

硕士学位论文

自助听力评价系统研制

**DEVELOPMENT OF SELF-SERVICE
HEARING ASSESSMENT SYSTEM**

周 洋

哈尔滨工业大学

2013 年 7 月

国内图书分类号: TP216.2

学校代码: 10213

国际图书分类号: 621.3

密级: 公开

硕士学位论文

自助听力评价系统研制

硕 士 研 究 生 : 周 洋

导 师 : 刘晓东 副教授

申 请 学 位 : 工程硕士

学 科 : 仪器仪表工程

所 在 单 位 : 自动化测试与控制系

答 辩 日 期 : 2013 年 7 月

授予学位单位 : 哈尔滨工业大学

Classified Index: TP216.2

U.D.C.: 621.3

DEVELOPMENT OF SELF-SERVICE HEARING ASSESSMENT SYSTEM

Candidate:	Zhou Yang
Supervisor:	Associate.Prof. Liu Xiaodong
Academic Degree Applied for:	Master of Engineering
Speciality:	Instrument and Meter Engineering
Affiliation:	Department of Automatic Test and Control
Date of Defence:	July, 2013
Degree-Confering-Institution:	Harbin Institute of Technology

摘 要

现代社会听力损失人群不断增加，但是专业听力检查费用昂贵，过程繁琐，覆盖面窄，普通人群难以进行。本课题目标是开发出可应用于大部分人群范围的、具有良好环境适应性的具有自助听力检查、自助助听器验配及体验等多项能力的自助听力评价系统，该系统实现成本低，易于普及，对预防听力损失和提高听力检查覆盖率具有重要意义。

本课题在深入研究和分析现有纯音听力检查国家标准的基础上，**提出自助听力初筛和自助听力细查方法，达到快速检查听力和验配助听器的目的**；针对语音测听标准，提出语音能力评估方法，实现语音测评；采用听力问卷调查快速评价听力损失水平。硬件方面，在研究系统功能要求和技术指标的基础上，本课题设计并实现了自助听力评价系统。软件方面，在提出听力检查和语音测评方法的基础上，本课题设计并实现符合测试流程的系统软件；软件基于 Visual Studio 平台，使用面向对象程序设计方法开发，易于更新维护；为了方便老年人和残障人士使用，使用大量第三方工具对软件界面进行了美化。

最后经过大量测试，系统各项功能均满足设计要求。目前该系统已经在中国聋儿康复研究中心使用，具有界面友好、操作简便、自助检查等特点，运行稳定，效果良好。

关键词：听力损失；自助听力检查；助听器验配；语音测评；主动噪声控制

Abstract

The population of hearing loss is growing more and more in modern society. But the professional hearing tests are expensive and processing complex. The general population is difficult to experience. This article is subjected to develop self-service hearing assessment system which can be applied to most of the population and has a good environmental adaptability. It can take self-service hearing test and hearing aids fitting, which has achieved low cost, easily to popularize. It has significant meaning to prevent the hearing loss and improve the population of hearing tests.

Based on the in-depth research and analysis of pure tone audiometry national standards, the dissertation makes the method of self-service hearing screening and hearing testing to achieve a quick check of hearing and hearing aids fitting. With regard to the method of voice audiometry, it makes the method of language proficiency assessment, to assess the language proficiency. It makes use of audiometry questionnaires to assess the state of hearing loss. Hardware, in study of the system functional requirements and technical specifications, the article designs and achieves the architecture of self-service hearing assessment system. Software, based on formulating the methods of hearing tests and voice audiometry, the article develops software in accordance with the methods, which is based on Visual Studio platform, and using of object-oriented programming method easily updating and maintenance. In order to facilitate the elderly and persons with disabilities, a lot of prettify has been progressed to make interfaces more friendly by making use of third-party tools.

Finally, after extensive testing, the system can meet the design requirements of the various functions. At present, the system has been in use China Rehabilitation Research Center. The system has a user-friendly, easy to operate, self-service and other characteristics, which is in a stable state.

Keywords: Hearing Loss, Self-service Hearing Tests, Hearing Aids Fitting, Voice Audiometry, Active Noise Control

目 录

摘 要	I
Abstract	II
第 1 章 绪论	1
1.1 课题来源及背景	1
1.2 课题目的及意义	1
1.3 国内外研究现状及分析	2
1.4 主要研究内容	3
第 2 章 相关技术研究	4
2.1 听力障碍定级及助听器验配	4
2.2 听力检查结果表示	4
2.3 听力调查问卷	5
2.4 自助听力检查	5
2.4.1 听力初筛	6
2.4.2 听力细查	7
2.5 语音测评	9
2.6 纯音信号产生与播放	11
2.7 声音标定	12
2.8 噪声采集和分贝值计算	13
2.8.1 环境噪声采集	13
2.8.2 分贝值计算	13
第 3 章 总体方案	16
3.1 功能要求及技术指标	16
3.1.1 系统功能要求	16
3.1.2 系统技术指标	16
3.2 系统方案	17
3.3 硬件方案	17
3.3.1 系统硬件选型	17
3.3.2 PCI 主动噪声控制卡方案	18
3.4 软件方案	21
3.4.1 需求分析	21

3.4.2 角色定义	22
3.4.3 用例分析	23
3.5 本章小结	26
第 4 章 硬件设计	27
4.1 PCI 主动噪声控制卡	27
4.1.1 CPU 及外围电路设计	27
4.1.2 环境噪声采集通道设计	29
4.1.3 音频信号产生通道设计	31
4.2 本章小结	33
第 5 章 软件设计	34
5.1 类设计	34
5.1.1 软件设置	34
5.1.2 听力检查	38
5.1.3 助听体验	42
5.2 数据表设计	43
5.2.1 声音标定数据表设计	43
5.2.2 用户信息数据表和听力评价结果数据表设计	44
5.3 界面设计	44
5.3.1 主界面	45
5.3.2 软件设置界面	45
5.3.3 听力检查界面	47
5.3.4 助听器验配界面	48
5.3.5 听力评价结果查询界面	49
5.3.6 爱耳常识宣传	49
5.4 本章小结	50
第 6 章 系统校准及测试	51
6.1 声音标定	51
6.2 纯音信号精度测试	52
6.3 功能测试	53
6.3.1 听力初筛	53
6.3.2 听力细查	54
6.3.3 其他功能	55
6.4 本章小结	57

结 论	58
参考文献	59
攻读硕士学位期间发表的论文	62
哈尔滨工业大学学位论文原创性声明和使用权限	63
致 谢	64

第1章 绪论

1.1 课题来源及背景

由于现代社会的高速发展,影响人们听力水平的因素愈来愈多样化:婴幼儿自然听力缺陷;城市、工厂、道路交通等环境噪声增加^[1];老年人听力水平衰减,从而导致听力损失人群不断增加^[2,3]。由于一般轻微的听力损失并不会对人类的日常生活造成明显影响,同时由于普通公民缺乏获得听力保护相关知识的途径而造成听力保护意识薄弱,基本没有进行过听力检查,正如“温水煮青蛙”现象,当听力出现问题时已难以恢复正常听力,听力保护与康复是提高人民健康水平和生活质量的重要保障^[4]。根据 2006 年国家发布的残疾人调查数据显示,我国现有听力残疾人士 2780 万,其中 65 岁以上老年人占 70~80%,引起了我国政府和国际社会的高度重视^[5]。2007 年,世界卫生组织在北京召开的“首届国际听力障碍预防与康复大会”,发布了“人人享有健康听力”的《北京宣言》,要求各国政府制订本国的耳聋预防和康复规划。

听力检查是临床诊断、助听器验配、听力损失分级、听力伤残等级评定等的重要依据^[6]。目前我国听力检查的进行主要是在国家及各省市的聋人康复研究中心和大型医院、诊所中完成。听力检查采用专用的听力检查设备进行,这些设备大多需要进口,设备成本高,覆盖面窄,难以普及;检查过程中需要专业的医护操作人员根据被测用户对于是否听到声音时做出的响应调整听力检查过程,操作不方便,且检查过程繁琐漫长。由于条件限制,大量需要做听力评价并进一步采取保护与康复措施的人群并没有接受听力检查。这种现状对提高人们保护听力的意识和促进听力康复非常不利^[7]。

国家科技部针对这种情况进行科技支撑计划《残疾人康复服务关键技术研发及应用示范》立项,本课题为《面向社区和家庭的残疾人康复产品研发及应用示范》之下名为《听觉康复测评训练系统研制及应用示范》的子课题,承担单位为中国聋儿康复研究中心和哈尔滨工业大学自动化测试与控制研究所。

1.2 课题目的及意义

本课题目的是**开发出可应用于大部分人群范围的、具有良好环境适应性的具有自助听力检查、自助助听器验配、语音测评、问卷调查等多项功能的自助听力评价系统,有效提高人群的听力保护和听力康复意识,真正实现人人享有**

听力检查和听力康复服务，对预防听力损失的发生及进行听力康复具有重要指导意义。一般人群可以独立地或在家人协助下完成听力检查，不必去大型诊所或医院，也不必专业医护人员协助，降低听力检查成本，做到早发现，早干预，早治疗^[8]；对于听力损失比较严重的人士，该系统提供的助听器验配服务，为听力损失者验配合适的助听器，使其能够直接感受到自身听力改善的效果，提高其到专业机构验配助听器、改善听力的积极性^[9]，提高听力损失人群听力检查和助听器验配的比例。

1.3 国内外研究现状及分析

听力计作为听力检查和听力损失评价的重要设备，其发展就代表了听力检查水平的发展^[10]。1879年，David Edward Hughes 在一篇名为《感应电流平衡和实验研究》的论文中第一次提到“听力计”一词，之后他完成了第一台听力计的研制，试验家 Benjamin Richardson 对该仪器给予了高度评价；1912年，Hawksley 将听力计商业化。1931年，Brown 等人重新提起听力计；1932年，Yate 等人提出了现代电子管听力计测试技术^[11]。之后随着大规模集成电路、数字信号处理、听觉生理学等新兴技术的发展，传统听力计也向着微型化、智能化方向发展，这方面西方发达国家有着较强的实力，如美国、丹麦、德国等。1993年研制出数字信号处理技术和计算机技术相结合的“Digital Signal Processing Audiometric Workstation”^[12]；1999年成功研制出基于直接频率合成技术的高精度听力计^[13]；2004年出现了移动式手机听力计^[14]。基于硬件的听力检查设备已经非常成熟，检查精度也达到了较高水平。在国外计算机技术和软件技术相结合在听力检查领域的应用起步比较早，美国智听公司研制出基于 PC 机的 Smart EP 听力检查系统。该系统利用计算机产生纯音信号，通过系统软件进行全面的听力检查，具有图形化界面，操作简单，并将听力检查结果存入电子医疗档案^[15]，但是该系统还是针对专业医疗机构，其价格、功能及操作等仍然不适用于在城乡社区进行大范围推广。

国内听力检查设备的软硬件发展与发达国家相比，仍然具有很大差距，大量听力检查设备主要依靠进口。自从 1964 年《听力学概述》出版，作为我国第一部听力学著作，推动我国以听力计为代表的听力检查设备研制的发展。近些年来，随着国内计算机技术、DDS 技术的逐渐发展，听力检查设备的性能也在不断提高^[16,17]。但是目前我国听力检查与评价主要由专业人员采用专用的听力计在各省市的聋儿康复研究中心和医院进行，覆盖面很窄，不利于普及。

为使自助听力评价系统可以在开放噪声环境下使用，本系统需要自行开发主动噪声遮蔽卡，提高环境适应性。主动噪声遮蔽使用主动噪声控制（又称有源噪声控制、有源噪声抵消等）技术，通过传感器采集环境噪声，利用声学、现代信号处理、计算机技术等知识通过控制器产生一个声场，该声场与噪声声场信号频率成分相同，而相位却相反，从而达到抵消环境噪声的目的^[18]。自从 1936 年，德国科学家 Paul Lueg 利用这个物理现象在美国申请专利^[19]以来，1953 年 H Olson 也发表了一篇文章，该文章描述了如何利用扬声器自身发出的音波来抵消环境噪声以达到控制噪声的目的，文章中称该设备为“电子消声器”^[20]。随着主动噪声控制技术的不断发展，就出现了前馈和反馈两种控制系统。一般来说，对于能够有效取得参考信号的应用场合，前馈控制系统都能够达到很好的消声效果；但是如果无法取得参考信号，那么就必须使用反馈控制系统，但是其消声效果不如前馈控制系统明显^[21]。因为环境噪声（初级噪声）总是时变的，要求控制系统（控制器、误差传感器）传递函数的一些参数也是时变的，这就诞生了自适应有源噪声控制系统，其核心是自适应滤波器和各种自适应算法的设计。上个世纪 80 年代，Roure 和 Ross 等人首次设计出了“自适应”主动控制系统^[22]。随着电子信息技术、数字信号处理、滤波器理论不断发展，出现了更加复杂的自适应有源控制系统和自适应算法，如多通道自适应控制系统^[23]、FXLMS^[24]等。

1.4 主要研究内容

- (1) 深入研究和分析纯音听力检查方法相关的国家和行业标准，熟悉纯音听力检查的基本原理和方法，提出可用于全民的自助纯音听力检查方案。
- (2) 深入研究和分析听觉语言能力评估标准及方法，熟悉语音测评的基本原理和方法，提出可行的语音测评方案。
- (3) 研究计算机纯音信号产生和播放的原理和方法，实现特定频率、特定声压级纯音信号的播放；并研究听力测听设备的校准标准，对自助听力评价系统的声音进行校准。
- (4) 研究开放噪声环境下的主动噪声遮蔽方法，设计 PCI 主动噪声控制卡，解决自助听力评价系统在开放噪声环境下进行听力检查的问题。

第2章 相关技术研究

2.1 听力障碍定级及助听器验配

听力检查结果依照世界卫生组织制定的听力障碍分级标准而恰当定级。以耳朵 0.5kHz、1kHz、2kHz、4kHz 的纯音听阈平均值为依据将听力障碍分为五级，下面为听力障碍各个等级划分及建议处理方式^[25]：

- (1) 小于 25dB HL——听力正常 日常交流无任何问题。
- (2) 26~40dB HL——轻度耳聋 日常交流稍有困难，需要注意保护听力。
- (3) 41~60dB HL——中度耳聋 日常交流有困难，建议佩戴助听器。
- (4) 61~80dB HL——重度耳聋 日常交流极度困难，必须佩戴助听器才能正常交流。
- (5) 大于 80dB HL ——极重度耳聋 日常交流无法进行，必须佩戴助听器。

对于助听器验配，重度以上耳聋患者（包括重度耳聋患者），选择较好耳验配；对于中度以下耳聋患者（包括中度耳聋患者），选择较差耳验配，从而达到最好验配效果^[26]。

2.2 听力检查结果表示

听力检查结果显示为左、右耳各频点的听阈值（单位 dB）。听力检查完成之后，以频率（单位 Hz）为横坐标，声压级（单位 dB）为纵坐标绘制听力曲线，如图 2-1所示。听力曲线中，左耳听阈值用“X”表示，蓝色标记；右耳听阈值用“O”表示，红色标记^[27]。通过查看听力曲线，可以快速了解各频点听力损失情况。

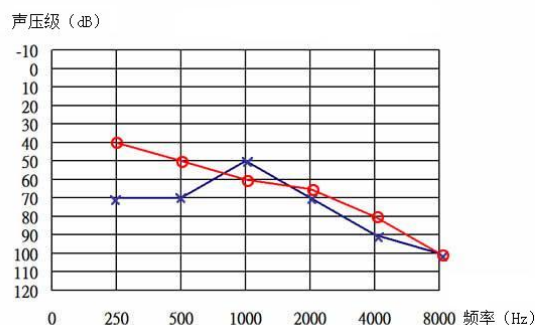


图 2-1 左、右耳听力曲线图

2.3 听力调查问卷

听力调查问卷由美国语音语言听力协会(American Speech-Language-Hearing Association)官方网站成人听力自我检查问卷翻译而来。原网址为<http://www.asha.org/public/hearing/Self-Test-for-Hearing-Loss/>。

具体问题列表如下所示：

- 您接听电话时有障碍吗？
- 当您接听电话时是不是感觉一只耳朵比另一只耳朵要好一些？
- 当好几个人说话时您是否感觉难以听清楚说话？
- 别人是否提过您容易把电视机音量提高？
- 您在跟别人交谈时是否有压力？
- 在噪声环境下您是否感觉听力困难？
- 在饭馆里您是否感觉听力困难？
- 您的耳朵是否感觉眩晕，疼痛，鸣响？
- 您是否觉得自己经常要求对方重复所说的话？
- 您的家人或同事是否提过您经常没有听到他们说过的话？
- 您是否觉得很多跟您交谈过的人说话模糊不清？
- 您是否误会其他人说的话而且反应不合适？
- 您在理解妇女儿童所说的话时是否有困难？
- 当您误解别人所说的话时别人是否不耐烦？

通过与中国聋儿康复研究中心医学专家研究讨论，结合听力损失人群实际生活情况，针对调查结果中肯定回复的个数定性地对听力损失水平进行评价如下：

- (1) 小于 3——听力正常 日常交流无任何问题。
- (2) 小于 6——轻度耳聋 日常交流稍有困难，需要注意保护听力。
- (3) 小于 8——中度耳聋 日常交流有困难，建议佩戴助听器。
- (4) 小于 10——重度耳聋 日常交流极度困难，必须佩戴助听器才能正常交流。
- (5) 大于或等于 10 ——极重度耳聋 日常交流无法进行，必须佩戴助听器。

2.4 自助听力检查

自助听力检查方法的提出，参考了声学测听方法——纯音气导听阈测定的

国家标准^[28,29]。在对国家标准进行深入研究学习的基础上，对国家听力检查标准进行了简化，并针对自助听力检查进行了适当改进，提出了自助听力初筛和自助听力细查方法。

2.4.1 听力初筛

听力初筛主要目的是在社区快速地评价用户听力损失情况，并对用户进行听力障碍定级。具体检查过程如下：

- (1) 用户择左、右耳，开始听力初筛。
- (2) 筛除正常听力人群。依次播放频率为 1kHz、2kHz、4kHz、500Hz 音量均为 25dB HL 的纯音信号，若其中任意一个信号播放时用户“听不到”，则立刻转到(3)；否则，若四个信号播放完成时用户都“听到”，则结束当前耳的检查，给出此耳听力正常的结果，直接进行(5)。
- (3) 先测 1kHz 的听力阈值。开始播放 1kHz 70dB HL 的纯音信号，如用户“听不到”，则以 10dB 一档加大测试音的音量，直到用户“听到”（包括 70dB HL 直接听到）；之后以 10dB 一档降低测试音的音量，直到用户“听不到”，然后再以 5dB 一档增加测试音的音量，直到用户“听到”，此时声音的分贝值为该频点的听力阈值。
- (4) 进行下一频率点测试。可由刚测得最邻近频率点的听阈减 10dB 开始。按照(3)的方法依次完成各频率点测试。测试频率点的顺序依次为 1kHz、2kHz、4kHz、500Hz。
- (5) 用同样方法选择另一只耳进行测试，之后结束听力初筛。

根据以上听力初筛检查方法过程，设计流程如图 2-2 所示。

拐点：该点分贝值未被听得到，但该点以上分贝值被听到过；则该未被听到过的分贝值即为拐点。

在听力检查过程中，如果当前分贝值为 120dB，并且未听到，则该频点听阈值为 120dB 并进行下一频点检查；如果当前分贝值为 10dB，并且听到，则该频点听阈值为 10dB 并进行下一频点检查。

