**基于移动终端的听力测试和补偿系统设计与实现**

目录

[**第 1 章** **绪论** 2](#_Toc441132667)

[1.1 课题来源及背景 2](#_Toc441132668)

[1.2 课题目的及意义 3](#_Toc441132669)

[1.3 国内外研究现状分析 3](#_Toc441132670)

[1.4 主要研究内容 4](#_Toc441132671)

[**第 2 章** **助听器测听基本知识** 5](#_Toc441132672)

[2.1 纯音听阈测试 5](#_Toc441132673)

[2.2 频率分辨力测试 5](#_Toc441132674)

[2.3 言语测听 6](#_Toc441132675)

[**第 3 章** **基于移动终端的测听系统实现** 7](#_Toc441132676)

[**第 4 章** **响度补偿算法** 7](#_Toc441132677)

[**第 5 章** **频率补偿算法** 7](#_Toc441132678)

[**第 6 章** **移动终端算法实现与测试** 7](#_Toc441132679)

1. **绪论**
2. 课题来源及背景

随着现代社会的高速发展，听力损伤和听力障碍成为人们正常生活的一大困难。出现听力问题的原因多样：工作或生活中的各式环境噪声；随着年龄增长而出现的听力衰减；新生儿的先天性听力障碍等[1]。世界卫生组织（World health organization，WHO）研究显示[2]，听力障碍患者的人数是当前残疾人中数目最多的一类。早在2006年，国家发布的残疾人调查数据显示，当时我国有听力残疾人士2780万，其中很大一部分是老年人，然而仅三年之后（截止于2009年），来自英国医学听力研究学会的一份统计报告表明，全世界大约有 6 亿人患有听力损伤疾病，而其中有 1.4 亿的听力障碍患者就来自我国[3]，由此可见，听力障碍问题可见一斑。听力障碍人群数目增加一方面是由于轻微的听力损伤并不会对正常生活造成太大影响，普通人缺乏保护听力的意识，也不了解听力保护的相关知识，持续的听力损伤使得人们的听力水平下降到一定水平，最终影响人们的正常生活和交流[8]；另一方面，随着年龄的增长，生理机能的逐渐衰退也造成许多老年人的听力障碍。普通民众缺乏听力保护意识和知识，对老龄人的听力障碍现象不闻不问、置之不理。听力水平下降会导致人的交流障碍、听障人群参与社会活动的能力降低、社交活动减少，严重的出现心理障碍、自闭，甚至会诱发老年痴呆[4]。因此，听力障碍人群的生活质量是社会亟待关注和解决的问题之一。

针对上述听力障碍问题，人们使用助听器帮助听力障碍人群恢复听觉功能、提高生活质量[6]。然而助听器并非只是一个简单的音频放大器，它十分精密，需要根据听力损伤情况进行科学的验配，方可达到效果。如若验配不佳，甚至会反过来损伤听力[4]。此外，由于技术垄断等原因，使得只有少数的听力障碍患者能佩戴助听器[6]。数据显示，中国助听器选配比例仅在5%左右[4]，提高听力障碍患者的听觉功能面临巨大挑战。而在佩戴助听器的听力障碍患者中，由于听力检查和验配等不合适也导致许多患者不满意，效果不佳。据美国著名的助听器市场调查研究MarkeTrak VII报告数据显示，只有71%的助听器使用者对于所使用的助听器比较满意[7]。可见，助听器的验配对提高听障患者使用助听器的体验和效果至关重要，而听力检查和测试又是助听器验配的主要内容。目前而言，听力检查主要是在各省市大型医疗机构中完成，其所有到的设备大多需要进口，设备成本较高，覆盖面窄；检查过程中需要专业人士对待测者的反映进行判别，操作繁琐漫长[8]。限于这些困难，许多需要进行听力检查或是想通过听力检查来了解自身听觉功能的人群很难接受听力检查。

