

PaperFree检测报告简明打印版

相似度：12.35%

编号：5OL6ATP9YMLDI6TY

标题：基于移动终端的听力测试及补偿系统设计与实现

作者：章勤杰

长度：10384字符

时间：2017-03-25 13:37:09

比对库：中国学位论文全文数据库；中国学术期刊数据库；中国重要会议论文全文数据库；英文论文全文数据库；互联网资源；自建比对库

相似资源列表(学术期刊, 学位论文, 会议论文, 英文论文等本地数据库资源)

1. 相似度：0.77% 篇名：《全国残疾人抽样调查统计方法探讨》
来源：《中国康复理论与实践》 年份：2004 作者：胡英
2. 相似度：0.70% 篇名：《数字助听器中声源定位及响度补偿算法的研究》
来源：《南京邮电大学硕士论文》 年份：2013 作者：张宝琳
3. 相似度：0.27% 篇名：《海南海药 (000566) 人工耳蜗是其最大亮点》
来源：《证券导刊》 年份：2013 作者：王凤华
4. 相似度：0.19% 篇名：《移动终端应用软件在教学中的应用》
来源：《科技创新导报》 年份：2014 作者：李晖
5. 相似度：0.15% 篇名：《一种基于共振峰提取的多通道响度补偿算法》
来源：《信号处理》 年份：2012 作者：赵毅
6. 相似度：0.13% 篇名：《如何防治听力障碍》
来源：《当代医药论丛：上半月》 年份：2013 作者：张曦
7. 相似度：0.12% 篇名：《基于PC的电气自动化技术》
来源：《中国新技术新产品》 年份：2013 作者：姚瑞
8. 相似度：0.12% 篇名：《立足学生成才提高初中英语听力水平》
来源：《成才之路》 年份：2013 作者：张呈文
9. 相似度：0.11% 篇名：《lte通信系统语音质量评价算法研究》
来源：《大连理工大学硕士论文》 年份：2013 作者：贺锐
10. 相似度：0.11% 篇名：《我国主要残疾评定标准分析》
来源：《中国康复理论与实践》 年份：2004 作者：丁伯坦
11. 相似度：0.10% 篇名：《改革开放30年我国高等工程教育发展回顾》
来源：《教育学术月刊》 年份：2011 作者：黄照旭
12. 相似度：0.08% 篇名：《电话网间互联互通测试》
来源：《电信网技术》 年份：2004 作者：张大坤
13. 相似度：0.08% 篇名：《老年人、高龄老年人静脉采血方法与技巧探讨》
来源：《职业卫生与应急救援》 年份：2015 作者：郝俊峰
14. 相似度：0.08% 篇名：《《人机对话中的情感处理》评介》
来源：《当代语言学》 年份：2013 作者：Johannes Pittermann
15. 相似度：0.08% 篇名：《老年性听力损失的干预新进展》
来源：《中国中西医结合耳鼻咽喉科杂志》 年份：2011 作者：谢立 (综述)
16. 相似度：0.08% 篇名：《117例听障学生纯音测听结果与分析》
来源：《现代特殊教育》 年份：2014 作者：朱卓颖

相似资源列表(百度文库, 豆丁文库, 博客, 新闻网站等互联网资源)

1. 相似度：0.94% 标题：《让听障人群的生活亮起来_新闻中心_中国网》
来源：http://news.china.com.cn/live/2015-01/17/content_30885918.htm
2. 相似度：0.67% 标题：《第一台听力计的问世_麦力声医疗器械_新浪博客》
来源：http://blog.sina.com.cn/s/blog_624cfab40100exlw.html
3. 相似度：0.64% 标题：《纯音听力计的设计与实现 - 道客巴巴》