听力初筛过程中需要判断用户是否存在误听。误听的判断标准为：

- (1) 同一频率点，某一分贝值听到，比它高的分贝值没有听到；
- (2) 同一频率点，某一分贝没有听到，比它低的分贝值听到。

若用户在听力检查过程中达到设定允许最大误听判断次数，则退出当前初筛流程，并提示需要在专业医学人员协助下才可继续完成初筛检查。

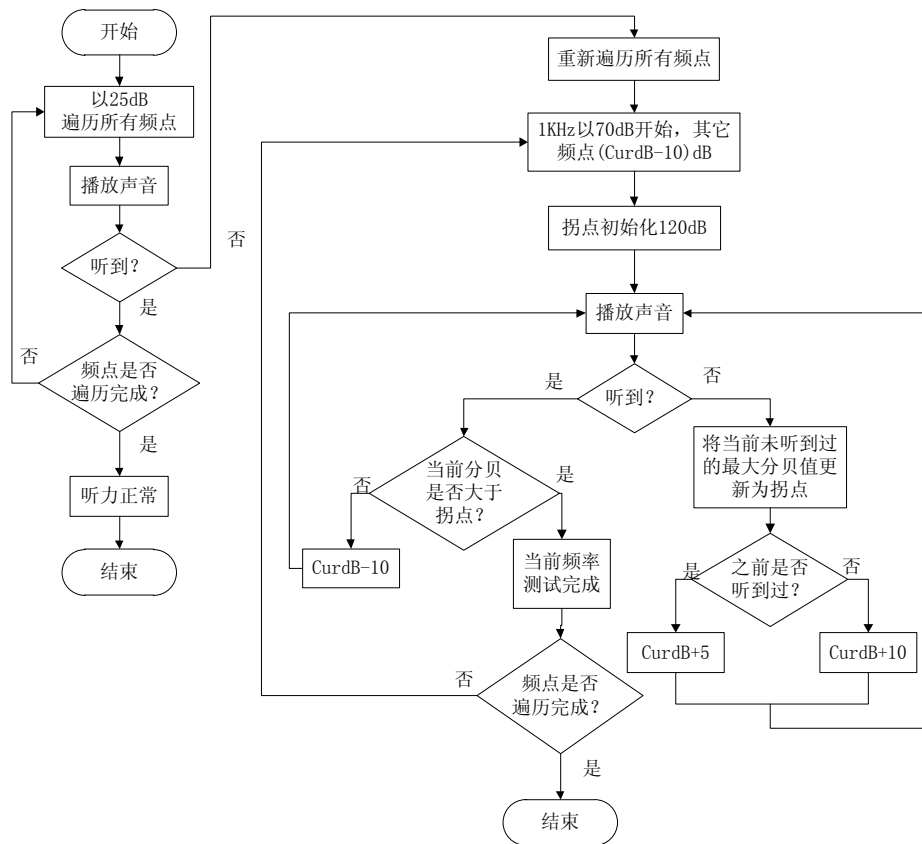


图 2-2 听力初筛检查流程图

2.4.2 听力细查

听力细查的目的是使经过听力初筛选出的具有听力损失并有验配助听器意愿的用户进行详细听力检查，检查结果作为助听器验配数据。其与标准听力计的听力检查方法基本一致，具体检查过程如下：

- (1) 用户选择左、右耳，开始听力细查。
- (2) 使用升降法进行听力检查。开始播放 1kHz 40dB HL 的纯音信号，如用户“听不到”则以 10dB 一档加大测试音的音量，直到用户“听到”（包括 40dB HL 直接听到）。之后以 10dB 一档降低测试音的音量，直到用户“听不到”，然后再以 5dB 一档增加测试音的音量，直到用户“听到”，如此升降反复三次。上升时用户“听到”时对应的分贝值拐点称为听力测试拐点。反复升降三次中两次重复的听力测试拐点对应的分贝值称为该频点的听力阈值。
- (3) 进行下一频率点测试，可由刚测得最邻近频率点的听阈值减 10dB 开始。按照(2)的方法依次完成各频率点测试。测试频率点的顺序为：

1kHz、2kHz、4kHz、1kHz、500Hz、250Hz。在 1kHz 频率处，两次测试阈值的误差若在 10dB 以上（包括 10dB）时，所有听力细查数据作废，应按照之前的听力检查顺序依次重复测试各频率点，直到误差在 5dB 以内（包括 5dB），才可继续测试 500Hz。

(4) 用同样方法选择另一只耳进行测试，之后结束听力细查。

根据以上听力细查检查方法过程，设计流程如图 2-3所示。

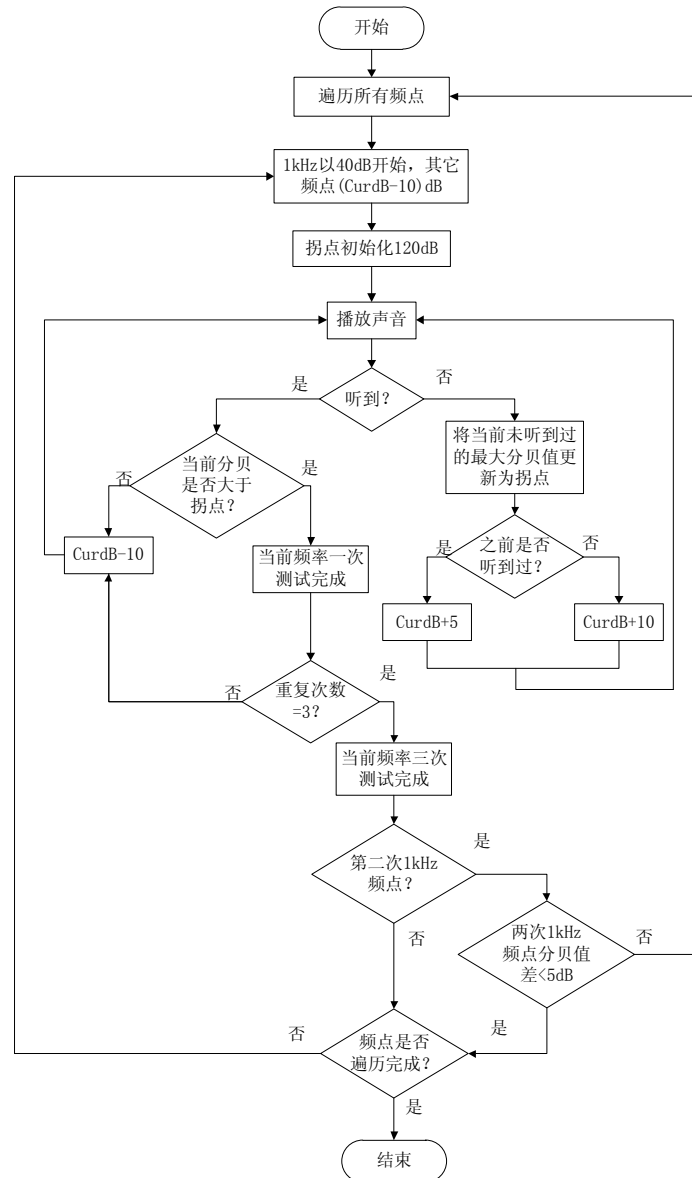


图 2-3 听力细查检查流程图

拐点：该点分贝值未被听得到，但该点以上分贝值被听到过；则该未被听到的分贝值即为拐点。

在听力检查过程中，如果当前分贝值为 120dB，并且未听到，则该频点听

阈值为 120dB 并进行下一频点检查；如果当前分贝值为 10dB，并且听到，则该频点听阈值为 10dB 并进行下一频点检查。

听力细查过程中也会判断用户是否存在误听操作，判断标准同听力初筛相同。若用户达到设定允许最大误听判断次数，则退出当前细查流程，并提示需要在专业医学人员协助下才可继续完成听力细查。

2.5 语音测评

语音测评方法的提出，参考了声学测听方法——语言测听的国家标准^[30]。语音测评过程中所使用的词汇采用双音节词库词表（表 2-1）。表 2-1 在进行选词时采用扬扬格双音节词语，避免轻声出现，使两个音节同等重要。语音测评时采用“听话识字识图”方法进行，以组为单位显示图片和文字（每组五个图片，共六组图片），第一次循环从每组五个图片中随机读取两张让测试者识别，依次更换组，直至第六组完成；待第二次循环时，将未测试的另外三张图片让测试者识别。整个语音测评需要循环两次才能完成，每个词都有发音及测试机会^[31]。测评结果用词语正确识别率来表示，为选择正确词语数与语音测评词语总数之商，用小数表示。

表 2-1 双音节词库词表

第一组	第二组	第三组	第四组	第五组	第六组
飞机	关门	熊猫	吃饭	红纸	火车
气球	冰糕	女孩	摸象	扫地	绿草
苹果	门窗	牙刷	哭闹	游戏	喝水
公鸡	乌鸦	树叶	唱歌	浇花	鞭炮
电灯	拍球	洗澡	睡觉	脸盆	弹琴

根据上述语音测评方法要求，设计流程如图 2-4 所示。

语音测评的难点在于如何快速产生不重复的随机数来索引语音文件，否则程序会花费大量的时间产生重复的随机数并导致重复播放语音文件。传统的随机数产生算法无法避免相同随机数的产生，这里使用抽牌算法进行不重复随机数的产生。抽牌算法顾名思义，在一副牌中随机抽取，将抽取的牌扔掉，然后继续抽取，实现不重复随机数的产生。抽牌算法实现的核心就是将产生过的随机数“放到一边”，在算法上实现就是定义一个一维数组 Random[30]，并初始化为[1,2,...,29,30]，每产生一个随机数 nIndex，就将这个已产生过的随机数和数组“末尾”的数据 NumCount（初始化为 30）进行交换，这里的“末尾”是指没有经过交换的数组末尾。每进行一次交换，NumCount 就会减 1，直到

NumCount 为 0 时，即所有的数都被交换过，数组[1,2,...,29,30]中所有的数都被不重复的产生一遍^[32]。抽牌算法流程如图 2-5所示。

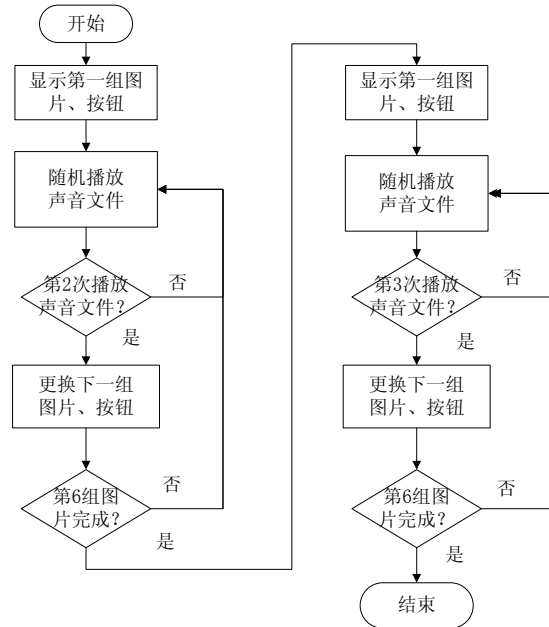


图 2-4 语音测评流程图

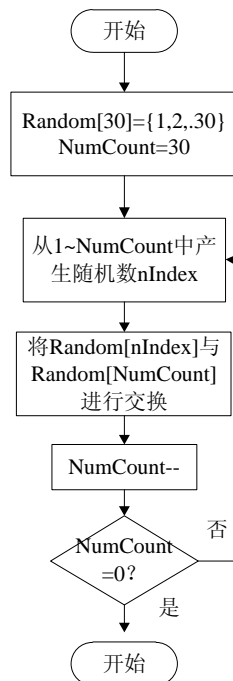


图 2-5 抽牌算法流程图

2.6 纯音信号产生与播放

自助听力评价系统通过软件控制声卡产生用于听力检查的纯音信号。声卡（Audio Card）是实现声音录制、声音播放及声音合成等功能的硬件。声卡的主要功能包括两个方面：一方面是将麦克风、话筒等声音输入设备采集到的模拟声音信号转换为计算机可以处理的数字声音信号；另一方面是将经过计算机处理的数字声音信号转换为扬声器、音箱等声音输出设备可以使用的模拟声音信号。

对于声卡，两个比较重要的描述性能的参数是采样频率和量化位数。采样频率指每秒采样声音样本的次数；采样频率越高，声音的质量也越好，声音的还原也越真实。目前比较主流三种采样率分别为：11kHz（语音效果）、22kHz（音乐效果）、44.1kHz（高保真 CD 效果）。量化位数为声音每次采样之后的存储位数。量化位数越大，声音的分辨率越高，录制和回放的声音也越真实。量化位数一般有 8 位（256 个级别）和 16 位（65536 个级别）两种。

声卡要正常工作，必须有相应的驱动程序、混频程序（Mixer）和声音播放应用程序的支持。在 Windows 操作系统下，可以调用声音相关 API 来实现音量控制、纯音信号播放等^[33]。声音产生过程如图 2-6 所示。

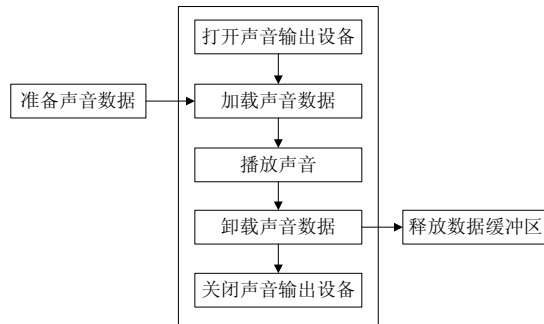


图 2-6 声音产生流程图

准备声音数据就是将产生的待播放声音数据填充到数据缓存区，这里使用正弦波数据填充缓存区。设采样频率 sps ，对纯音信号 $A \times \cos(2\pi \times freq)$ 的采样时间 t ，将该数据存入缓存区，则缓存区的长度 l 为：

$$l = t \times sps \quad (2-1)$$

第 $i+1$ 个数据为：

$$\text{data}_{i+1} = A \times \cos\left(\frac{2\pi \times freq}{sps} \times i\right) \quad (2-2)$$

该长度为 l 的缓存区，即为频率 f ，持续时间 t 的纯音信号。

根据声卡纯音信号产生的原理，设计纯音信号声音播放详细流程如图 2-7 所示。

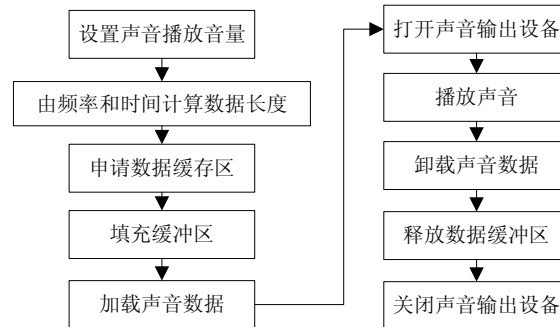


图 2-7 声音播放详细流程图

2.7 声音标定

声音标定是将计算机声卡通过耳机发出的声音按声压级进行标定的过程。根据医学标准，声音强度使用声压级表示，而计算机则使用 16 位无符号整型表示声音强度。故在进行听力检查时，需要将计算机声卡发出的声音转化成与之相对应的声压级，并依此来绘制听力曲线。

要将计算机上的声音转化成声压级，就需要对计算机产生的声音进行逐个标定。因为计算机上产生的声音可分为 $65536(2^{16})$ 个量级，无法一一标定，故采用关键点标定的方法，即选取有代表性的音量，测试其声压级。经测试，计算机声卡产生的音量与声压级对应关系如图 2-8 所示，随着声压级的增大，音量变化值越来越大。

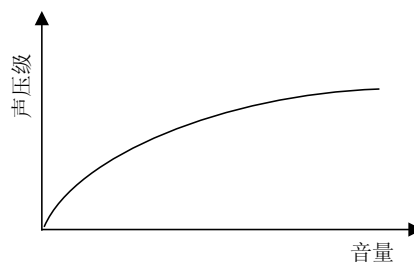


图 2-8 音量与声压级对应关系图

在进行听力检查的过程中，声压级最小变化单位为 5dB；本系统在进行标定时从 10dB 开始，每隔 10dB 标定一下，直至 120dB 标定完成即可，其余音量对应的声压级可以利用分段线性插值的方法求得。

如图 2-9，若想对声压级 D 进行标定，先找到它所位于的曲线段，即：

(D_i, D_{i+1}) ，从而得到音量-声压级对 (V_i, D_i) 和 (V_{i+1}, D_{i+1}) ，则可确定 (V_i, D_i) 和 (V_{i+1}, D_{i+1}) 两点之间的一段直线。

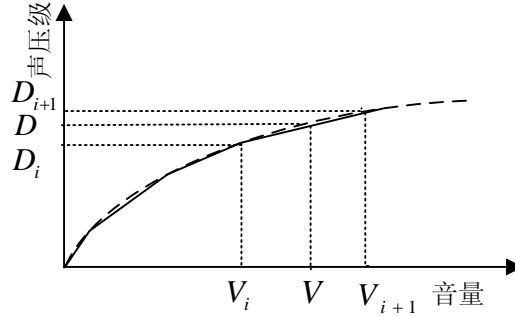


图 2-9 声音标定示意图

通过线性插值则可得到与声压级 D 相对应的音量 V ，如式(2-3)所示：

$$V = \frac{V_{i+1} - V_i}{D_{i+1} - D_i} (D - D_i) + V_i \quad (2-3)$$

2.8 噪声采集和分贝值计算

自助听力评价系统通过计算周围环境噪声分贝值决定是否打开主动噪声遮蔽功能，首先通过麦克风采集环境噪声数据，然后通过软件计算、处理得到环境噪声分贝值。

2.8.1 环境噪声采集

- (1) 初始化录音设备，包括设置波形数据格式、通道数、采样率、每个采样点所占位数等；分配用来存放录音数据的缓冲；
- (2) 打开录音设备，将数据缓冲与录音设备相关联；
- (3) 若存在多个数据缓冲，则给当前打开的录音设备指定某个数据缓冲；
- (4) 开始录音，录音数据写入指定数据缓冲；
- (5) 如果数据缓冲已满，则保存缓冲数据，并进行分贝值计算，清空当前数据缓冲；
- (6) 录音结束时，复位并关闭录音设备^[34]。

2.8.2 分贝值计算

由录音设备采集的环境噪声数据计算得到分贝值的过程如图 2-10所示。

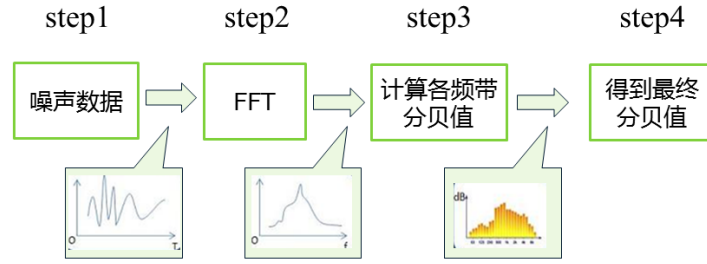


图 2-10 分贝值计算过程

Step1: 利用录音设备采集环境噪声数据，在 2.8.1 节中已经详细介绍过。

Step2: FFT。采集到的噪声数据是离散的时域信号序列，为了更好得描述声音的频谱特性，将时域信号经过 FFT 变换为频域信号。

Step3: 对 FFT 数据划分倍频程，并计算得到分贝值。

FFT 之后得到的数据为复数，需对其进行求模，才得到各采样点的声压值。分贝 (dB) 是一个相对值，计算公式为：

$$SPL = 20 \times \lg\left(\frac{P}{20 \times 10^{-6}}\right) \quad (2-4)$$

其中，SPL (Sound Press Level) 为声压级，单位为 dB；P 为声压，单位为 Pa； 20×10^{-6} 为声压分贝的基准。

通常， 20×10^{-6} 通过声音输入设备和声卡量化后为 1，所以公式(2-3)简化为：

$$SPL = 20 \times \lg(P) \quad (2-5)$$

其中，P 为 20×10^{-6} 量化为 1 后的声压，即 Step2 中得到的 FFT 数据取模后的结果。

这样就得到各个频率成分的噪声分贝值，最终得到的噪声分贝值是由各个频率分量组成的。通常划分声音频带的方法有倍频程或 1/3 倍频程^[35]。1/3 倍频程将频率划分地更细，用于更精细的要求下，本系统使用倍频程对声音频带进行划分^[36]。倍频程的中心频率为 250Hz、500Hz、1kHz、2kHz、4kHz、8kHz，后一个频带宽度为前一个的两倍。

