客户端基于 Android 7.0，由 Android Studio 编译。应用程序必须在获取 Android 手机的网络权限以后才能够开始进行后续的操作，应用程序在启动后，将自己创建一个新的线程，该线程与服务器进行联系以提供 IP 地址和端口号，分析接收到的数据，并通过 Handler 更新主线程中的用户界面。

Android是基于Linux平台的开源手机端操作系统，由Google公司开发，包括操作系统、中间件、用户界面和应用程序，以下是Android架构图，大致可以分为五个部分和四个主要层。



图 2.6 Android 系统架构图

从图中可以清楚地看出最底层的就是Linux内核，它为用户提供了诸如进程管理、内存管理、设备管理（摄像头、键盘、显示器等）的基本系统功能。向上一层是一系列程序库的集合，其中包含有Web浏览器引擎Webkit、libc库和SQLite数据库，其可用于仓库存储且是被应用数据共享的，还有播放、录制音视频相关的库，网络安全的SSL库等。关于Android开发有一个基于Java的程序库，这个库便是Android程序库，它包括了应用程序框架库。再到架构中的自下而上的第二层，也即第三部分Android运行时，此部分包括有类似于Java虚拟机的Dalvik虚拟机的关键组件，它使得例如内存管理和多线程的Linux核心功能得以在Java中使用，这样每一个Android应用程序就可以运行在自己独立的虚拟机进程中。应用框架层以Java类的形式

为应用程序提供许多高级的服务，这些服务应用出现开发者可以在应用中使用。顶层是应用程序层，所有的Android应用程序被放于此层，例如通讯录、浏览器、游戏。

2.8 本章小结

本章主要介绍了系统的总体设计方案，对有关心率检测和三轴加速度传感器的部分进行了概述，分析对比了心电信号测量法和光电容积脉搏波描记法，选用适合用于智能手环的光电容积脉搏波描记法来进行心率检测。然后介绍了蓝牙通信技术以及蓝牙通信的特点，GPS定位模块，温度测量的方式，最后介绍了 Android 平台。

第三章 智能手环系统硬件设计

3.1 硬件总体设计

智能手环的主要功能就是采集手环使用者的心率数据、运动状态、体温和位置等信息，然后通过显示屏显示采集到的信息，同时利用蓝牙通信，手环使用者的亲属手机中相应的 APP 上会同步更新数据信息。智能手环的硬件设计部分主要有以下几个模块构成：STM32 主控模块、心率采集模块、运动状态采集模块、蓝牙通信模块、GPS 定位模块以及 OLED 显示模块。

STM32F103VCT6TR 微处理器是本系统的主控模块，手环主要实现的功能的相关数据信息由其采集。MAX30102 传感器是一种光电反射式传感器，在手环系统中主要用来采集心率数据信息。六轴传感器 MPU6050 主要是对使用者的运动状态进行监测，用来计步，检测是否有跌倒情况的发生，以及附带有测量手环使用者体温的功能。HC05 模块作为系统中的蓝牙串口通信模块，利用其建立起手环硬件和手机 APP 的连接，实时获取手环硬件部分采集到的心率、步数和温度等数据。GPS 定位模块选用 NEO-6M 进行定位通信，可以实时获取手环佩戴者的位置。显示模块选用的是 0.96 寸的 OLED 显示屏，用于显示实时心率、步数、身体状态以及温度等数据信息。整个系统设计的供电系统包含有一个 3.7V 的锂电池、一个稳压电路和充电电路。如图 3.1 为系统总体硬件设计结构图。

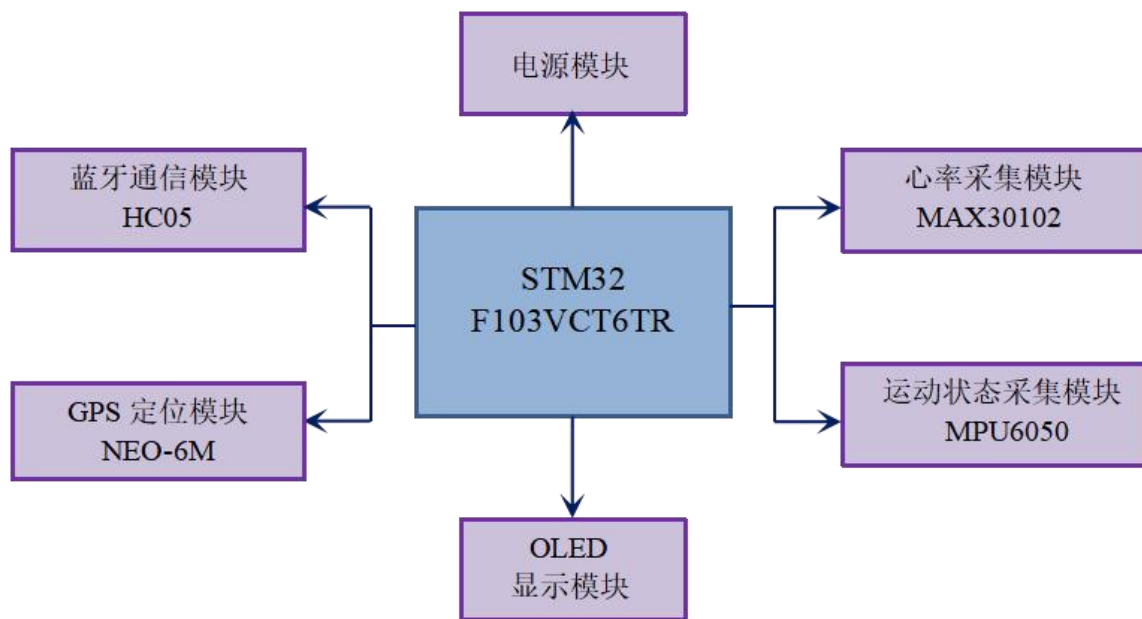


图 3.1 系统总体硬件设计结构图

3.1.1 主控模块微控制器的选择

主控制芯片是整个硬件结构的一个主要核心元器件，其主要工作是获取各功能模块采集的数据信息，并且要对其进行解析，然后传送数据至显示屏，这也是决定系统各项功能最终能否实现的关键所在，因此对主控制芯片的选型十分重要。在考虑成本及要求编程相对简单的需求下，同时也要适合本硬件设计系统的MCU，应当考虑下列因素：

(1) 体积小，低功耗，低成本；

(2) 因为本系统外围电路使用的传感器数量较多，兼顾后期的硬件调试，所以需要的串口数量相应较多，MCU至少要有三个串口；

(3) 用于数据采集的处理效率要高；

(4) 软件开发难度不易太大；

(5) 集成度要高，性能稳定可靠。

综上所述，结合各方面需要考虑的因素，本系统的核心处理器采用STM32 系列大容量存储密度处理器STM32F103VCT6TR。根据STM32 系列产品的命名规则，可以得到以下信息：

STM32：基于ARM的 32 位微控制器；

F：代表是通用类型产品；

103：产品子系列是增强型；

V：引脚数目为 100 脚；

C：256K字节的闪存存储器；

T：LQFP封装。

6：工业级温度范围，-40℃~85℃；

TR：卷带式包装。

STM32F103VCT6TR系列芯片是内核为 32 位的ARM® Cortex®-M3 微处理器芯片，代码效率高，配置的外设接口数量较多，并且集成度高、功能强，具有良好的实时性，性价比高，其主系统如图所示。

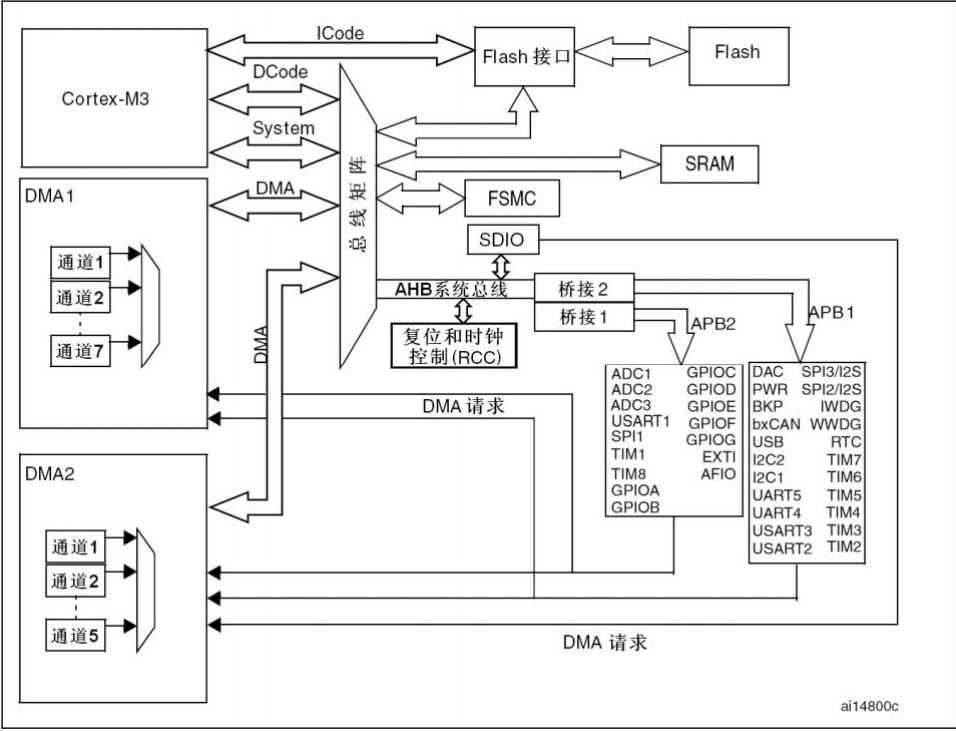


图 3.2 STM32 系统结构图

STM32F103VCT6TR 的最高工作频率可达到 72MHz，配备有 64K 字节的静态 SRAM 以及 512K 字节的闪存存储器，I/O 端口丰富，且各端口可以配置成不同的功能模式。配有两个 12 位 AD 转换器，拥有 2 个 DMA 控制器。同时支持电机控制 PWM、PDR、POR、PVD、PWM、温度传感器、WDT，并且支持 JTAG 仿真调试和串行单线调试。下图为 STM32F10X 系列的内部模块框图。

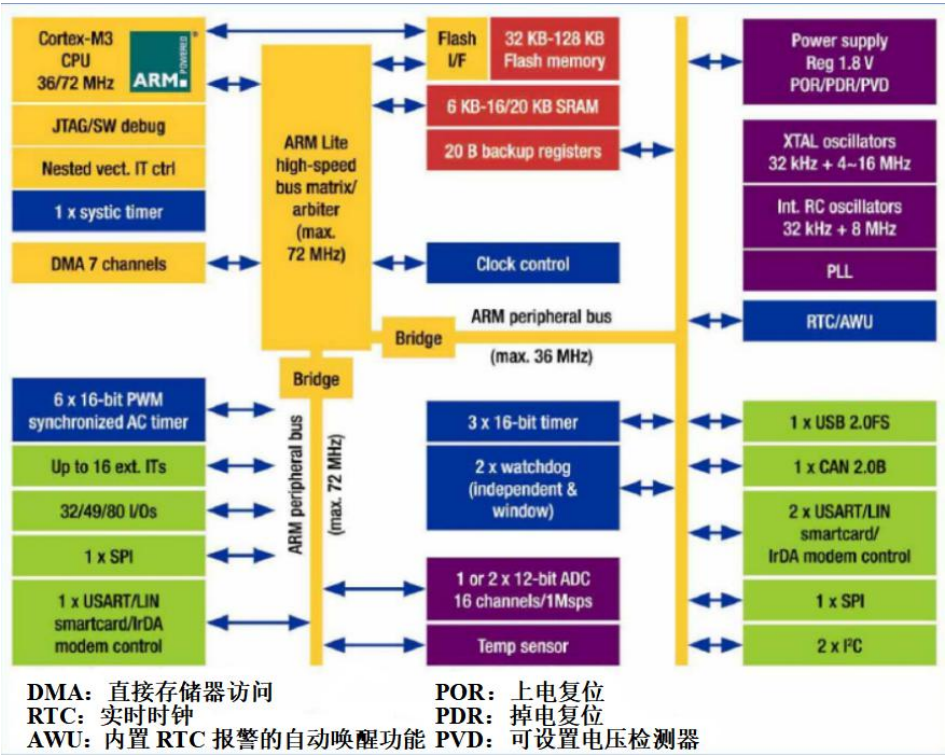


图 3.3 STM32F10X 系列的内部模块框图

3.1.2 STM32 最小系统电路

图 3.4 为 STM32F103VCT6TR 最小系统原理图。为了更好地实现和完善本款智能手环的使用功能，本设计除了在手环上采用一些常用的微处理器外围模块，还在设计上增加了心率采集模块、运动状态检测模块和蓝牙无线通信模块，以便于实现对心率、运动状态的监测，计步以及实现对信息数据无线传输等功能。

最小系统主要包含以下几点：

- (1) 外部晶振；
- (2) 电源部分有一个稳压芯片 ASM1117-3.3，VCC 经此可得到 5V 电压。
- (3) 复位引脚为 Reset 引脚。
- (4) BOOT0 启动选用的引脚电阻为 10K 欧姆。

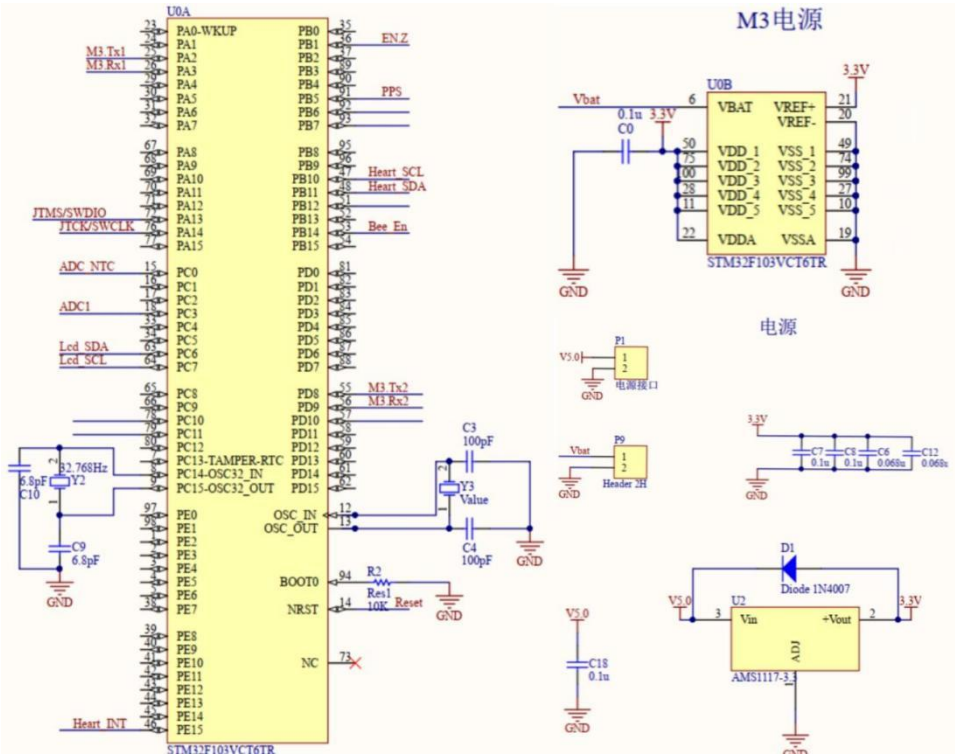


图 3.4 STM32F103VCT6TR 最小系统原理图

3.2 心率采集模块设计

对于可穿戴设备而言，选取心率采集模块需要考虑结合多种实际因素进行综合考虑，本设计选取的是非侵入式传感器，更加的安全、可靠、便捷。由于本设计中的智能手环主要是面向老年人群体的，所以测量心率选择了不仅方便快捷，且可靠性也高的光电容积脉搏波描记法（PPG），PPG 测量是一种无创、可连续的测量方法。因此心率信息的采集模块选用了

一种低功耗、低成本，使用便捷、操作安全的物理光电式传感器，在可穿戴设备中使用也比较广泛。

3.2.1 心率采集模块选型

本系统采用 MAX30102 心率传感器，适宜于移动性强的可穿戴设备，使用光电容积脉搏波描记法（PPG）进行心率的监测，此方法是无创的，通过光电信号进行测量，并且是连续地测量出心率的。MAX30102 是一个集成的红外光学生物传感器模块，既可以直接实现测量脉搏的功能，同时也可以直接监测人体的心率。MAX30102 心率传感器有两个 LED，一个是红光，另一个是红外光，作为一个光学传感器必然内置光电检测器和光学器件，此外为了抑制环境光对检测结果的影响，还包含有一个具有低噪声的电子电路，同时具有 I2C 接口。如图 3.5 为 MAX30102 的实物图。