来源: <http://www.doc88.com/p-0843985300232.html>

4. 相似度: 0.53% 标题: 《听觉器官(听阈,听域,外耳,中耳,传音作用,耳蜗,听神经动作电位》

来源: <http://www.cnblogs.com/huaping-audio/archive/2010/07/22/1782817.html>

5. 相似度: 0.35% 标题: 《世界卫生组织(World Health Organization简称WHO)简介(十)——...》

来源: <http://www.cnki.com.cn/Article/CJFDTOTAL-BJYX198303005.htm>

6. 相似度: 0.35% 标题: 《世界卫生组织(WWorld Health Organization简称WHO)_电话,地址,...》

来源: <http://www.95ye.com/item-6476.html>

7. 相似度: 0.32% 标题: 《噪声下言语识别速测表 (Quick SIN)普通话版的编制 - 道客巴巴》

来源: <http://www.doc88.com/p-6466153119955.html>

8. 相似度: 0.28% 标题: 《耳的构成》

来源: <https://wapbaike.baidu.com/item/%E8%80%B3/519067>

9. 相似度: 0.25% 标题: 《数字助听器中回声消除与响度补偿关键技术研究_图文_百度文库》

来源: <http://wenku.baidu.com/view/afd3216f0b4e767f5bcfce12.html>

10. 相似度: 0.24% 标题: 《正常青年人多频稳态听觉诱发电位阈值的测试--《2012年浙江省耳鼻...》

来源: <http://cpfd.cnki.com.cn/Article/CPFDTOTAL-ZJKX201209008053.htm>

11. 相似度: 0.24% 标题: 《电子与信息学报》

来源: http://jeit.ie.ac.cn/CN/volumn/volumn_1433.shtml

12. 相似度: 0.23% 标题: 《听力损失 - 道客巴巴》

来源: <http://www.doc88.com/p-660156182695.html>

13. 相似度: 0.21% 标题: 《听力残疾分级和致聋原因(转载)》

来源: http://m.haodf.com/touch/zhuanjiaguandian/liujunhn2013_3754716347.htm

14. 相似度: 0.19% 标题: 《问一下,耳聋的残疾人的等级是这么评的?_百度拇指医生》

来源: <http://muzhi.baidu.com/question/873762870851735332.html>

15. 相似度: 0.18% 标题: 《声质量客观评价方法研究_图文_百度文库》

来源: <http://wenku.baidu.com/view/8c026cd558f5f61fb73666fe.html>

16. 相似度: 0.17% 标题: 《视频目标提取与跟踪_图文_百度文库》

来源: <http://wenku.baidu.com/view/f81375d026fff705cc170a37.html>

17. 相似度: 0.16% 标题: 《耳分为外耳.中耳和内耳内耳三部分.其中.中耳主要由鼓膜.鼓室和听...》

来源: http://www.1010jiajiao.com/czsw/shiti_id_1a37d46e1454f079fa1677eb9ca4e8c8

18. 相似度: 0.15% 标题: 《助听器有哪些类型?-搜狐》

来源: <http://mt.sohu.com/20160119/n435038137.shtml>

19. 相似度: 0.14% 标题: 《耳廓、外耳道、鼓膜、鼓室、前庭、耳蜗、听小骨、咽鼓管的功能 - 搜...》

来源: <http://wenwen.sogou.com/z/q704660044.htm>

20. 相似度: 0.13% 标题: 《第一章声波的传播特性及人耳的听觉特性 - 道客巴巴》

来源: <http://www.doc88.com/p-7758760350082.html>

21. 相似度: 0.12% 标题: 《听力测试_图文_百度文库》

来源: <http://wenku.baidu.com/view/3cfbe9f74693daef5ef73d50.html>

22. 相似度: 0.12% 标题: 《初中物理知识全集(甩开课本看我的)超实用版_图文_百度文库》

来源: <http://wenku.baidu.com/view/f13abdc2d5bbfd0a795673f8.html>

23. 相似度: 0.11% 标题: 《基于Android的智能手机视频监控系统的设计与实现_图文_百度文库》

来源: <http://wenku.baidu.com/view/218e6deaf121dd36a22d8205.html>

24. 相似度: 0.11% 标题: 《听力损失分哪几类?如何确定? - 搜狗问问》

来源: <http://wenwen.sogou.com/z/q703199648.htm>

25. 相似度: 0.10% 标题: 《这些情况不仅影响人们的正常生活和身体健-能源/化工-图宝贝文档搜索》

来源: <http://www.tubaobei.com/nengyuan-huagong/201701880715.html>

26. 相似度: 0.10% 标题: 《...将振动转变为神经冲动、将神经冲动传到大脑皮层听觉中枢的结构依...》

来源: <http://www.mofangge.com/html/qDetail/09/c1/201408/3fmlc109181680.html>