经过 FFT 得到的频域信号是离散的，相邻两点的频率间隔为采样率与 FFT 点数之商。计算每个频带内各个频点的平均能量即可得到倍频程的声压级，如式(2-5)所示：

$$SPL_i = 20 \times \lg\left(\frac{\sum_{j=1}^s p_j^2}{s}\right) \quad (2-6)$$

其中， SPL_i 为各频带的噪声声压级； p_j 为频带内某个频点的声压； s 为该频带内频点个数

Step4: 计算最终各频带噪声分贝平均值，如式(2-6)所示：

$$SPL = \frac{\sum_{i=1}^s SPL_i}{s} \quad (2-7)$$

其中： SPL 为最终全频带噪声声压级； SPL_i 为各频带的噪声声压级； s 为划分的频带个数。

第3章 总体方案

本章在研究听力检查相关标准和自助听力评价系统需求的基础上，提出系统的功能要求和技术指标，并据此给出系统总体方案。

3.1 功能要求及技术指标

3.1.1 系统功能要求

- (1) 具有自助式听力检查功能，包括听力初筛和听力细查，用户可以独立完成听力检查。
- (2) 具有人工辅助听力检查功能，用户可以在医学专业人员协助下完成听力检查。
- (3) 具有语音测评功能，能够评价用户对于自然语言的接受与理解能力。
- (4) 具有日常听力问卷调查功能，定性评价用户听力损失水平。
- (5) 具有助听器验配功能，使听力损失严重用户可以进行助听器验配。
- (6) 具有爱耳宣传功能，促进爱耳、护耳知识普及。
- (7) 具有听力评价结果保存及查询功能，方便用户查询听力评价结果数据。
- (8) 具有良好的人机交互界面和简便的操作方式，方便老年人和残障人士使用。
- (9) 具有被动噪声遮蔽能力；同时具有主动噪声遮蔽能力，可以在开放噪声环境中使用。

3.1.2 系统技术指标

- (1) 自助式听力检查时间： ≤ 10 分钟。
- (2) 人工辅助听力检查时间： ≤ 5 分钟。
- (3) 语音测评时间： ≤ 5 分钟。
- (4) 听力评价正确率： $>90\%$ 。
- (5) 频率范围：125Hz-8kHz。
- (6) 最大声强：120dB；声压级误差不大于 $\pm 3\text{dB}$ 。
- (7) 实际频率与标称频率之差在 $\pm 1\%$ 之内。
- (8) 被动式噪声屏蔽：优于 15dB。
- (9) 主动式噪声屏蔽：优于 10dB。

(10) 工作环境背景噪声最大允许值：45dB。

3.2 系统方案

自助听力评价系统结构框图如图 3-1所示，系统基于个人计算机，利用声卡、耳机等简单硬件设备产生特定频率、特定声压级的声音信号，用户根据是否听到声音在显示屏上做出响应，系统软件会根据预先设置的听力检查流程自动调整纯音信号频率和强度，自助完成听力检查，系统软件还可以针对不同的用户编辑生成不同的听力检查流程；助听器编程器通过 RS232 接口与系统相连，系统软件通过调用用户听力阈值完成对助听器的编程；打印机通过打印口与系统相连，实现听力评价结果打印。

PCI 主动噪声控制卡主要实现主动降噪功能，提高系统在开放噪声环境下的适应性。在系统开发初期，PCI 主动噪声控制卡设计未完成阶段，使用声卡产生纯音信号，并使用主动降噪耳机实现主动噪声遮蔽功能；待 PCI 主动噪声控制卡设计完成，即可将普通耳机插到 PCI 主动噪声控制卡上以代替声卡和主动降噪耳机实现纯音信号产生和主动噪声遮蔽功能。本系统的被动噪声遮蔽能力主要靠耳机的物理隔离实现。

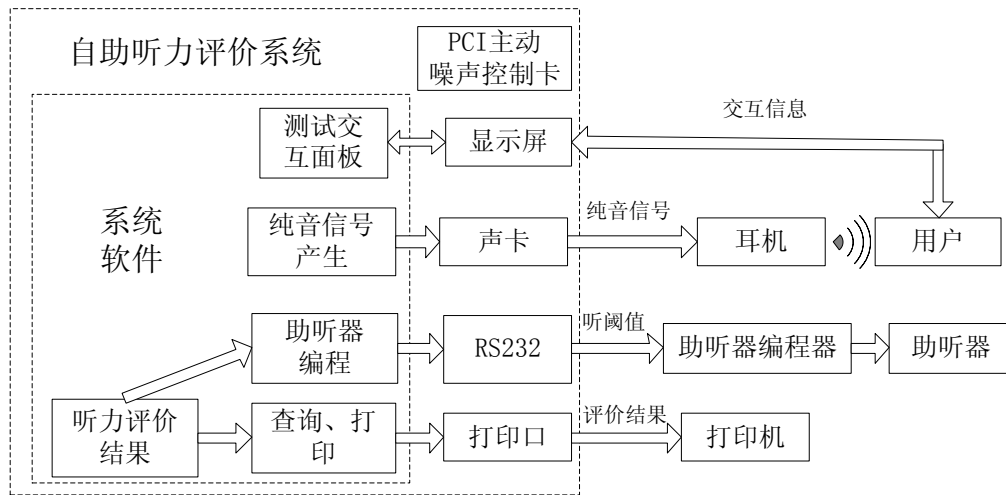


图 3-1 自助听力评价系统结构框图

3.3 硬件方案

3.3.1 系统硬件选型

针对系统结构，结合系统功能和性能要求考虑，具体硬件选型如下：

(1) 芯片组：I945GM；CPU：Intel 奔腾双核 T2080；主频：1.73GHz。高

性能芯片组和 CPU 能够保证系统的整体性能。

- (2) 硬盘容量：250GB。大容量硬盘保存海量听力检查结果数据。
- (3) 显示器：触摸屏，支持拖动，分辨率 1024*768。触摸屏便于用户操作，界面友好。
- (4) 4 个 USB 口，1 个 RS232 口用于连接助听器编程器，1 个打印口用于连接打印机；
- (5) PCI 声卡：华硕 Xonar DS，频率响应 10~48kHz，采样位数 24bit，采样频率 192kHz，信噪比 107dB，动态范围 145dB，具有一个耳机插孔、一个麦克风插孔，符合系统对声音性能的要求，如图 3-2所示。



图 3-2 华硕 Xonar DS 声卡

- (6) 主动降噪耳机：Phitek System 公司的 BlackBox M10，频率响应 20~20kHz，被动噪声遮蔽 35dB，主动噪声遮蔽 19dB，均满足系统对降低环境噪声性能指标的要求。该耳机上有控制主动降噪功能的开关，可手动控制，耳机如图 3-3所示。



图 3-3 BlackBox M10

3.3.2 PCI 主动噪声控制卡方案

在深入研究主动噪声控制的原理及实现方法之后，本系统自行设计了 PCI 主动噪声控制卡，其硬件结构如图 3-4所示。该控制系统属于前馈控制，通过采集参考信号达到更好的主动噪声控制效果。系统通过麦克风采集环境噪声（参考信号），经过信号调理、ADC 进入 FPGA，通过数据总线将数据传给 DSP，利用主动噪声控制算法产生声音信号，再经过 DAC、信号调理等通过

耳机发出声音，以达到产生纯音信号，抵消环境噪声的效果。同时麦克风采集误差信号（参考信号与校正信号的差值），随时调整自适应主动噪声控制算法的参数，使误差信号总是保持最小，以达到最好的消声效果。本系统使用高性能 DSP 实现自适应噪声控制算法需要进行的大量复杂计算，使用 FPGA 进行逻辑控制，包括 AD、DA 控制逻辑、总线控制逻辑等，DSP 与 FPGA 通过数据总线和地址总线进行连接。由于 DSP 片上资源非常少，所以需要通过存储器接口扩展外部的 FLASH、SDRAM 等；另外，本卡通过 PCI 接口与自助听力评价系统相连。

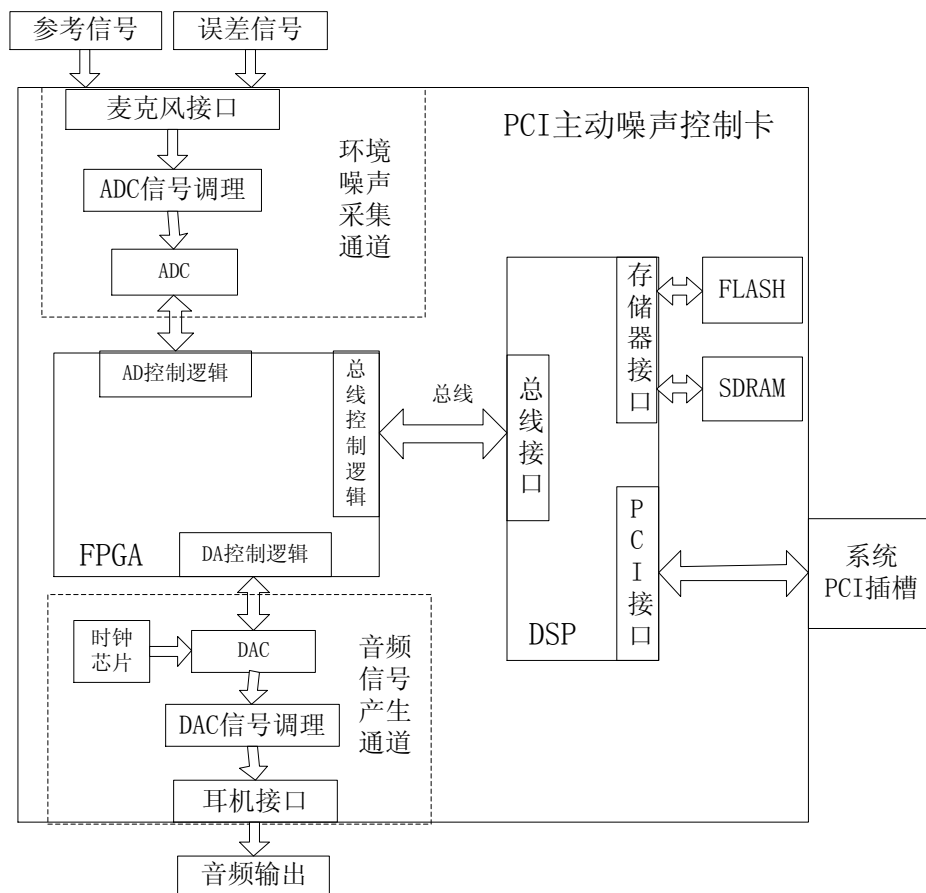


图 3-4 PCI 主动噪声控制卡框图

(1) DSP

考虑到自适应控制算法需要进行大量复杂的数学运算，因此所选 DSP 必须具有主频高、运行快、存储量大等特点，结合实验室已有的技术积累，本系统选用 TI 公司推出的高性能 32 位定点数字信号处理器 TMS320DM642 作为处理器，该处理器面向数字多媒体，具有高达 720M 的工作频率，指令吞吐量可达 57600MIPS^[37]。DM642 片上有 64 个 32bit 的通用寄存器和 8 个特殊功能

寄存器（2 个 32 位的乘法器，6 个算术逻辑单元），能够更加快速、有效地处理数据。DM642 片上存储空间分为 L1 和 L2 两部分，L1 又分为 16KB 的程序空间和 16KB 的数据空间，L2 为 256KB RAM，可以映射为存储器、高速 Cache 或二者结合；此外，DM642 具有一个 64 位、最大可寻址空间 1GB 的 EMIFA（外部存储器接口），只需设置相关寄存器即可与外部 SRAM、FIFO、E2PROM、SDRAM 等存储器实现无缝连接。DM642 内部集成了一个 66MHz、32 位、3.3V 主设备/从设备 PCI 接口，遵从 PCI 2.2 总线规范，通过简单配置内部寄存器和增加外围器件即可实现与 PC 机进行 PCI 通讯。本系统即使用 DM642 内部集成 PCI 接口完成 PCI 主动噪声控制卡与系统之间的 PCI 通讯。DM642 还具有丰富的片上外设资源，如 10/100M 的以太网控制器、多通道音频串行接口、I2C、多通道缓存串行接口、主机接口、可编程视频口等^[38]。

(2) FPGA

本系统选用 Altera 公司的 Cyclone III 系列 FPGA EP3C55F484I7。Cyclone III 系列 FPGA 具有高性能、低功耗、片上资源丰富等特点。EP3C55F484I7 片上拥有 55856 个逻辑单元，260 个 M9K 资源块，2396160 Bits RAM，4 个 PLLs，377 个用户 I/O^[39]，丰富的片上资源不仅使得程序设计更加方便简单，而且在调试过程中可以使用 Signal Tab 等工具进行在线监视，缩短程序设计周期；其内核电压 1.2V，I/O 电压 3.3V，完全满足低功耗设计的需求。

(3) 外部存储器

DM642 片上可用存储空间（包括数据空间和程序空间）只有 256KB，这对于一般的应用是远远不够的，所以需要对 DM642 的内存空间进行扩展。SDRAM 选用 Micron 公司的 MT48LC4M32，3.3V 单电源供电，容量 4M×32bit，选用两片 SDRAM 进行并行扩展，即可与 DM642 的 64 位 EMIFA 接口实现无缝连接。

DM642 片上是不带 FLASH 或 E2PROM 存储器的，为使系统掉电之后，数据、程序不丢失，需要使用 DM642 的 EMIFA 扩展 FLASH 存储器；FLASH 芯片选择 AMD 公司的 AM29LV160DT，3.3V 单电源供电，容量 2M×8bit，使用 CE1 地址空间。该芯片具有读取速度快、稳定性高等优点。

(4) AD 芯片

在进行主动噪声控制时，对左、右耳参考信号、误差信号分别同时进行采集，所以需要 AD 芯片具有 4 个独立通道进行信号采集。本系统选用 Analog Devices 公司的高速度、低功耗、4 通道同步采样 ADC AD7864-2（0-5V）。该

ADC 具有 12 位字长, 信噪比 74dB, 对于采集噪声信号精度已经足够; 12 位并行数据接口兼容 3.3V 电压, 可直接与 FPGA 等相连; 每一路模拟输入通道都具有过压保护功能, 并分别具有采样、保持、放大电路; 每通道一次数据转换时间为 1.65us, 并可以通过硬件或软件的方法设置使用的采样通道数。

(5) DA 芯片

自助听力评价系统需要产生高精度特定频率、特定声压级的纯音信号, 这就使 DA 变换成为主动噪声控制卡的核心模块, 其设计的好坏直接影响纯音信号的质量。鉴于以上需求, 本系统选用 TI 公司的高性能专用音频 DAC PCM1792A。该音频 DAC 具有 120dB 的动态范围、0.5dB 的步进精度、127dB 的信噪比, 符合系统对声音的需求; 10kHz-200kHz 的采样频率; 可变的系统时钟, 以及 16/20/24 位等多种可编程音频数据, 支持 Standard、I2S、Left-Justified 等 PCM 音频数据接口; 平衡电流输出, 便于用户在外围最优化模拟特性。PCM1792 采用了数字过采样、TI 高级 segment DAC 架构等先进技术, 保证了该芯片的高性能。

(6) 时钟芯片

为了给 DAC PCM1792A 提供高精度采样时钟, 本系统选用 TI 公司的专用音频时钟芯片 PLL1700, 该芯片具有高精度、少抖动等特点, 可以提供 32kHz、44.1kHz、48kHz、64kHz、88.2kHz、96kHz 等多种采样频率时钟。

3.4 软件方案

3.4.1 需求分析

需求分析是系统软件开发的前提, 也是软件开发过程中最关键的环节^[40]。自助听力评价系统主要功能要求有:

- (1) **自助听力初筛** 在很短的时间内, 进行左、右耳听力检查, 筛除正常听力人群; 对于听力损失用户, 按照医学标准进行听力障碍定级, 并绘制听力曲线图。检查时所使用纯音信号的频率、是否播放间断音等信息可以在“测试流程编辑”功能中进行修改。
- (2) **自助听力细查** 对听力损失用户进行更加详细地听力检查, 主要目标是助听器验配提供可靠的纯音听阈。检查时所使用纯音信号的频率、是否播放间断音等信息可以在“测试流程编辑”功能中进行修改。
- (3) **人工辅助听力检查** 对于进行自助听力检查有困难的用户, 可以在医学专业人员协助下进行听力检查。该过程中, 纯音信号的频率、声音强度、听

力检查是否完成等均由医学人员手动指定并完成。

- (4) **测试流程编辑** 软件的测试流程具有可编辑性。医学专业人员可以根据用户的需要适当地修改听力检查流程和相关参数，包括测试频点频率值、持续时间、是否播放间断音以及听力检查开始时播放声音的分贝值、分贝变化步进值等。
- (5) **声音标定** 设备调试人员通过耦合腔、声级计等对设备系统的纯音信号进行标定，使其发音与其相应的声压级相对应。
- (6) **助听器验配** 连接助听器，根据“自助听力细查”的结果，验配合适功率的助听器。
- (7) **日常听力问卷调查** 通过一系列简单的日常问题评价听力损失水平。
- (8) **语音测评**，通过用户对特定词汇的正确识别率来考查对自然语言的接收与理解的能力。
- (9) **爱耳常识宣传** 通过一组图片进行爱耳知识宣传，包括耳朵及人工耳蜗、听力障碍及听力康复、助听器等知识。
- (10) **用户身份信息输入** 每一位新用户，在进行听力评价之后，如果需要保存听力评价结果，必须先输入用户身份信息，方便之后查询。身份信息包括：身份证号、姓名、性别、年龄。
- (11) **保存、查询、打印听力评价信息** 用户身份信息和听力评价结果都可以保存到数据文件中，其中包括身份证号、姓名、性别、年龄、听力初筛结果、听力障碍等级、听力细查结果、问卷调查结果、语音测评结果等信息。用户通过访问数据文件可以对其历史测评数据进行查询。如果系统连接打印机，还可以将听力测评信息打印出来。
- (12) **主动噪声遮蔽** 是否使用主动噪声遮蔽技术对开放环境噪声进行屏蔽。在进行听力检查过程中，利用麦克风对开放环境噪声进行采集，计算分贝值，如果其大于某个阈值，则打开主动降噪功能，达到消除环境噪声的目的。