图 3.5 MAX30102 实物图

MAX30102 带有的红光 LED 和红外光 LED 可以直接照射到人体的皮肤表面，光束将会以透射或者是反射的形式发送给光电接收器，此时接收到的信号是模拟信号，再通过一个模数转换器（ADC），得到转换后的信号即是数字信号，之后对这些数据进行放大、滤波处理。经过滤波处理后的数据通过 I2C 通信传到 MCU，进行算法处理计算出心率。脉搏是随着心脏的跳动发生搏动上，二者显现出的周期性变化是同步的，由此便可以推出光电变换器的电信号变化周期就是脉搏率，依此可以得到心率。

3.2.2 光电容积脉搏波描记法心率采集电路设计

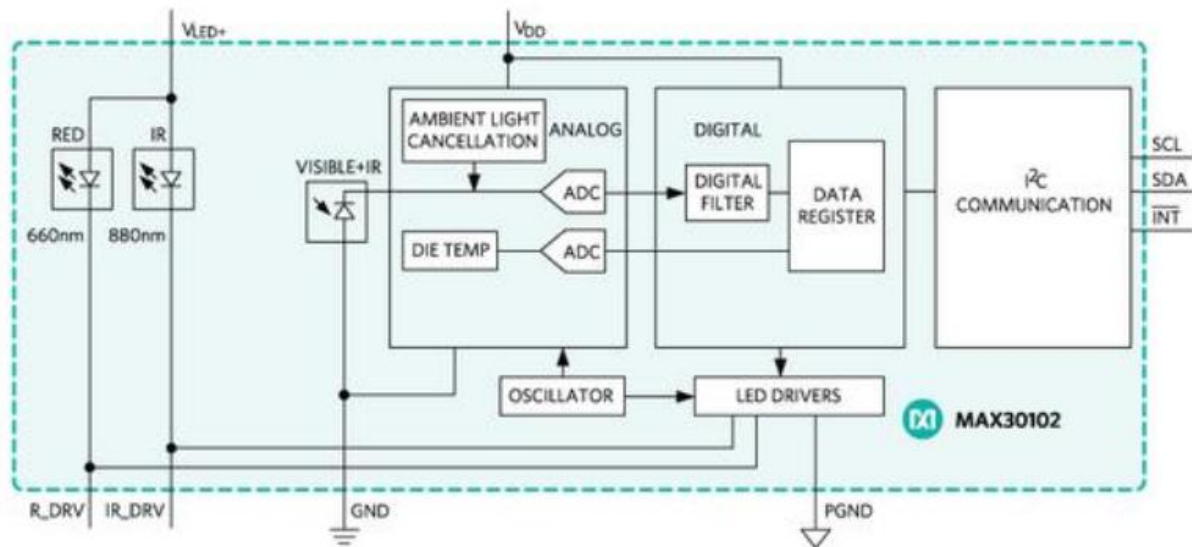


图 3.6 MAX30102 功能框架图

MAX30102 传感器由以下三个部分构成：

- （1）数据采集模块：由红光和红外光 LED 组成；
- （2）数据处理模块：数据采集模块采集到的光信号在此处进行模数转换、放大、滤波等处理；
- （3）对 MCU 经 I2C 通信接收到的数据进行后续处理。

传感器内部具体的结构框架如图 3.6 所示。下图 3.7 是MAX30102 的引脚连接图，传感器共有以下 7 个引脚：

- VIN：此处接 3.3V；
- GND：接地线；
- INT：中断引脚；
- SCL：接I2C总线的时钟；
- SDA：接I2C总线的数据；
- IRD：红外光LED的接地端；
- RD：红光LED的接地端。

其中，I2C 的串行时钟线 SCL 接口与主控微处理器 STM32F103VCT6TR 的 PB10 引脚相连，串行数据线 SDA 接口与 PB11 引脚相连。

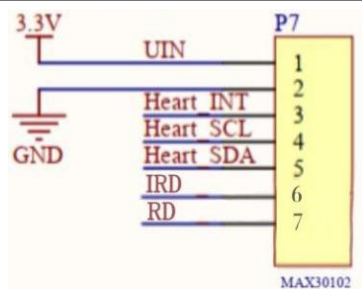


图 3.7 MAX30102 引脚连接图

3.3 运动状态采集模块电路设计

本系统选取 MPU6050 六轴传感器来实时自动采集手环佩戴者的运动步数和跌倒检测等信息，MPU6050 是一款整合性的六轴运动处理组件，内置了高性能的三轴加速度计和三轴陀螺仪传感器。其内置的加速度计具有高精度、良好的稳定性、抗负载能力强、体积小、功耗低^[48]的特点，陀螺仪可以灵敏地感知角度的变化^[49]。MPU6050 模块自带一个温度传感器，本系统中的温度测量也由它来完成。下图为 MPU6050 实物图。



图 3.8 MPU6050 实物图

MPU6050 模块可以进行 I2C 和 USART 通信，能够直接输出 X、Y、Z 三个方向的加速度、角度和角速度，内部框图如图 3.9 所示，以下是它的具体特点：

- (1) 三轴角速度感测器（陀螺仪）敏感度高；
- (2) 范围为 $\pm 2g$ 、 $\pm 4g$ 、 $\pm 8g$ 和 $\pm 16g$ 的三轴加速度传感器；
- (3) 避免了加速器和陀螺仪的轴间敏感度，消除了带来的影响；
- (4) 高达 400KHz 的 I2C 通信接口。

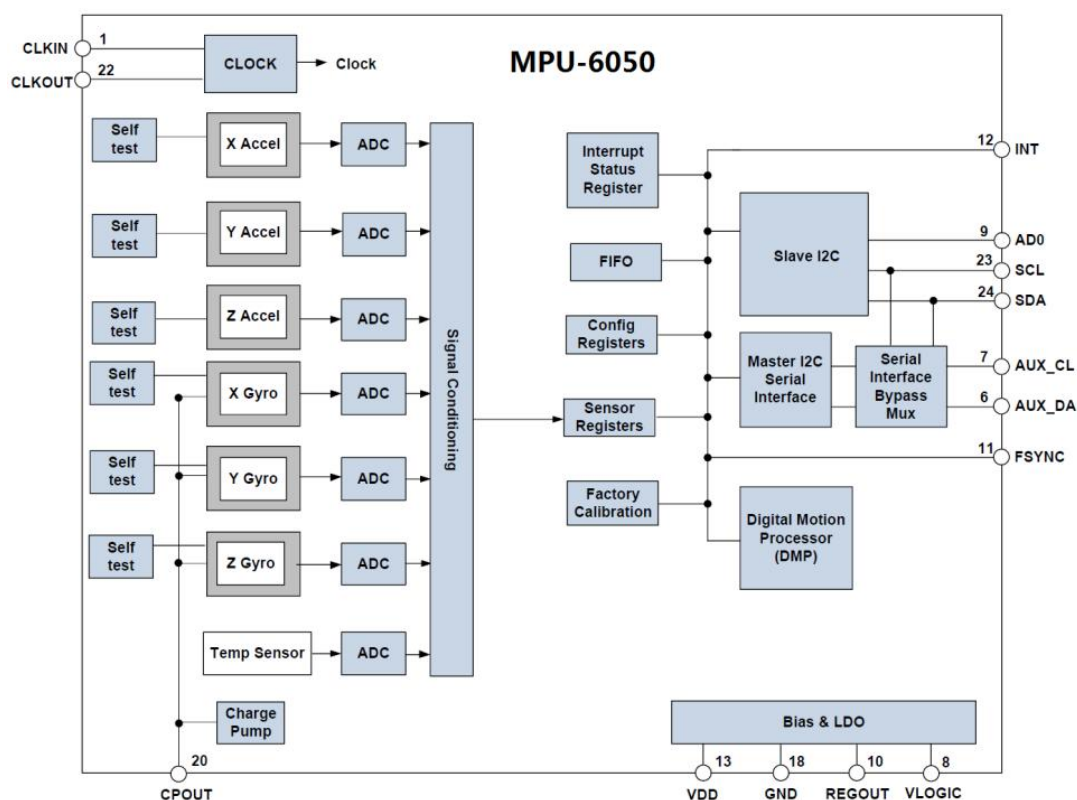


图 3.9 MPU6050 内部框图

如下图 3.10 所示的是 MPU6050 模块的电路原理图，模块留置有一组排针，便于连接外部电路，分别引出了 3.3V/5V 电源输入的 VCC 引脚，地线 GND 引脚、I2C 通信数据线 IIC_SDA 引脚、I2C 通信时钟线 IIC_SCL 引脚、中断输出引脚 MPU_INT 以及 I2C 从机地址设置引脚 MPU_AD0。

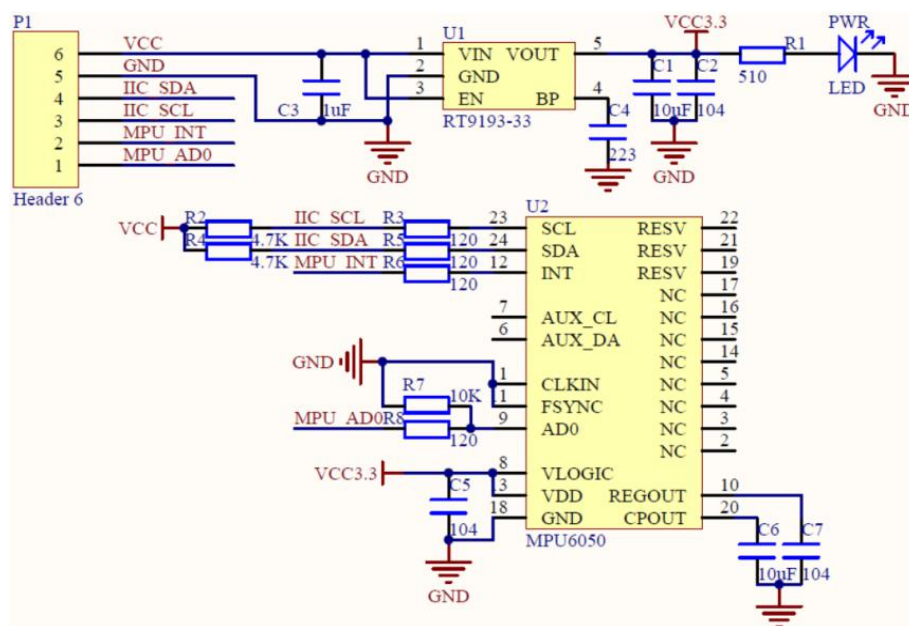


图 3.10 MPU6050 原理图

3.4 蓝牙串口通信模块电路设计

本系统所选用的蓝牙串口通信模块是 HC05 模块，这是一款高性能的主从一体蓝牙串口模块，当蓝牙设备与蓝牙设备彼此配对连接成功后，可以不考虑蓝牙的内部通信协议直接将蓝牙当作串口使用。相较于 ZigBee 和 WiFi 等短距离无线数据通信方式而言，应用于此智能手环所需的成本较高，技术相对复杂，通信协议也较为复杂，满足不了快速开发和低成本的要求，所以选取 HC05 模块，以使得开发更为简单、成本也更低，如图 3.11 是 HC05 蓝牙串口通信模块的实物图。

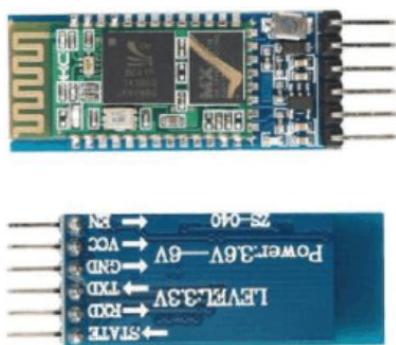


图 3.11 HC05 蓝牙串口模块实物图

该蓝牙模块可与各类具备蓝牙功能的智能终端配对，比如电脑、手机和 PAD 等，其在 GPS 导航系统中用得较多，还应用于水电煤气抄表系统等，使用便捷，以下是 HC05 蓝牙模块的特征：

- (1) 支持的波特率范围非常宽：4800~1382400；
- (2) 兼容 5V/3.3V 单片机系统；
- (3) 带有状态连接指示灯；
- (4) 自带 3.3V 的稳压芯片，输入电压直流 3.6V~6V；
- (5) 连接配对完成后，可以当全双工串口使用；
- (6) 贴片式设计体积小，套有透明热缩管，不仅防尘美观，还具有一定的防静电能力。

HC05 模块通过 6 个排针与外部连接，此模块的 Blue.RX 引脚与 MCU 的 M3.Tx1 引脚相连接，Blue.TX 引脚与 MCU 的 M3.Rx1 引脚相连接，VCC 为电源线，连接 5V 电源，GND 是地线。蓝牙配对状态可通过 STATE 引脚的电平输出情况表明，若其输出的是高电平，则代表蓝牙已成功配对，反之若输出的是低电平，表示蓝牙暂未进行配对。EN 引脚是用于进入 AT 状态的，高电平时有效，一般悬空状态下默认其为低电平。

如下图 3.12 是蓝牙串口通信模块的原理图：

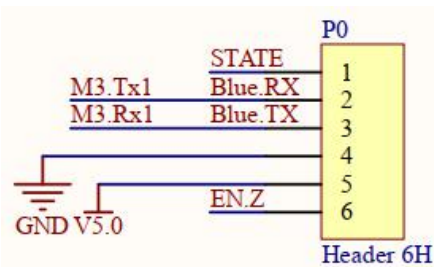


图 3.12 HC05 蓝牙串口模块原理图

3.5 GPS 定位模块设计

基于本系统设计的智能手环主要是面向老年人的，当他们发生意外时，可能无法立即表达清楚自己的具体位置，所以在手环中加入了GPS定位，方便监护人和医护人员能够第一时间找准位置，进行及时的帮助和救护。

本设计采用了维特智能公司的NEO-6M型号的GPS定位模块，特性如下：

- (1) 模块PCB尺寸：36*26*4mm，占用空间较小；
- (2) 供电电压为 3.3~5V，可与多种单片机进行通信；
- (3) 低功耗：连续运行<29mA；
- (4) 定位导航灵敏度高；
- (5) 可连接有源天线。

NEO-6M 定位模块的内部电路图如 3.13 所示：

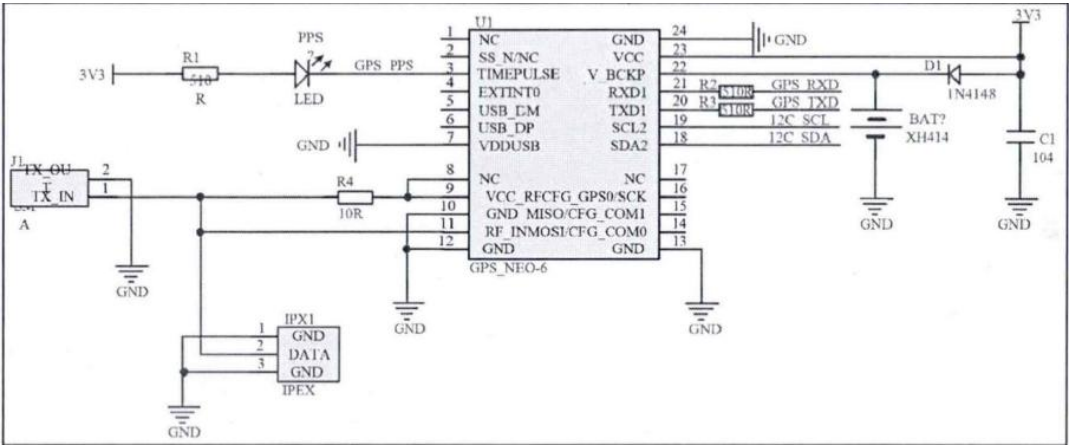


图 3.13 NEO-6M 模块内部电路图

下图 3.14 是NEO-6M定位模块在本系统中的电路原理图，模块的VCC引脚连接 3.3V 的电源，RX引脚与主控芯片的M3.Tx2 引脚相连，此为该模块接收主控制器数据的通道；TX引脚与主控芯片的M3.Rx2 引脚相连，此为定位模块向MCU发送数据的通道。

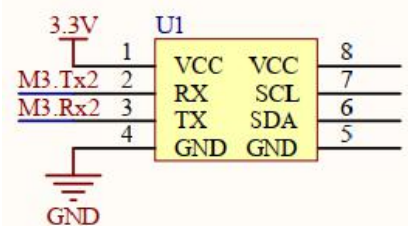


图 3.14 定位模块 NEO-6M 电路原理图

3.6 显示模块电路设计

基于本系统设计的手环是一种智能可穿戴式手环，在实际使用中需要充分考虑到手环整体的体积尺寸不可太大，厚度也相对要薄，重量也应尽可能偏轻等，所以选取了 0.96 寸 OLED（有机发光二极管）显示屏作为显示模块。OLED 器件的核心层厚度非常薄，无视角限制，抗震能力强，耐低温。OLED 利用了有机发光的原理，其采用了会自行发光的二极管，因此不需要其他的光源，并且发光二极管具有很高的发光转换率，低耗能，此二极管是一种弹性材料，可以弯曲。同时 OLED 显示屏所需要的制作材料也较少，使得成本相对较低。以下是本系统选用的 OLED 器件 SSD1306 的结构方框图。