27. 相似度: 0.10% 标题: 《现代电子技术 2009年第1期-龙源期刊网-你喜欢的所有名刊大刊数字版...》

来源: <http://www.qikan.com.cn/magdetails/84D433F9-674E-48CB-9F97-38009D6E8E8F/2009/1.html>

28. 相似度: 0.09% 标题: 《儿童耳病大多可治 应密切关注孩子听力变化_家庭医生在线耳鼻喉频道》

来源: <http://erbihou.familydoctor.com.cn/a/201602/942668.html>

29. 相似度: 0.09% 标题: 《噪声对听力的危害_统计,我国有听力残疾人2780万,每年新增_宝宝树》

来源: http://www.babytree.com/community/lianyungang/topic_50599826.html

30. 相似度: 0.09% 标题: 《第一台听力计的问世--《国外医学.耳鼻喉科学分册》2003年06期》

来源: <http://www.cnki.com.cn/Article/CJFDTOTAL-GWRB200306047.htm>

31. 相似度: 0.08% 标题: 《锂电池管理系统设计_百度文库》
来源: <http://wenku.baidu.com/view/be64a3410912a2161479297a.html>
32. 相似度: 0.08% 标题: 《小时候因外伤,导致耳蜗毛细胞损坏,可以修复吗 - 搜狗问问》
来源: <http://wenwen.sogou.com/z/q740040299.htm>
33. 相似度: 0.08% 标题: 《耳蜗响应特性及耳蜗核神经元响应类型的模型研究--《南方医科大学...》
来源: <http://cdmd.cnki.com.cn/Article/CDMD-90023-1014338470.htm>

全文简明报告

绪论

课题来源及背景

随着社会不断进步和发展,听力问题越来越受到人们的关注和重视,听力损伤和听力障碍正成为影响人们正常生活的一大因素。出现听力问题的原因多样:工作或生活中的各种环境噪声;{ 65% : 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[1]等等。{ 75% : 世界卫生组织(World Health Organization,WHO)研究显示[2], }{ 58% : 听力障碍患者的人数是当前残疾人中数目最多的一类。 }{ 67% : 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),{ 83% : 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], }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,{ 56% : 最终影响人们的正常生活和交流[4]; }另一方面,随着年龄的增长,身体生理机能的逐渐衰退是造成许多老年人听力障碍的根本原因,而老龄人的听力障碍常被不闻不问、置之不理。{ 57% : 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 ability 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[7]。 }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。

针对上述听力障碍的问题,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[5]。{ 56% : 然而助听器并非只是一个简单的音频放大器, }{ 70% : 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[7]。此外,由于技术垄断等原因,只有少数的听力障碍患者能佩戴助听器[5]。数据显示,{ 86% : 中国助听器选配比例仅在5%左右[7]; }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。一份来自MarkeTrak VII的报告显示,助听器市场助听器使用满意程度只有71% [6]。提高听力障碍患者的听觉功能面临巨大挑战。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,{ 55% : 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,其所用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[4]。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接受听力检查机会较少。

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,{ 60% : 构建基于移动终端的听力测试系统, }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,帮助人们了解自身听力情况,提高听觉保护意识,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,{ 59% : 帮助使用者了解自己的听力状态, }{ 57% : 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,通过和相应的听障患者的听力测试结果进行结合分析,可达到更好、更精确的助听效果[8]。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。