3.4.2 角色定义

系统角色是指存在于被定义系统外部并与该系统发生交互的人、其他软硬件设备或系统，代表的是系统的使用者或使用环境。根据系统功能需求分析，将自助听力评价系统参与者定义为：医学专业人员、设备调试人员、用户。系统的角色视图如图 3-5 所示。

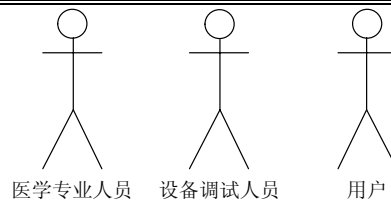


图 3-5 系统角色视图

医学专业人员：具有丰富的听力学知识及听力检查经验的专家。在系统软件开发初期，制定有效的自助听力检查流程；在用户听力检查过程中，根据用户的要求实时修改听力检查流程。

设备调试人员：软件开发阶段，负责系统软硬件的调试；软件开发完成之后，主要负责对系统进行声音标定以及系统软件的运行维护等。

用户：系统软件各个功能的主要使用者，包括听力检查、问卷调查、语音测评、助听器验配、爱耳宣传等。

3.4.3 用例分析

系统各角色的用例分别为：

医学专业人员：登录、测试流程编辑。

设备调试人员：登录、声音标定、声卡测试。

用户：听力检查、助听体验、用户身份信息输入、保存听力评价结果、查询、打印测评结果、爱耳常识宣传。

图 3-6是系统角色视角总体用例图，描述了系统各个参与者的目标用例。

3.4.3.1 测试流程编辑

测试流程编辑是医学专业人员根据不同用户的需要进行听力测试流程的设计和修改，包括加载测试流程、修改测试流程、保存测试流程。测试流程参数包括测试频点、是否播放间断音、筛除正常听力人群分贝值、听力检查初始分贝值、声音分贝变化值、允许用户发生误听次数、是否显示信息列表、打开主动噪声遮蔽开关环境噪声分贝值等，这些参数是听力检查过程的依据。测试流程编辑用例图如图 3-7所示。

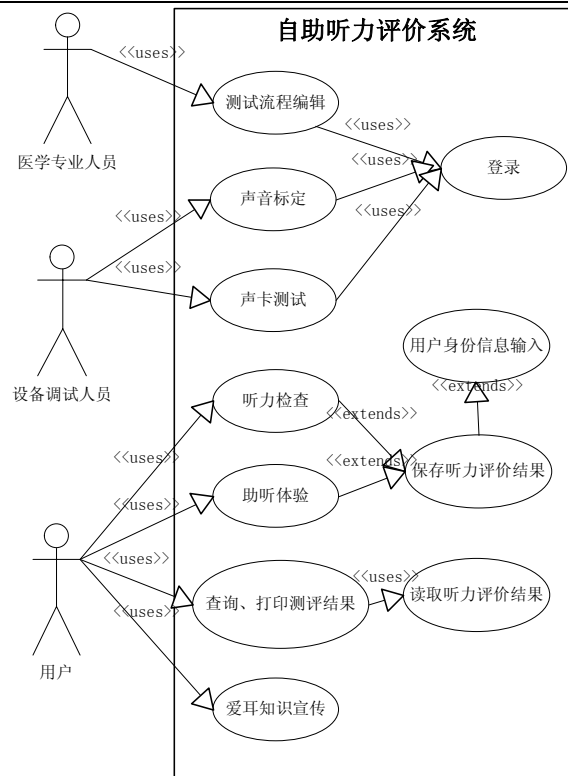


图 3-6 系统角色视角总体用例图

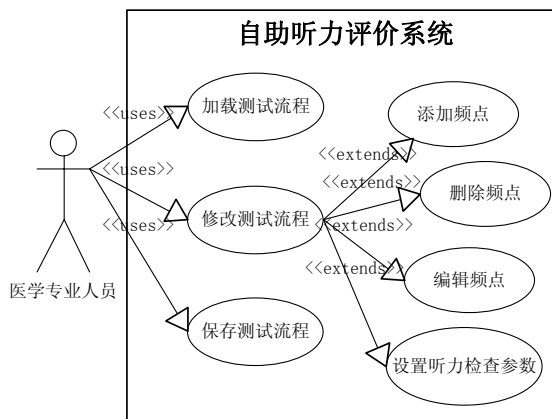


图 3-7 测试流程编辑用例图

3.4.3.2 声音标定

声音标定是将自助听力评价系统发声强度按照声压级进行标定的过程，由设备调试人员进行。首先读取声音强度表，然后根据声级计对声音强度表数值进行修改以达到标定的目的，然后保存声音强度表。声音标定用例图如图 3-8 所示。

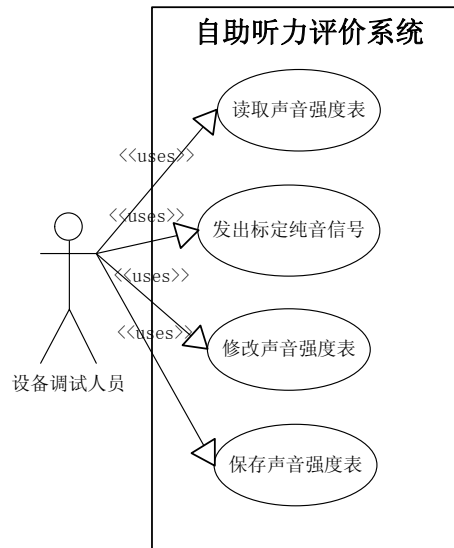


图 3-8 声音标定用例图

3.4.3.3 听力检查

听力检查包括快速测查、人工辅助听力检查、问卷调查、语音测评等功能，用例图如图 3-9所示。

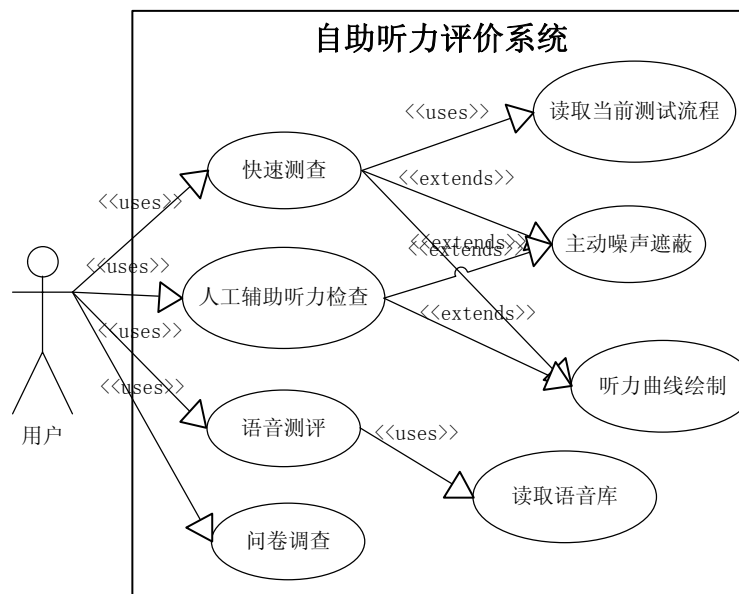


图 3-9 听力检查用例图

快速测查即听力初筛，参与者为用户和系统，前置条件为测试流程文件。在进行快速测查过程中，读测试流程文件，并播放纯音信号、修改交互面板。

3.4.3.4 助听体验

助听体验包括听力检测、助听器验配等功能，用例图如图 3-10所示。

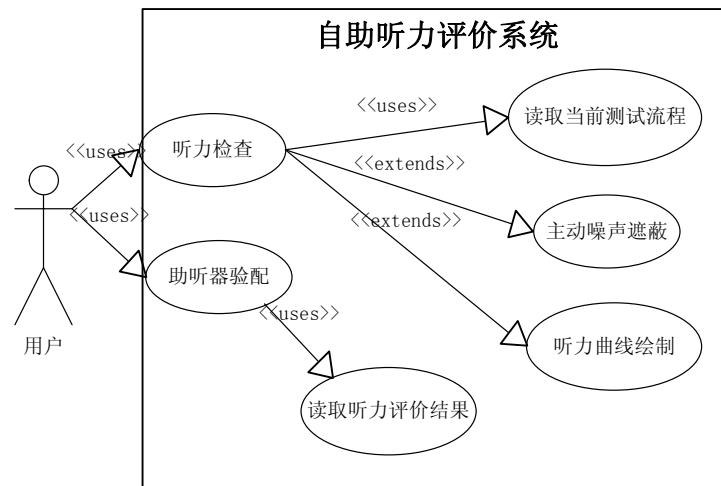


图 3-10 助听体验用例图

听力检测即听力细查，参与者为用户和系统，通过软件界面进行交互，同快速测查相似。助听器验配使用听力检查结果通过助听器验配软件实现。

3.5 本章小结

本章首先提出自助听力评价系统的功能要求及技术指标；然后根据这些要求和指标提出硬件方案，系统基于计算机，实现成本低；使用高性能 PCI 声卡产生纯音信号，保证信号精度；设计 PCI 主动噪声控制卡实现主动降噪，提高系统环境适应性。最后提出系统软件方案，根据系统功能要求进行需求分析，并对系统角色进行定义和主要用例分析。

第4章 硬件设计

本章主要针对第 3 章 PCI 主动噪声控制卡方案进行硬件详细设计，包括 CPU 及外围电路设计、环境噪声采集通道设计和音频信号产生通道设计。

4.1 PCI 主动噪声控制卡

PCI 主动噪声控制卡将麦克风采集的 2 参考信号、2 路误差信号，经过 AD 变换电路（包括电压跟随器、二阶有源低通滤波器），通过 ADC 转换成数字信号，由 FPGA 将这 4 路信号送往 DSP 进行自适应主动噪声控制算法处理，经过处理产生的数据再送给 FPGA，通过 DAC 转换成模拟信号，然后经过 DA 变换电路（包括 I/V 转换电路、平衡转非平衡电路、功放电路、耳机电路），最后通过耳机发出，达到抵消环境噪声的效果。

4.1.1 CPU 及外围电路设计

PCI 主动噪声控制卡使用 TI 高性能多媒体处理器 TMS320DM642，其拥有丰富的片上资源和快速的数据处理能力，本设计 CPU 及其外围电路如图 4-1 所示。

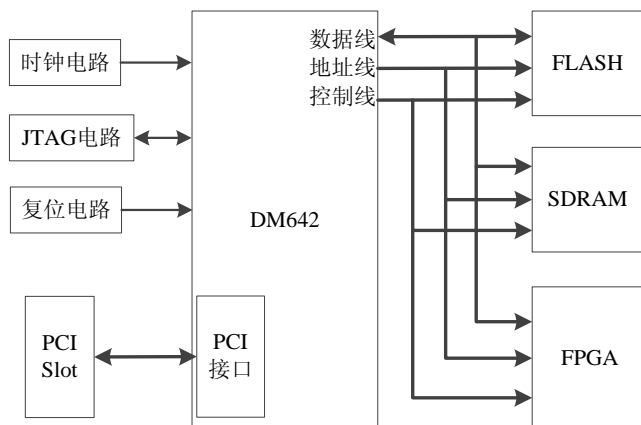


图 4-1 DM642 及其外围电路

1) 电源电路

DM642 内核电压为 1.4V，I/O 接口电压为 3.3V；且必须保证上电时内核电源先于 I/O 接口电源上电，断电时 I/O 接口电源先于内核电源掉电^[41]。

综合考虑，本设计使用 TI 公司推出的开关电源芯片 TPS54310 产生 1.4V 电压为内核电源供电，该芯片输出电流最大可至 3A，输入电压 3.0~6.0V，输

出可调电压范围为 0.9~5.0V；使用 Linear 公司的电源芯片 LT1764-3.3/2.5/1.2，分别产生 3.3V、2.5V、1.2V 电源，为控制卡其他电路供电。

2) JTAG 电路

DM642 的 JTAG 接口为开发人员提供了一个在线实时调试接口，缩短程序开发周期。DM642 JTAG 接口连接如图 4-2 所示，EMU0 和 EMU1 引脚必须外部上拉；TEST 引脚在 DM642 内部已经下拉，通常是可以悬空的，但如果高噪声应用环境时就必须在外接额外的下拉电阻^[42]；TMS、TDI、TDO、TCK 为信号传输引脚。

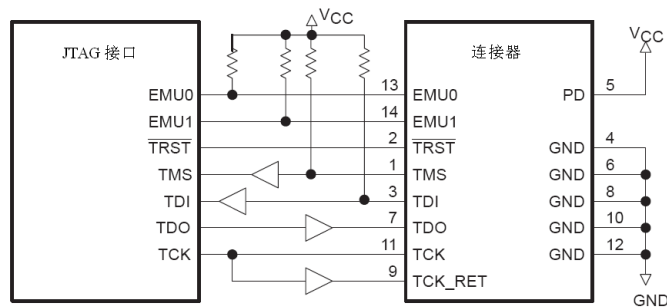


图 4-2 DM642 JTAG 接口连接图

3) FLASH 扩展

本设计选用 AMD 公司的 AM29LV160DT 芯片进行 DM642 程序存储器扩展，如图 4-3 所示。通过引脚 TCE1#、TSDWE#、TSDRAS#等完成对芯片的控制操作。CE1 可寻址 1M，而 FLASH 大小为 2M，所以高位地址线 FLASH_A19 引脚接至 FPGA 以控制 FLASH 高低页的访问。

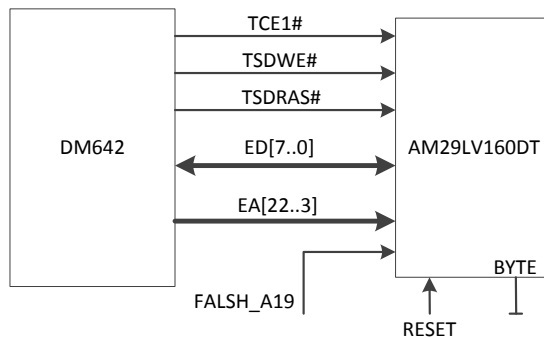


图 4-3 FLASH 存储器扩展示意图

4) SDRAM 扩展

本设计选用 Micron 公司的两片 SDRAM 芯片 MT48LC4M32 进行 DM642 片上存储空间（包括数据空间和程序空间）扩展，如图 4-4 所示。DM642 的 TSDCKE 引脚接 SDRAM 的 CLK，为 MT48LC4M32 提供时钟；TCE0#引脚为

存储空间选择；TBE[7:0]引脚分别连至两片 SDRAM 的 DQM[3:0]，用于实现高低位字节控制^[43]。

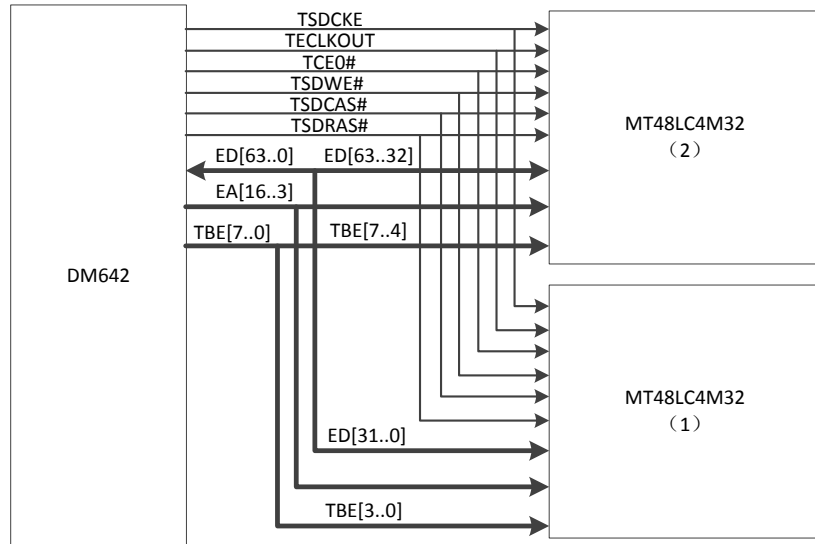


图 4-4 SDRAM 存储器扩展示意图

4.1.2 环境噪声采集通道设计

4.1.2.1 麦克风输入电路设计

麦克风是将声音信号转换为电信号的能量转换器件，学名为传声器。根据英特尔 AC97 音频接口规范，机箱上的音频接口（包括耳机和麦克风）为 3.5 毫米微型插座，并分为开关型和无开关型，如图 4-5 所示。本系统所使用的麦克风、耳机插座均为开关型，当没有插头插入时，2/3、4/5 端是连通的；当插头插入时，2/3、4/5 端断开。

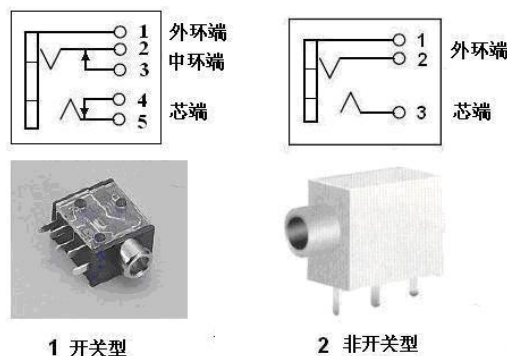


图 4-5 3.5 毫米微型插座示意图

对于 3.5 毫米插头，一般可分为二芯和三芯。二芯插头一般用于麦克，三芯插头一般用于立体声音耳机。现在二芯插头很少，所以本系统所使用麦克风、耳机插头均为三芯。麦克风、耳机插头的三芯接线如图 4-6 所示。

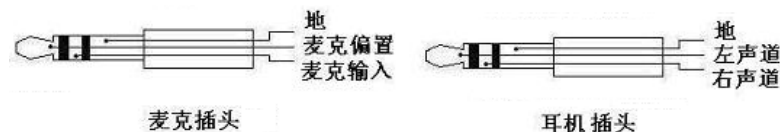


图 4-6 3.5 毫米插头示意图

对于没有麦克风偏置的应用场合，三芯的麦克风插头一般有两种接法，一是将麦克风输入和麦克风偏置短接作为麦克风输入；二是将麦克风偏置和地短接作为地，本系统使用前者方式连接麦克风，如图 4-7 所示，其余三路同此路完全相同。

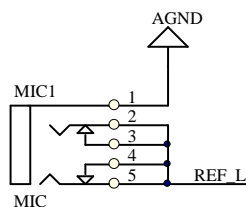


图 4-7 麦克风输入电路

4.1.2.2 ADC 信号调理电路设计

ADC 信号调理电路如图 4-8 所示，将麦克风采集的参考信号变换为 ADC 可以接受的信号范围。麦克风输出电压一般为几十 mV 到几百 mV，信号首先经过一个电压跟随器，提高带负载能力。因为主动噪声控制基本只对低频噪声有效，高频噪声主要靠物理屏蔽，所以电压跟随器接二阶低通滤波器，截止频率为 2kHz。其他 3 路信号采用相同的设计。信号调理、滤波中使用的运算放大器为 TI 公司的低功耗、单电源、轨到轨输入/输出高性能运放 OPA2344，每一个芯片上集成 2 个运算放大器。