1. 课题目的及意义

针对听力检查难，听觉保护意识薄弱等问题，本课题利用语音信号处理技术和听力检查相关标准，构建基于移动终端（比如手机）的听力检查系统，并研究听觉补偿算法以及如何在移动端实现。将基本的听力检查项集成至移动终端可使大多数人都能便捷地进行纯音听力测试、听力分辨力测试以及言语测听等基本听力测试项，有助于听障患者的助听器验配，也可方便普通人进行听力测试，提高大众的听觉保护意识，对听力障碍的预防和听力康复有指导意义[9]。通过广泛使用的移动终端设备（手机、平板等）传播听力保护知识，并可针对听力验配中较为简单的项目进行检测，帮助使用者了解自己的听力状态，并由此提高使用者的听力保护意识。此外，针对于助听器的语音补偿算法进行研究，有助于提高助听效果，通过和相应的听障人的听力测试结果进行结合分析，可达到更好、更精确的验配效果[10]。因此，对基于移动终端的听力测试系统和相应的提高助听器助听效果的语音处理算法的研究具有重要的实际意义。

1. 国内外研究现状分析

针对听力检查及其相关设备的研究开始于19世纪末。英国著名发明家David Edward Hughes最早与1879年在名为“感应电流平衡和实验研究”一文中提出听力计一词，并发明了世界上第一台听力计；实验家、作家Benjamin Ward Richardson对听力计给予高度评价并选在医学界宣传听力计；1912年，Hawksley将听力计投入商业化生产；此后听力计发展进入一个断档期，并在1931年由Brown等人重新提起；1932年，Watkyn Thomas和Yates提到电子管听力计的测试；二十世纪四十年代，B&K公司设计出首台听力计产品，并广泛应用与医疗和科研领域。此后，随着电子技术的飞速发展，听力计的硬件和软件都得到了革新，集成电路、液晶屏、DDS信号合成技术，DSP技术等等，使得听力计越加精确和方便；美国、德国和丹麦等国家许多企业均在致力于听力计的研究和创新；1999年已出现使用DDS技术的高精度听力计；2004年移动手机听力计出现；美国智听公司研制出基于PC设备的听力检查系统，通过对产品软件进行设计，使其具有良好的图形界面，方便用户操作使用；在进入信息时代的21世纪，随着无线通信技术和互联网技术的不断发展，Ykhlef Fayçal等人利用计算机编程提供虚拟听力计，实现标准听力计的功能；2013年，Daoyuan Yao和Gregg Givens等人将无线通信技术引入到远程听力评估系统中；最近，Alba Fernandez和Marcos Ortega等人对存在认知下降状况的听障患者在自动听力评价中的手势反应及相关问题进行研究。

国内对于听力检查和听力计的研究起步较晚，但是发展迅速。在20世纪50年代听力计便在我国一些医院中使用；1964年我国第一部听力学著作《听力学概论》出版；之后我国听力康复研究不断发展，从进口听力检查设备到自主生产和设计听力计等医疗仪器；从模拟技术到数字技术、直接频率合成技术；从听力检查的无人问津到测听国家标准的制定，我国听力学和听力康复治疗已得到较好发展。近年来，在国家测听标准的基础上，针对测听操作流程的优化，以及测听设备的数字化，测听软件的智能化研究日益广泛。周洋等人针对听力检查内容及流程进行优化，并开发相关的计算机软件，将听力检查操作集成至个人PC终端，使得听力检查操作更加便捷。随着听力学研究者和听力康复临床工作者们的深入研究，综合国内外的听力检查研究不难看出，目前听力检查主要向着便捷化、多功能、便携化及智能化方向发展。

1. 主要研究内容

本课题主要针对听力测试以及助听器补偿算法进行研究。其中听力测试系统是基于移动终端的软件，主要研究纯音听力测试，听力分辨率测试，言语识别率测试和言语识别阈测试等内容及其如何在移动端实现；研究助听器补偿算法，针对听力测试给出的结果合理的进行助听补偿使助听器更好的服务于听障患者。主要工作内容可概括为以下几个方面：

1. 对助听器测听理论的基本知识进行研究；
2. 实现基于移动终端的测听软件系统开发；
3. 对助听器补偿算法进行研究；
4. 基于移动终端的听觉补偿算法实现和测试。
5. **助听器测听基本知识**

