

学院：电子与信息工程学院

编号：

哈尔滨工业大学

大一年度项目立项报告

项目名称：便携式家用 holter 及心脏疾病人工智能诊断系统

项目负责人：李坤燊 学号：

联系电话：电子邮箱：

专业集群：计算机与电子通信 辅导员：王迪

指导教师：尹振东 职称：教授/博导

联系电话：电子邮箱：

学院及专业：信息工程系

哈尔滨工业大学基础学部制表

填表日期：2020 年 10 月 28 日

一、项目团队成员（包括项目负责人、按顺序）

姓名	性别	所在专业集群	学号	联系电话	本人签字
李坤燊	男	计算机与电子通信			
赵雨田	男	计算机与电子通信			
刘雨萌	女	计算机与电子通信			
所卓妍	女	计算机与电子通信			

二、指导教师意见

选题具有较大的实际意义和一定的研究价值，研究目标明确，研究方案和技术路线合理，同意进行项目开题报告

签 名：_____ 年 月 日

三、项目专家组意见

批准经费：_____ 元 组长签名：_____（学部盖章）

年 月 日

四、立项报告

（一）立项背景

1.1 我国心血管疾病现状及现存心电监测存在的问题

随着近些年中国社会的老龄化加剧，以各业工作者长时间的不间断的高强度工作及不规律作息，我国心血管病患者率持续上升。据调查推算，推算心血管病现患人数 2.9 亿，其中脑卒中 1300 万，冠心病 1100 万，肺原性心脏病 500 万，心力衰竭 450 万，风湿性心脏病 250 万，先天性心脏病 200 万，高血压 2.45 亿。^[1] 且冠心病及急性心肌梗死死亡率上升明显（如图 1.11、1.12）由此可见，解决我国心血管疾病的预防及治疗问题乃是当务之急。而便携式家用 holter（动态心电图监护系统）以及配套的人工智能诊断系统（以下简称 holter）可以在很大程度上解决多数国人发现疾病晚，就医不及时的问题。



图 1.11 2002 年至 2016 年中国城乡冠心病死亡率变化趋势



图 1.12 2002 年至 2016 年中国城乡急性心肌梗死死亡率变化趋势

与传统心电检测相对比，传统心电监测具有体积大、不便于携带；检测时间短，易错过许多偶发性心血管疾病的发病时间；缺少配套诊断系统，且操作复杂，必须依赖医生进行诊断等问题，难以符合当代人日益增长的提前发现疾病、预防疾病的需要。而本项目所研究

的 holter 具有体积小、便携性强；持续监测能力强，可长时间监护被检测人的心脏工作情况，不易发生错过心血管疾病的发生阶段；配套人工智能可对心电图进行初步检测诊断的优点。

1.2 国内外 holter 发展现状

自从 1957 年美国物理学博士、实验物理学家 Norman J.Holter 发明第一台 holter 后，动态心电分析技术成为国内外生物学专家与医生所广泛关注与改进的技术。早期 holter 主要为**磁带式记录仪**，直接记录心电图模拟信号。虽然由于采用直接记录模拟信号的形式，故其具有保真度、记录准确性较高的优点，但是磁带存储介质其本身材料特性的限制，磁带式记录仪的抗干扰性差，且对机械结构的精确的要求高，加工成本高，而机械造成的信号偏差仍难以避免。经过长时间的发展，现今市面 holter 多为**固态存储记录仪**，其**测量精度高，且稳定性较好**，且有以下优点:选择导联必须不影响日常生活的活动和防止这种活动所产生的伪差和干扰,支持同步 3 导联、12 导联采集记录; 分析系统不仅可分析显示监测期内心搏总数、最高心率、最低心率、平均心率和每小时平均心率,并能自动分析和测量每小时平均心率,并能自动分析和测量每小时室上性、室性期前收缩,室上性和室性心动过速的次数、程度和形态以及持续时间,房室传导阻滞、心脏停搏的情况及 P-R 间期、QRS 波群、S-T 变化的轨迹图、趋势图及全览图等。^[2]

（二）项目研究内容及实施方案

2.1 利用 AD8232 的心电采集集成前端实现的心电信号采集

心电信号包含大量与人体健康状况相关的信息，分析**心电波形**，可对身体健康状况做出评定^[3]。标准心电信号频谱集中于 0.05 - 100 Hz 范围内^[4]；其幅值较小，约为 **mV 量级**，易受到外界信号的干扰。干扰会降低心电信号信噪比，增加信号采集和处理难度。^[5]