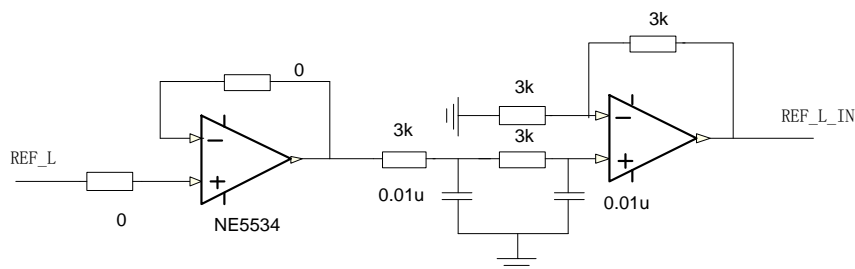


图 4-8 ADC 信号调理电路

4.1.2.3 ADC 电路设计

AD7864-2 电路如图 4-9 所示， V_{inxA} 、 V_{inxB} 为模拟输入，对于 AD7864-2 (0-

5V) 应用, V_{inxB} 必须接地, V_{inxA} 接输入模拟信号, 分别为 2 路参考信号、2 路误差信号; \overline{CS} 为芯片片选端, 低电平有效; $\overline{CONVERT}$ 为开始转换输入引脚, 该引脚一个上升沿会使选中的通道开始进行 AD 转换; $\overline{H}/S\ SEL$ 为输入引脚, 低电平设置 ADC 为硬件模式, $SL1-SL4$ 配置通道选择, 高电平设置 ADC 为软件模式, 通过寄存器配置通道选择; $CLKIN$ 为外部时钟输入, 通过改变输入时钟频率控制 AD7864-2 转换速率; \overline{CS} 、 $\overline{CONVERT}$ 、 $\overline{H}/S\ SEL$ 、 $CLKIN$ 、 $SL1-SL4$ 等控制信号全部接到 FPGA, 通过逻辑控制 AD7864-2 转换数据; $DB11-DB0$ 为 12 为并行数据位, 接到 FPGA 实现对 AD7864-2 寄存器或数据进行读写。

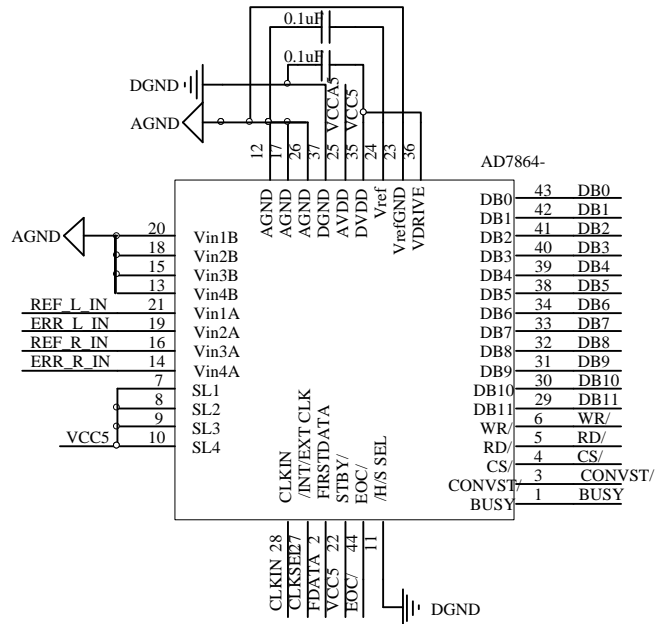


图 4-9 AD7864-2 电路设计

4.1.3 音频信号产生通道设计

4.1.3.1 DAC 电路设计

PCM1792 电路设计框图如图 4-10所示, MDO 、 MDI 、 MC 、 MS 为 SPI 接口, 用于读写 DAC 片上的寄存器; $LRCK$ 、 $DATA$ 等为 I2S 接口, 用于接收 FPGA 传入的音频数据; I_{outL+} 、 I_{outL-} 、 I_{outR+} 、 I_{outR-} 为转换后模拟电流输出, 接信号调理电路; BCK 、 SCK 分别为数据位写入时钟、系统时钟输入端, 具有很高的频率, 所以 BCK 、 SCK 应该接到 FPGA 的时钟引脚 PLLOUT 上, 这类型时钟引脚经过特定的硬件优化, 具有更高的频率和更小的时钟抖动, 其他引脚应该接到 FPGA 的用户 I/O 引脚上, 也可把 BCK 、 SCK 接到专

用时钟芯片 PLL1700 时钟输出引脚。

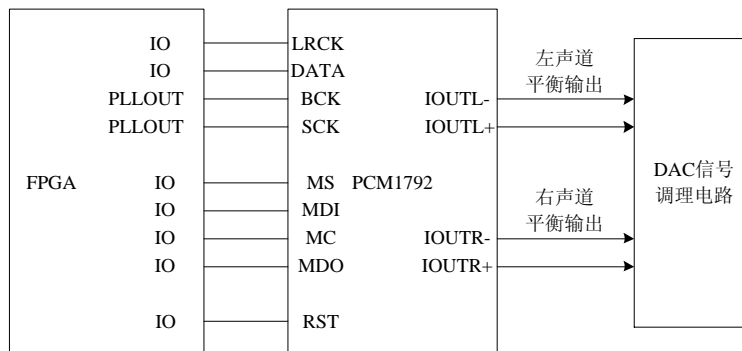


图 4-10 PCM1792 电路设计

因为 DA 转换模块是整个主动噪声控制卡产生纯音信号的关键，而且 *BCK*、*SCK* 信号具有很高的频率，这就要求在 PCB 设计时给予特殊关注，尽量减少引入的噪声保证输出模拟信号的性能。

- (1) 在每个电源引脚附近都使用钽电容配合独石电容进行电源滤波，这样能更加有效滤除电源引脚上的低频和高频干扰。
- (2) 将所有地引脚就近接地，减小由引线产生的寄生电容、寄生电感等。
- (3) 将整个 PCB 划分为模拟区和数字区，模拟信号和数字信号分别布线，防止高频数字信号对模拟信号造成干扰，引入噪声^[44]。

4.1.3.2 DAC 信号调理电路设计

PCM1792 输出的电流信号经过 I/V 变化、平衡转非平衡、功放等电路转换成可以驱动专业耳机或通用耳机的功率信号。DAC 信号调理电路如图 4-11 所示。

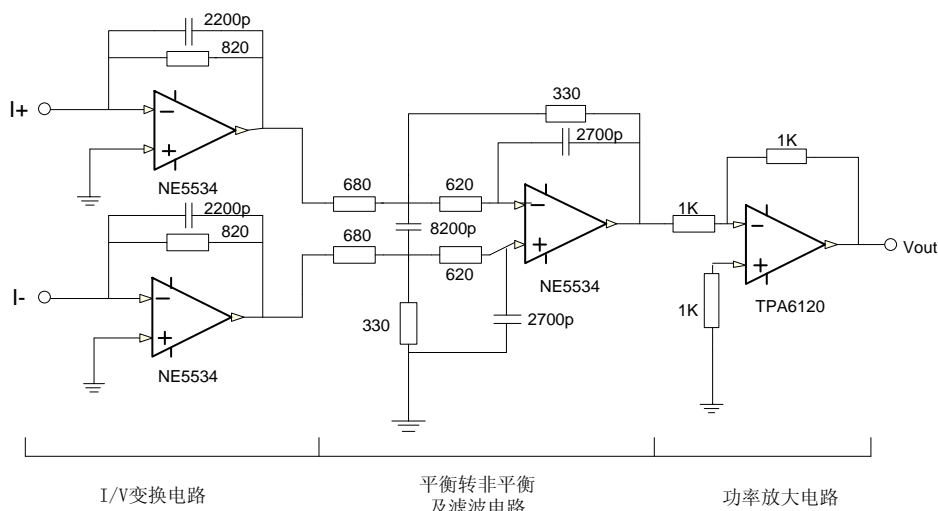


图 4-11 DAC 信号调理电路

1) I/V 变换电路设计

其余三路 DAC 电流输出也需要经过 I/V 变换电路将电流信号转换成电压信号。运算放大器使用 TI 公司的 NE5534，其共模抑制比为 100dB， $\pm 3V$ 到 $\pm 20V$ 的宽电源电压范围，另外外部引脚可加补偿电容以提高运放性能。

2) 平衡转非平衡电路设计

PCM1792 采用平衡方式输出电流信号 (I_{outL+} 、 I_{outL-})。在一些高级的音频系统中，一般都会采用平衡传输方式对音频信号进行传输，这样可以有效抑制共模干扰，提升音频信号质量。但是平衡传输方式无法驱动耳机负载，必须将平衡信号转换为非平衡信号。输出端电压 $V_{outL} \approx (V_{outL+} - V_{outL-})/2$ ，同时电路中还设计了低通滤波器，截止频率为 40kHz 左右，达到滤除音频信号中高频成分的目的。电路中的运算放大器使用 Linear 公司的低噪声、高精度运放 LT1028。

3) 功率放大电路设计

从 DAC 输出的电信号一般功率很小，不能用来直接驱动负载；功率放大电路就是将信号进行放大使其可以直接驱动专业耳机或通用耳机。本设计采用了 TI 公司的高保真耳机运算放大器 TPA6120，信噪比 120dB，最大负载为 32 欧，最大输出功率为 750mW，满足各种耳机的驱动需求。

4.1.3.3 耳机电路设计

信号经过功率放大电路就可以驱动耳机，耳机电路与麦克风电路类似，如图 4-12 所示，VR、VL 分别为左右声道。

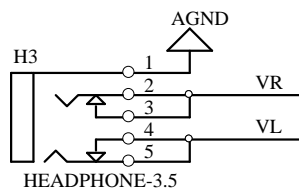


图 4-12 耳机电路

4.2 本章小结

本章在第 3 章硬件方案基础上，对 PCI 主动噪声控制卡进行详细的设计。控制卡使用高速 DSP DM642 作为 CPU，进行自适应算法处理；4 通道 AD 变换电路分别负责采集噪声参考信号、误差信号，经 ADC 信号调理电路送往 FPGA；DA 变换电路使用专用音频 DA 产生高精度纯音信号，经过 I/V 变换电路、平衡转非平衡电路、功率放大电路等驱动耳机发声；为避免高速数字信号对模拟信号产生干扰，本章还针对 DA 变换模块给出 PCB 设计建议。

第5章 软件设计

本章主要针对第3章系统软件方案的需求及用例分析，进行类设计，之后对系统所需数据表进行设计，最后对软件界面进行设计。

5.1 类设计

5.1.1 软件设置

软件设计主要包括声卡测试、声音标定、测试流程编辑等功能；为了防止普通用户随意使用这些功能，专业医学人员或设备调试人员需要通过用户名和密码登录之后才能进行相应操作。软件设置类图如图5-1所示。

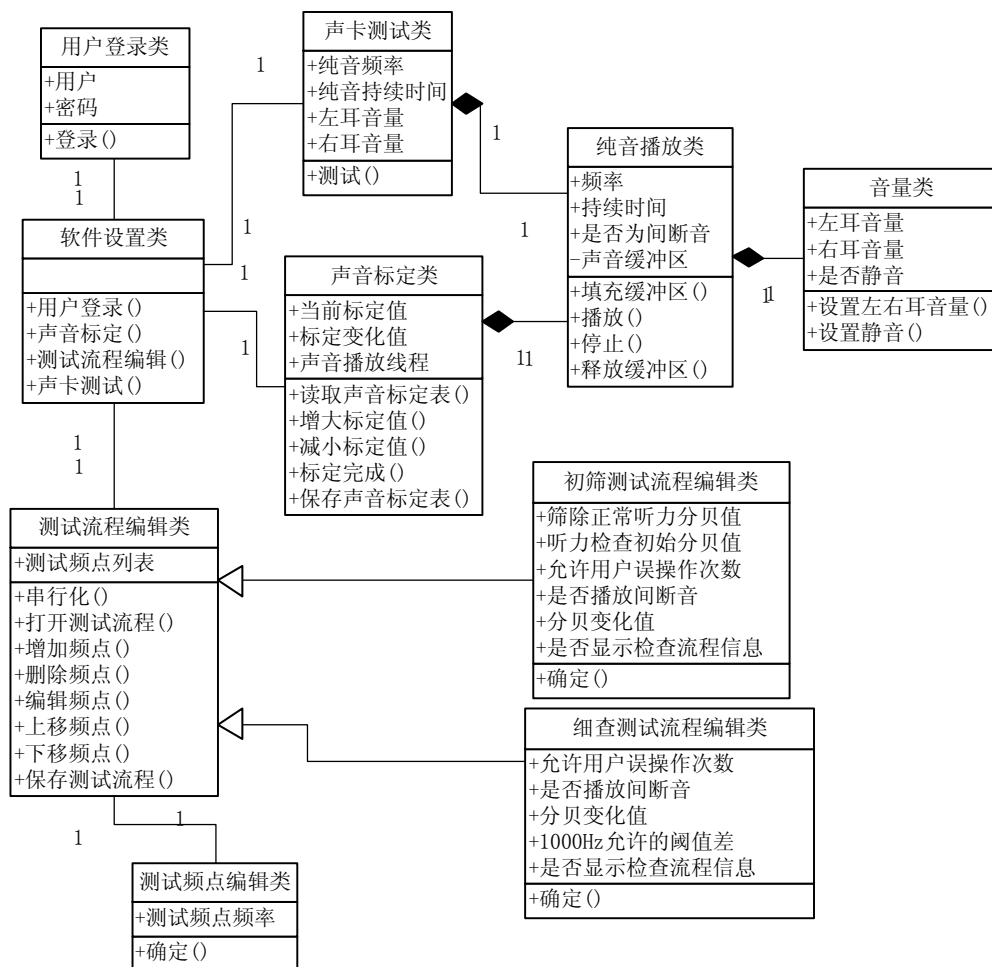


图 5-1 软件设置类图

1. 声卡测试类

设备调试人员测试声卡是否能够正常发出纯音信号，包括纯音信号频率、持续时间、左右声道音量值等。

2. 声音标定类

设备调试人员通过2.7节的方法利用声耦合腔、声级计等标准仪器对系统音量进行声压级标定。

- 声音播放线程：为声音播放单独启动一个线程。否则，若主程序和声音播放程序采用同一个线程，则播放声音时，程序必然无法响应用户点击，界面卡死。当声音播放线程启动之后，主程序一直处于等待用户响应状态；一旦监测到用户响应，首先停止声音播放线程，接着处理用户响应，则可避免主程序卡死。
- 读取、保存声音标定表：使用 ADO 数据库访问技术读取声音标定表中数据并显示在界面上；标定完成时，将标定后的声音标定数据再保存到声音标定表中。

3. 纯音播放类、音量类

通过 Windows 声音播放 API 实现纯音信号的产生和播放；通过 Audio Mixer Service API 实现左、右声道音量大小的控制。

- 声音缓冲区：存放产生的纯音声音数据。缓存区长度是使用2.6节中方法由采样率、持续时间、频率计算出来的。
- 是否为间断音：听力检查过程中，纯音信号是否为间断音，1-间断音，0-连续音。

4. 测试流程编辑类

医学专业人员根据用户需要，设计并填写相应初筛、细查测试流程。测试流程编辑包含初筛测试流程编辑、细查测试流程编辑。

- 测试频点列表：听力初筛流程、听力细查流程时所包含的测试频点列表。
- 分贝变化值：听力检查流程中，听力分贝值上升、下降值。
- 允许用户误操作次数：允许用户发生的误操作的次数。
- 是否显示检查流程信息：在听力检查过程中，是否在主界面上显示听力检查流程相关信息，包括检查耳（左、右）、频点、分贝值、是否听到等信息。
- 1000Hz 允许的阈值差：听力细查时，前后 2 次检查 1kHz 频率点处的听阈值之差

- 串行化：打开或关闭测试流程编辑功能时自动加载或保存当前已有参数设置。
- 增加、删除、编辑、上移、下移频点：修改听力测试流程包含的测试频点。

图 5-2 为设备调试人员进行声卡测试、声音标定序列图。首先设备调试人员通过正确的用户名和密码登录，进入声卡测试和声音标定功能界面。在进行声卡测试和声音标定的过程中，都会调用纯音播放类进行纯音播放，并使用音量类调节音量。

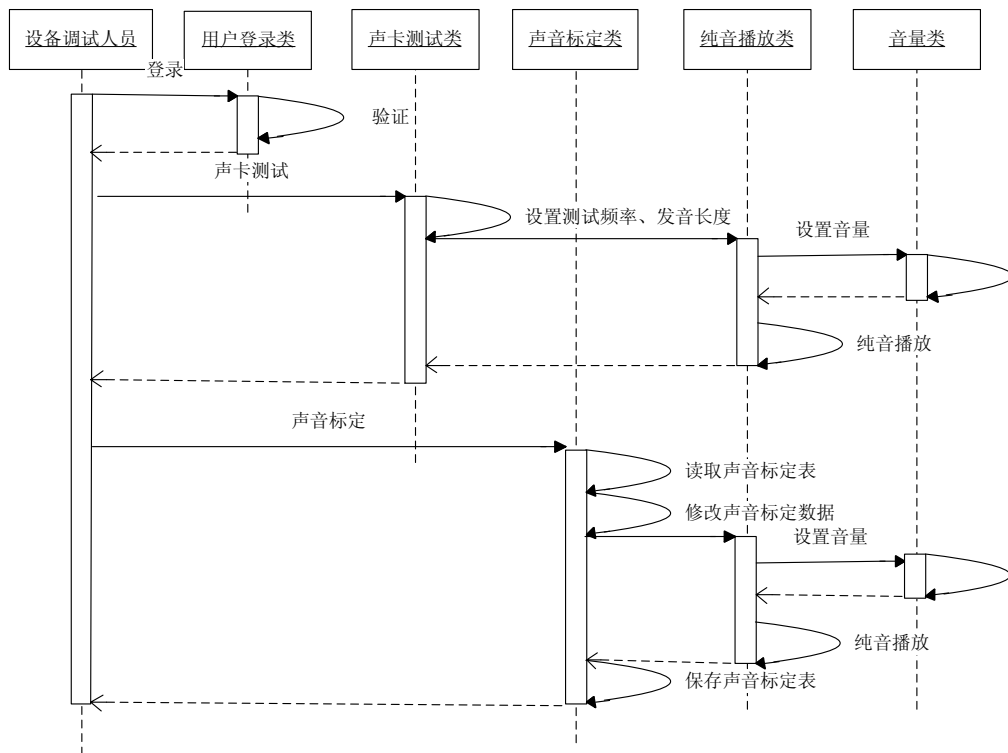


图 5-2 声卡测试、声音标定序列图

声音标定活动图如图 5-3 声音标定活动图所示。设备调试人员选择声音标定功能，加载声音标定面板，此时软件将打开声音强度表读取数据填入声音标定面板。此时开始播放纯音信号，通过修改声音标定数据使系统发声音量与其相应声压级对应，直到完成所有数据标定，保存声音强度表，返回到主面板。