国内外研究现状分析

1.3.1 听力测试

针对听力测试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,{ 69% : 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在医学界宣传听力计,{ 56% : 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, }{ 75% : 直到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; }{ 72% : 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[10]。{ 70% : 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、德国和丹麦等国家助听器行业相关企业均重视听力计的研究和发展;1999年已出现使用DDS技术的高精度听力计;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[11];在进入信息时代的21世纪,{ 62% : 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[12];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[13];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[14]。

国内对于听力测试和听力计的研究起步较晚,但是发展迅速。在上世纪中叶听力计便在我国一些较大的医院中使用;1964年我国第一部听力学著作《听力学概论》出版[15];{ 71% : 之后我国听力康复研究不断发展, }{ 63% : 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[4]。{ 64% : 随着听力学研究者和听力康复临床工作者们的深入研究, }综合国内外的听力测试研究不难看出,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。

1.3.2 助听补偿

助听补偿算法的研究伴随着助听设备的发展而前进。日常生活中,人类常使用手掌来汇聚传入人耳的声音,起到放大的效果,可以说手掌是人类最原始的助听器[11],而最原始的助听补偿算法即是简单的放大所接收到的声信号。20世纪初的碳晶助听器能提供20~30dB的补偿增益,{ 61% : 到20世纪20年代,电子管类助听器获得了更强的功率, }可以给出最高70dB的补偿增益,然而,电子管助听器直到世纪中叶才变得方便携带、实用,并借此迅速占领助听器市场[11]。20世纪50年代末,集成电路、晶体管的迅猛发展使得助听器进入晶体管时代。晶体管助听器的体积已经非常小巧,助听器的发展开始体现在其助听效果包括输出语音的清晰度、可懂度、舒适度等方面,此时也正是助听补偿算法真正开始发展的时机。随着计算机技术的发展,数字技术引入助听器行业,相关的数字信号处理技术被渐渐地带入数字助听器。助听补偿方案从最初的线性放大到压缩放大、分频段补偿、多通道补偿以及针对特殊听力损失患者的移频助听等,数字助听器的补偿效果随着补偿算法的不断提升、优化而越加进步。近年来,国外学者对多通道响度补偿、子带划分、子带滤波器设计[65]、窄带响度补偿[64]、非线性响度补偿[63]、助听器频移电路[62]、非线性频移压缩[45]以及降频助听器[57]均有相关研究成果。

国内关于助听器助听补偿算法的研究起步较晚,但是研究发展迅猛。至今国内关于语音信号及助听器相关数字处理算法的研究已取得较多成果。关于响度补偿类算法特别是多通道响度补偿算法的研究,国内东南大学[5][11]、南京邮电大学[66][67]等相关学者已有较为深入的研究。近年来,响度补偿类算法开始更多的关注听损患者本身的听力情况[66],并重视助听器的去噪能力,利用多种手段去除补偿后语音信号的噪声[68],提高输出语音的辨识度,同时关于响度补偿算法的自适应调整技术的研究也有学者取得一定进展[69]。此外,国内学者对于针对重度听损患者的移频助听及降频助听算法的研究也有较多进展[58][59][60],关于重度听损患者的移频助听效果对比也有学者进行详细分析对比[70][71]。随着助听补偿算法的不断发展,不难看出,患者本身的听力情况将得到更多的重视,助听算法将更智能化,针对具体患者的定制性更为明显,同时,重度听损患者的补偿方案的研究也将获得更多关注。

本文研究内容和结构

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,并在移动终端实现补偿算法。本文各章节内容安排如下:

{ 67% : 第一章介绍课题背景意义以及国内外相关研究的进展现状。 }本章主要阐述了听力障碍问题背景,包括听力障碍人群数目增长、听力障碍产生原因多样以及人们目前对待听力问题的状态等;随后阐述基于移动终端进行听力测试及助听补偿研究的意义;最后本章对听力测试和助听补偿相关的研究现状进行分析。