心电采集前端是硬件系统的基础，最终显示的心电信号质量完全取决于采集前端的设计，采集到的信号质量直接决定着 holter 及智能诊断是否可行。鉴于以上原因，采集前端必须具备以下要求：

- (1) 高增益
- (2) 高输入抗阻
- (3) 高共模抑制比
- (4) 低噪音、低漂移

同时，考虑到 holter 的**便携性**，我们也需要该模块的大小，这样的设计才能在满足要求的情况下，又能降低心电仪的尺寸，便于携带。^[6]

基于上文心电信号特征的介绍，及对心电采集模块的要求，在保证项目进度的条件下，我们决定采用市面上集成度较高的生物电采集模块。现有 2 种模块如下：

（1）NeuroSky（神念科技）公司发行的 BMD101 模拟前端（如图 2.1(1)）。该设备主要由低噪音放大器和 ADC 模数转换器组成，可以有效地检测生物信号并将模拟信号转化为数字信号。它还包括一个检测探头脱落的电路。

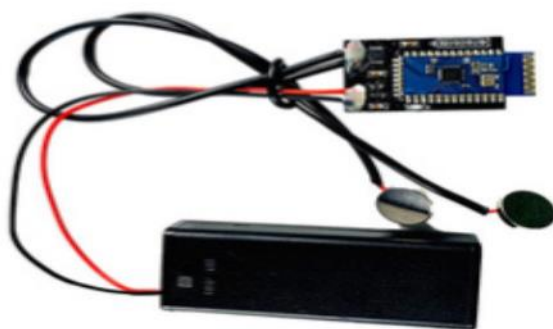


图 2.1(1) BMD101 心率检测模块

（2）亚诺德（ADI）半导体公司的集成模拟放大器 AD8232（图 2.1(2)）。它是集一级放大、带通滤波、二级放大、电压抬升于一体的信号调理模块。^[7]由于该模块具有高集成度，费用较低，体积较小等优点，它是目前最常见、使用最多的生物电信号调理模块。

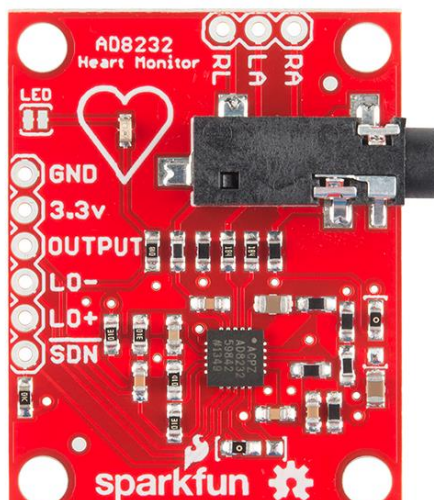


图 2.1(2) A8232 心率检测模块

虽然使用 BMD101 心率检测模块可以大大减少制作硬件的时间与精力，但是由于该模块精度较低，且现有技术不成熟、费用较高，因此我们最终舍弃了这一方案。而 AD8232 作为最常用的心电检测模块，在功能、体积、功耗上都满足本项目的要求，因此最终选择该模块作为心电采集前端。

考虑到目前的知识水平，我们采用**三电极接口**的方式，即左胸、右胸、右腿各贴一块电 极

贴片，左胸贴片耦合的电压通过导联线送入仪表放大器的正向输入端；右胸电极贴片耦合的电压通过导联线送入仪表放大器的反向输入端，右腿电极贴片作为右腿驱动电路，抑制外界干扰信号的放大，从而来提高心电采集前端的共模抑制比^[8]。

2.2 利用单片机实现初步数据采集的处理

在经过上述 AD8232 采集前端的数据采集之后，我们需要一块单片机对采集到的模拟信号进行初步的处理以及实现与上位机之间的传输工作。

2.2.1 单片机型号选择

单片机作为 holter 系统实现心电信号采集及输出的最主要转接单元，其性能及稳定性是极其需要得到重视的，基于本项目的初期调查研究，我们最终决定选择 STM32F103ZET6 作为 holter 的主控单片机，以下是我们选择 STM32F103ZET6 的原因：