助听器验配是助听器佩戴中十分关键的步骤，通过听力检查和言语测听可对患者的听觉功能进行分析描述，为助听器验配提供数据基础，有助于康复治疗。常见的测听项有：纯音听阈测试、频率分辨力测试和言语测听，其中，言语测听包括言语识别率和言语识别阈测试。

1. 纯音听阈测试

纯音听阈测试是一项基本的听力测试项，其历史可追溯至听力计一词的诞生。纯音测试在听觉障碍患者的临床诊断中是最普及、最基本的检查项。其测试结果对患者助听器验配具有指导意义。从第一台听力计开始便有此项测试内容，随着听力学的不断发展纯音听阈测试已经标准化，并在临床上广泛用来测试受试者的听觉灵敏度，获得受试者的听阈、舒适阈和痛阈值。

国家标准GBT 16403-1996为纯音听阈测试制定了详细的操作标准和流程，可分为加掩蔽和不加掩蔽的测量方式，其中不加掩蔽的听阈测试又可分为上升法和升降法。测试过程中受试者处于安静环境之下，通过气导或骨导方式不断给声并通过受试者的主观反映来调节给声响度的大小，最终确定受试者在各个频率纯音的听阈。

1. 频率分辨力测试

听觉障碍患者听力能力下降一方面是由于听阈偏高，对正常响度的声信号无法感知，这类患者可以通过佩戴助听器，提高外界声音的响度，使其高于患者的听阈值从而使患者可以感知声音。然而，如果患者对于音频信号的频率分辨能力下降严重，或者说其频率分辨阈过高，则会影响其对语言理解能力的下降，即患者可以听到声音，但是听不懂声音的语言信息。针对频率分辨力缺失患者的助听器验配难度较大，普通的助听器甚至无法达到良好的助听功效，需针对患者的频率分辨情况对助听器的频率补偿算法进行调节以提高助听效果。

受试者的频率分辨阈一般可由其心理物理调谐曲线给出，但是心理物理调谐曲线的测量过程过于漫长，长时间的测量也会给受试者造成一定的伤害。一般而言，针对某频点的频率分辨测试可使用类似于听阈测试的方式进行，通过不断给予源频率信号和差频信号，根据受试者的主观判决来大致测量其在此频点的频率分辨能力。

1. 言语测听

在实际生活中听障患者言语能力的缺失是其主要特征，而纯音测试等无法评价宽带的实际言语信号。实践发现，言语能力的下降有时并不一定伴有纯音听敏度的变化，表明纯音测试的结果不能准确的表达受试者的言语理解力。人类听觉系统包括外周听觉的灵敏度和中枢听觉系统对听信息的处理，前者由纯音测试结果表征，后者可由言语测试结果来反映。言语测听一般以日常使用的双音节词作为测试材料，其测试结果不仅可以判断受试者的听觉敏感性，也反映出其对语言的理解能力。

言语测听的方法参照国家标准GBT17696-1999。言语测听的测试内容项较多，其中最常被使用的是言语识别率和言语识别阈测试。前者是指，对一受试者，以一定的给声方式，在指定的声压级下，其能正确识别的检查项的数目所占总检查项数目的百分比，即为该语言级下的言语识别率；后者是指，对一受试者，以一定的给声方式，言语识别率为50%是所对应的声压级。

1. **基于移动终端的测听系统**

在深入研究测听相关国家标准后，基于广泛使用的Android移动端操作系统，根据本测听系统的相关技术指标和要求构建测听系统。

1. 系统基本功能需求

综合考虑助听器验配的相关需求、补偿算法所需验配数据以及移动平台本身的特点，测听系统的功能需求主要有以下方面：

1. 系统具有纯音信号产生功能，可以根据频率信息产生对应的纯音信号；
2. 具有纯音听阈测试功能，可以给出受试者的听力图；
3. 具有音调分辨力测试功能，给出受试者的频率分辨率图；
4. 具有一定的语料库数据，并能够测试受试者的言语测听指标，包括言语识别率和言语识别阈；
5. 具有良好的人机交互界面，可以保存用户的验配数据。

