

基于纯音听阈测定的便捷听力评估方法*

吴育昊, 贾珈, 黄山, 蔡莲红

(清华大学计算机科学与技术系, 北京 100084)

文 摘: 方便快捷的听力评估可供众多听力损失者及时检查自己的听力变化, 也可作为疗效评估的方法。本文在移动平台上, 研制了基于纯音测试的便捷式听力评估方法。本文描述了该方法的框架设计、方案实现、与信度检测, 该评估方法自动生成听阈测定用的声学信号, 设计了有效的给音顺序。在研制过程中, 测试自动生成声学信号的准确性; 检验了该声学信号在不同设备间的通用性; 对比了听力正常者在类测听室用听力计与用本方法得到的评估结果。结果表明, 本方法可用于听力筛查, 且具有较好的信度。

关键词: 听力评估; 便捷式; 纯音测听

中图分类号: TP

纯音听阈测定采用纯音测试绝对听感觉阈, 是公认的听敏度准确定量的技术^[1]。国际标准化组织制定了相关的测听方法标准, 我国已等效采用, 如国标 GB/T 16403^[2]等。虽医疗机构具有测听设备和环境, 但移动式听力评估作为一种听力筛查, 可为广大用户提供方便。

听阈测试研究声刺激与被试者听觉之间的关系, 属于心理声学问题。听敏度准确测量受到外部和内在可变因素的影响, 如环境噪音、测试音的校准、测试音调整方法, 以及来自受试者的原因等。在移动平台上, 用扬声器发出的声信号, 在声场中测试声场听阈, 更需要克服上述可变因素, 尽量保证测试结果的准确性。

本文实现了一套基于纯音听阈测定的计算机辅助式便捷听力评估方法。该方法遵循医学公认的测听原理, 设计了纯音听阈测定整体框架。该系统由移动设备自动生成准确的声学电信号, 收集受试者的反馈信息。按照人耳听音习惯设计测试音顺序, 自动判别受试者的纯音听阈, 最后给出听力曲线和评估报告。

为了保证听力评估的准确性, 本文用声强级校准了移动设备生成的声学电信号的强度。比较了同型号移动设备之间的差异, 模拟试验了声源的相对位置和距离引起测试音的变化。

本文实现了便捷的听力评估。分别用本系统和用听力级测听系统, 对多个受试者测试, 结果表明, 本文设计的测听方法具有较好的信度, 可满足一般听力筛查的需要。

1 纯音听阈测定系统设计

本文遵循和参照国家标准, 设计了基于纯音听阈测定的便捷听力评估系统, 其原理框架如图 1 所示。该系统主要包括测试音生成、听力评估和信息管理三个部分。

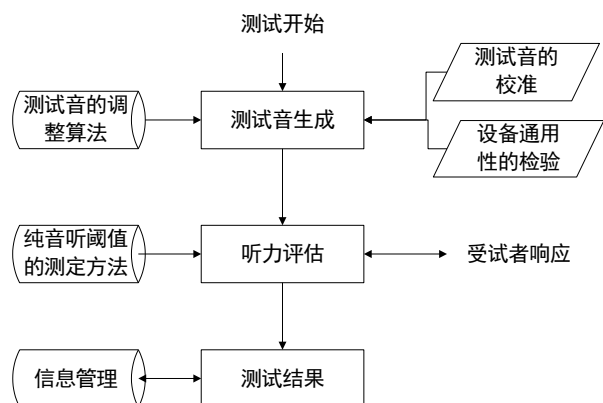


图 1 基于纯音听阈测定的便捷听力评估方法框架结构

测试音生成部分, 在本文采用的移动设备上, 根据纯音听阈测定的需求, 设计了不同强度和频率的纯音生成和调整算法, 并经过声强级校准。

听力评估部分, 系统按照本文设计的测听流程, 播放不同频率和强度的测试音, 收集被试响应信息, 利用本文设计的纯音听阈判定方法, 确定受试者在各频率处的听阈值。测试结束后, 显示听力图, 并给出评估报告。