现市面上主流单片机分为两类：一是较为早期出现的 **51 单片机**（如图 2.21（1）），二是以 **ARM cpu 为核心的单片机**（如图 2.21（2））。其中 51 单片机虽具有功耗小、体积小的优点，但其较差的处理性能、只能基于汇编语言进行开发的不便捷性、以及其与日常使用 Windows 环境的不兼容性等缺点使我们放弃 51 单片机，不予考虑。而 ARM 系列的单片机具有 **高性能，适中体积**，可以 **基于 C 语言开发**，与 **各系统都具有的高匹配度**等优点，是本项目单片机的最佳选择。故只对 ARM 单片机进行进一步的筛选。



图 2.21（1）51 单片机实例



图 2.21（2）基于 STM32F103VCT6 主控芯片的 ARM 单片机

在本项目中所选 ARM 单片机应至少满足一下几个条件：

1. 单片机内应至少集成有一种 AD 转换器用于将 AD8232 采集前端采集到的模拟信号转化为可以被计算机处理的数字信号。
2. 其应具有足够的性能进行信号转化采集、数字滤波等功能。
3. 可与蓝牙模块相组合实现与上位机的交互

根据上述的几个要求，我们选择基于 STM32F103ZET6 型号芯片的单片机作为最终选择。

其详细配置如下：

1. 处理器：ARM32 位的 CortexTM-M3 CPU，最高 72M 工作频率
2. 存储器：512K Flash
3. 电源管理：4 路电源，2.0 到 3.6 伏供电和 I/O 电平管理
4. A/D 转换：2 个 12 位的模数转换器，1us 转换时间，多达 16 个数据通道

相较市面上最流行的 STM32F103C8T6 型号单片机，其具有更高的闪存性能及处理速度，可以更好地执行心电采集及处理工作。

对于单片机与上位机进行的信息交互：为使记录仪中单片机上下接口成功信息交互，比起繁琐的多方连线接口，我们计划利用当今发展较为迅速的[蓝牙无线通信方式](#)更加方便快捷的进行。MCU 转换完成的数字心电数据发送至蓝牙模块的接收端口，上下位机蓝牙配对成功后，即可将数据信息发送至上位机蓝牙模块接收。拟定利用 C 语言编程以及 VI 函数进行多设备的适配调整，实现上位机的数据接收与下位单片机的数据发送。

为实现该目的，我们选用[蓝牙 4.2 模块 ATK-BLE01](#) 版，其具有以下优势

1. 其数据传输速度较传统蓝牙更快
2. 极低功耗的待机模式
3. 接收灵敏度高、传输距离理论可达 100m

2.22 基于 STM32 的程序编写

计划根据已知的嵌入式程序整体流程，借助[keil 软件](#)生成的十六进制代码实现信号间的转换与传递。

首先，将采集前端送入的模拟信号通过 A/D 转换成数字心电信号，再通过串口电路进入蓝牙模块，进而通过无线电波的形式发送至上位机并显示。考虑到[系统时钟、串口、DMA、ADC 以及定时器](#)等多种配置，尽量避免设备故障或数据报废等问题的产生，并提高信号转换速率，确保采集样本精度较高，真实可靠。

具体实现流程将在后续研究过程中进行学习。

2.3 holter 所需对心电图进行的基本分析

2.31 心电图各波及波段的组成

解读心电图时，有必要充分理解各个波段代表什么意思，波与波之间的间隔具有怎样的意义。

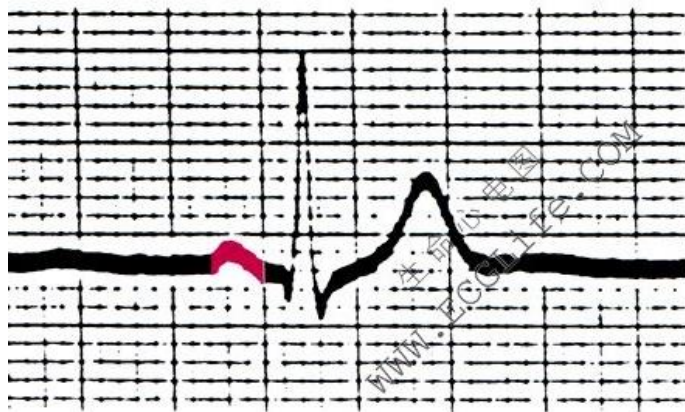


图 2.31 (1)