SSD1306 显示屏特性如下：

- （1）分辨率：128*64 点阵面板；
- （2）电源：面板驱动需要 7~15V 电压，IC 逻辑需要 1.65~3.3V 电压；
- （3）内置有嵌入式 128*64 位的 SRAM 显示缓存；
- （4）支持 I2C 串行协议、并行和 SPI 协议。

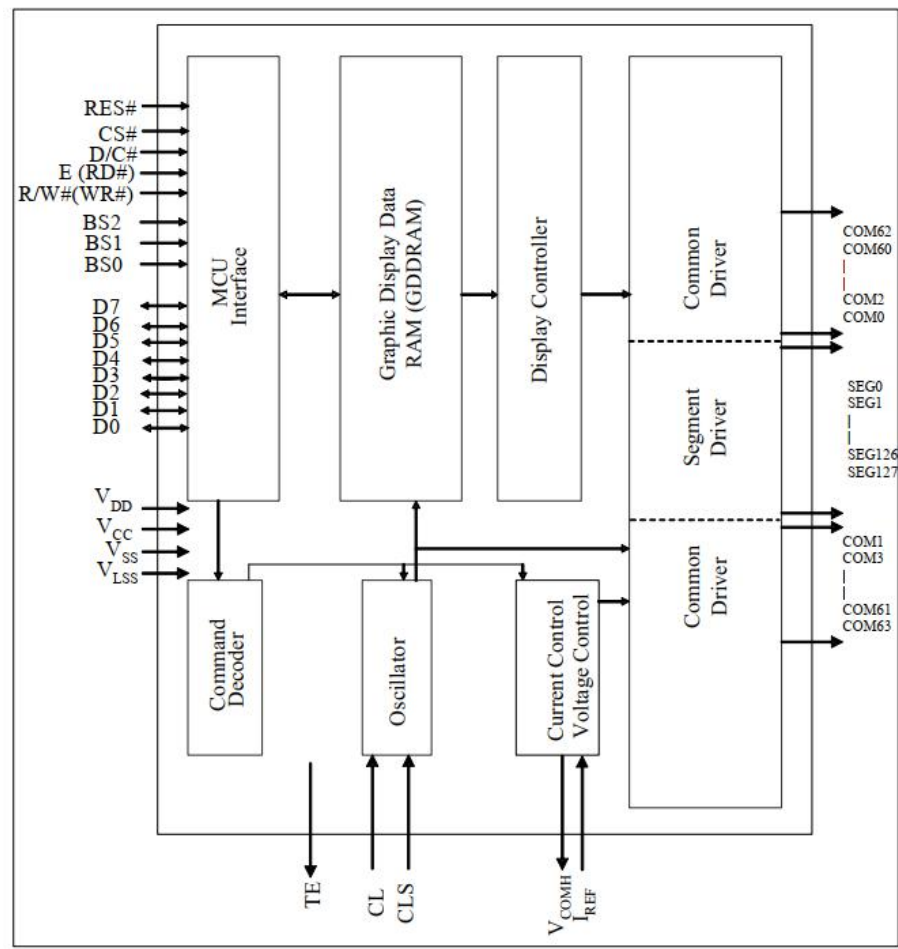


图 3.15 SSD1306 的结构框图

SSD1306 模块的原理图如下图所示，SSD1306 显示屏一共有四个引脚，VCC连接 3.3V 的电源，GND 接地，Lcd SCL 是时钟信号，Lcd SDA 是数据信号。

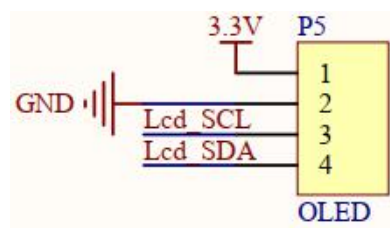


图 3.16 SSD1306 的原理图

3.7 电源电路设计

本系统中的手环作为一个智能可穿戴设备，为了满足其可穿戴和移动使用的特性，需要为其独立供电，因此在整个硬件设计当中需要使用电池模块供电，整个硬件系统中支持的电压范围不超过 3.6V，所以可以考虑选择锂电池进行供电。在该设备采用 5V 电池进行供电时，选择了一个型号为 ASM1117-3.3 正向低压降稳压器，5V 电压经此可降为 3.3V 输出。当输入电压低于 15V 时，搭配相应的稳压滤波电容，则可以提供稳定的 3.3V 的输出电压，且在 1A 输出电流时，工作压差可低至 1V。电源模块的原理图如图 3.17 所示。

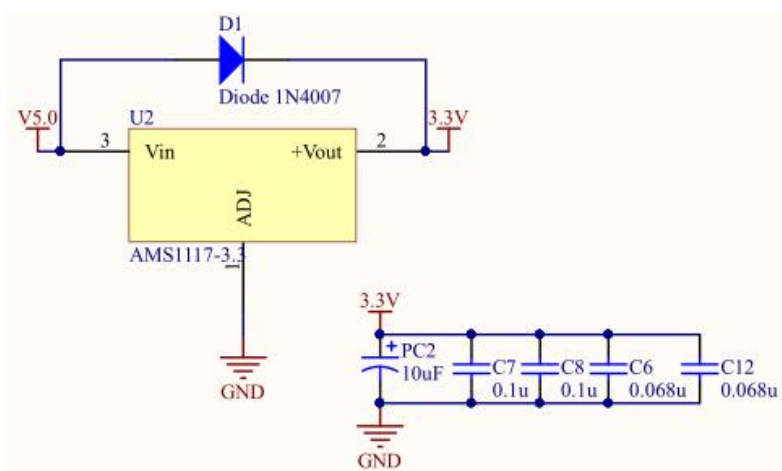


图 3.17 电源模块原理图

3.8 本章小结

本章节首先对智能手环系统的硬件部分的总体设计进行了简要介绍，其后分别介绍了主控模块微控制器的选型，以及心率采集模块，运动状态采集模块，蓝牙串口通信模块，GPS 定位模块，显示模块和电源电路模块的元器件和硬件电路部分的设计。

第四章 智能手环系统软件设计

4.1 软件设计语言与开发环境

4.1.1 软件开发语言

本系统设计的老年智能可穿戴手环系统中软件设计部分是运用 C 语言进行开发的，在嵌入式软件开发中最常使用的一种语言便是 C 语言。C 语言是一种面向过程的、抽象化的，亦是底层开发会普遍应用的语言^[50]。尽管 C 语言提供了许多低级处理的功能，但仍然保持着跨平台的特性，以一个标准规格写出的 C 语言程序可在包括类似嵌入式处理器以及超级计算机等作业平台的许多计算机平台上进行编译。下列是 C 语言的特点：

- (1) 结构式语言；
- (2) 简洁紧凑、灵活方便；
- (3) 运算符丰富；
- (4) 数据结构丰富；
- (5) 物理地址可以直接被访问，并且能够直接对硬件进行操作；
- (6) 生成的代码质量非常高，编写的程序的实际执行效率也非常高；
- (7) 适用范围广，可移植性好。

综上所述，本智能手环的系统设计中恰恰是需要对硬件进行操作，选择 C 语言进行程序的编写是很好的选择，因此在本系统的软件设计部分选择 C 语言进行各功能模块程序的编写。

4.1.2 软件开发环境

本文所设计的系统软件编程部分采用 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，具有 C 编译器、宏汇编、链接器、库管理，还有一个功能强大的仿真调试器，通过 μ Vision 将这些部分组合在一起，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。此设计中选用的是 Keil μ Vision5 开发环境，能够大幅度缩短开发周期，实现快速高效的程序开发。

4.2 系统整体工作流程及初始化

STM32F103VCT6TR 是智能手环系统中的微控制处理器单元,先初始化需要用到的串口, A/D, 定时器, 接着通过串口, I2C, A/D 等驱动蓝牙模块, 心率采集模块, 加速度传感器等。下图 4.1 是本系统的软件流程图。

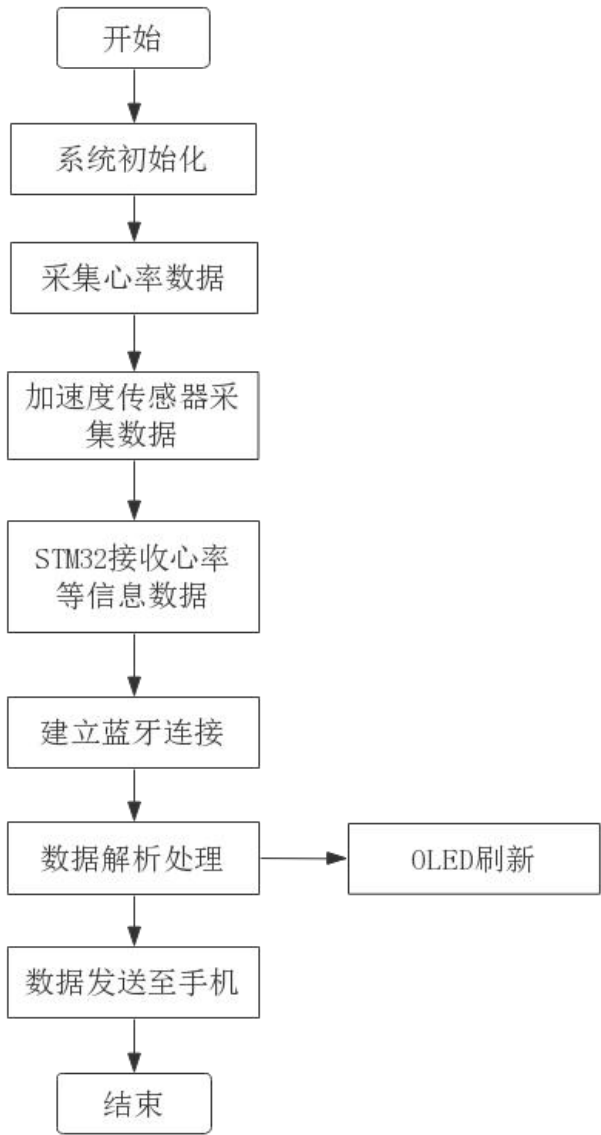


图 4.1 系统工作流程图

4.2.1 驱动程序介绍

根据各硬件模块实现的功能不同,划分了软件程序模块,主要可分为心率采集程序模块、计步与跌倒判断程序模块, 蓝牙的串口通信模块、OLED 显示模块, 此外还有滴答定时器程序、中断服务程序。使用时需要根据 STM32 的每一个 IO 口的执行功能不同, 设置不同的输入和输出方式, 并进行初始化。如图 4.2 是系统软件程序模块化划分图。

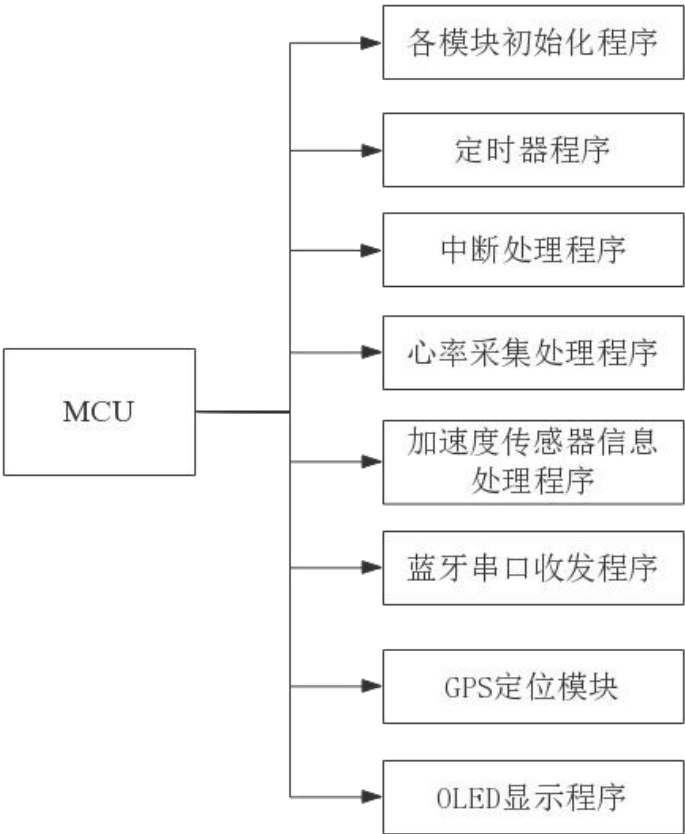


图 4.2 系统软件程序模块划图

4.2.2 滴答定时器程序

在进行程序编写的过程中，操作系统通常需要提供计时服务，因此便有了滴答定时器，其可以产生满足需求的周期性的中断，以此为操作系统的正常运行维持节拍。在中断服务程序中，操作系统会根据进程的优先级来切换任务，而轮转系统则是需要根据时间片来切换任务。

在Cortex-M3 的芯片内核部分，有一个封装的滴答定时器——SysTick，当进行移植操作系统的时候，就完全可以直接使用封装在内核中的滴答定时器，这样就可以有效地避免由于使用不同规格的定时器而带来的问题。滴答定时器能够自由地选择设置中断时间，一般设为1ms，编写程序时，当需要延时操作时，便可在中断配置文件stm32xf10_it.c中先定义一个外部变量，接着在中断服务函数SysTick_Handler()中加入if语句来对其进行判断，当一次中断发生时，外部变量就会自减 1，直至变量被减到 0 时，会抛出代表结束的标志位。所以当需要进行延时操作，并使用到滴答定时器的时候，只要通过对此外部变量设定不同的初值便可设定不同的延时。

4.3 心率检测部分程序设计

4.3.1 基于 DMA 的 ADC 心率采集

心率传感器 MAX30102 在进行心率采集的整个过程中，一开始所采集到的数据是最原始的模拟信号，而在需要进行其他后续的数据处理中，需要使用到的是数字信号，所以此时便需要用到数字转换器 ADC，将模拟信号转换成数字信号。本系统的设计中 ADC 的采集部分需要用到 DMA，此处就需要对 DMA 进行相应的配置。第一步是要配置 DMA 的数据地址，先对 DMAchannel1 进行配置，需将 DMA 的外围设备和内存的基地址配置成 ADC 地址，DMA 的方向需配置成从外设到内存的模式，即 DMA_DIR_PeripheralSRC，还要配置 DMA 为循环传输。

第二步是要使能 DMA 通道，接着配置 ADC，设置 ADCCLK 的预分频也是很重要的，这里采用了外部晶振产生 72MHz 的时钟，是为了保证较高的时钟精准度，此处还要对 ADC 预分频的分频值进行设置，调用相对应的库函数即可。这里的 ADCCLK 是 12MHz，是将一个时钟信号进行 6 分频得到的，然后启动 ADC1 当中的 DMA，并开启软件触发 ADC 转换，配置流程图如下图 4.3 所示。

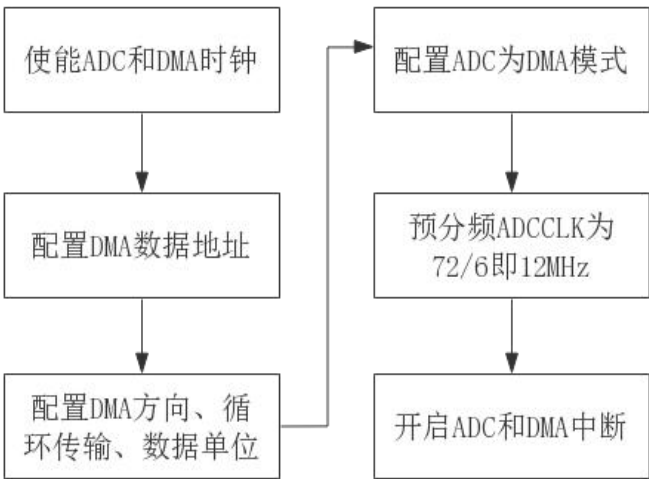


图 4.3 基于 DMA 的 ADC 配置流程图

4.3.2 心率计算处理程序

心率采集模块中，首先需要获取心率模块采集到的原始数据，此处将这个变量命名为 Signal。此部分程序的主要步骤如下：首先对TIM3 定时器进行初始化，接着选用update event 作为TRGO，然后通过TIM3 定时器中断来触发ADC通道，并且在每隔 2ms，即一个定时周期