系统设计所参照的技术指标约定如下：

1. 频率范围：125Hz-8KHz中11个频点（125Hz，250Hz，500Hz，750Hz，1KHz，1.5KHz，2KHz，3KHz，4KHz，5KHz，8KHz）；
2. 最大声压级100dB HL；声压级误差在内；
3. 频率误差小于1%；
4. 环境噪声小于40dB；
5. 测听系统总体架构

测听系统的整体架构如图3.1所示。基于Android操作系统，利用移动终端硬件资源构建纯音信号生成器模块，并将其用于纯音听阈测试和频率分辨力测试；将专业的言语测听所用语音资源内置于系统中，提供言语测听平台；耳机、触摸屏等硬件完成受试者和软件系统的交互，得到检测结果。



图3.1 测听系统架构框图

测听系统主要由硬件和软件两部分构成。硬件部分主要包括CPU、声卡、显示屏以及耳机等等移动设备所具有的硬件资源；软件部分主要基于Android操作系统编写。各测试模块流程主要通过软件实现；交互部分由软硬件共同完成。

1. 测听软件设计架构

测听系统主要功能通过测听软件实现，其功能主要包括：纯音听阈测试、频率分辨力测试（音调分辨力测试）和言语测听（包括言语识别率和言语识别阈）。测听软件基于Android操作系统，在详细研究国家相关标准的情况下，设计软件流程，完成各测听项并保存测试结果，指导助听器验配。

1. 纯音听阈测试

根据针对测听方法的国家标准[GBT 16403]，参考其气导测听方法可知，听阈测试的可分为上升法和升降法，两者测试流程稍有不同。在此标准基础上，本测听系统对其测试流程稍作修改，在不改变任何测试结果的前提下，使该操作流程更加适合智能移动终端软件设计以及方便受试者操作。

上升法测听阈的操作流程如下：

1. 从1KHz频点处开始测试，以上一频点的听阈或初始化的声压级作为初始声压级，以5dB一档逐渐增大给声声压级直至受试者反馈听到声音；
2. 以10dB为一档降低纯音声压级，直至受试者反馈未听到声音，而后每5dB为一档上升给声声压级，直至受试者反馈听到声音；
3. 判断是否已是在上升过程中在此声压级做出反应次数已达三次，若是则该声压级即为对应频点的听阈值；若不是则继续2)的操作；
4. 保存测试信息，若还有未测试频点则切换频点从1)开始测试新频点；若已是最后的1KHz频点上的测试，则判断最初的1KHz的测试结果与本次测试结果是否相差过大，若相差过大则本次所有频点的测试结果均无效，需重新测试，否则测试完毕。

上升法测试流程框图如图3.2所示：



图3.2 上升法测听阈流程图

图中上升转换点的定义为，从受试者听不到测试音开始，在增强给声声压级的过程中受试者第一次做出听到测试音的反馈所对应的测试点为上升转换点；同理，下降转换点为从受试者听到测试音开始，在降低给声声压级的过程中，受试者第一次做出听不到测试音的反馈所对应的测试点为下降转换点。

升降法与上升法稍有不同，主要体现在第二步，操作流程如下：

1. 从1KHz频点处开始测试，以上一频点的听阈或初始化的声压级作为初始声压级，以5dB一档逐渐增大给声声压级直至受试者反馈听到声音；
2. 在受试者做出表示听到测试音的反馈后，将给声声压级增加5dB后开始测试，并以5dB一档逐渐减小给声声压级，当达到下降转换点（定义如上）时，再将给声声压级减小5dB并开始以5dB为一档增加给声声压级，直至上升转换点，再将给声声压级增加5dB并开始以5dB为一档减小给声声压级，如此反复三次（即降三次、升三次）；
3. 三次完成，所处声压级即为听阈值。保存测试信息，若还有未测试频点则切换频点从1)开始测试新频点；若已是最后的1KHz频点上的测试，则判断最初的1KHz的测试结果与本次测试结果是否相差过大，若相差过大则本次所有频点的测试结果均无效，需重新测试，否则测试完毕。

升降法测试软件操作流程图如图3.3所示：



图3.3 升降法测听阈流程图

1. **响度补偿算法**
2. **频率补偿算法**
3. **移动终端算法实现与测试**