P 波

(1) P 波：如图 2.31 (1) 所示，P 波是心电图上最早出现的向上波，反映心房的除极过程。如果确认有 P 波，表面发生了心房的兴奋。P 波的波形、宽度异常时，可以考虑与心房的变化（例如：心房扩大时，P 波的波形、高度、宽度等发生变化）有关。正常 P 波：时间 $0.06 \sim 0.10\text{s}$ ，振幅小于 2.5mm 。



图 1.31 (2)

PQ 间期

(2) PR (PQ) 间期：如图 2.31 (2) 所示，P 波起点至 R 波（或者 Q 波）起点之间的距离。代表兴奋从心房传导至心室的时间（房室激动传导时间）。正常值： $0.12 \sim 0.20\text{s}$ 。

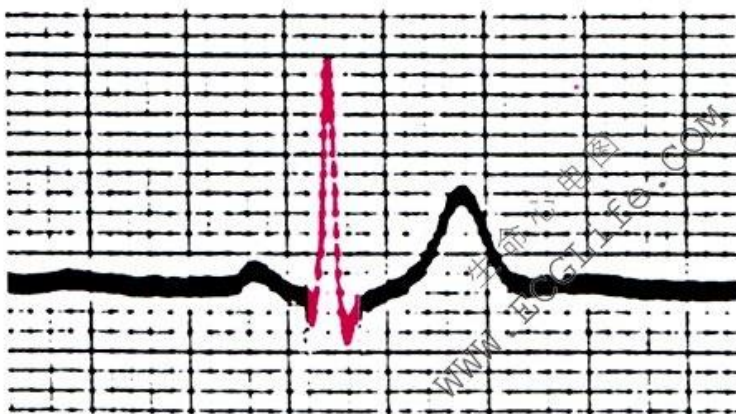


图 2.31 (3)

QRS 波群

(3) QRS 波群: QRS 波群 (QRS complex), 如图 2.31 (3) 所示。为尖锐的上下波, 由心室兴奋而产生。最初向下的小波为 Q 波, 紧接着向上的大波为 R 波, 其后紧跟的向下小波为 S 波。。当出现心脏左右束枝的传导阻滞、心室扩大或肥厚等情况时, QRS 波群出现增宽、变形和时限延长。

正常值: 时间 $0.06 \sim 0.08s$, 振幅的大小因导联而异。

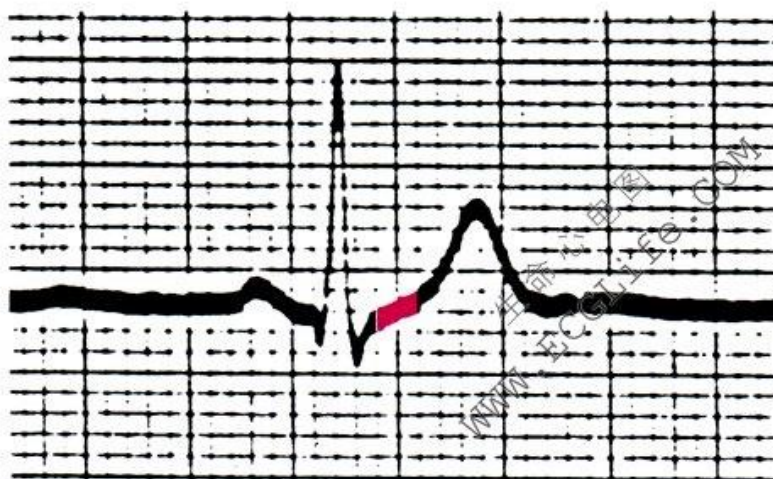


图 2.31 (4)

ST 段

(4) ST 段: 如图 2.31 (4), 自 S 波终点至 T 波起点间的线段。代表心室兴奋的终末期。是心电图非常重要的部分, 心肌缺血 (心绞痛、心肌梗死等) 时发生特异性改变。