结束后便要重新触发一次，下一步是进入ADC中断服务函数，此时便得到心率采集模块采集到的原始数据，将它存放在Signal中。此过程的基本流程如下图 4.4 所示。

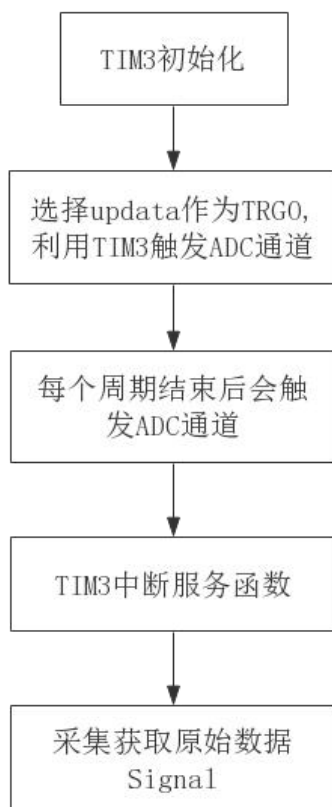


图 4.4 获取心率模块采集的原始数据流程图

以下是部分代码：

```
void TIM3_Int_Init(unsigned int arr,unsigned int psc)
{
    TIM_TimeBaseInitTypeDef TIM_TimeBaseStructure;
    NVIC_InitTypeDef NVIC_InitStructure;
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM3 , ENABLE);

    TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = arr;
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler =psc;
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_ClockDivision = TIM_CKD_DIV1;
    TIM_TimeBaseStructure.TIM_CounterMode =TIM_CounterMode_Up;
    TIM_TimeBaseInit(TIM3, &TIM_TimeBaseStructure);
    TIM_SelectOutputTrigger(TIM3,TIM_TRGOSource_Update);
    /*选择update event作为TRGO,利用TIM3 触发ADC通道 */
}
```

```
//每个定时周期结束后触发一次
TIM_ClearFlag(TIM3, TIM_FLAG_Update);
TIM_ITConfig(TIM3,TIM_IT_Update,ENABLE);
TIM_Cmd(TIM3, ENABLE);
RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM3 , DISABLE);
/*先关闭等待使用*/
}
void TIM3_IRQHandler(void)
{
    static unsigned int Times = 0;
    if(TIM_GetITStatus(TIM3,TIM_IT_Update)!=RESET)
    {
        Times++;
        if(Times>500)
        {
            Times = 0;
            SitTime++;
        }
    }
    TIM_ClearITPendingBit(TIM3,TIM_IT_Update);
}
```


心率采集数据进行分析处理的三个部分：

(1) 测量心率的主要数据是两次心跳的时间间隔 IBI。心率传感器采集到的原始数据 Signal 信号，就相当于是脉冲信号。首先在获取到当前的 AD 值后，要判断一下是否检测到了脉冲信号，由前面已述可知脉冲信号每隔 2ms 更新一次。如果检测到了脉冲信号，则要先对每次检测到的脉冲信号进行比较判别，程序中是根据获取的前 500 个脉冲信号先大致确定脉冲信号的范围，而后在其中确定波峰和波谷的值，分别命名为 P 和 T。以上相当于是 MAX30102 的初始化准备工作。

接着，进行寻找心跳前的峰谷值确定，在检测到脉冲信号 Signal 后，先判断此信号是否大于设定的阈值，这里的阈值为前面所述初始化准备中确定的峰谷值的中间值。若检测到的信号大于阈值，再和先前设定的峰谷值进行比较，如果 Signal 的值大于峰值 P，则将 Signal 的值赋给峰值 P，进行峰值的更新；如果 Signal 的值小于谷值 T，则将 Signal 的值赋给谷值 T。以上峰谷值的更新完成后，便开始进行心跳的寻找过程。还有一种情况便是在获取到了当前 AD 值后，持续 2.5s 都没有检测到有脉冲信号来临，此时就需要复位波峰 P、波谷 T、阈值和首次心跳的标志位。此部分判别流程如图 4.5 所示：

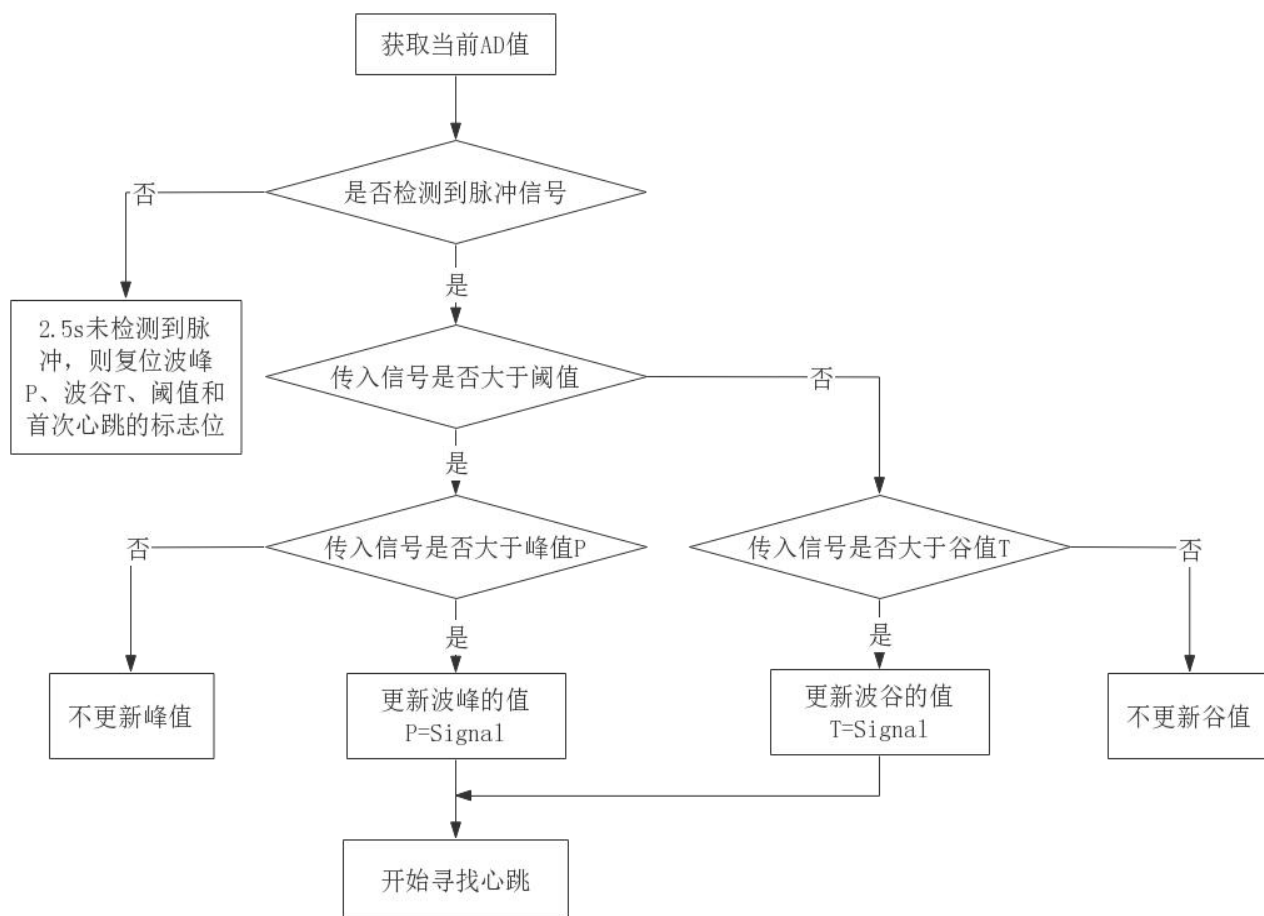


图 4.5 判别脉冲波信号的波峰和波谷流程图

(2) 第一步的脉冲信号的峰谷值确定以后,便可以据此获取心跳脉冲的时间差。当获取到AD值,脉冲信号来临时,此时Signal的值是会增大的,对此次信号Signal的值与上次设定的阈值进行比较,此处引入一个复用标志位Pluse。若Signal的值大于上次的阈值并且Pluse为false,则令Pluse为true,此时意味着后面会出现峰值信号,依此记录下后面连续两次峰值的时间差,即为两次心跳的时间间隔,记录峰值的同时也要记录下峰值出现的时间。然后继续跟踪下一次的脉搏信号,根据式子一分钟/峰值间隔,便可计算出心率。流程图如下图 4.6 所示。

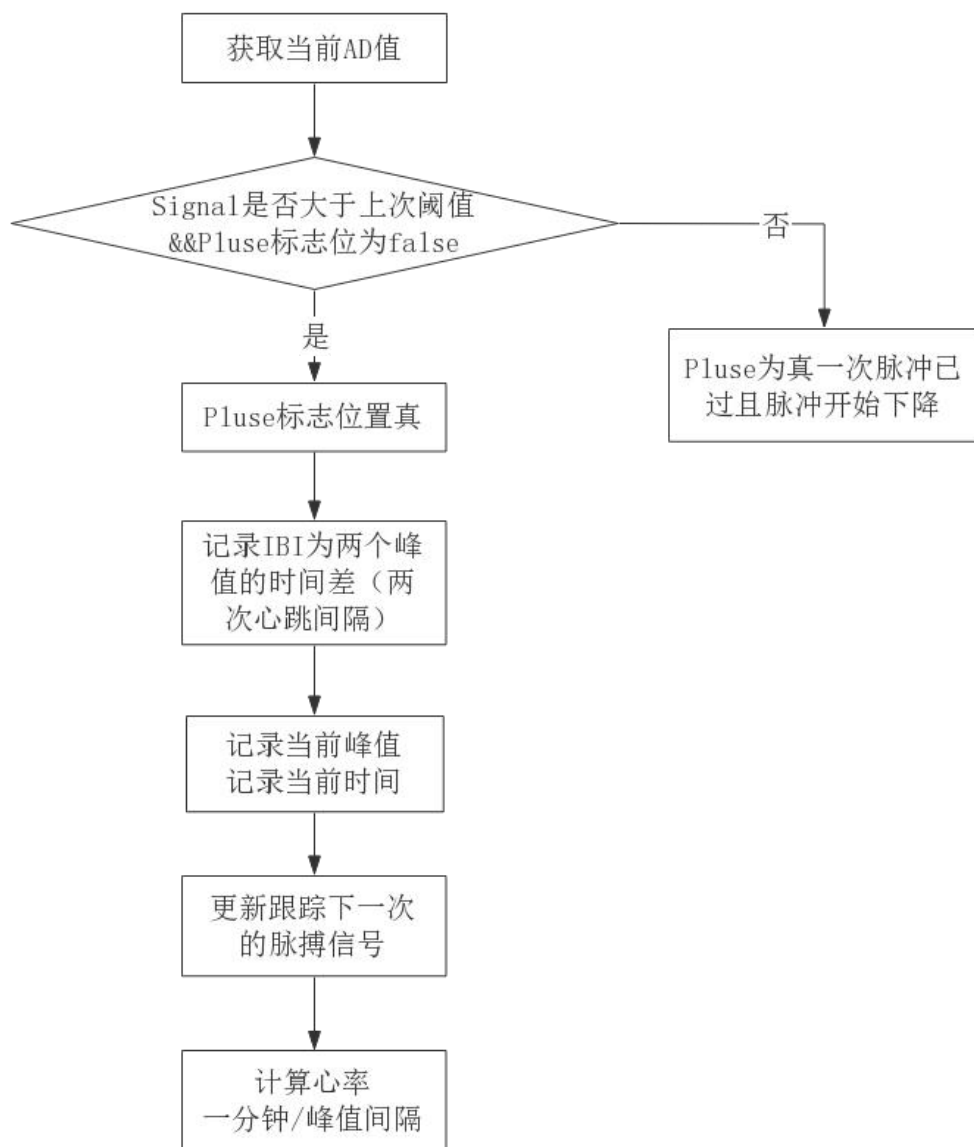


图 4.6 心率计算总体流程图

在心率计算的过程中还需要考虑第一次心跳脉冲和第二次心跳脉冲的特殊情况，因为两次心跳间隔测得的应当是时间差，而当测得第一次心跳脉冲时，无法与前一次的心跳脉冲来临时间点做比较，此时得到的只是一个时间值，从而会导致第一次测得的并非是一次心跳脉冲产生的时间，所以第一次测量到的心跳脉冲来临的时间必须舍弃，为了判别检测到的脉冲是否为第一次心跳的脉冲，因此设置了两个标志位来加以区分。

为了更准确地计算心率，在每次测得的心跳时间间隔IBI的数组中，每次迭代包括本次测得的IBI在内及其之前的共十个数据做平均值，以此作为计算心率BPM的基数，判别第一次心跳和第二次心跳以及对数组数值做平均值求心率的流程图如下所示。

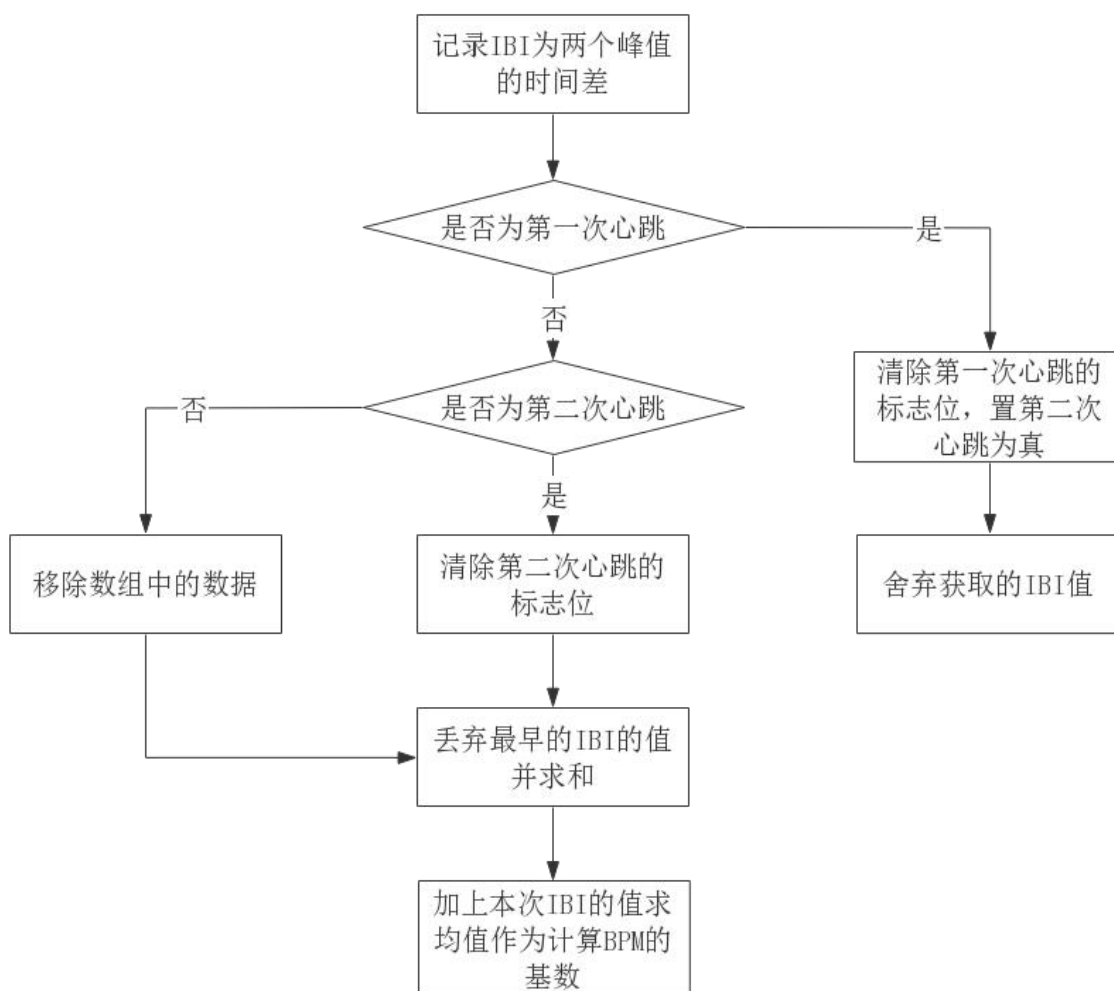


图 4.7 心跳处理与迭代均值流程图

(3) 接收到脉冲信号后,如果脉冲信号此时处于下降状态,当信号的值小于阈值,同时心跳标志位Pulse为真时,则预示着一跳心跳脉冲完成了;如果脉冲信号不是处于下降状态,则进行前面所述的心率计算流程。接着将心跳标志位Pulse置为假,而后进行下一次的心跳脉冲判别处理。因为阈值的确定对于心率的计算有很重要的影响,所以每次心跳脉冲来临时都会确定本次的峰谷值从而更新阈值,来尽量降低由于传感器接触到人体皮肤而带来的影响。