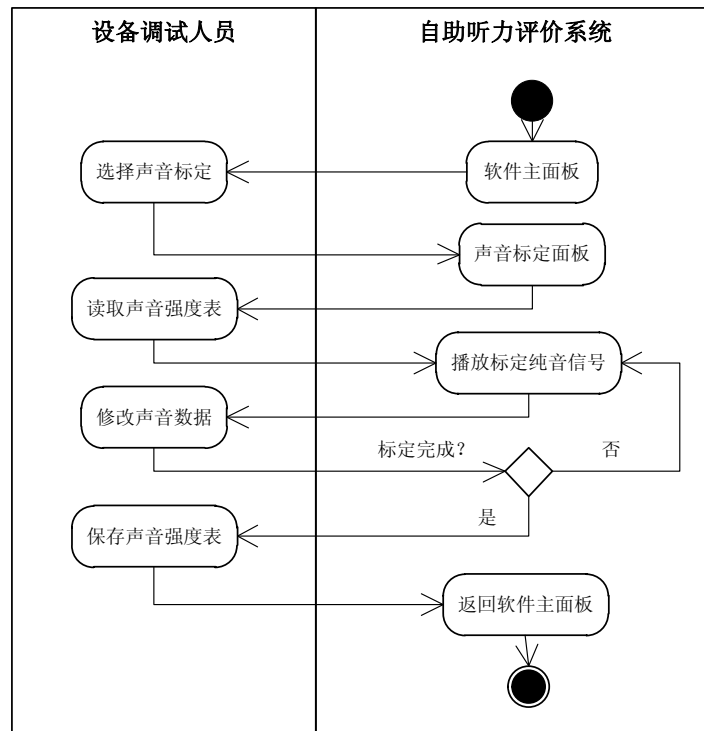


图 5-3 声音标定活动图

图 5-4为医学专业人员进行测试流程编辑序列图。首先医学专业人员通过输入正确的用户名和密码登录，进入测试流程编辑功能界面，之后读取测试流程进行初筛、细查测试流程编辑，并通过测试流程编辑类编辑测试流程频点，最后保存测试流程。

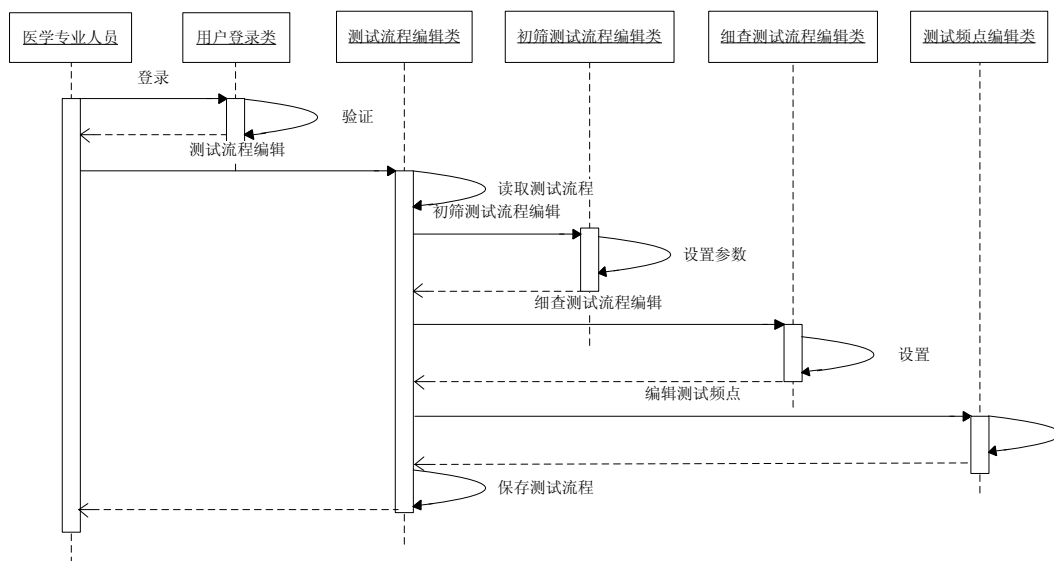


图 5-4 测试流程编辑序列图

测试流程编辑活动图如图 5-5 所示。医学专业人员选择测试流程编辑功能，加载测试流程编辑面板。面板加载之后，系统会新建一个默认测试流程，也可打开现有的测试流程，在其基础上进行修改。修改完成的测试流程在保存时会将会数据存入文件中，并将此测试流程加载为当前使用测试流程。

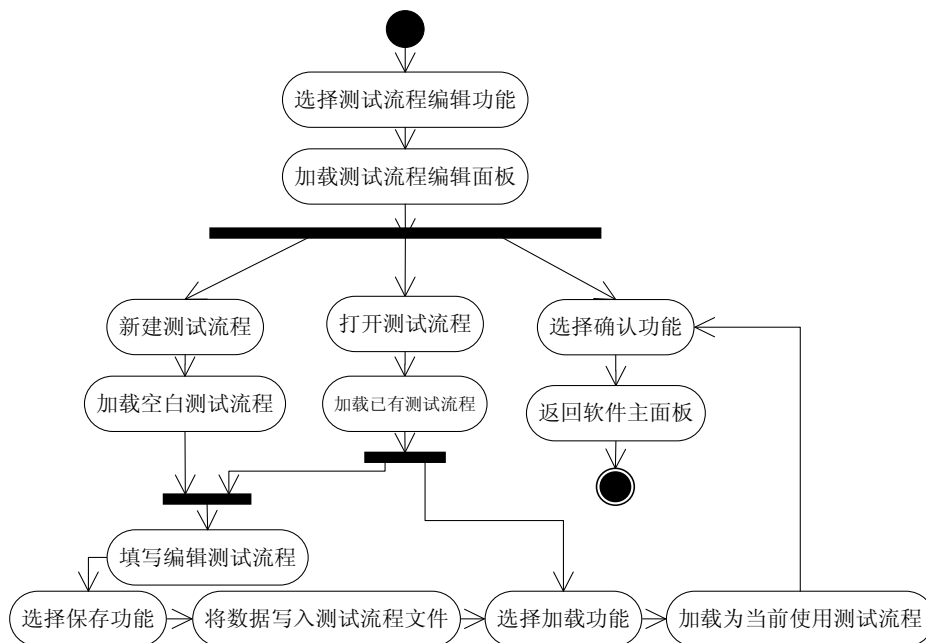


图 5-5 测试流程编辑活动图

5.1.2 听力检查

听力检查包含听力初筛、人工辅助听力检查、语音测评、听力问卷调查功能，其类图如图 5-6 所示。

1. 自助听力检查类

用户使用相应测试流程自助完成听力检查，包括听力初筛、听力细查。听力测试流程如 2.4 节描述。

- 听力检查模式：1-自助听力初筛，2-自助听力细查。
- 声音播放线程：为声音播放单独启动一个线程。否则，若主程序和声音播放程序采用同一个线程，则播放声音时，程序必然无法响应用户点击，界面卡死。当声音播放线程启动之后，主程序一直处于等待用户响应状态；一旦监测到用户响应，首先停止声音播放线程，接着处理用户响应，则可避免主程序卡死。
- 读取测试流程：读取“软件设置”中预先定义好的初筛测试流程或细查测试流程作为听力检查流程。

- 用户信息输入：当用户需要保存听力检查结果时，会提示输入用户信息。

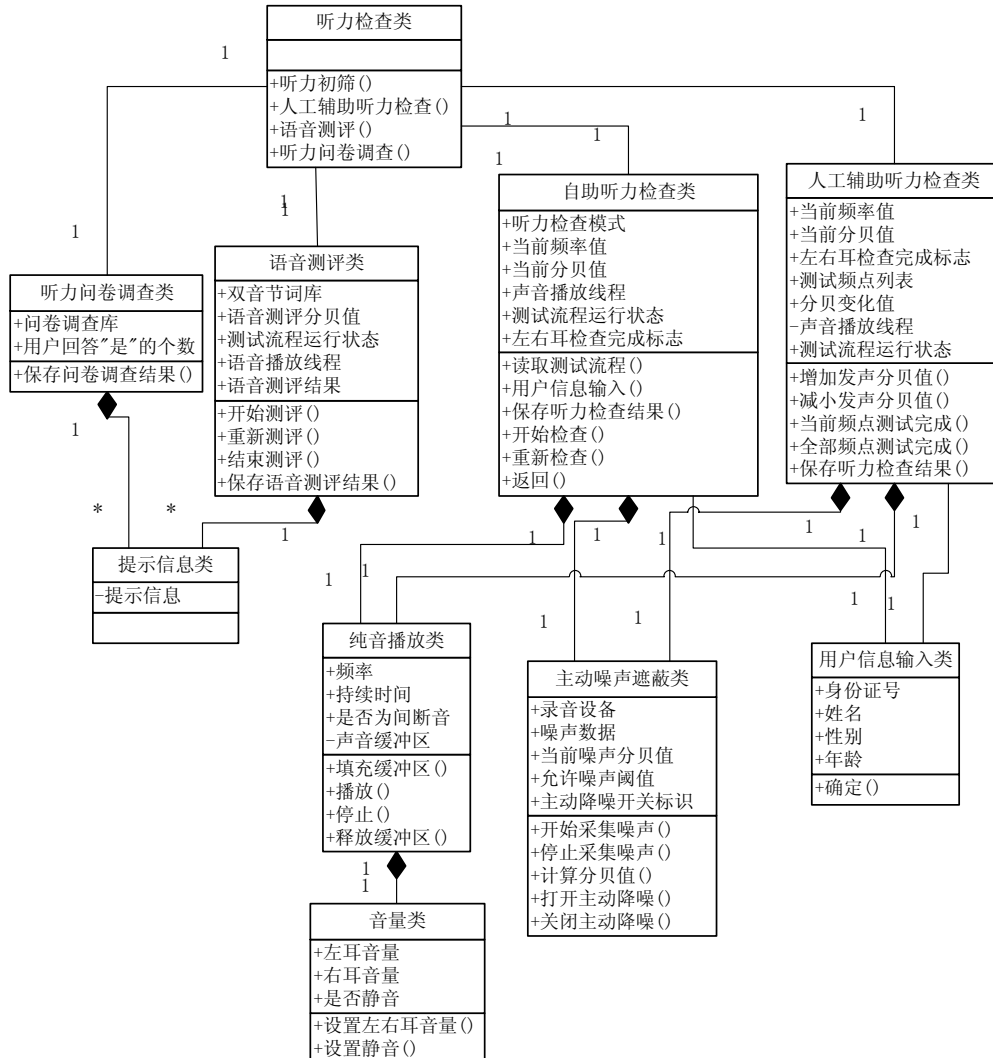


图 5-6 听力检查类图

2. 人工辅助听力检查类

对于特殊用户，可以在医学专业人员的协助下完成听力检查。该功能与传统的听力检查过程相似。预先设定好待检查听力频点，在进行人工辅助听力检查时，医学专业人员首先选择一个频点，并选择一个合适的分贝值发声，询问用户是否听到；根据用户的反应（是否听到），适当调整该频点发声分贝值，直到减小发声分贝值，用户听不到，而增大发声分贝值，用户听到时，就测得该频点听力阈值，之后再进行下一频点测试，直到所有频点均测试完成。

- 测试频点列表：专业医学人员可以进行听力测试的频点列表。各个频点为预先设定好的，不可添加、删除频点。

- 分贝变化步进值：专业医学人员控制测试频点分贝值增加、减小的变化量。
- 增加、减小发声分贝值：专业医学人员在听力检查过程中，通过修改发声分贝值确定用户该频点听力阈值。
- 当前频点测试完成：当医学专业人员通过调节发声分贝值和观察用户反映确定当前频点听力阈值，则暂存当前频点听力阈值，并可以改变测试频点进行下一频点测试。

3. 问卷调查类

用户通过回答一系列日常生活问题快速定性评价听力损失水平

- 问卷调查库：如 2.3 节所述。

4. 语音测评类

通过用户对特定词汇的正确识别率来考查对自然语言的接收与理解的能力。语音测评方法如 2.5 节所述。

- 双音节词库：如表 2-1 所示。
- 语音发声分贝值：语音测评时，词语发声分贝值。
- 语音测评结果：在一定分贝值下，用户对于词汇的正确识别率。

5. 主动噪声遮蔽类

主动噪声遮蔽功能通过麦克风采集周围环境噪声，计算其分贝值，然后与设定的噪声阈值进行比较，决定是否打开系统主动降噪功能。

- 录音设备：通过该变量操作物理录音设备，如麦克风等。
- 允许噪声阈值：不打开主动降噪功能所允许的最大环境噪声分贝值。
- 计算分贝值：利用 2.8 节所述方法计算周围环境分贝值。
- 打开、关闭主动降噪：根据环境噪声大小，通过与允许噪声阈值比较，决定是否打开主动降噪功能。

6. 用户信息输入类

当用户需要保存听力检查结果时，会提示输入用户信息，包括身份证号、姓名、性别、年龄，方便保存听力评价结果之后，按照身份证号进行结果查询。

听力初筛序列图如图 5-7 所示。用户选择听力初筛功能，自助听力检查类首先加载预先设定的初筛测试流程，然后调用纯音播放类和音量类按照测试流程完成听力检查；在听力检查过程中，计算环境噪声分贝值，决定是否需要打开主动降噪功能；听力检查完成后，绘制听力曲线，如 2.2 节所述，并依 2.1 节完成听力障碍定级，最后完成听力评价结果保存。

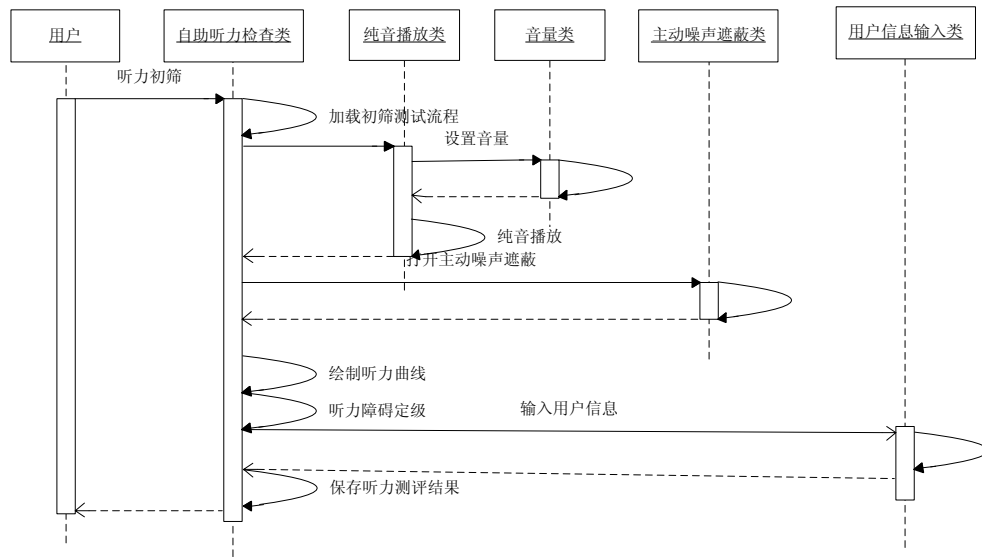


图 5-7 自助听力初筛序列图

听力初筛活动图如图 5-8所示。由活动图可以看出快速测查就是用户和系统，通过测试界面和耳机播放纯音信号进行交互的过程。

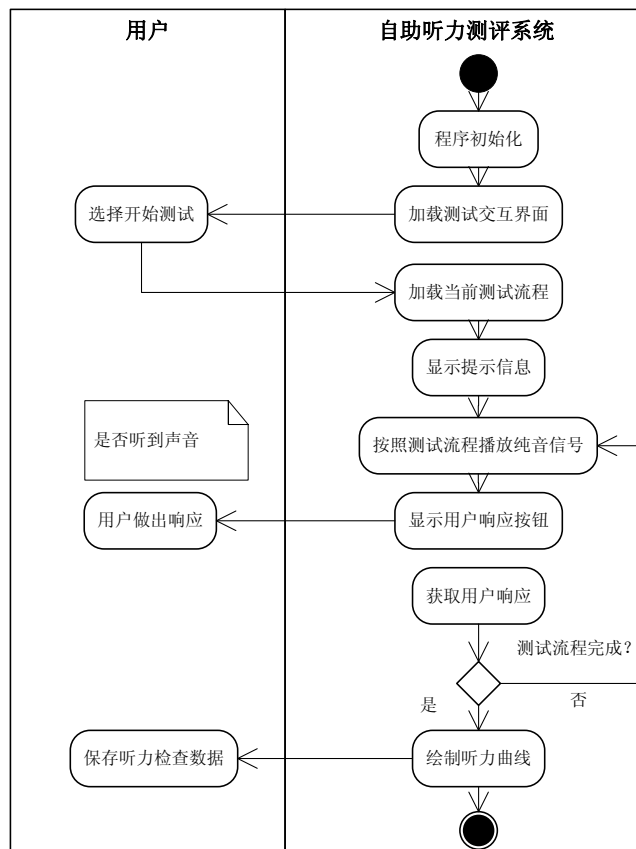


图 5-8 听力初筛活动图

5.1.3 助听体验

助听体验包括听力细查和助听器验配功能，其类图如图 5-9所示。听力细查测试流程按照2.4节描述进行，其过程同听力初筛相似。

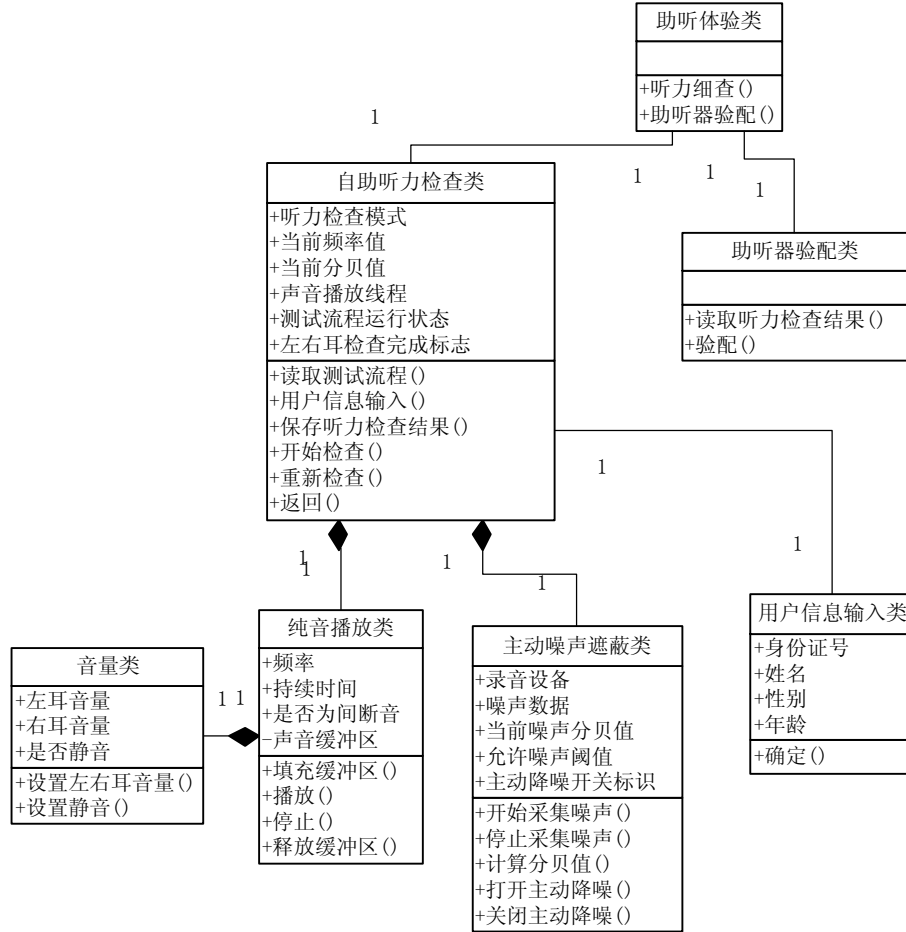


图 5-9 助听体验类图

助听器验配活动图如图 5-10所示，首先用户选择助听器验配功能，输入身份证号码，查询有效听力细查数据，选择左右耳进行验配；验配数据准备好之后，系统软件自动打开助听器验配平台 Unity 5，同时打开鼠标模拟软件，该软件向 Unity 5 中添加相关验配数据，并点击相应按钮完成助听器验配，之后自动关闭鼠标模拟软件和 Unity 5 应用程序，完成助听器验配。