第二章介绍助听器听力测试相关理论基础。本章首先介绍人类听觉系统详细结构及声信号传导原理,掌握人类听觉系统构造以及声信号传导机制对分析听力损失原因、设计助听补偿算法均有原理性指导意义。随后本章对纯音听阈测试、频率分辨力测试以及言语测听基本定义及相关国家标准进行介绍。最后本章详细分析听力损伤定级标准以及常见听力损失类型。

第三章主要阐述基于移动终端的听力测试系统设计方案。本章首先分析听力测试系统基本需求和指标;随后描述听力测试系统的整体架构;然后本章对纯音听阈测试、频率分辨力测试及言语测听等具体测试项的测试流程

进行设计,详细描述各项测试的基本步骤和方法,并对某些测试流程结合移动终端特性进行改进,降低其测试复杂度。

{ 61% : 第四章主要提出一种基于共振峰的谱对比增强补偿算法。 }本章首先对语音信号的基本特征和数字模型进行介绍,并对传统响度补偿算法基本原理进行研究。随后,将谱对比增强技术引入响度补偿算法,并对共振峰检测技术以及处方公式进行分析。最后,仿真实验表明基于共振峰的谱对比增强算法补偿效果较好,{ 71% : 证明了该算法的可行性和有效性。 }

第五章主要提出一种频谱伸缩助听算法。本章首先对频率助听类算法的背景意义进行分析,表明频率补偿算法对重度听损患者的重要性。随后,对传统的移频降频补偿方法进行介绍,并分析其局限性和不足。然后本章对频率伸缩算法进行详细阐述,包括其具体原理及参数计算方案。{ 57% : 最后,仿真实验表明该算法具有良好的适应性和兼容性, }能够满足更多听损类型患者的需求。

第六章主要对基于移动终端的助听补偿系统进行分析,并给出听力测试及助听补偿系统整体的设计方案。同时本章对系统中各项测试及功能进行测试。

第七章主要对本文工作进行回顾和总结,同时对系统的可完善方向以及助听算法的可优化方向进行展望。

助听器听力测试理论基础

生活因聆听变得更加便捷、美好,失去听觉功能的人生无疑是枯燥痛苦的。人类由耳接收外界声音,经由复杂而精妙的听觉系统使大脑感知声音。然而,由于长期暴露于噪声环境、先天缺陷、意外伤害等原因,人听觉系统受到破坏,使得听觉功能变弱,甚至丧失[16]。听力障碍和听力缺失困扰着听障患者的生活。随着科技不断发展,助听器被听障人群广泛使用,以此改善听障人群的听力情况。随着助听器的不断推广和普及,其相关的验配方式和方法受到更多学者的关注,对听障患者合理有效的听力损失测定将帮助其完成助听器验配,从而更好的享受有声生活。本章首先介绍人耳听觉系统,然后给出助听器听力测试常见测试项进行简单介绍,最后介绍听力损失的定级及听损类型划分。

听觉系统

人类听觉系统主要由外周围听觉系统和听觉神经中枢组成[17]。{ 55% : 外周围听觉系统主要由耳器官组成, } { 59% : 负责将外界声信号转换成神经信号; }神经中枢则负责将转换后的声信号传输至大脑,引起听觉。

外周围听觉系统

外周围听觉系统主要由耳器官构成。人耳可感受声压的范围跨越近10个数量级,最微小的可感知声压约为 ,感知能力和分辨能力极强,为人接收外界声信号提供生理基础。{ 58% : 人耳生理结构如图2-1所示, } { 57% : 按照相对位置关系可将耳器官分为:外耳、中耳和内耳三部分。 }