最后为了确定判别阈值,先要计算得到整个脉冲的幅值,这一步需要对波峰波谷做差,下一次心跳脉冲检测的阈值即为,1/2 的幅度值再加上谷值,此过程的流程图如下图所示。

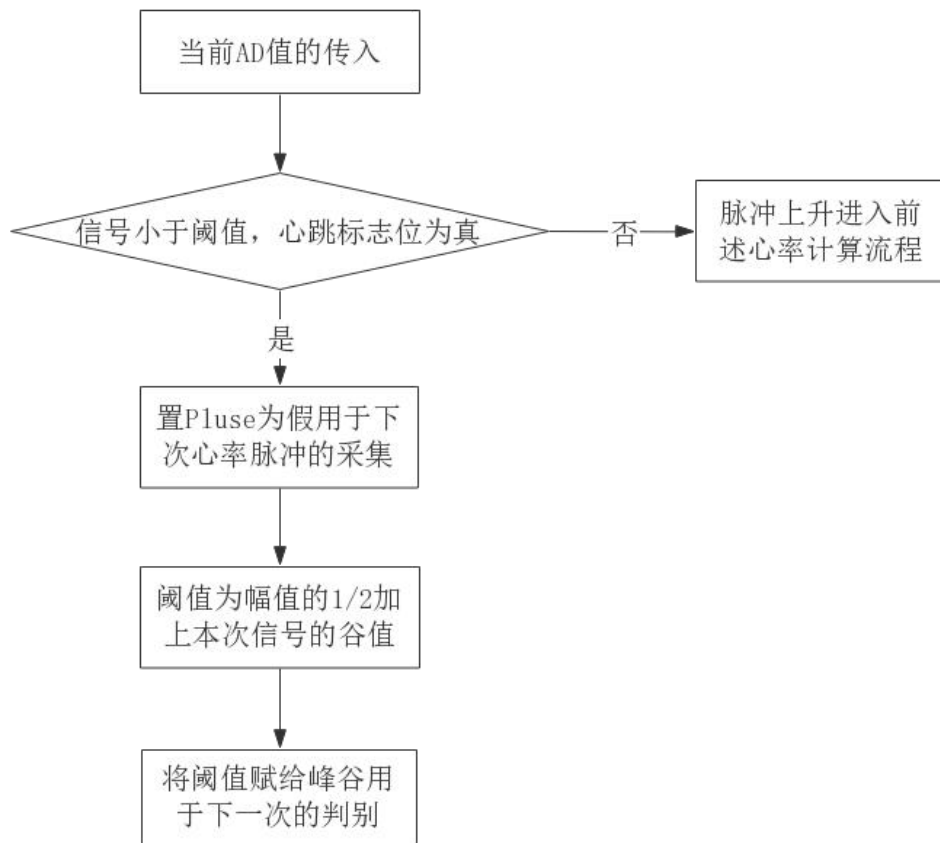


图 4.8 脉冲下降判定更新阈值图

4.4 运动状态采集模块软件设计

4.4.1 三轴加速度传感器的驱动程序

下图 4.9 是三轴加速度传感器的驱动流程图。MPU6050 发送数据是通过USART定时器的，因此首先需要初始化USART。此处需要分情况讨论UARTx，UART1 在APB2 上，UART2~5 则均在 APB1 上。此驱动程序里用到的是 UART1，所以采用固件函数 RCC_APB2PeriphClockCmd()进行初始化设置。

GPIO_InitTypeDef结构体中囊括了GPIO的各种属性，将UART1 中的TX引脚配置为推挽输出模式，即将GPIO_Mode设为GPIO_Mode_AF_PP，且需要配置引脚的输出时钟频率为最大不超过 50MHz，即将GPIO_Speed设为GPIO_Speed_50MHz。UART1 中的RX引脚则是配置成推挽输入浮空模式，即将GPIO_Mode设为GPIO_Mode_IN_FLOATING。

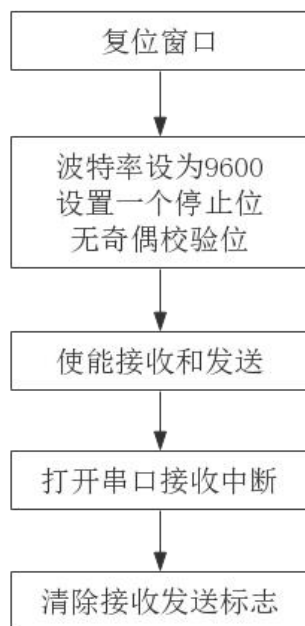


图 4.9 三轴加速度传感器驱动流程图

此处附上部分三轴传感器的驱动程序代码：

```
void myUSART()
{
    USART_InitTypeDef    USART_InitStructure;    //声明一个结构体变量
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure;    //定义一个GPIO_InitTypeDef类型的结构体
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_GPIOA|RCC_APB2Periph_AFIO|RCC_
    APB2Periph_USART1 ,ENABLE);

    //有USART1 时钟、GPIOA时钟、GPIO复用(AFIO)时钟。由于此处USART1 和GPIOA、
```

AFIO均在APB2 上，所以可以一次配置完成

```
/* USART1 模式配置 */  
//配置UART1 的TX引脚为交替推挽输出/  
GPIO_InitStructure.GPIO_Pin=GPIO_Pin_9;  
GPIO_InitStructure.GPIO_Mode=GPIO_Mode_AF_PP;  
GPIO_InitStructure.GPIO_Speed=GPIO_Speed_50MHz;  
GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);  
GPIO_InitStructure.GPIO_Pin=GPIO_Pin_10;  
GPIO_InitStructure.GPIO_Mode=GPIO_Mode_IN_FLOATING;  
GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);  
  
USART_InitStructure.USART_BaudRate = 9600;  
USART_InitStructure.USART_WordLength = USART_WordLength_8b;  
USART_InitStructure.USART_StopBits = USART_StopBits_1;  
USART_InitStructure.USART_Parity = USART_Parity_No;  
USART_InitStructure.USART_HardwareFlowControl =  
USART_HardwareFlowControl_None;  
USART_InitStructure.USART_Mode = USART_Mode_Rx | USART_Mode_Tx;  
USART_Init(USART1, &USART_InitStructure);  
USART_ITConfig(USART1, USART_IT_RXNE, ENABLE);  
USART_Cmd(USART1, ENABLE);  
}
```

4.4.2 计步处理程序

智能手环系统中是选用 MPU6050 三轴传感器来进行计步的，人在步行时三个方向的加速度是会有变化的，因此利用加速度传感器对其进行检测。人在正常的行走过程中，垂直方向和前进方向的加速度都会发生一个周期性的变化，从图 4.10 中可以看出。因为当人们走路时，抬脚时重心会发生上移，垂直方向的加速度便会随之增大，接着继续前进，当两脚踩在地面上时重心则会发生下移，此时的加速度是反向的。在走路的整个过程中，水平移动方向的加速度随着抬脚的动作是在减小的，而在迈步移动时则是在增大的。

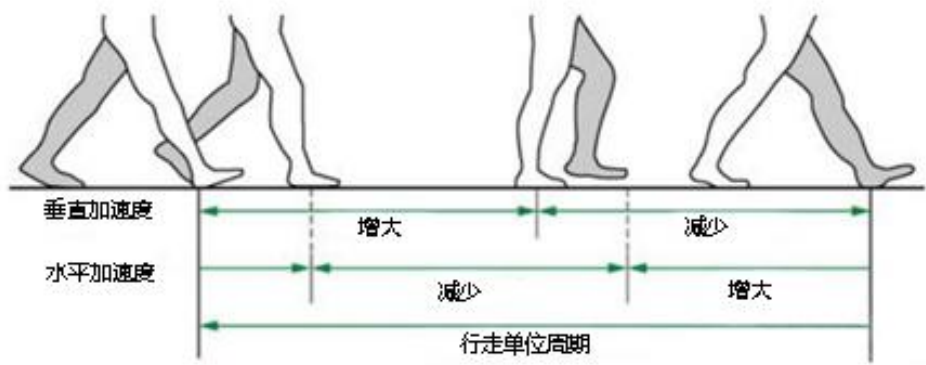


图 4.10 人体步行状态图

从图 4.11 中可以很直观地得出，人体在步行过程中，垂直和前行方向的加速度与时间两者之间大致可以构成一个正弦曲线，在步行的整个过程中，加速度在起伏变化中是有最大值的，其中在垂直方向的变化也是最明显的。所以在计步时，为了能够准确地判断“一步”是否已经完成，就可以利用检测加速度的峰值，以及设置加速度判别阈值的方法来共同进行计算。

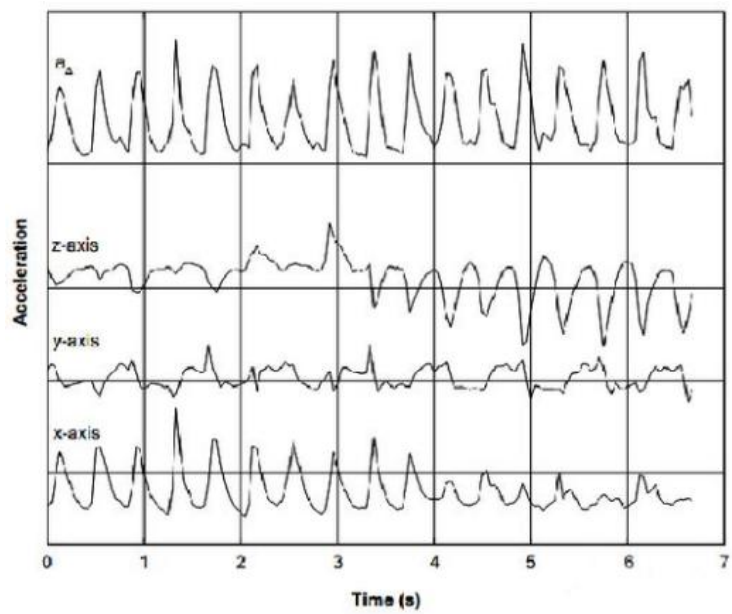


图 4.11 人体步行加速度变化曲线图

为了获取步行运动的正弦曲线轨迹图,首先根据三个方向的加速度,计算得出合加速度,接着对其进行峰值检测,根据合加速度的变化能够判断出加速度的方向是否有改变,再比较一下前后两次加速度的方向,如果相反,表明是过了峰值,则进行计步,否则丢弃此次的数据。累加峰值的次数则可以获取步数,最后一步是去除干扰,在进行检测时加上阈值和步频的判断来过滤。

人体在正常走动时,每相邻的两步之间的时间间隔至少不小于 0.2 秒,并且在计算步数时要考虑步频过快的情况,根据前面的叙述可知为了判定有效动作是否发生,这里可以通过先判断前后两次加速度的大小,再加上阈值的设定,对步数做一个是否有效的判定,从而进行计步。如下图是计步程序的主要流程:

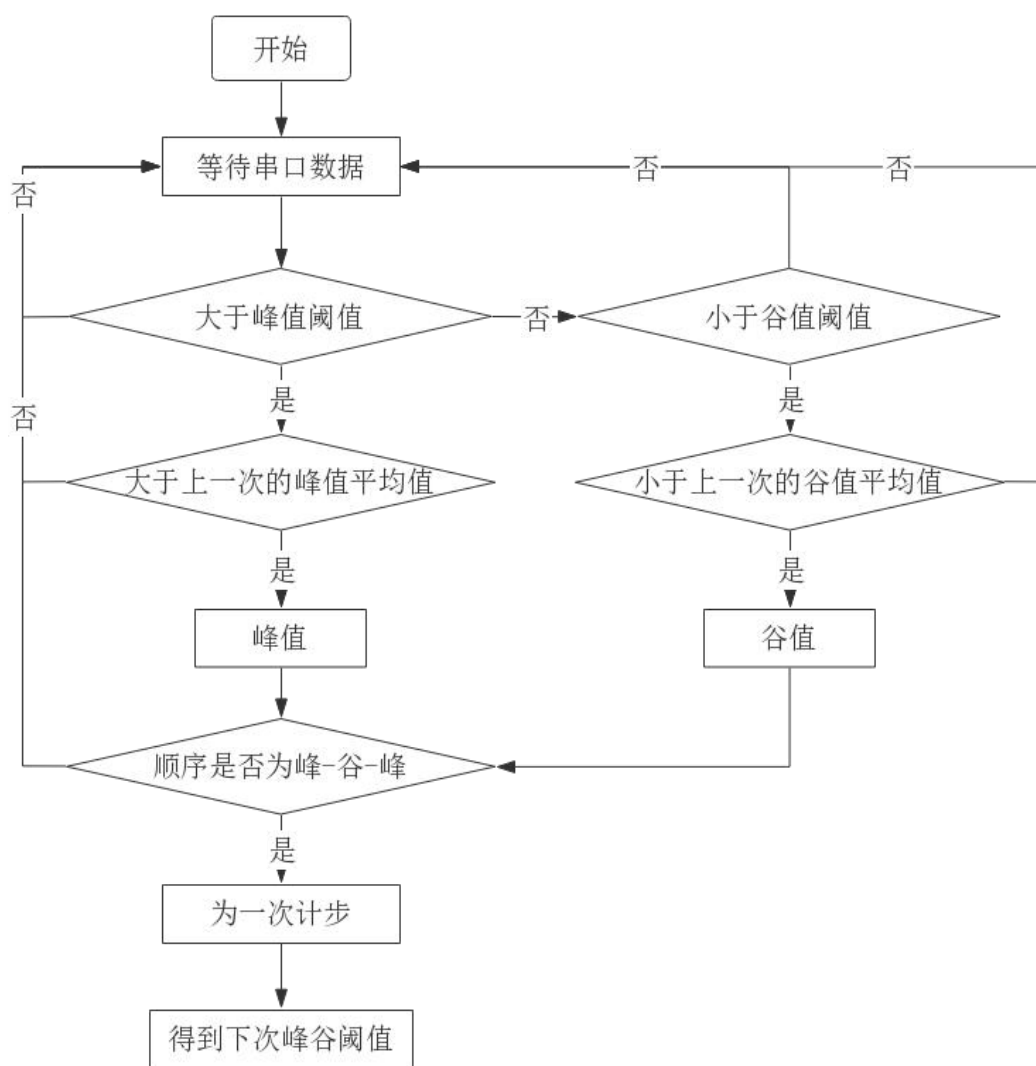


图 4.12 计步流程图

通过判断从MPU6050 中获取的加速度进行迭代获取阈值,本设计中选用动态阈值和动态精度来实现对数据的滤波和筛选。每采样 25 个周期对获取到的最大运动加速度和最小运动加速度进行一次更新,“动态阈值”则是平均值 $(\text{peak}+\text{valley})/2$,便是利用此阈值对接下来的 25 次采样判定手环佩戴者是否迈步的。

人体在走动时，手臂会自然地摆动，摆动过程中会有这最高点和最低点，就相当于走动时产生的加速度的峰值点和谷值点，峰值点的加速度最大但速度却是最小的，谷值点则相反，速度最大但加速度却是最小的，根据手臂摆动回落的规律，便可得知“一步”的完成需要经历峰-谷-峰的过程，以此便可进行判定计步。在判别程序中，先设置对于加速度的判断标准，这里会对加速度进行一个求平均值的计算，最大值设为 $1.2g$ ，最小值设为 $0.2g$ ，比最小加速度更小的点便标记为最低点，比最大加速度更大的点则标记为最高点，在这里还需引入一个方差，每次获得的加速度最大值需要减去求得的方差，并以此来作为下次获取的最大值的判别范围，最小值亦如此。此处引入的方差，反映的是人体运动加速度信号的波动程度。

4.4.3 跌倒检测程序

人体在运动时，身体的加速度和角度在水平和垂直方向都会有很大的变化，如图 4.13 是人体的三维空间姿态图：

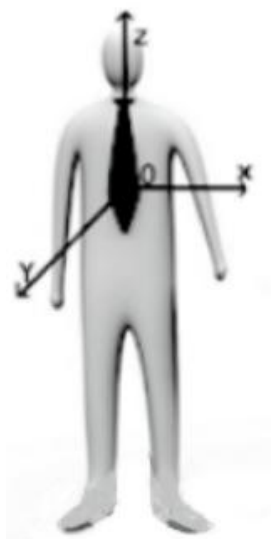


图 4.13 人体三维空间姿态图

设X轴方向的加速度为 a_x ，Y轴方向的加速度为 a_y ，Z轴方向的加速度为 a_z ，则合加速度为：

$$SVM = a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (4.1)$$

SVM代表的是人体加速度的向量幅值，SVM值越小，表示运动越平缓，SVM值越大，则表示运动越激烈。

从图 4.14 所示的人体跌倒合加速度曲线图中可以看出，人体跌倒会先经历一个失重过程，然后在撞击地面阶段合加速度会达到一个峰值，直达 $3g$ ，在此之后合加速度值又快速降到 $1g$ 。人体在日常行为当中，合加速度最大不超过 $2g$ ，发生激烈运动时的合加速度可达到 $3g$ 。因此可以通过阈值法来判断是否发生跌倒。