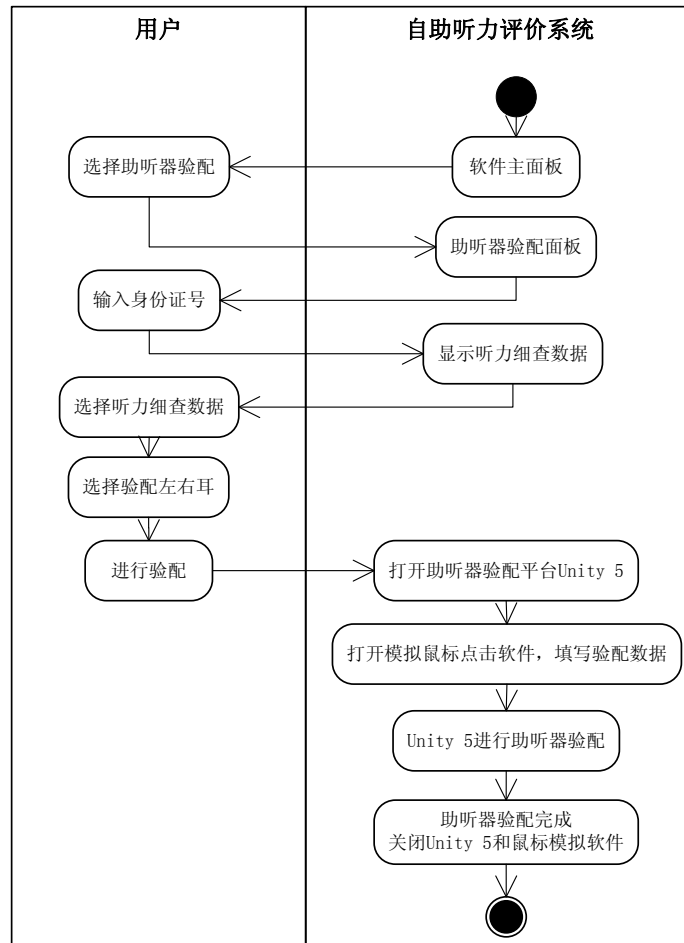


图 5-10 助听器验配活动图

5.2 数据表设计

5.2.1 声音标定数据表设计

设备调试人员对自助听力评价系统发出的纯音信号进行标定，需要将标定数据保存到数据文件中进行读写，因此需要设计数据表分别用于存储左耳和右耳声音标定数据。

按照2.7节中描述，对于听力检查的各个频点，从 10dB 开始，每隔 10dB 进行一次标定，直到 120dB 为止。听力检查各频点一般为 125Hz、250Hz、500Hz、1kHz、2kHz、4kHz、6kHz、8kHz^[45]。因此，左耳声音标定数据表 soundMarkL 横列表示频点频率，纵列表示分贝值，每个格表示该频点在该分贝值下所对应的声音标定值，为计算机表示音量值的无符号整型数。右耳声音待标定数据表 soundMarkR 的设计同 soundMarkL 完全相同。

5.2.2 用户信息数据表和听力评价结果数据表设计

为使自助听力评价系统具有听力检查结果保存、查询功能，系统必须能够保存用户身份信息和听力评价结果，因此设计数据表 `userInfo` 和 `testInfo`，分别用于存储用户身份信息和听力评价结果。

用户信息数据表 `userInfo` 如表 5-1 所示。

表 5-1 用户信息数据表

名称	数据类型	长度	说明
身份证号码	字符串	18	
姓名	字符串	15	
性别	整型		0-男；1-女
年龄	整型		

听力评价结果数据表 `testInfo` 如表 5-2 所示。

表 5-2 听力评价结果数据表

名称	数据类型	长度	说明
身份证号	字符串	18	
第几次听力评价	整型		
评价时间	字符串	30	
是否正常听力	布尔		1-是；0-否
正常听力分贝值	整型		
初筛频点个数	整型		小于等于 10
初筛频点频率值	整型数组	10	
初筛左耳听阈值	整型数组	10	
初筛右耳听阈值	整型数组	10	
左耳听力等级评定	整型		0~4（正常~极度严重）
右耳听力等级评定	整型		
细查频点个数	整型		小于等于 10
细查频点频率值	整型数组	10	
细查左耳听阈值	整型数组	10	
细查右耳听阈值	整型数组	10	
问卷调查结果	整型		
语音测评结果	双精度		正确识别率 0.0~1.0 之间
语音发声分贝值	整型		

5.3 界面设计

为了使老年人和残障人士方便使用自助听力评价系统，系统软件除运行稳定外，操作界面友好也是至关重要的。该软件是在 Visual Studio 2005 平台上开发的基于 MFC 的应用程序，MFC 控件、界面非常单调。为使系统软件界面友好，开发过程中使用了大量的第三方控件、界面库等，并使用 Photoshop 对

部分界面进行美化。下面依次介绍系统软件各主要界面设计。

5.3.1 主界面

软件主界面如图 5-11所示。背景文字“健康听力，幸福人生”为 2013 年第 14 届“全国爱耳日”主题。界面包含听力检查、助听体验、爱耳常识、信息管理、初次评估功能。爱耳常识调用爱耳知识宣传 PPT；初次评估便于用户清除其他用户的听力检查数据，避免保存检查结果时混淆。在主界面上按下键盘 F2 按键，可以进入用户登录界面，输入正确用户名和密码之后进入软件设置界面。



图 5-11 系统软件主界面

5.3.2 软件设置界面

软件设置主要包括测试流程编辑、声音标定、声卡测试功能。测试流程编辑界面如图 5-12所示，包含初筛测试流程、细查测试流程，可以打开、保存测试流程等。声音标定界面如图 5-13所示，上面表格为左耳声音标定数据，下面表格为右耳声音标定数据；表格都是可编辑的，支持手动输入数据；通过右侧按钮修改标定数据。声卡测试界面如图 5-14所示，包括调节左右耳音量、纯音信号频率及持续时间等。



图 5-12 测试流程编辑界面

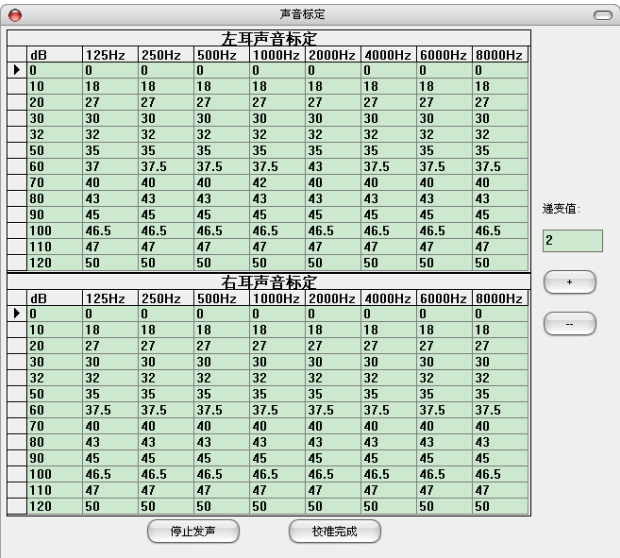


图 5-13 声音标定界面

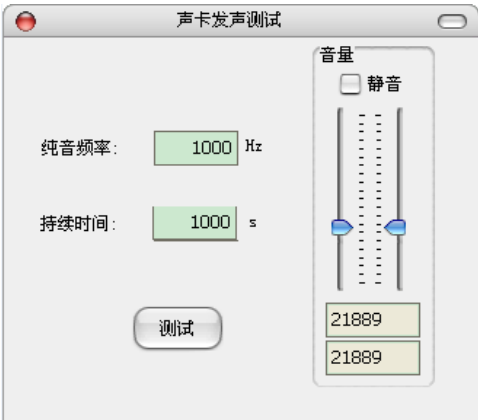


图 5-14 声卡测试界面

5.3.3 听力检查界面

听力初筛界面如图 5-15、图 5-16所示。图 5-15为听力初筛正在进行界面，用户点击“已听到”、“未听到”，界面显示听力检查流程信息；图 5-16为听力初筛完成界面，根据听力阈值绘制听力曲线，并给出建议。



图 5-15 听力初筛正在进行界面

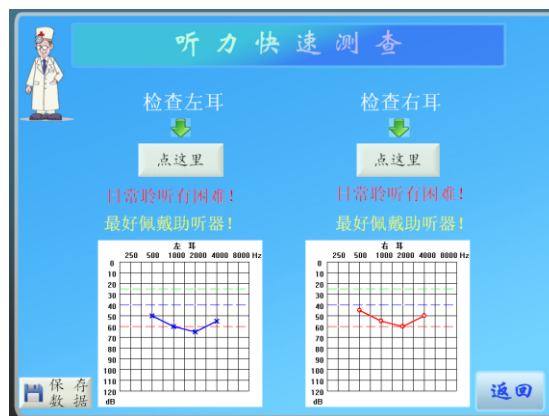


图 5-16 听力初筛完成界面

语音测评界面如图 5-17所示。右上角滑动条可以调节发声分贝值，当进行语音测评时，滑动条不可调节；下方为图片和词语，供用户点击；界面包含重新测试、没听清、返回等功能，完成语音测评之后，还会出现保存数据功能。听力问卷调查界面如图 5-18所示，用户点击之后就会出现下一条问题。



图 5-17 语音测评界面



图 5-18 听力问卷调查界面

人工辅助听力检查界面如图 5-19所示，医学专业人员填写音量分贝值，并选取当前测试频率，控制音量变化、保存数据等。

5.3.4 助听器验配界面

助听器验配界面如图 5-20所示。首先用户输入身份证号，查询听力检查结果，然后选择左右耳进行助听器验配。



图 5-19 人工辅助听力检查界面

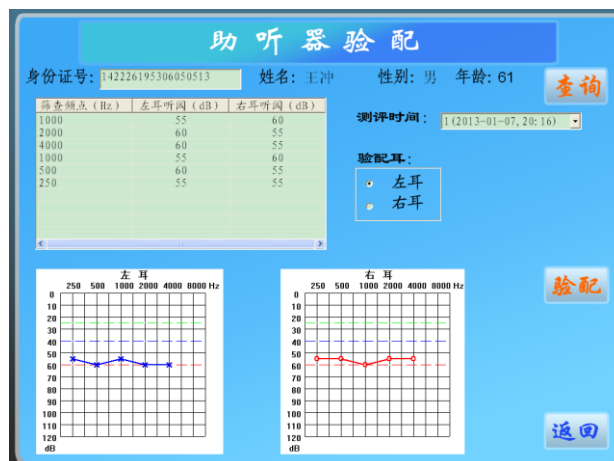


图 5-20 助听器验配界面

5.3.5 听力评价结果查询界面

听力评价结果查询界面如图 5-21所示。首先用户输入身份证号，然后选择听力测评时间（用户包含多次听力测评），最后选择测评方式，听力初筛或者听力细查。其他信息包含：左右耳听力评价、听力问卷调查结果、语音测评结果、听力曲线图等。

5.3.6 爱耳常识宣传

爱耳常识宣传 PPT 如图 5-22所示，包含认识耳朵、人工耳蜗、纯音测听、老年听力损失、听力障碍、康复过程、助听器、噪声性聋 8 方面主要内容。

图 5-21 听力测评结果查询界面



图 5-22 爱耳常识宣传

5.4 本章小结

本章在第 3 章软件方案基础上，对系统软件进行设计。首先针对系统软件需求划分类，然后详细介绍了各个类的设计，包括主要属性和方法，并给出各个功能序列图；然后针对声音标定设计了声音标定数据表，针对听力评价结果信息保存和查询设计了用户信息数据表和听力评价结果数据表；最后使用第三方控件、界面库等设计了友好的软件操作界面，方便老年人和残障人士使用。

第6章 系统校准及测试

本章首先对系统声音进行标定，然后对纯音信号精度进行测试，最后对系统软件各个功能进行完整测试。

6.1 声音标定

自助听力评价系统作为听力检查设备，只有经过标定才具有实际意义，否则其测试结果不可靠。本系统的标定在中国聋儿康复研究中心的专业测听室进行，满足纯音气导测听国家标准对测听环境噪声的要求^{[28]12-15}。通过同中国聋儿康复研究中心专家研究商讨，制定声音标定过程如图 6-1所示，使用对比标定的方法。自助听力评价系统经过气导耳机、声耦合腔连接到声级计；标准纯音听力计经过气导耳机、声耦合腔连接到声级计，图中的纯音听力计、声级计都是经过检定的^[46]。具体标定过程为：修改5.2节中所描述声音标定数据使自助听力评价系统发出的声音在声级计上示数与纯音听力计相应分贝值发声时声级计示数相同。

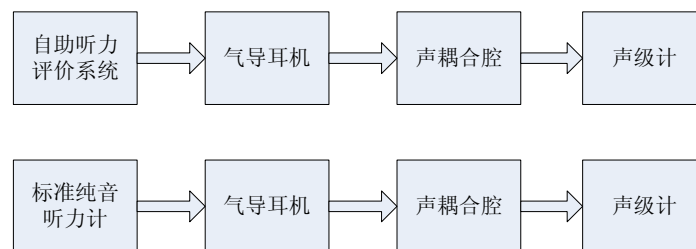


图 6-1 自助听力评价系统声音标定过程

如图 6-1所示，气导耳机选用 TDH39，该耳机为医学专用听力计气导耳机；声耦合腔选用 AWA6163 型仿真耳，专用于模拟人耳声学特性，符合医用声耦合腔国家标准，频率范围 100~8000Hz，主要用于听力计校准等。左耳、右耳标定结果如表 6-1、表 6-2 所示，当纯音听力计分别发出 10dB、20dB、...、120dB 声音时，通过查看两组声级计示数，分别对左右耳标定数据进行修改；当两个声级计示数相同或接近时，即完成声音标定。

表 6-1 左耳声音标定数据

Freq dB	125Hz	250Hz	500Hz	1kHz	2kHz	4kHz	6kHz	8kHz
10	63	63	63	63	63	63	63	63
20	114	114	114	114	114	114	114	114
30	237	237	237	237	237	237	237	237

表 6-1 左耳声音标定数据（续表）

40	487	487	487	487	487	487	487	487
50	1005	1005	1005	1005	1005	1005	1005	1005
60	1585	1585	1585	1585	1585	1585	1585	1585
70	3162	3162	3162	3162	3162	3162	3162	3162
80	5012	5012	5012	5012	5012	5012	5012	5012
90	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000
100	19953	19953	19953	19953	19953	19953	19953	19953
110	31623	31623	31623	31623	31623	31623	31623	31623
120	44668	44668	44668	44668	44668	44668	44668	44668

表 6-2 右耳声音标定数据

Freq dB	125Hz	250Hz	500Hz	1kHz	2kHz	4kHz	6kHz	8kHz
10	63	63	63	63	63	63	63	63
20	114	114	114	114	114	114	114	114
30	237	237	237	237	237	237	237	237
40	487	487	487	487	487	487	487	487
50	1005	1005	1005	1005	1005	1005	1005	1005
60	1585	1585	1585	1585	1585	1585	1585	1585
70	3162	3162	3162	3162	3162	3162	3162	3162
80	5012	5012	5012	5012	5012	5012	5012	5012
90	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000	10000
100	19953	19953	19953	19953	19953	19953	19953	19953
110	31623	31623	31623	31623	31623	31623	31623	31623
120	44668	44668	44668	44668	44668	44668	44668	44668

6.2 纯音信号精度测试

自助听力评价系统必须保证纯音信号的精度，才能确保听力检查结果的准确性，使用“声卡发声测试”功能（如图 6-2）对声音精度进行测试。在测试过程中，将系统纯音信号通过耳机引出来，然后使用安捷伦 53220A 通用频率计数器进行随机测试，对各个频点分别测试 20 次，其平均值如表 6-3所示，完全满足误差小于 $\pm 1\%$ 的要求。

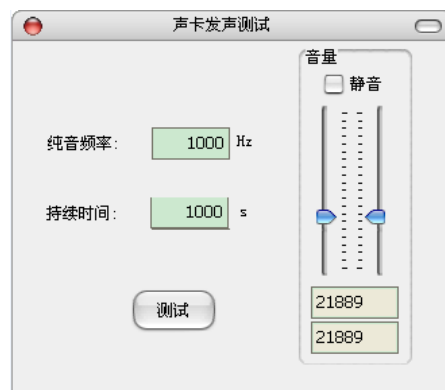


图 6-2 声卡发声测试界面

表 6-3 标称频率与实测频率及误差

示值频率/Hz	实测频率/Hz	误差
125	124.45	0.44%
250	249.64	0.14%
500	500.50	0.10%
1000	1001.32	0.13%
2000	1995.74	0.21%
4000	4002.34	0.06%
8000	8030.20	0.38%

6.3 功能测试

自助听力评价系统运行于 Windows XP 操作系统，且必须安装 Office 2003、VC++ 6.0。下面分别对系统各个功能进行详细测试。

6.3.1 听力初筛

自助听力初筛按照2.4.1节中流程进行，对于左耳，筛查频点、发声分贝值及用户响应信息如表 6-4所示。先播放 1000Hz，25dB 纯音信号，用户“听到”，则播放 2000Hz，25dB 纯音信号，用户“未听到”，则跳到(3)。(3)先播放 1000Hz，70dB 分贝纯音信号，用户“听到”，之后以 10dB 一档降低音量，播放 60dB 纯音信号，用户“听到”，再降低 10dB，播放 50dB，用户“未听到”，然后以 5dB 一档增加音量，播放 55dB 纯音信号，用户“听到”，则 55dB 即为 1000Hz 频点的左耳听力初筛阈值，然后跳到(4)，以 1000Hz 频点听阈值降低 10dB，即 45dB 开始进行 2000Hz 频点测试；最终，2000Hz、4000Hz、500Hz 频点的左耳听力阈值分别为 50dB、45dB、40dB。通过观察表 6-4发现听力检查过程与2.4.1节描述完全相同，表明程序满足要求。

表 6-4 自助听力初筛频点、分贝值及用户响应信息

序号	左右耳	筛查频点 (Hz)	分贝值 (dB)	是否听到	序号	左右耳	筛查频点 (Hz)	分贝值 (dB)	是否听到
1	左耳	1000	25	已听到	10	左耳	2000	50	已听到
2	左耳	2000	25	未听到	11	左耳	4000	40	未听到
3	左耳	1000	70	已听到	12	左耳	4000	50	已听到
4	左耳	1000	60	已听到	13	左耳	4000	40	未听到
5	左耳	1000	50	未听到	14	左耳	4000	45	已听到
6	左耳	1000	55	已听到	15	左耳	500	35	未听到
7	左耳	2000	45	未听到	16	左耳	500	45	已听到
8	左耳	2000	55	已听到	17	左耳	500	35	未听到
9	左耳	2000	45	未听到	18	左耳	500	40	已听到

在听力检查过程中，出现表 6-5所示的听力逻辑错误，70dB 听到，75dB 却没有听到；80dB 听到，85dB 却没有听到；60dB 听到，65dB 却没有听到，则弹出如图 6-3所示的对话框进行提示，同时测试流程终止，清除所有测试数据重新从 1000Hz 开始进行测试。