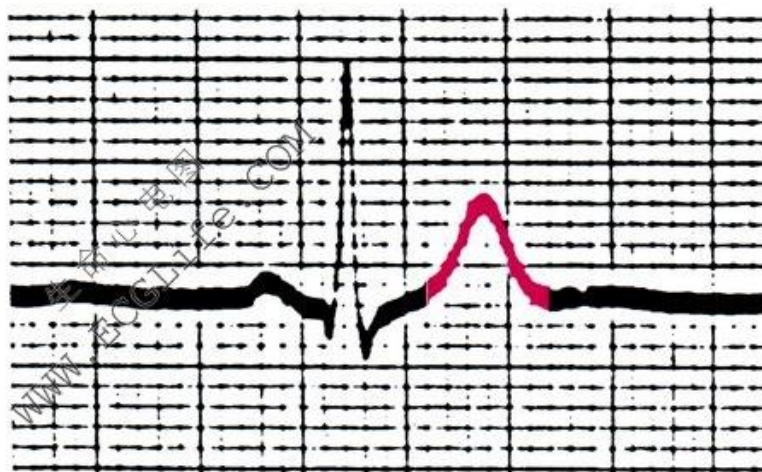


图 2.31 (5)

T 波

(5) T 波: 如图 2.31 (5), QRS 波群后出现的缓慢波形, 代表心室兴奋的恢复过程。与 ST 段一样, 会在心肌缺血等疾病发生时出现重要变化。



图 2.31 (6)

QT 间期

(6) QT 间期：如图 2.31 (7)，自 Q 波起点至 T 波终点之间的距离。相当于心室肌电活动自除极开始至复极结束全过程所需的时间。

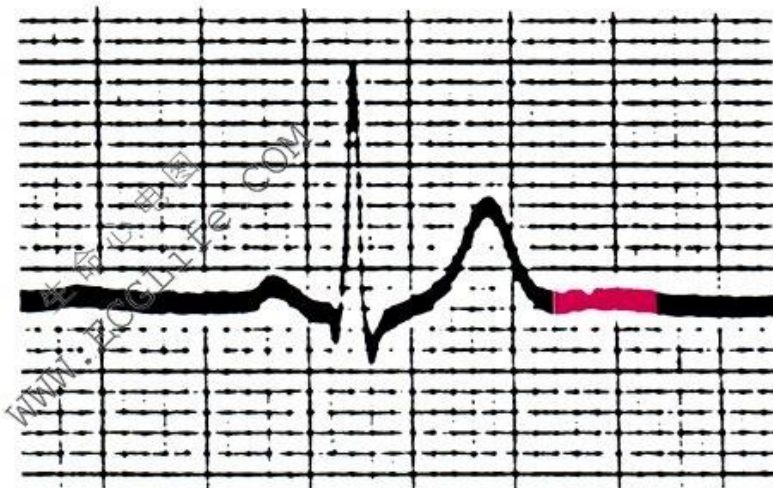


图 2.31 (7)

U 波

(7) U 波：如图 2.31 (7)，T 波滞后紧接着出现的振幅很小的波形，不是每次都出现，也因导联而异。

2.32 本项目主要检测的心脏问题

考虑到现有知识水平及便携性，本项目使用三导联心电导线，而其功能较为有限，只能获得标准导联 I、II、III 导联心电图。因此，我们准备按一定标准诊断出如下一些较为常见的心脏问题：

- (1) 左心室肥大
- (2) 右心室肥大
- (3) 右心房扩大
- (4) 室性期前收缩

（5）房性期前收缩

在进一步的项目研究中，我们还将诊断更为广泛、更为复杂的心脏问题。

2.4 对单片机信息进行处理的上位机系统软件的总体设计方案

心电监护系统上位机是心电监护系统与用户进行信息交流的界面，是医生获取患者异常心电信号和心电数据的工具。心电监护系统软件是通过蓝牙通信的方式接收心电采集仪硬件采集到的心电数据后经过软件算法预处理滤波后以波形的形式显示出来，并将心电数据以 excel 的形式保存下来和通过测量 R-R 间期时间计算心率，数据的保存是以防后续对异常心电信号的识别诊断提供回放。

监护系统软件各模块的单独程序的编程比较复杂、繁琐。我们采用**模块化的编程方式**，先单独编写各模块的功能，调试通过后，将各功能模块的程序框图打包生成子 VI，在主程序中通过调用子程序 VI 的方式来使系统各功能模块连接起来构成一个完成的心电监护系统，整个系统模块包括：**系统登录界面、系统时间获取模块、心电信号预处理模块、心率计算模块、心电波形显示模块**。