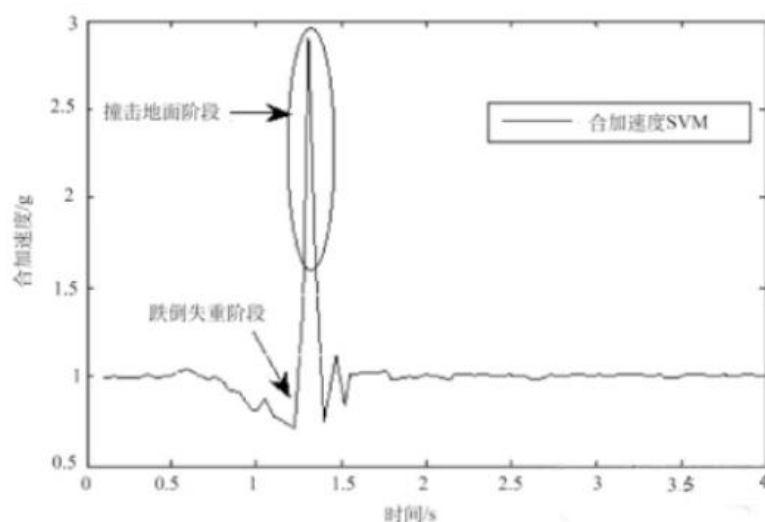


图 4.14 人体跌倒合加速度曲线图

跌倒会经历失重、撞击和平静三个阶段，在这个过程中经历失重的阶段，加速度会有所减小，直至到撞击地面的过程中加速度是快速增大的，跌倒之后加速度会有一个逐渐减小的阶段。为了判定跌倒状态，需要设置两个阈值，第一个是跌倒阈值一将其设定为 $2.5g$ ，第二个是正常运动的加速度阈值二，设定为 $1g$ ，若只根据一个阈值来判断运动中是否发生了跌倒容易造成误触发，所以此处很有必要设置两个阈值。

跌倒判定函数的流程图如图 4.15 所示，MPU6050 加速度传感器获取到三轴加速度后，需要对三个方向的加速度进行计算，得到的合加速度设为 $Mpupdate$ 。接着需要一个判断是否跌倒的函数对所得到的向量幅值进行处理分析从而判断是否有跌倒情况发生。在跌倒判断函数中，先要比较 $Mpupdate$ 的值与阈值一的大小，若小于阈值一，则可依此判断为没有发生跌倒，并且将判定标志位复位，若此时的合加速度比阈值一大，则要对它进行下一步的判断。此处为了避免出现错误的判断，还需要设定一个阈值二，由前面所述内容及实践所得，合加速度大于 $2.5g$ 的时间大于等于 $0.6ms$ ，且合加速度处于阈值二内的时间至少为 $0.4ms$ 时才可以判定为发生跌倒。此处，需将大于阈值一的 $fall_time$ 计数标志位设定为大于等于 60，将在阈值二范围内的 $fall_num$ 标志位设定为大于等于 40。

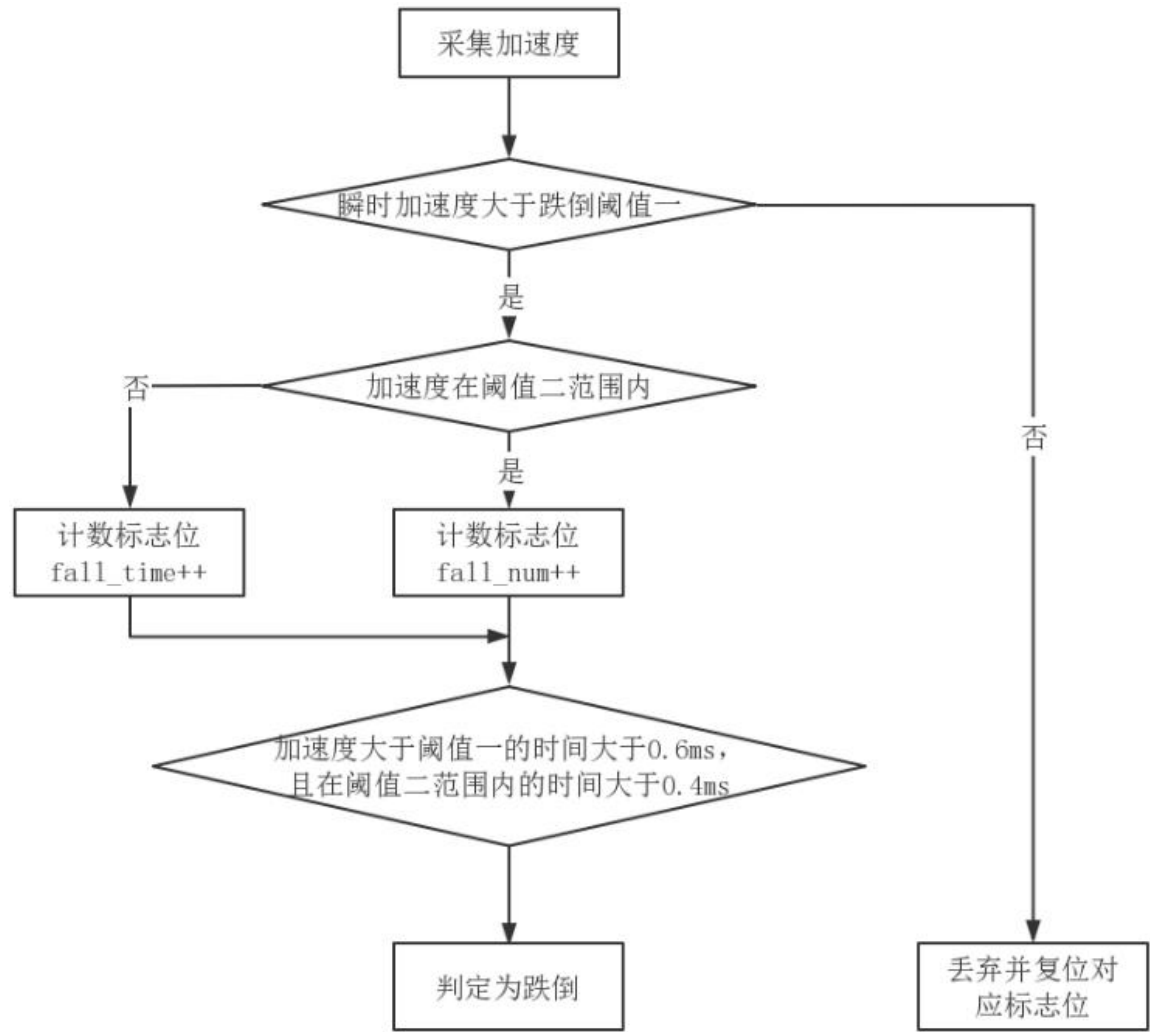


图 4.15 判断是否跌倒的流程图

4.4.4 温度测量程序

本设计中的温度传感器选用 MPU6050 模块自带的温度传感器，这样可以减少额外使用一个传感器的成本，且节省了空间。温度传感器的值，可以通过读取 MPU6050 的 0X41（高 8 位）和 0X42（低 8 位）寄存器的值得到，以下是温度的换算公式：

Temperature = 36.53 + regval/340

(4.2)

其中，Temperature 为计算得到的温度值，单位为℃，regval 为从 0X41 和 0X42 读到的温度传感器值。

部分代码如下所示：

```
short MPU_Get_Temperature(void)
{
    u8 buf[2];
    short raw;
```

```
float temp;  
MPU_Read_Len(MPU_ADDR,MPU_TEMP_OUTH_REG,2,buf);  
raw=((u16)buf[0]<<8)|buf[1];  
temp=36.53+((double)raw)/340;  
return temp*100;    //返回值：温度值(扩大了 100 倍)  
}
```

4.5 蓝牙串口通信部分程序设计

本系统设计选取HC05 模块作为手环的蓝牙通信模块，通过串口与STM32 进行通信，完成数据的发送和接收，选取STM32 的USART2 与蓝牙模块通信，所以进行通信时，仅需配置相应的串口收发器。

第一步先配置中断收发器的IO口，将USART2 中的TX引脚设置为推挽输出模式，同时将引脚输出时钟频率设为 50MHz，将RX引脚设置为推挽浮空输入模式，此处不需要设置切换速率。本系统中的波特率一致配置成 9600，并且蓝牙模块的波特率也是 9600，两者的配置应当相同，这是很重要的一点，否则后续无法进行正常的通信。此外还需要在帧结尾传输一个停止位，设置为无奇偶校验位，接着打开使能串口 1 的中断。驱动部分代码如下：

```
void blue_Init()
{
    USART_InitTypeDef USART_InitStruct;
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct;
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_GPIOA | RCC_APB2Periph_GPIOB |
    RCC_APB2Periph_GPIOC | RCC_APB2Periph_GPIOD | RCC_APB2Periph_GPIOE,
    ENABLE);
    RCC_AHBPeriphClockCmd(RCC_AHBPeriph_CRC, ENABLE);
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_AFIO, ENABLE);

    /*****USART2 模式配置*****/
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_USART2, ENABLE);
    GPIO_InitStruct.GPIO_Pin = Blue_M3_Tx_PIN;
    GPIO_InitStruct.GPIO_Mode = GPIO_Mode_AF_PP;
    //设置为推挽输出模式
    GPIO_InitStruct.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz;
    //配置引脚输出时钟频率最大不超过 50MHz
    GPIO_Init(Blue_M3_Tx_PORT, &GPIO_InitStruct);
    //调用库函数，初始化M3_Tx引脚
    GPIO_InitStruct.GPIO_Pin = Blue_M3_Rx_PIN;
    GPIO_InitStruct.GPIO_Mode = GPIO_Mode_IN_FLOATING;
```

```
//设置为推挽浮空输入模式
GPIO_Init(Blue_M3_Rx_PORT, &GPIO_InitStruct);
USART_DeInit(Blue_SCI);
USART_InitStruct.USART_BaudRate = 9600;
//配置串口波特率为 9600
USART_InitStruct.USART_StopBits = USART_StopBits_1;
//在帧结尾传输一个停止位
USART_InitStruct.USART_WordLength = USART_WordLength_8b;
//配置USART2 发送或接收的一帧数据字长为 8 位
USART_InitStruct.USART_Parity = USART_Parity_No;
//设置奇偶校验，无
USART_InitStruct.USART_HardwareFlowControl =
USART_HardwareFlowControl_None;
USART_InitStruct.USART_Mode = USART_Mode_Tx | USART_Mode_Rx;
//使能UART的发生和接收模式
USART_Init(Blue_SCI, &USART_InitStruct);    //初始化USART2
USART_ITConfig(Blue_SCI, USART_IT_RXNE, ENABLE);
USART_ITConfig(Blue_SCI, USART_IT_TC, ENABLE);
USART_Cmd(Blue_SCI, ENABLE);
USART_ClearFlag(Blue_SCI, USART_FLAG_RXNE);
USART_ClearFlag(Blue_SCI, USART_FLAG_TC);
USART_ClearITPendingBit(Blue_SCI, USART_IT_TC);
USART_ClearITPendingBit(Blue_SCI, USART_IT_RXNE);
}
```

4.6 GPS 定位部分程序设计

本系统设计选取NEO-6M模块作为手环的GPS定位模块，通过串口与STM32 进行通信，完成数据的发送和接收，设置串口收发器即可进行通信，主要设置波特率、收发模式等功能。

同蓝牙串口通信的第一步一样，同样是设置中断收发器的IO口，此处需要将USART1 中的TX引脚设定为推挽输出模式，引脚输出时钟频率设为 50MHz，RX引脚配置为推挽浮空输

入模式，波特率一致设定为 9600，帧结尾传输一个停止位，设定为无奇偶校验位。驱动部分代码如下：

```
void GPS_UART_Init()
{
    USART_InitTypeDef USART_InitStruct;
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct;

    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_GPIOB,ENABLE);
    RCC_AHBPeriphClockCmd(RCC_AHBPeriph_CRC, ENABLE);
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_AFIO, ENABLE);
    /*****USART1 模式配置*****/
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_USART1, ENABLE);
    GPIO_PinRemapConfig(GPIO_Remap_USART1, ENABLE);

    GPIO_InitStruct.GPIO_Pin = GPS_Tx_PIN;
    GPIO_InitStruct.GPIO_Mode = GPIO_Mode_AF_PP;
    GPIO_InitStruct.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz;
    GPIO_Init(GPS_Tx_PORT, &GPIO_InitStruct);
    GPIO_InitStruct.GPIO_Pin = GPS_Rx_PIN;
    GPIO_InitStruct.GPIO_Mode = GPIO_Mode_IN_FLOATING;
    GPIO_Init(GPS_Tx_PORT, &GPIO_InitStruct);

    USART_DeInit(GPS_SCI);
    USART_InitStruct.USART_BaudRate = 9600;
    USART_InitStruct.USART_StopBits = USART_StopBits_1;
    USART_InitStruct.USART_WordLength = USART_WordLength_8b;
    USART_InitStruct.USART_Parity = USART_Parity_No;
    USART_InitStruct.USART_HardwareFlowControl =
    USART_HardwareFlowControl_None;
    USART_InitStruct.USART_Mode = USART_Mode_Tx | USART_Mode_Rx;

    USART_Init(GPS_SCI, &USART_InitStruct);
```

```

    USART_ITConfig(GPS_SCI, USART_IT_RXNE, ENABLE);
    USART_ITConfig(GPS_SCI, USART_IT_TC, ENABLE);
    USART_Cmd(GPS_SCI, ENABLE);
    USART_ClearFlag(GPS_SCI, USART_FLAG_RXNE);
    USART_ClearFlag(GPS_SCI, USART_FLAG_TC);
    USART_ClearITPendingBit(GPS_SCI, USART_IT_TC);
    USART_ClearITPendingBit(GPS_SCI, USART_IT_RXNE);
}

```

为了在不同的GPS导航中建立统一的输出数据格式，美国制定了NEMA-0183 协议，其中使用的最多的命令是\$GPGGA、\$GPVTG、\$GPGSA、\$GPGSV、\$GPRMC这五种，本程序设计中使用的是\$GPRMC协议，也是推荐最小数据，部分代码如下：

```

void GPS_Pare(unsigned char Res)
{
    if(Res == '$')
    {
        point1 = 0;
    }
    GPS_RX_BUF[point1++] = Res;
    if(GPS_RX_BUF[0] == '$' && GPS_RX_BUF[4] == 'M' && GPS_RX_BUF[5] == 'C')
        //确定是否收到"GPRMC/GNRMC"这一帧数据
    {
        if(Res == '\n')
        {
            memset(Save_Data.GPS_Buffer, 0, GPS_Buffer_Length);    //清空
            memcpy(Save_Data.GPS_Buffer, GPS_RX_BUF, point1);    //保存数据
            Save_Data.isGetData = true;
            point1 = 0;
            memset(GPS_RX_BUF, 0, USART_REC_LEN);    //清空
        }
    }
}

```



```
if(point1 >= USART_REC_LEN)
{
    point1 = USART_REC_LEN;
}
}
```

4.7 OLED 显示模块程序设计

OLED显示模块主要是用来显示各模块所测得的数据，这样手环佩戴者可以实时看到自己的心率、体温、步数和运动状态等，主控芯片与OLED显示模块之间的连接是通过I2C数据总线实现的，只需使用SDA串行数据口和SCL串行时钟口。STM32 主控芯片自带有I2C总线，初始化OLED便可通过调用I2C相关的收发函数实现。

4.7.1 OLED 驱动程序

I2C有硬件I2C和软件（模拟）I2C之分，由于OLED是I2C驱动，所以本系统采用的是模拟I2C驱动，I2C的起始和停止信号如图 4.16 所示：

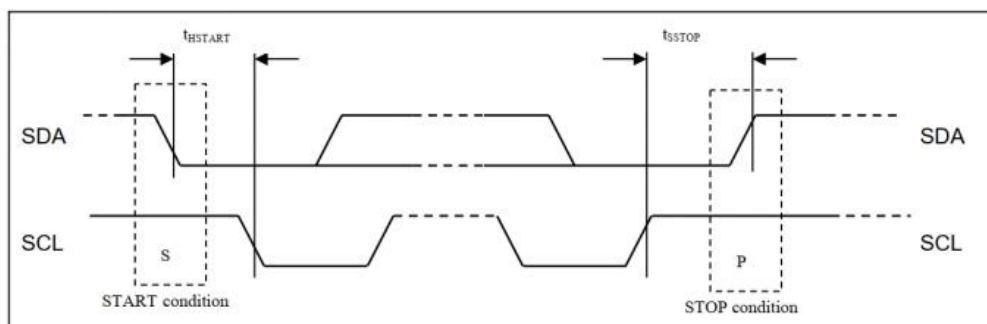


图 4.16 I2C 起始和停止信号的时序图

从时序图中可以清楚地看出，起始和停止两种信号均是电平跳变时序信号。SCL 处于高电平期间，SDA 发生的跳变是由高至低的，则代表是起始信号。SCL 处于高电平期间，SDA 发生的跳变是由低至高的，表示的是停止信号。

主机发送一个起始位告诉总线上的所有设备传输开始，之后主机开始传输设备地址，匹配到该地址的从机则继续传输过程，而未匹配到的从机忽略此次传输并等待下一次传输开始。主机寻址从机后，便发送要读或写的从机的内部设备地址，然后发送数据，发送完成后，接着发送停止位。