表 6-5 自助听力初筛频点、分贝值及用户响应信息

序号	左右耳	筛查频点 (Hz)	分贝值 (dB)	是否 听到	序号	左右 耳	筛查频点 (Hz)	分贝值 (dB)	是否 听到
1	左耳	1000	25	未听到	10	左耳	1000	80	未听到
2	左耳	1000	70	已听到	11	左耳	1000	85	未听到
3	左耳	1000	60	未听到	12	左耳	1000	70	已听到
4	左耳	1000	65	未听到	13	左耳	1000	60	已听到
5	左耳	1000	70	未听到	14	左耳	1000	50	未听到
6	左耳	1000	75	未听到	15	左耳	1000	55	未听到
7	左耳	1000	70	未听到	16	左耳	1000	60	未听到
8	左耳	1000	80	已听到	17	左耳	1000	65	未听到
9	左耳	1000	75	未听到	18				

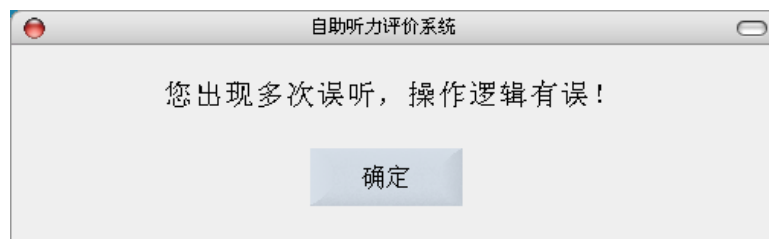


图 6-3 多次操作逻辑错误提示对话框

经过测试使用自助听力评价系统进行自助听力初筛，在 2 分钟之内即可完成，而使用纯音听力计需要 3~5 分钟才可完成，体现了本系统快速、准确、自助的特点。

6.3.2 听力细查

自助听力细查同自助听力初筛类似，不过细查具有更详细的检查流程，按照2.4.2节中流程进行，对于左耳，筛查频点、发声分贝值及用户响应信息如表 6-6所示。对于 1000Hz 频点，共有 3 次拐点，分别是 60dB、55dB、55dB，3 个拐点中 55dB 重合了两次，满足流程要求，则 55dB 为 1000Hz 频点听力阈值。由于听力细查测试流程繁琐，这里就不一一列出各频点听力阈值测试过程。对于第二次 1000Hz 听力阈值测试，3 次拐点分别为 60dB、55dB、60dB，所以 60dB 为听力阈值，与前一次 55dB 相差 5 分贝，满足测试流程要求，所以测试流程继续向下执行；否则，若两次听力阈值相差大于 5dB，就会弹出如图 6-4所示的对话框进行提示，同时测试流程终止，清除所有测试数据

重新从 1000Hz 开始进行测试。通过多次测试，并与纯音听力计结果进行比较，听力细查功能完全正常，符合要求。

表 6-6 自助听力细查频点、分贝值及用户响应信息

序号	左右耳	筛查频点 (Hz)	分贝值 (dB)	是否 听到	序号	左右 耳	筛查频点 (Hz)	分贝值 (dB)	是否 听到
1	左耳	1000	40	未听到	11	左耳	1000	50	未听到
2	左耳	1000	50	未听到	12	左耳	1000	60	已听到
3	左耳	1000	60	已听到	13	左耳	1000	50	未听到
4	左耳	1000	50	未听到	14	左耳	1000	55	已听到
5	左耳	1000	55	已听到	15	左耳	1000	45	未听到
6	左耳	1000	45	未听到	16	左耳	1000	50	未听到
7	左耳	1000	50	未听到	17	左耳	1000	55	未听到
8	左耳	1000	55	已听到	18	左耳	1000	60	已听到
9	左耳	2000	45	...	19	左耳	500	50	...
10	左耳	20	左耳

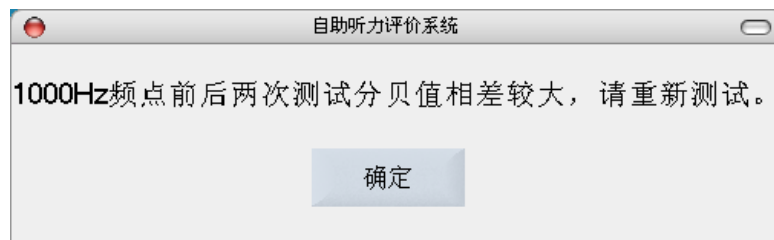


图 6-4 1000Hz 频点听力阈值不一致提示对话框

6.3.3 其他功能

6.3.3.1 人工辅助听力检查

进行人工辅助听力检查时，当前测试频点通过“当前频率”下拉列表选择，包括：250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz 6 个频点，通过“+”、“-”按钮来控制发声音量。医学人员根据用户反应确定当前分贝值是否为该频点听力阈值，如果认为是当前频点听力阈值，则点击“确定”按钮，当前频点及其听阈就会被暂时保存，并且可以通过点击列表进行下一频点测试，整个测试过程在 3 分钟内完成。通过多次测试，并与纯音听力计结果进行比较，人工辅助听力检查功能完全正常，符合要求。

6.3.3.2 语音测评

语音测评时，首先选定一个声音分贝值，然后点击“开始”按钮。在测评过程中，记录下每个已发声词语以及所点击的按钮，最后看发声词语是否有重复和用户实际词语正确识别率与软件测试结果显示的正确识别率是否相同。经过多个用户、不同分贝值的测试，得到完全正确的结果，即每次测试都没有重

复的发声词语，同时根据用户响应计算出的词语正确识别率与软件界面显示的测试结果完全相同，表明语音测评功能完全正常。

6.3.3.3 数据保存及听力评价结果查询

经过多次测试，用户身份信息和听力评价结果数据均能成功保存到数据文件。听力评价结果查询结果如图 6-5所示，首先输入身份证号，通过点击“测评时间”下拉列表选择查询的次数，通过点击“测评方式”下拉列表选择测评类型：听力初筛、听力细查、人工辅助听力检查等，测评数据就会自动添入相应位置；点击“打印”按钮可以将查询结果打印输出，如图 6-6所示。通过多次测试，听力测评结果查询和打印功能完全正确，符合要求。

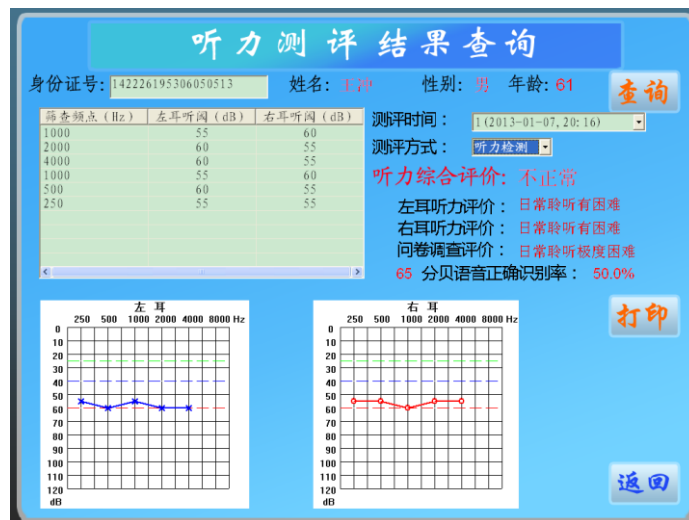


图 6-5 听力测评结果查询结果

听力测评结果

身份证号： 142226195306050513 姓名： 王冲 性别： 男
 这是您第 1 次的筛查结果
 筛查日期： 2013-01-07, 20:16 年龄： 61
 听力综合评价： 不正常
 左耳听力评价： 日常聆听有困难
 右耳听力评价： 日常聆听有困难
 问卷调查评价： 日常聆听极度困难
 65 分贝语音正确识别率： 50.0%

听力检测结果

筛查频点 (Hz)	左耳听阈 (dB)	右耳听阈 (dB)
1000	55	60
2000	60	55
4000	60	55
1000	55	60
500	60	55
250	55	55

图 6-6 听力测评结果打印

6.4 本章小结

本章首先按照测听设备校准相关标准要求使用听力计、声耦合腔、声级计等标准设备对系统发出纯音信号进行声压级标定；然后使用频率计对系统纯音信号精度进行测试，测试结果良好，满足设计要求；最后使用黑盒测试方法对系统各项功能进行测试，测试结果表明，系统各个功能均正常工作，满足设计要求。

结 论

本文在深入研究课题功能要求、技术指标的基础上，提出了系统总体方案，设计实现了自助听力评价系统，并对系统各个功能进行详细的测试。自助听力评价系统已经在中国聋儿康复研究中心正常使用，运行稳定，各项功能和技术指标均满足设计要求。

本文的主要研究成果如下：

1. 在深入研究和分析纯音听力检查相关国家标准的基础上，提出了自助听力检查方法，包括听力初筛方法和听力细查方法。听力初筛主要用于快速听力障碍定级；听力细查主要用于进行助听器验配。

2. 在深入研究和分析语言测听相关国家标准的基础上，提出了语音能力评估方法，根据词语正确识别率快速进行语音测评，达到考查自然语言理解能力的目标；另外采用听力问卷调查快速评价听力损失水平。

3. 设计了一系列宣传图片，其内容包括耳朵及人工耳蜗、听力障碍及听力康复、助听器等，用于提高爱耳护耳知识普及率，达到增强人群爱耳护耳意识的目的。

4. 在研究残疾人数据库的基础上，设计并实现了与残疾人数据库格式一致的用户听力评价结果数据文件。通过该文件可以查询用户听力评价结果，并为将来接入残疾人数据库提供方便，实现残疾人数据统一管理。

目前该系统在中国聋儿康复研究中心处于试运行阶段，经过一段时间试用若无任何问题，需要进行小批量生产并在典型示范点进行测试及完善，为将来向大范围城镇社区推广奠定基础。

参考文献

- [1] 宁康, 刘茁, 李丹等. 工作场所噪声致听力损失研究概况[J]. 中国职业医学, 2011, 38(6): 511~512
- [2] Parving A, Biering-sørensen M, Bech B, et al. Hearing in the Elderly \geq 80 Years of Age Prevalence of Problems and Sensitivity[J]. Scandinavian audiology, 1997, 26(2): 99-106.
- [3] Gates G A, Cooper Jr J C, Kannel W B, et al. Hearing in the Elderly: The Framingham Cohort, 1983-1985: Part 1. Basic Audiometric Test Results[J]. Ear and hearing, 1990, 11(4): 247-256.
- [4] 蒋涛, 邹凌. 老年性听力损失和干预策略现状和新进展[J]. 听力学及言语疾病杂志, 2006, 14(5): 363~368
- [5] 冯定香, 范燕妮, 郑灵芝. 中国听力康复行业政策法规现状与思考[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2010(2): 70~73
- [6] Richmond J B, Grossman H J, Lustman S L. A hearing test for newborn infants[J]. Pediatrics, 1953, 11(6): 634-638.
- [7] 韩德民. 防聋治聋, 任重道远[J]. 中国医学文摘(耳鼻咽喉科学), 2009, 24(1): 2~3
- [8] 王朝. 积极预防和早期干预听力障碍[N]. 保健时报, 2008-03-06 (1)
- [9] 陈振声, 韩睿, 李炬等. 听障老年人的助听器验配[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2007(5): 14~16
- [10] King Park. Design of integrated circuits for audiometric application[J], IEEE, 2001: 309~315
- [11] 冯勃, 王荣光. 第一台听力计的问世[J]. 国外医学(耳鼻咽喉科学分册). 2003, 27(6): 375~379
- [12] R.W. Stewart, E.Pine, D. Sweeney. A Digital Signal Processing Audiometric Workstation[J]. IEEE. 1997:2625~2626
- [13] 彭喜元, 王靖武. DDS 技术在智能听力计中的应用研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2000: 646~649
- [14] Norio NAKAMURA. Development of “MobileAudiometer” for Screening using Mobile Phones[J]. IEEE. 2004:3369~3372
- [15] 戴红娅. 听觉诱发反应多功能声刺激器设计[D]. 南方医科大学硕士论文.

- 2011: 9~11
- [16] 冯定香, 范燕妮. 畅听未来(2006-2009)与中国听力语言康复事业发展[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2010(1): 71~73
- [17] 黄丽辉, 韩德民, 张华. 我国听力学的崛起[J]. 中国医学文摘(耳鼻咽喉科学), 2004, 19(4): 210~214
- [18] Lueg. Process of Silencing Sound Oscillations. Genman Patent DRP 1933, No.655:508
- [19] Bouchard M, Quednau S. Multichannel. Recursive-least-squares Algorithms and Fast-transversal-filter Algorithms for Active Noise Control and Sound Reproduction Systems[J]. IEEE Trans. On Speech and Audio Prooeessing, 8(5), 606-618, 2000
- [20] Olson, HF. Electronic Sound absorber[J]. Joumal of the Aeoustical Soeiety of Ameriea. 1953(25):1130~1136
- [21] 马永炜, 缙新科, 杜先君. 基于 DSP 的有源噪声控制系统设计[J]. 自动化与仪器仪表, 2012(5): 33~34;37
- [22] E. A. Wan, Adjoint LMS, An Efficient Alternative to The Filtered-X LMS and Multiple Error LMS Algorithms[J], in Proc. IEEE Int. Conf. Acoustic, Speech, Signal Processing, Atlanta GA, 1996(3), 1842~1945
- [23] 王春云, 吴亚峰, 杨浩等. 多通道自适应主动噪声控制系统设计及实验[J]. 测控技术. 2011, 30(8): 57~59;63
- [24] M. RuPP, Saving Complexity of Modified Filtered-X LMS Algorithm[J]. IEEE Transactions On Circuits and Digital Signal Prooeessing. 1997,44(1):57~60
- [25] 孙喜斌. 第二次全国残疾人抽样调查听力残疾标准的制定[J]. 中国听力语言康复科学杂志. 2007(1): 10~13
- [26] 全国残疾人康复工作办公室聋儿康复协调组. 助听器验配工作指南(试行)[J]. 中国听力语言康复科学杂志. 2006(1): 12~15
- [27] GB/T7583-1987, 声学 纯音气导听阈测定 听力保护用[S]. 中国标准出版社, 1987: 7~8
- [28] GB/T16403-1996 声学 测听方法 纯音气导和骨导听阈基本测听法[S]. 中国标准出版社. 1996:7~8
- [29] GB/T 7341.4-1998 听力计 第四部分: 延伸高频测听的设备[S]. 中国标准出版社. 1998: 1~2
- [30] GB/T17696-1999 声学 测听方法 第3部分: 语音测听[S]. 中国标准出版

- 社. 1999: 4~9
- [31] 孙喜斌. 听力障碍儿童听觉、语言能力评估标准及方法[M]. 北京: 三辰影库电子音像出版社, 2009: 7~8; 22
- [32] 游兰菊. 不重复随机数的生成算法及应用[J]. 电脑知识与技术. 2011, 7(2): 359~361;369
- [33] Petzold C. Programming Windows®[M]. Microsoft Press, 2010:975~1077
- [34] 石磊. 通讯软件录音功能实现方法浅析[J]. 电脑与电信. 2006 (9): 34~36
- [35] 王东升. 分贝的由来和 1/3 倍频程算法[J]. 橡胶资源利用. 2005 (5): 45~46
- [36] 李刚, 曹叔翘. 噪声等效声级计算及表达探讨[J]. 中国卫生工程学. 2011, 10(4): 342~343
- [37] Texas Instruments. TMS320DM642 Video/Imaging Fixed-Point Digital Signal Processor[EB/OL]. (2005-5-21) [2012-6-17]. www.ti.com
- [38] 王跃宗, 刘京会. TMS320DM642 DSP 应用系统设计与开发[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2009: 7
- [39] Altera Corporation. Cyclone III Device Handbook[M]. Volume1, 2008:15
- [40] 庞红彪. 需求分析与软件可靠性保证[J]. 计算机光盘软件与应用, 2012(3): 97;242
- [41] Ding Jin-long. The Development and Application of DM642[J]. Shanxi Electronic Technology, 2008,(6):44~48
- [42] DUAN Da-gao, CUI Yan-song, DENG Zhong-liang. Hardware Design for Embedded Wireless Video Surveillance System Based on DM642[J]. Journal of Electron Devices, 2005, 28 (4): 839~841
- [43] HAO Xiao-hong, BAI Lu. Encrypted data transmission based on ethernet module DM642[J]. Journal of Lanzhou University of Technology, 2007, 33 (5): 81~84
- [44] 唐玉坤, 文泽生, 李长生. 高速 PCB 信号完整性设计及制造简述[J]. 印制电路信息. 2012(12): 21~24
- [45] GB/T7341.1-1998 听力计 第 1 部分: 纯音听力计[S]. 中国标准出版社. 1998: 7~8
- [46] JJG 388-2001 纯音听力计检定规程[S]. 国家质量监督检验检疫总局. 2002: 6

攻读硕士学位期间发表的论文

- 1 周洋，孙超. 一种快速自助听力检查方法设计及实现. 自动化技术与应用. 已录用

哈尔滨工业大学学位论文原创性声明和使用权限

学位论文原创性声明

本人郑重声明：此处所提交的学位论文《自助听力评价系统研制》，是本人在导师指导下，在哈尔滨工业大学攻读学位期间独立进行研究工作所取得的成果，且学位论文中除已标注引用文献的部分外不包含他人完成或已发表的研究成果。对本学位论文的研究工作做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式注明。

作者签名：周洋 日期：2013 年 7 月 5 日

学位论文使用权限

学位论文是研究生在哈尔滨工业大学攻读学位期间完成的成果，知识产权归属哈尔滨工业大学。学位论文的使用权限如下：

(1) 学校可以采用影印、缩印或其他复制手段保存研究生上交的学位论文，并向国家图书馆报送学位论文；(2) 学校可以将学位论文部分或全部内容编入有关数据库进行检索和提供相应阅览服务；(3) 研究生毕业后发表与此学位论文研究成果相关的学术论文和其他成果时，应征得导师同意，且第一署名单位为哈尔滨工业大学。

保密论文在保密期内遵守有关保密规定，解密后适用于此使用权限规定。

本人知悉学位论文的使用权限，并将遵守有关规定。

作者签名：周洋 日期：2013 年 7 月 5 日

导师签名：刘晓东 日期：2013 年 7 月 5 日

致 谢

本课题从开题到方案设计再到系统实现，始终离不开姜守达教授和孙超老师的悉心指导。在硕士研究生两年期间，姜老师广博的知识，敏捷的思维，还有像长者一样的教导，都深深的影响了我。从姜老师身上，我不仅学到了专业技能，还学会了很多为人处世的道理，这足以使我受益终身。指导老师孙超在课题上给予了我细心的指导；在生活上给予了充分的关心，是我努力学习的榜样。我的导师刘晓东副教授在我进行毕业课题期间给予了我很多鼓励和帮助，使我获益良多。

感谢董冲师兄在我课题遇到困难的时候以他清晰的思路和丰富的经验帮助和指导我，使我跨过难关，课题得以正常完成。

感谢林连雷老师、许永辉老师、魏长安老师，这些老师们为我们创造了一个和谐的学习环境，使我们能够安心学习，并在学习中给我们提供细心的指导，同时老师们也极大的丰富了我们的业余生活，为我们创造了很多快乐。

感谢李龙华同学在课题上给予我的帮助；感谢刘森、曾蓉等实验室的兄弟姐妹们为我的生活添加了无限的精彩；同时也感谢实验室的师弟师妹们在课题进行中对我的帮助。感谢王帅、刘云峰、蔺俊杰等同学在生活中对我的照顾，使我能够顺利完成学位论文。

最后感谢我的父母。感谢他们这么多年来对我含辛茹苦的养育。没有他们，就没有现在的我。在新的人生起点，我将成为他们的骄傲，回报他们的养育之恩。