2.41 系统登录界面

登录界面是任何一个完整的系统都具备的一个窗体，我们同样要设计用户登录界面，作为系统与用户之间进行信息交流的大门，只有通过登录界面登录成功才能使用心电监护系统的相应功能以及显示心电波形。

2.42 系统时间获取模块

系统时间模块的设计是为了使用户登录系统后保存采集的心电数据时，将记录的时间和患者用户信息保存在数据同一文件下，这样的设计可以使医生在回放患者心电数据发现异常心电信号时，可以查看患者当时的病情描述以及查看**异常心电信号出现的具体时间**。

2.43 心电信号预处理模块

心电信号的预处理是上位机能够显示真实心电波形关键的一步，是为了得到更加纯真的心电信号。心电信号作为人体生物电信号中的一种，其信号的采集极易受到设备本身、人为因素和环境中各种不确定因素的干扰，所以采集到的心电信号中必然含有一些干扰信号。这些干扰有来自肌电信号、设备交流电源、皮肤与电极贴片的接触、环境中的其他设备噪音、误操作等，这些因素都可能使采集到的心电信号中含有噪音^[9]，因此，设计的心电监护系统

上位机就需要有一定的预处理能力，而这种预处理就是要借助计算机强大的数字信号处理能力，通过各种算法来去除这些干扰。这种预处理能力既可在硬件电路上完成，也可通过数字滤波的方式来完成。目前，许多国内外学者都是借助 PC 机利用计算机强大的计算能力，利用数字滤波的优势，通过各种滤波算法来去除心电信号含有的各种噪音干扰，对于不同噪音的去噪算法也不尽相同，最常见的有：[数字滤波器^{\[10\]}](#)、[小波变换^{\[11\]}](#)、[自适应滤波器和数学形态学^{\[12\]}](#)。具体去噪算法将在后续项目推进中继续进行探究。

2.44 心率计算模块

心率也是诊断心血管疾病的一个重要参考信息，在一定的程度上反应着心脏的健康程度。心率的计算离不开 RR 间期的计算，RR 间期的计算需要通过 R 波来确定，而 R 波的确定需要通过 QRS 波群来确定，QRS 波群蕴藏着丰富的生理信息，是最具有参考价值的医疗诊断信息，在心电信号中是最明显、幅值最大且算法最容易识别的波形，波形的变化蕴含着心室活动的生理信息，而心室是心脏最重要的组织，一般在心电信号的特征波的检测当中通常[先去识别 R 波的位置](#)，再确定其他波的位置，其与 P 波、T 波构成诊断 S 心血管类疾病征兆的重要参考依据^[13]。

2.45 心电波形显示模块

心电波形显示模块显示的波形是整个系统所要的最终结果，将经过预处理去除干扰信号源的心电数据信息以曲线的形式显示出来，便于医生通过实际的波形诊断病情。

2.5 利用 python 实现人工智能诊断程序

目前主流通过深度学习实现的人工智能主要基于三类人工神经网络算法：

- (1) [卷积神经网络 \(CNN\)](#)
- (2) 多层神经元的[堆栈自编码神经网络](#)，包括自编码(Auto encoder)以及近年来受到广泛关注的稀疏编码两类(Sparse Coding)
- (3) [深度置信网络\(DBN\)](#)^[14]

因本项目中对 holter 采集的心电图数据进行分析的需求，故选用对图像识别具有较好性能的卷积神经网络作为实现人工智能诊断程序的主体。故下文中对另外两种神经网络不再多做阐述。

2.51 CNN 实现原理

CNN 属于多层次网络结构，其本质源于 BP 神经网络（如图 2.51（1）），其中每层中包

含大量神经元卷积神经网络主要包含三个部分，一是**输入层**，二是**池化层**以及**n 层卷积层**（如图 2.51（2）），三是全连接多层感知机分类器。首先在得到输入后，池化层对图像进行降维处理，随后由卷积层对图片的每一个部分进行局部感知，以此获取局部特征。在卷积层当中，一般会涉及到多个特征平面，且各层都是由**神经元**构成，这些神经元以矩形排列为主，另外，同一特征平面中的神经元能够实现权值的共享，而共享权值也就是卷积核，卷积核能够在网络训练期间通过学习获得合理的权值，与此同时，共享权值能够将各层网络间的连接减少，进而将拟合风险有效降低。而池化的而池化的形式有两种，一种是**最大值池化**，一种是**均值池化**，但不管是哪种池化，都可以将其视为一种特定的卷积过程。此外，**池化层**能够将模型复杂程度有效简化，同时也能让模型参数有效减少。分类器常选用 Softmax 进行输出。