相应代码如下：

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

在从从机读出数据前，需要先对其进行写入，告诉它哪个内部寄存器是想要读取的，过程相较写复杂一点。

OLED在显示数据前需要创建编码表，因为它不再带字库，通过画像素点的方式显示数据，需要和码表进行匹配，OLED的像素点是 128*64，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，显示数据时需先设置起始坐标，以下是显示汉字的代码部分：

```
void OLED_ShowCHinese(u8 x,u8 y,u8 no)
{
    u8 t,adder=0;
    OLED_Set_Pos(x,y);
```

```
    for(t=0;t<16;t++)
    {
        OLED_WR_Byte(Hzk[2*no][t],OLED_DATA);
        adder+=1;
    }
    OLED_Set_Pos(x,y+1);
    for(t=0;t<16;t++)
    {
        OLED_WR_Byte(Hzk[2*no+1][t],OLED_DATA);
        adder+=1;
    }
}
```

4.8 Android 手机端 APP 设计

Android是基于Linux内核的开源软件操作系统，可以自主显示布局，具有数据存储管理功能，支持多任务处理，无线共享功能。并且Android普遍应用于智能手机、可穿戴式智能设备等各类型智能设备，是很受欢迎的移动操作系统。本系统的手机端APP是一个数据终端，可以在APP上实时显示检测到的内容，并且可以满足亲属远程查看各项数据。

Android平台是支持蓝牙协议栈的，这样设备间就可以进行无线数据交换，只需调用相应的API便可实现，涉及蓝牙的主要操作有打开蓝牙、关闭蓝牙、能被搜索到、获取配对设备以及传输数据。使用蓝牙时，需要在manifest文件中包含BLUETOOTH和BLUETOOTH_ADMIN的权限：

```
< uses-permission android:name = "android.permission.BLUETOOTH_ADMIN" />
```

```
< uses-permission android:name = "android.permission.BLUETOOTH" />
```

4.8.1 Android 蓝牙操作主要程序

蓝牙设备有本地蓝牙和远程蓝牙，对应的类分别为BluetoothAdapter和BluetoothDevice，它们的成员函数基本相同，如下：

- (1) cancelDiscovery(): 取消本地蓝牙设备。
- (2) Disable(): 关闭蓝牙设备。
- (3) Enable(): 打开蓝牙设备。
- (4) getName(): 获取本地蓝牙的名称。
- (5) getRemoteDevice(String address): 根据远程设备的MAC地址来获取远程设备。
- (6) startDiscovery(): 蓝牙设备开始搜索周边设备。

蓝牙进行连接之前，首先要获取到本地的蓝牙设备，此时需要调用BluetoothAdapter的getDefaultAdapter()方法，再通过调用isEnabled()，查看是否打开了本地的蓝牙设备，若本地蓝牙设备已打开就执行相应的后续操作，否则就要发送请求打开本地蓝牙设备的消息，一直到本地蓝牙设备打开以后再进行后续操作。蓝牙设备被打开以后，开始进行蓝牙搜索，此处调用BluetoothAdapter的成员函数startDiscovery()方法。当用户点击连接蓝牙后，此时调用doDiscovery()函数进行蓝牙匹配，搜索到匹配的蓝牙设备后，再调用setDevice()函数来获取远程蓝牙通信socket，然后在handleMessage内再触发蓝牙连接的线程进行蓝牙连接。通过蓝牙通信socket，Android手机端可以与手环进行通信。

蓝牙搜索流程图如下图 4.17 所示：

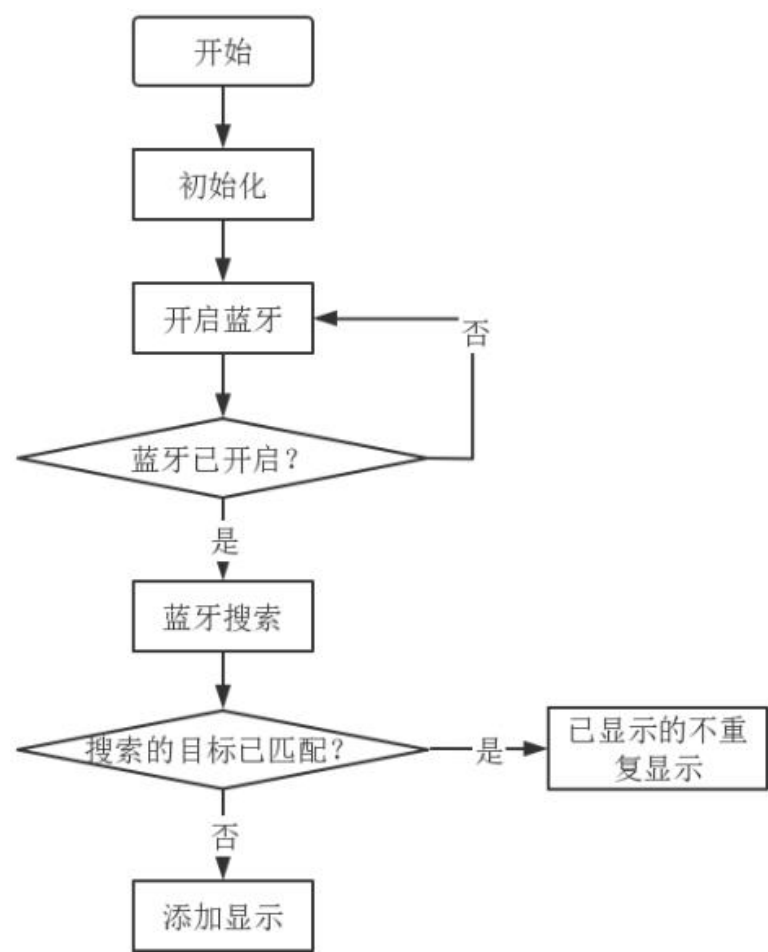


图 4.17 蓝牙搜索流程图

4.8.2 APP 界面设计

安卓APP的开发环境是Android Studio，使用了其中的constraintlayout布局方式，这种方式可以直接拖拽空间进行布局，然后通过设置限位即可非常方便的完成布局，在多控件的时候需要手动调整合适的限位以正确地显示空间位置，并且可以在交互页面调整控件的颜色。对控件进行初始化，设置相应的点击事件函数，如果触发点击事件就执行相应的函数。

打开APP后会显示以下界面，先点击扫描，搜索附近蓝牙，找到手环蓝牙并进行连接，连接成功后会进入主界面。主界面会显示心率变化曲线图，心率、计步、状态和位置四种数据，下方会显示GPS定位的地图。

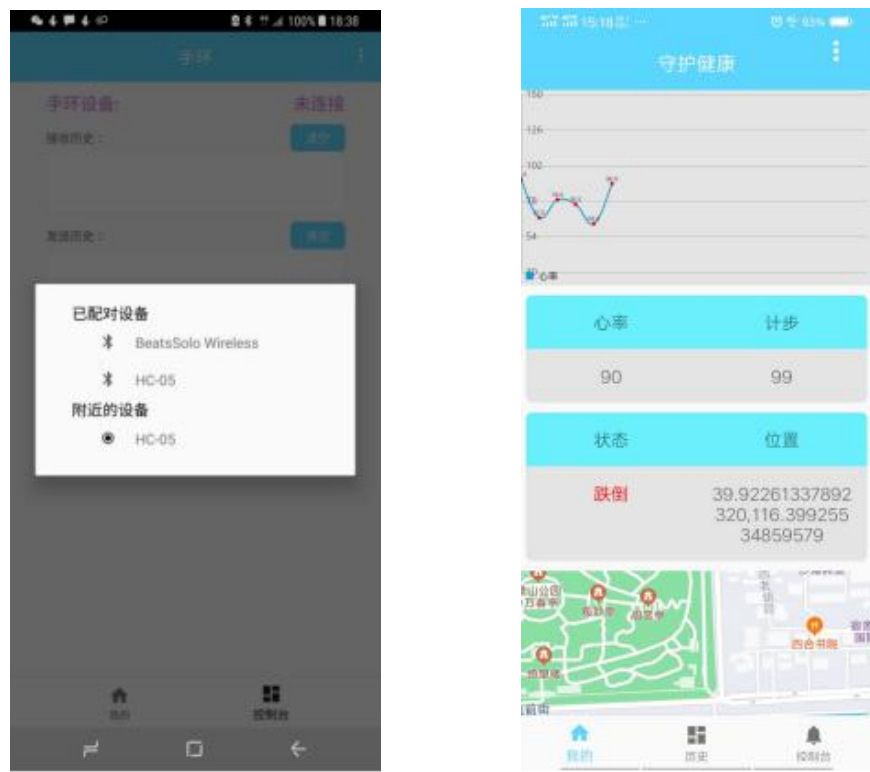


图 4.18 Android 手机端 APP 界面图

这时手环佩戴者的体温、步数和身体状态会实时显示到APP上，若使用者发生跌倒的意外，APP界面会有警报提示，用户初次使用还需填写手机号信息。如下图所示：



图 4.19 APP 跌倒警告界面图

4.9 本章小结

本章概述了整个系统的软件设计部分，包括嵌入式硬件系统的软件设计和Android手机端APP的软件设计。着重说明了嵌入式硬件系统的软件设计，基于MAX30102的心率采集处理程序，基于MPU6050的计步和判断跌倒处理程序，蓝牙串口收发程序，最后介绍了Android APP部分。

第五章 测试与调试

5.1 硬件部分测试

如图 5.1 所示是手环的各部分模块电路元件，先对各个独立模块进行单独测试，保证每个模块在电路方面没有问题，以避免后续组装使用时出现短路、断接等现象。各个单独的模块测试完以后将各元件组装，先通上电，看是否可以正常启动，如若没有出现问题，则可以进行下一步的软硬件联合调试。



图 5.1 手环硬件模块化拼装图

在程序编译无误后，使用下载线将程序烧录到手环硬件当中，此处是用ST-Link下载线完成烧录过程的。程序烧录完成后，给手环连接上 3.7V 锂电池，上电以后，可以看到手环显示屏显示身体状态、心率、温度和计步。如下图 5.2 所示。

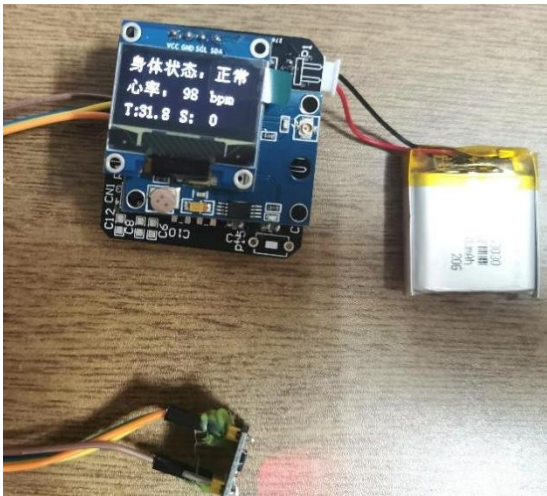


图 5.2 手环上电显示图

5.1.1 心率检测和运动状态采集功能测试

如图 5.3 所示手环通电以后, 将心率传感器贴近手腕, 收集得到完整的心率数据信息后, OLED 屏幕上就会显示心率数据, 如果没有显示, 则可能是以下原因造成的:

- (1) 心率传感器离手腕部位太远;
- (2) 心率不在测量范围内, 手环可测范围为 40~160bpm;
- (3) 硬件发生故障。

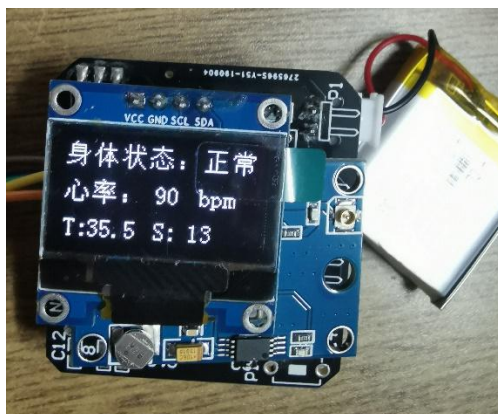


图 5.3 模块功能实现图

测试计步和跌倒检测功能时, 因为算法中设计了去除伪运动, 所以需要多走几步才会显示计步结果, 剧烈晃动手环会显示跌倒。因为此设计中的体温测量功能是运动状态采集模块 MPU6050 附带的, 测温时手环贴近手腕处, 而此处的体表温度与人体的体温是有一定差异, 所以测出的温度仅供参考体温的变化值, 这也是后续需要重新考虑设计的地方。

5.2 软硬件联合测试

手环通电硬件部分测试无误后, 方可进行软硬件联合测试。手机内下载完相应的 apk 程序后, 需要打开手机蓝牙, 进入 APP 界面后点击扫描, 便可开始搜索附近蓝牙设备, 找到手环蓝牙并连接。待蓝牙连接成功后, 便可直接进入手环 APP 的主界面, 在主界面上会相应的显示出手环显示屏上所展现的数据, 包括体温、心率、身体状态和步数, 如图 5.4 所示。

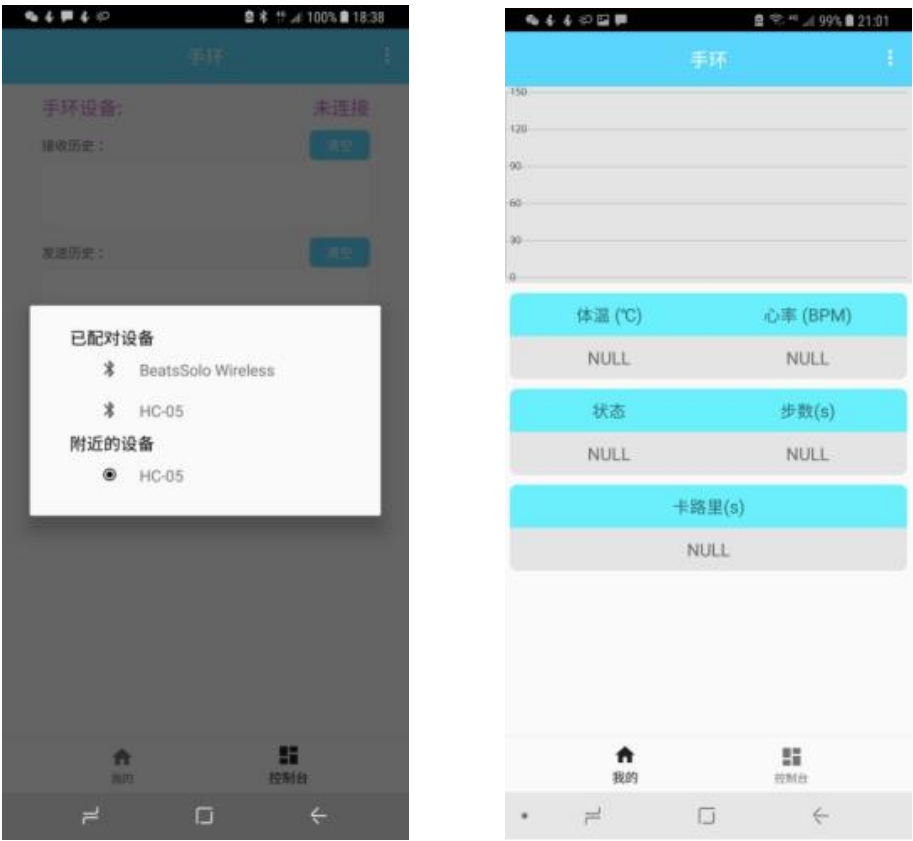


图 5.4 蓝牙配对连接及 APP 主界面图

此时我们将手环通上电，并将心率传感器固定在手腕脉搏处，加速度传感器贴近手腕，试着走动几步，再进入到手环APP主界面，界面会显示手环佩戴者的体温、心率、状态和心率数据。蓝牙连接了手环和智能手机的通信，可以在两个设备上同步看到记录的各项数据，并且APP上还会显示心率变化的曲线图，如图 5.5 所示。