图2-1人耳结构

{100% : 外耳包括耳廓和外耳道两部分。 }耳廓形状类似于扇形,具有一定的纹理,并有一定的凹陷形成一个半边的小腔,小腔汇集口便是外耳道入口。耳廓主要负责收集人前方和侧方向的声波信号,对来自后方的声信号具有一定的阻挡和抑制效果,通过对来自不同方向的声信号进行相应汇聚或是抑制使得耳廓给人听觉处理系统提供一定的声源定位信息。外耳道形状为一圆形小管,长约2.2cm,连接着耳廓中心的小腔口和中耳的鼓膜。外耳道负责将耳廓汇聚的外界声音传导至鼓膜处。由于外耳道的腔体特性,使得其具有一定的共鸣效果。研究表明,{ 62% : 外耳道腔体的谐振频率中心约为3.4KHz, }此时强度增益约为10dB,可见外耳道对语音信号高频部分具有一定的提升效果,而高频部分往往决定着语音信号的语义和细节信息,因此,外耳道的共鸣特性有助于提高言语可懂度,起到一定的放大作用。

经过外耳部分的聚集之后,声音传至中耳部分。{84% : 中耳由鼓膜、听小骨和鼓室三部分构成。 } { 59% : 声波由外耳道传至鼓膜。鼓膜呈薄膜状, }传入声波作用致使其进行机械振动。听小骨连接于鼓膜,{80% : 鼓膜的振动带动着听小骨的振动, }听小骨所连接形成的听骨链为一杠杆系统,其另一端连接着镫骨,镫骨进一步将振动传至卵圆窗膜。同时,鼓室内的两块小肌肉亦控制着听小骨的振动,当传入声音强度过大时,这两块肌肉提供消减听小骨振动幅度的机制,起到保护内耳的作用。听骨链的杠杆作用,以及镫骨底板所连接的卵圆窗膜与鼓膜面积的缩小,提供较强的声压放大效果。

{ 70% : 声振动信号传至鼓膜后经听骨链传递引起耳蜗中淋巴液和基底膜的振动, }由此将声信号传至内耳。{ 60% : 内耳主要包含耳蜗、耳蜗神经、半规管和前庭等部分, } { 57% : 其中耳蜗是人耳听觉传导中最重要也是最复杂的器官。 }耳蜗由其独特的螺旋形状而得名。{ 56% : 位于耳蜗处的淋巴液及基底膜伴随着传入声波的振动而振动,耳蜗科蒂器官毛细胞在淋巴液和基底膜的作用下产生兴奋, }处在基底膜周围的听神经纤维由于声波振动的作用产生神经冲动。依附在基底膜周围的听神经纤维接收基底膜振动信号,而基底膜针对不同频率的声波会在不同段处产生共振,并将此振动信号经由听神经传至大脑皮层产生听觉。由此可见,基底膜及相关的听觉传导神经具有一定的频率选择特性,实际上这种选择特性十分精确,对听觉补偿研究具有指导意义,有

学者根据基底膜的频率选择特性设计多通道响度补偿算法,取得较好的效果[11]。

听觉神经中枢

经过内耳处理后的声信号转变为神经信号,该信号从蜗神经节开始由听觉神经中枢传导至大脑。听神经中枢传导通路结构如图2-2所示:

图2-2听神经中枢传导通路结构

听觉神经中枢传导线路主要包含耳蜗核、下丘脑和大脑皮层等部位[18]。在听觉中枢系统中,听觉神经信号的传递存在多条并行线路,各线路间互相交错,其传导系统十分复杂,对应着人听觉系统处理声神经信号的复杂多样性[19]。蜗神经节传导信号首先由蜗根进入耳蜗核,它是听觉神经中枢的起始位置。耳蜗核包括蜗神经前核、蜗神经后核以及上橄榄核等部分。耳蜗核所包含多种神经元,这些神经元的特性使得耳蜗核具有增强和保存声信号谱信息的作用。同时,{ 59% : 上橄榄核对声音定位起着重要作用。 }听觉神经信号经耳蜗核处理后到达下丘脑。下丘脑中神经元通过轴突与内侧膝状体相连。内侧膝状体重新处理听觉神经信号后将其传入大脑皮层,由此引起听觉。