[15]

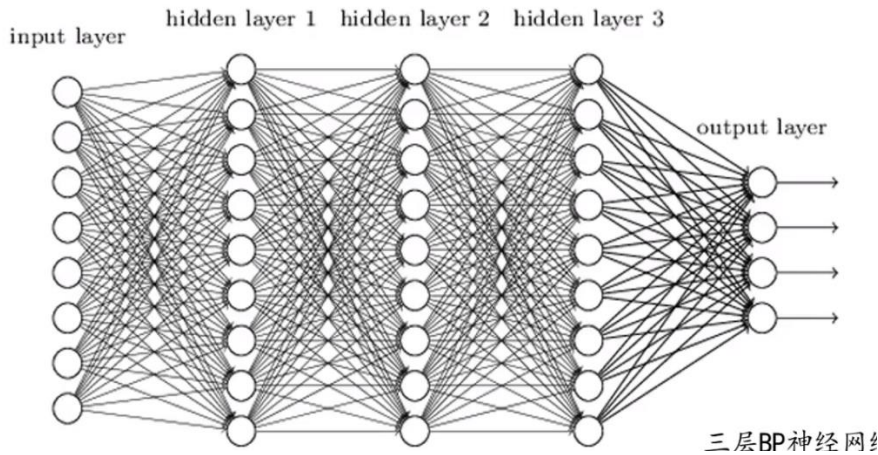


图 2.51（1）BP 神经网络全连接层示意图

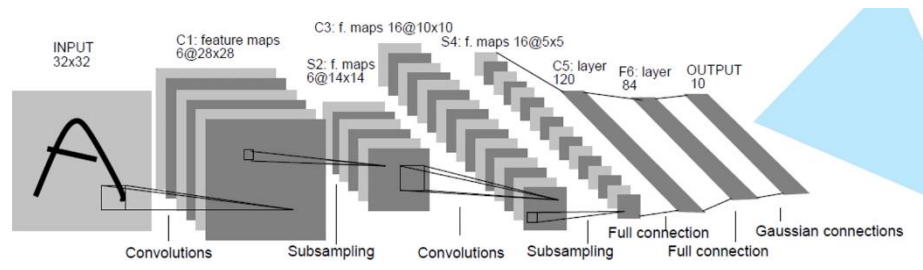


图 2.51（2）卷积层局部感知示意图

2.52 基于 python 实现卷积神经网络

分为正向传播包括卷积层、池化层、激活层、全连接层等部分；以及反向传播由 softmax 开始进行。其具体实现方式将在后续的项目执行过程中继续进行研究。

2.53 利用 MIT-BIH 心电数据库对神经网络诊断程序进行训练及有效性验证

上个世纪 80 年代，由美国麻省理工和波士顿 Beth Israel 医院共同建立用于研究心律失常课题的实验室，该实验室共采集男性 25 人，女性 22 人，年龄在 23-89 岁的动态心电数据，

选取质量较好的代表性数据，数据采样率为 360Hz，共产生 48 组心电记录文件，每条记录文件时长约 30 分钟，合计 109500 个心拍，其中心律失常心拍数占心拍总数的 30%，且每个心拍的类型由两个以上专业医生独立诊断，并作具体标注说明。麻省理工基于国际标准，并通过有关专家的进一步诊断和注释得到了 MIT-BIH 心律失常数据库（如图 2.53（1）），故而受学术界广泛认可并使用。^{[16][17]}



图 2.53（1）MIT-BIH 中标记心跳记录片段

因该数据库具有较高的权威性，通过该数据库进行对心电信号心拍进行分类研究工作，再与专家的注释结果进行对比以实现神经网络的训练工作，可以较好地提高基于卷积神经网络的人工智能诊断程序的准确性以及普适性，最终达到诊断各类心血管疾病的既定目标。