图 5.5 APP 与硬件联合测试图

当模拟跌倒时，APP会自动弹出警告框且显示“跌倒了”字样，并且会显示手环佩戴者所处位置的经纬度，以及会在地图上显示定位点，这样远程监护家属便会第一时间知晓手环佩

戴者发生了意外，可以及时救助，点击警告框内“我知道啦”字样可返回数据界面。如下图 5.6 所示。

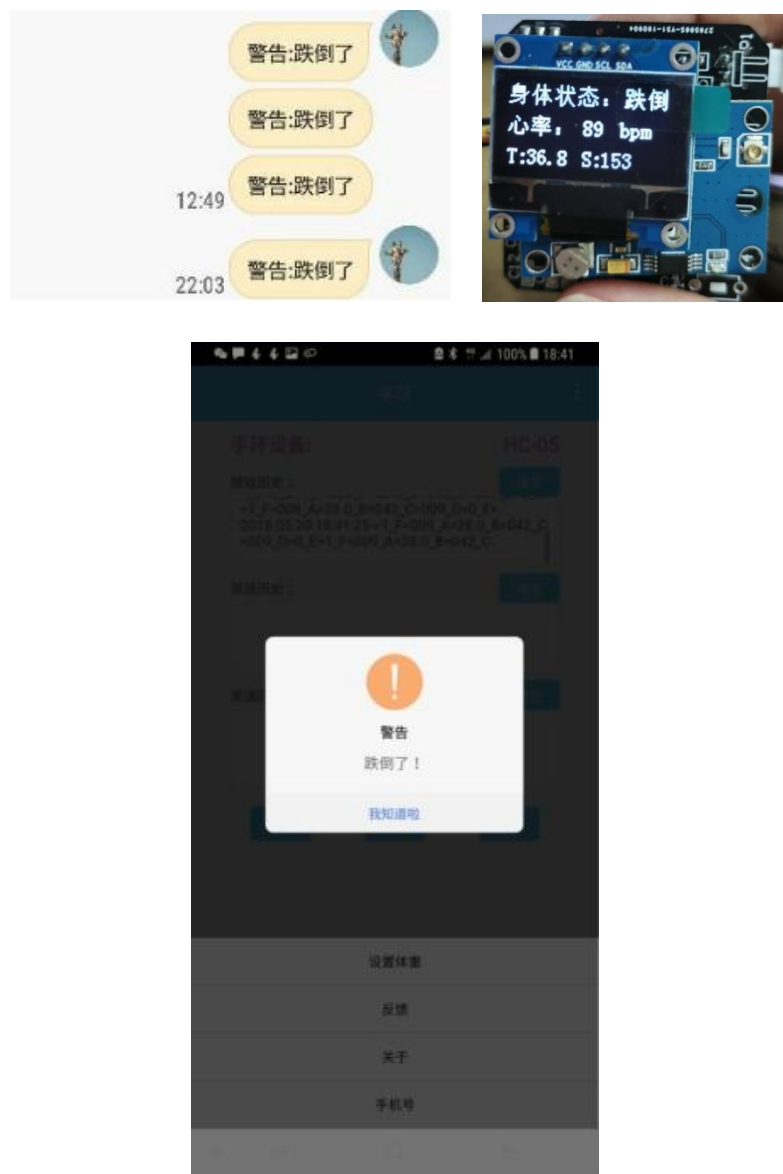


图 5.6 跌倒联合检测及短信提醒

5.3 实验测试

本次实验邀请到 4 位测试人员，其中有两位女性，两位男性，年龄分别为 26 岁，32 岁，18 岁，53 岁。计步实验中，4 位测试人员佩戴手表分别在小区平直道路上走三个一百步，记录手表的数据，结果如表 5.1 所示，从表 5.1 中可以看出计步精度高达 98%以上。

表 5.1 计步测试结果

测试编号	次数	记录数据	误差
1	1	101	1
	2	98	-2
	3	99	-1

2	1	98	-2
	2	98	-2
	3	100	0
3	1	100	0
	2	101	1
	3	99	-1
4	1	99	-1
	2	100	0
	3	99	-1

从表 5.1 中可以看出智能手表的计步精度达到 98%以上,能够满足佩戴者日常的运动监测。

心率监测实验中,4 位测试人员分别在静止状态下佩戴智能手环,每隔一分钟测试一次心率值,测试前四人静止时间不少于五分钟,同时用手机中的 APP 测试心率值,测试数据如表 5.2 所示。

表 5.2 心率测试结果

测试编号	次数	手表数据	手机数据	误差
1	1	87	90	-3
	2	89	92	-3
	3	86	85	1
2	1	88	90	-2
	2	90	92	-2
	3	91	90	1
3	1	92	93	-1
	2	90	90	0
	3	89	91	-2
4	1	79	77	2
	2	80	82	-2
	3	74	73	1

如表 5.2 所示,从四人测试的 12 组心率数据中分析可知,手表的准确率达到 95%以上,基本可以满足用户的使用需求。

体温测试需将体温监测模块靠近手腕部,因为腕部温度与体温存在较大差异,所以将腕部温度的变化量作为体温变化的参考,不作为真实体温。

表 5.3 手腕温度测试结果

测试编号	1	2	3	4
手腕温度 (°C)	35.5	34.7	33.9	35.2

5.4 本章小结

本章主要是对整个系统进行了个别模块的单独测试，以及软硬件结合 APP 进行了跌倒报警的功能测试。首先正常状态下利用 MAX30102 传感器测量心率，MPU6050 步行状态进行计步，OLED 屏和手机 APP 均能正常显示。然后模拟跌倒，进行跌倒测试，OLED 屏显示跌倒，APP 界面报警并发出警告短信。

第六章 总结与展望

6.1 总结

本文结合当今老龄化社会的背景,设计了一款基于STM32的老年智能手环,可以采集手环使用者的心率、运动状态、体温等数据,当有跌倒的意外情况发生时,会进行跌倒报警。结合手环还设计了一款Android手机APP应用程序,智能手环通过蓝牙与手机连接,家属和监护人便可以通过手机APP实时看到手环佩戴者的身体数据,如果发生意外也能够第一时间知道并进行救助。本文主要完成的工作如下:

(1) 基于当今老年群体的生活环境以及社会背景,分析了针对老年人使用的智能手环设计的必要性以及应用价值。基于我国现代老年人的日常生活情况,以及已经面市的各种智能手环的功能特性,研究开发出一款适合我国老年人使用的智能手环,完成了智能手环的总体设计,硬件部分的系统设计,软件程序部分的设计和Android手机端APP的设计,实现了可以实时检测到老年人身体状态数据的功能。

(2) 设计了手环的软硬件系统,硬件部分以STM32F103VCT6TR作为主控芯片,通过心率传感器MAX30102采集心率数据,加速度传感器MPU6050检测佩戴者的运动数据并进行跌倒检测,附带检测体温。然后通过蓝牙串口通信将这些数据传送到手机端APP。搭建Android应用平台,完成APP界面设计,实现了手环与APP的信息互通。

(3) 对整体硬件系统和软件进行联合测试,获取心率、身体状态、步数、体温数据,并通过OLED显示。同时也对手机APP功能进行了测试,可以实时监测上传的心率、运动状态等数据,跌倒情况下也能实时发出警告并可定位到手环佩戴者的具体位置。

6.2 展望

智能手环系统是一个精密而复杂的系统,本设计虽然达到了预期的目标,但是要成功面世还需要改进。在后续的工作中,仍然需要对其稳定性进行改善,还可以考虑增加更多的功能应用。

(1) 整个系统的初期测试已完成,后期可将硬件整体部分做得体积更小一点,还可增加无线充电功能,这样老年人使用起来更加方便。此外还可以在此基础上增加血氧测量功能、睡眠记录等以满足多样化需求。手环的UI设计还可以更精美一点,增加使用的舒适性。

（2）后续可以考虑在手环和APP端增加音视频功能，当佩戴者发生意外时可以通过音视频方式与监护者联系，监护者也可以从视频中更直观地了解到老年人的处境，更好地做出救助。

（3）APP端的UI界面的设计可以更精美一些，还可以增加一些健康类科普文章，电台讲座等，还可以让医护人员入驻APP平台，平时可以寻医问诊，解决一些小毛病，节约老年人去医院的时间。

参考文献

- [1] DIZA-GUTIERREZ M J, MARTINEZ-CENGOTITABEN-GOA M, SAEZ DE ADANA E, et al. Relationship between the use of benzodiazepines and falls in older adults: A systematic review[J]. Maturitas, 2017, 101: 17-22.
- [2] The Economic Pressure of Population Ageing in China and Its Regulation[J]. China Population Today, 2012, 29(02): 41.
- [3] Meiyu Fan, Jian Sun, Bin Zhou, Min Chen. The Smart Health Initiative in China: The Case of Wuhan, Hubei Province[J]. Journal of Medical Systems, 2016, 40(03):62.
- [4] Li B, Chen S. A study of Residential Condition and Satisfaction of the Elderly in China[J]. Journal of Housing for the Elderly, 2011, 25(01): 72-88.
- [5] Ibukun Awolusi, Eric Marks, Matthew Hallowell. Wearable technology for personalized construction safety monitoring and trending: Review of applicable devices[J]. Automation in Construction, 2018, 85.
- [6] 陈晶. 智能穿戴引领下一场信息革命? [J]. 经济, 2015(14): 44-47.
- [7] 赵煜, 孙熙胜, 李滔, 毛兴. 智能可穿戴设备市场与新技术发展趋势分析[J]. 科技经济刊, 2020, 28(19): 16-17.
- [8] Borda Ann, Gilbert Cecily, Gray Kathleen, Prabhu Deepa. Consumer Wearable Information and Health Self Management by Older Adults[J]. Studies in health technology and information, 2018: 246.
- [9] 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]. Physiologica Measurement, 2017, 38(04).
- [10] 孙斐. 以用户为中心的老年人可穿戴产品设计研究[J]. 包装工程, 2016, 37(08): 158-161.
- [11] 程彦钧. 美国新近研发的医疗保健生命衫[J]. 电子技术, 2006(01): 72-77.
- [12] 谷歌眼镜来了[J]. 中国无线电, 2012(11): 49.
- [13] Anonymous. RF Technologies, Inc. Smart Sense Form RF Technologies Upgrades Safe Place Bracelets Using Industry-Leading Infant Security Technology, Fit and Comfort[J]. Journal of Technology, 2010.
- [14] Hui-ying GAO.Features Mining and Analysis of Smart Bracelet Based on Online Reviews[A]. Advanced Science and Industry Research Center, 2017: 7.
- [15] Michele Magno, Dacide Brunelli, Lukas Sigrüst, Renzo Andri, Lukas Cacigelli, Andres Gomez, Luce Benini. Infini Tme: Multi-sensor wearable bracelet with human body harvestign[J]. Sustainable Computing: Informatics and Systems, 2016: 11.
- [16] Dario Bonino, Fulvio Como, Luigi De Russis. dWatch: A Personal Wrist Watch for Smart Environment[J]. Procedia Computer Science, 2012: 10.
- [17] 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 Construcyion, 2016: 62.
- [18] Hong Shen, Honghun Hou, Wei Tian, Minghui Wu, Tianzhou Chen, Xian Zhong. Analysis of cancer-related fatigue based on samrt bracelet devices[J]. Technology and Health Care, 2016, 24(02).
- [19] 尤乐乐. 可穿戴医疗设备的研究现状和优化方案[J]. 科技经济导刊, 2021, 29(09): 58-59.
- [20] Choi S , Lee H , Ghaffari R , et al. Recent Advances in Flexible and Stretchable Bio-Electronic Devices Integrated with Nanomaterials[J]. Advanced Materials, 2016, 28(22):4203-4218.
- [21] Caldara M, Colleoni C, Guido E, et al. Optical sensor development for smart textiles[C]// Spie Astronomical Telescopes + Instrumentation. International Society for Optics and Photonics, 2012, 222: 213-220.
- [22] Pang C, Koo J H, Nguyen A, Caves J M, Kim M G, Chortos A, Kim K,Wang P J, Tok J BH, Bao Z A. Highly skin-conformal microhairy sensor for pulse signal amplification[J]. Advanced Materials, 2015, 27(4):

634-640.

- [23] 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: 11-13.
- [24] 周聪聪. 穿戴式生理参数监测腕表加衣服[D]. 浙江大学, 2016: 8-15.
- [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.
- [26] 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.
- [27] 高一乐. 智能手环运动手环的发展现状分析[J]. 当代体育科技, 2015, 5(33): 202.
- [28] 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.
- [29] 范秋时, 王续然, 修煜. 我国中老年智能手环市场调查分析[J]. 南方农机, 2020(9): 113-113.
- [30] 施捷耀, 阮俊斌, 黎映, 尚远志, 郑瑞州. 老年可穿戴防跌倒设备与相关设计[J]. 科技经济导刊, 2020, 28(34): 62-63.
- [31] Yang M T, Chuang M W. Fall Risk Assessment and Early-Warning for Toddler Behaviors at Home[J]. Sensors, 2003, 13(12): 16985-17005.
- [32] Alwan M, Rajendran P J, Kell S. A smart and passive floor-vibration based fall detect-or for elderly[C]//Information & Communication Technologists. iccta, 2006, 1(2): 1003-1007.
- [33] Li Y, Ho K C, Popescu M. A Microphone Array System for Automatic Fall Detection[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 2012, 59(5): 1291-1301.
- [34] Zerrouki N, Houacine A. Combined curvelets and hidden Markov models for human fall detection[J]. Multimedia Tools and Applications, 2018, 77(5): 6405-6424.
- [35] Li X, Nie L, Xu H, et al. Collaborative Fall Detection Using Smart Phone and Kinect[J]. Mobile Networks and Applications, 2018 23(4): 775-788.
- [36] M. Yu, S. M. Naqvi, A Rhuma, et al. One Class Boundary Method Classifiers for Application in a Video-Based Fall Detection System[J]. Iet Computer Vision, 2016, 6: 90-100.
- [37] MERROUCHE F, BAHA N. Depth camera based fall detection using human shape and movement[C]//Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Signal and Image Processing(ICSIP). 2016: 586-590.
- [38] Mathie M J, Conster ACF, Lovell N H, et al. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement[J]. Physiological Measurement, 2004, 25(2): 1-20.
- [39] Aguiar B, Rocha T, Silva J, et al. Accelerometer-based fall detection for smartphones[C]//2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA). IEEE, 2014: 1-6.
- [40] Bourke A K, Obrien. Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm[J]. Gait & posture, 2007, 26(2): 194-199.
- [41] TSINGANOS P, SKODRAS A. On the comparison of wearable sensor data fusion to a single sensor machine learning technique in fall detection[J]. Sensors, 2018, 18(2), DOI: 10.3390/s18020592.
- [42] CHEN K H, YANG J J, JAW F S. Accelerometer-based fall detection using feature extraction and support vector machine algorithms[J]. Instrumentation Science and Technology, 2016, 44(4): 333-342.
- [43] OZDEMIR A, BARSHAN B. Detecting falls with wearable sensors using machine learning Techniques[J]. Sensors, 2014, 17(6): 10691-10708.
- [44] HE J, HU C. A portable fall detection and alerting system based on k-NN algorithm and remote medicine[J]. China Communications, 2015, 12(4): 23-31.
- [45] SABATINI A M, LIGORIO G, MANNINI A, et al. Prior to and post-impact fall detection using inertial and barometric altimeter measurements[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24(7): 774-783.
- [46] LEONE A, RES CIO G, CAROPPO A, et al. A wearable EMG-based system pre-fall detection[J]. Procedia Engineering, 2015, 120: 455-458.
- [47] 黄冲. 智感老人机的研究与设计[D]. 华中师范大学, 2020: 25-26.
- [48] 陈勇华. 微机电系统的研究与展望[J]. 电子机械工程, 2011, 27(03): 1-7.

- [49] 赵天贺, 汪伟. 基于MEMS技术的捷联惯导系统现状[J]. 飞航导弹, 2017(10): 17-21.
- [50] 谭浩强. C程序设计（第四版）[M]. 北京:清华大学出版社, 2010: 3-5.

附录 1 攻读硕士学位期间申请的专利

- [1] 盛宇波, 田静, 周澜, 钟伟. 一种可穿戴监测设备, 202110418739.4, 2021.4。

致谢

岁月匆匆，在南邮三年的研究生时光转瞬即逝，行文至此，感慨万千，回首过往，皆是南邮带给我的成长与感动。始于 2018 年的夏天，终于 2021 的夏天，即将迈入社会，走上工作岗位，心中感触颇多，非常感谢在这一路上给予我指导，帮助我，陪伴我前行的人。

首先对我要感谢我的导师盛宇波教授，您治学态度严谨，引领着我们走进了科研的世界，根据每个学生的不同情况制定了详细的培养计划，让我在学习的同时得到了实践。您对待学校教学和教育科研工作总是满怀热情，一丝不苟，勤奋刻苦钻研的精神深深地感染着我，这也激励着我在学习和工作中不畏艰难，努力学习。在此对我的企业导师王秋生老师表示感谢，您带着我做课题，给了我很多实践的机会，锻炼了我的实操能力。

其次要感谢同师门的各位同学蔡瑞洁，朱莎，严宇飞，邹子康，郑豪同学以及师兄师姐们，三年的相处让我的硕士研究生生活很充实。同时感谢我的各位室友，朝夕相处的陪伴，一起上课学习，无论是再学习上还是生活中都给予过我帮助。人生海海，希望我们一帆风顺。

在这里更要感谢养育我的父母亲，是他们对我的支持和理解让我在学习的道路上越走越远，您们对我的无私奉献，无以为报，只有不断努力，成为您们的欣慰。感谢一直前行的自己，一路上有过迷茫，遇到过困难，好在有老师们的帮助，同学及家人的关怀，让我不曾放弃，道阻且长，希望我能不忘初心，一路前行，走向更好的未来。

最后感谢在百忙之中抽出宝贵时间评审本论文的老师，不足之处还望得到老师们的批评和指正。谢谢！