听力测试方法简述

对于听觉功能正常的人,{ 67% : 其可听频率范围为20~20000Hz, }所能承受声压范围从 数量级至 数量级,可听范围广阔。{ 56% : 而对于听力有所损伤的患者而言, }其听觉功能已经发生一些变化,{ 56% : 如何合理定量表征听力损失患者的听力情况, }是听力学研究的一个长久话题[20]。从19世纪末针对听力计和听力检查的研究开始,经过一个多世纪的发展,听力检查测试方法和操作步骤已基本标准化。通过对听障患者各项测听指标的测量,可以对其听力损失程度、类型以及采用何种治疗方式有更具体更全面的认识。常见听力测试指标主要有听阈值、舒适阈值、痛阈值、言语识别率、言语识别阈和频率分辨力等,相对应的测听内容为纯音听阈测试、言语测听和频率分辨力测试[21]。

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[22]。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GB16403-1996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[23]。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。

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,而纯音测试无法评价患者对宽带实际言语信号的接收和理解能力。{ 55% : 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[26]。 }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,{ 61% : 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GB17696-1999。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[24]。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,即为该声压级下的言语识别率;后者是指,对一受试者,以一定的给声方式,言语识别率为50%时所对应的声压级。

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,或者说其频率分辨力过低,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[27]。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,一般对于频率分辨力及听力损失严重的患者需进行相应的频率补偿,以提高助听效果。

受试者的频率分辨力一般由其心理物理调谐曲线给出。心理物理调谐曲线测量基本思想是固定参考信号的频率及声强,通过不断改变掩蔽声的声强和频率,并接收是否能听到参考声的反馈信息,以此判断受试者针对参考信号频率的辨别能力。心理物理调谐曲线的测量过程比较复杂,测试时间过长。针对这些缺陷,有学者提出快速心理物理调谐曲线测量方法,以改善其不足[35]。

听力损失定级和类型

听力损失(Hearing Loss)一般是指人听觉系统某处发生障碍,{ 56% : 导致其听力能力与正常人相比出现不同程度的下降, }即人们常说的耳聋、耳背[28]。听力损失常用纯音测听结果来描述,表现为听力图中某些频率点处听阈值高于正常人所测得听阈值。{ 62% : 根据世界卫生组织(WHO)预防聋和听力损失项目组会议报告(1997,)日内瓦,}听力损失划分为三级,具体划分如下表[29]:

表2- 1 WHO推荐听力损失级别划分

听损级别 听损程度 平均听阈值(dB HL)

I 极重度 81

II 重度 61~80

III 中度 40~61

其中,{ 55% : 平均听阈值为500Hz、1000Hz、2000Hz和4000Hz四个频点处听阈值的均值。 }由上表可见,{ 56% : 世界卫生组织推荐的听力障碍等级划分为三个级。 }由于我国各类残疾分级均分为四个级别,故在WHO推荐的划分标准上,对极重度听障级别再进行细分,使其满足国内各类残疾标准划分的一致性,符合国情亦参考国际标准,其具体划分细节如下[29]:

{ 74% : 听力残疾一级:较好耳平均听阈值大于等于91dB HL, }听觉系统功能基本丧失,损伤极度严重,在没有外带设备协助情况下,听觉系统几乎无法感知外界声音,不能通过言语信号进行正常交流;

{ 58% : 听力残疾二级:较好耳平均听阈值在81dB HL~90dB HL之间,听觉系统功能损伤严重, }正常言语交流存在严重障碍,无法聆听正常交流声强级别语音,只能感知声强较大的声音;

{ 57% : 听力残疾三级:较好耳平均听阈值在61dB HL~80dB HL之间,听觉系统中度损伤, }正常声音交流亦存在障碍,能够聆听部分声强偏强的声音信号,存在中等程度的言语交流障碍;

{ 58% : 听力残疾四级:较好耳平均听阈值在40dB HL~ 60dB HL之间,听觉系统功能有损伤, }并引起一定的言语声音交流障碍,能够聆听部分日常交流声,然而无法完全听清,存在轻度言语信号交流障碍。