（三）进度安排

2020.11 - 2021.1	阅读文献,进行对心电信号采集原理以及 STM32 单片机编程的学习
2021.1	完成 STM32 单片机结合采集前端实现的心电信号采集模块、以及单片机对上位机的蓝牙传输工作模块
2021.1 - 2021.3	完成上位机中数字滤波（包括基线漂移、工频干扰、肌电干扰）以及心电图波形显示
2021.3 - 2021.5	自学 python 及其相关人工智能板块内容
2021.5 - 2021.6	完成基于 python 实现的对心电图的人工智能诊断程序
2021.7	对全套心电监护系统做最后测试,确保完成既定功能的实现

*以上时间节点均根据初步学习规划得出，后续实现过程中，可能根据实际情况进行微调

（四）中期及结题预期目标

- 中期目标：
1. 实现心电模拟信号的采集
 2. 完成对应 STM32 单片机需要完成的信号转换及预处理工作
 3. 实现单片机与上位机之间的蓝牙传输工作
 4. 上位机中的处理工作
 5. 可以准确显示采集到的心电图波形

- 结题目标：
1. 完成所有中期目标
 2. 完成对心电图的人工智能诊断程序
 3. 完成对系统的整体测试

（五）经费使用计划

1. 正点原子精英 STM32F103ZET6 开发板两套：共计 668 元

主板	198 元
St-link 仿真器	48 元
蓝牙 4.2 串口模块 ATK-BLE01（低功耗）插针版	38 元
SD 卡	38 元
电源	12 元

2. 开发板配套 7 寸显示屏一块：298 元
3. Risyn 维芯 AD8232 心电图检测传感器模块（带专用线）一块 50.36 元
4. 单片机开发教材及 python 学习教材及打印资料费及课程费用：500 元
5. 校区间交通往返费：300 元（打车费 15 元单次，预计 20 次）
6. BMD101 心电检测模块一块：99 元

总计：1915.36 元

(六) 主要参考文献

- [1] 国家心血管病中心 《中国心血管病报告 2018》[J] 《中国循环杂志》2019
- [2] 欧辉彬 《动态心电信号检测技术研究进展》[D] 海口市人民医院医学工程处 2015
- [3]XU Gang, XING Guangxin, JIANG Juanjuan. Arrhythmia Detection Using Gated Recurrent Unit Network with ECG Signals [J]. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2020, 10(3) : 750-757.
- [4]李涛, 邓金, 章栋, 等. 降阶 H_{∞} 滤波的永磁同步电机无位置传感器控制 [J]. 吉林大学学报: 信息科学版, 2018, 36(2) : 126-132
- [5]张权. 基于 AD8232 的穿戴式心电监测系统设计与实现[J]. 信息通信, 2019, 199:52-53.
- [6]朱检兵. 基于 STM32 便携式心电监护系统的设计[D]. 南昌: 南昌大学, 2019.
- [7]王睿, 李欣, 曹慧斌, 杨罕. 低成本高精度单导联心电信号采集电路设计[J]. 吉林大学学报 (信息科学版), 2020, 38 (5) : 563-567
- [8] 陈嘉绪, 周颖. 基于 AD8232 的心电实时监测及分析系统设计[J]. 计算机测量与控制, 2017, 25(2):26~31.
- [9] Changhsi Wu, YanrongZhang, ChenyoHong, at all. Implementation of ECG Singnal Processing Algorithms for Removing Baseline Wander and Electromyography Interference[C]. IEEE 会议论文, 2016.
- [10] Pereira, C.D.M, Mendes, at all. Development of a two-electrode ECG acquisition system with dynamic intreferece rejection[C]. IEEE 会议论文, 2011.
- [11] 华晶. 可穿戴式系统心电信号压缩感知与心率失常分类研究[D]. 南昌大学, 2018.
- [12] Werteni, H, Ellouze, at all. Multiscale products for the detection of an electrocaediogram RWave; MIT-BIH polysomnographic[C]. IEEE 会议论文, 2012.
- [13] 彭向东. 护理服务机器人及其体域网心电信号压缩感知研究[D]. 南昌大学, 2014.
- [14]曾向阳 智能水中目标识别[J]: 国防工业出版社, 2016.03: 第 255 页
- [15]程锦甫 张万贺 电子世界[J]. 2020 年 19 期 第 48-49 页
- [16]吴佳全 基于神经网络的 ECG 分类算法及高能效架构研究[J]. 浙江大学 2020.6
- [17]吴海波 基于卷积神经网络的心律失常检测分类算法研究[J]. 湖北工业大学 2020.6