{ 64% : 一般而言,听力损失被笼统地划分为传导性听力损失和感音神经听力损失两大类。 }听力损失既可以是先天而得,也可以是后天获得性的,而先天性听力损失既可以是遗传而得也可能是非遗传的。而后天获得性的听力损失一般与患者生活环境、经历密切相关。长期暴露在噪声环境、药物中毒、年龄增长、自身免疫失调和前庭神经细胞瘤等因素是导致感音神经性耳聋的主要原因;而中耳炎、鼓室硬化、鼓穿孔和耳硬化等病症是造成后天传导性耳聋的主要因素。

随着对听力损失的研究,人们对其认识不断深入。根据不同类型听力损失在病理生理学与解剖学上所存在的差异,有学者将听力损失细分为:传导性听力损失、耳蜗性听力损失、神经性听力损失、反馈性听力损失和中枢性听力损失五类[30][31][32][33],简要介绍如下:

传导性听力损失:主要是指外耳至内耳传导通路出现障碍而导致的听力损失。因此,很多引起此类阻碍的病因都会导致传导性耳聋发生,比如:外耳道被盯聆阻塞、先天性外耳道畸形、中耳积液以及外耳道塌陷等。另外,鼓膜的损伤和缺陷也是引起传导性听力损失的主要原因。一般而言,传导性听力损失通过助听矫正等治疗手段可以恢复至正常听觉功能。

耳蜗性听力损失:主要是指由耳蜗损伤或缺陷而导致的内耳功能缺失引起的听力损失。常见病因为内外毛细胞损坏或缺失。由人耳听觉系统分析可知,耳蜗对人听觉系统而言至关重要。耳蜗外毛细胞的损伤常引起听觉灵敏度丧失,表现为高频听力损失严重。一般耳蜗损伤导致听力损失可通过人工耳蜗植入技术进行改善。

神经性听力损失:主要是指听觉传导中枢上听神经元损伤而造成的听觉功能缺失。其特点为外周围听觉系统工作正常,听觉中枢出现传导障碍,又被称为听神经病。此类听力损失常伴随听觉系统对语音时域处理能力的下降,造成言语感知困难。

反馈性听力损失:主要是指听觉系统反馈控制机制损坏导致的听力损失。此类损伤研究偏少,主要由听觉系统中对听觉信息的反馈控制下行通路出现障碍造成,比如镫骨肌反馈控制听骨链故障、耳蜗核上橄榄核反射障碍等。

中枢性听力损失:主要是指非外周围听觉系统故障所造成的听力损伤。该类听力损失的研究属于新兴领域,与生理学、神经科学等多方面密切相关。

2.4 本章小结

本章主要对助听器听力测试相关基础理论进行介绍。首先介绍人类听觉系统基本概况,并针对听觉系统的传导通路已经听觉神经中枢相关内容进行分析。人类听力障碍起因与人类听觉系统的生理特性及其构成密切联系,听觉系统中不同部位出现问题,{ 59% : 所导致的听力障碍情况均有不同, }了解人类听觉系统有助于理解听力

障碍的本质。

随后本章对纯音听力测试、言语测听以及频率分辨力测试相关的理论及方法进行简要阐述,为后续章节设计测试流程提供理论基础。

最后本章介绍了听力损伤定级的详细内容,并对听力损失类型进行分析。听力损伤定级是一种共识性的人为定义标准,关于听力损伤方面的研究仅需遵照划分即可。不同程度听力损伤的定量划分对后续助听补偿算法的参数确定具有指导意义。

基于移动终端的听力测试系统

{ 61% : 在听力测试相关理论的基础上, } { 58% : 本章基于Android移动终端操作系统, }设计听力测试系统指标以及各项测试操作流程,构建听力测试系统。

系统基本功能需求

综合考虑助听器验配的相关需求、补偿算法所需数据以及移动平台本身的特点,听力测试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力图;
- 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 ± 3 dB内;
- 3.频率误差小于1%;
- 4.环境噪声小于40dB;