信息管理部分, 主要是管理用户信息和测试

*作者简介: 吴育昊 (1989-), 女 (汉族), 河南, 学生。

通讯联系人: 蔡莲红, 教授, clh-dcs@mail.tsinghua.edu.cn

结果。可以增加、删除用户，记录用户姓名、年龄等信息。可随时查询测试结果。

2 纯音听阈的确定方法

确定纯音听阈是一个交互式测试过程。系统不断给出不同强度、不同频率的声刺激信号，受试者做出“听得到”或“听不到”的响应，系统自动确定受试者各频率下的听阈值。

在测试过程中，首先需要确定测试频率点，测试音声强自动调整规则。本文遵循和参照国家标准^[3]，选用 250 Hz、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz、4000 Hz 和 8000 Hz 六个纯音频率点。测试音调调整使用的最小度量值是 5 分贝。本文声强调整规则：当受试者反馈信息是“听得到”测试音信号时，将该信号强度降低 10 分贝；当受试者反馈信息是“听不到”测试音信号时，将该信号强度升高 5 分贝。

本文还设计了测试音的给定顺序、特别设计了基于多重比较的纯音听阈值确定方法。

2.1 测试音的给定顺序

医疗系统在纯音测听中，对六个测试音频采用从低频到高频的顺序。为了降低受试者因对测试流程不熟悉而造成的对测试结果的影响，医疗系统在正式测试开始前会进行预测试：选取人耳最熟悉的频率，1000 Hz，当做测试音，让受试者进行测试演练。

本文为了使受试者以一个相对熟悉的频率开始测试，更快适应测听流程，准确做出信息反馈。选用测试音频率顺序为：1000 Hz、500 Hz、250 Hz、2000 Hz、4000 Hz、8000 Hz。选定 1000Hz 作为第一个测试点。

另一个问题是测试音的首次播放声强级，考虑到听力正常人耳舒适的声强级是 40 分贝。本文首次播放声强级的选择如下：①对于第一个测试点 1000 Hz，选用 40 分贝。这样可以加快受试者的适应程度。②对于其他测试点，选用比前一个测试点测得的听阈值高 10 分贝的声强。听力正常人耳不同频率的听阈相差一般不会超过 10 分贝，这样可以使测试更快地收敛，得到当前频率下的听阈值。

2.2 基于多重比较的纯音听阈值确定方法

纯音听阈是指受试者刚好能听到测试音的声强级。对于每一个频率测试点，当受试者第一次开始反馈“听得见”测试音时，依本文设计规则，测试音的声强级会降低 10 分贝。直到降低到某个声强级时，受试者会反馈“听不见”，依据规定，声强级要上升 5 分贝。此时出现一个声强级向上的拐点。

本文将声强级上升 5 分贝后的音强作为询问点。在该询问点，如果受试者反馈“听得到”，则该询问点作为一次阈值标记点；如果受试者反馈“听不到”，则比该询问点高 5 分贝的音强处作为一次阈值标记点。如图 2 所示。

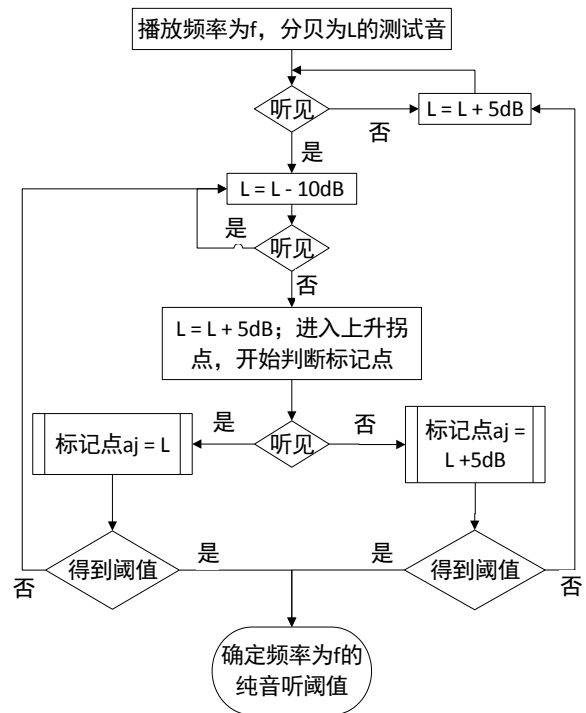


图 2 纯音听阈值的确定方法

纯音听阈值的确定方法依赖于对阈值标记点的判断，具体方法如下：

- 1) 连续两次标记点相同，则确定该标记点为当前音频的听阈值，测试进入下一个音频；
- 2) 连续三次标记点有两次相同，则确定出现两次的标记点为当前音频的听阈值，测试进入下一个音频；
- 3) 连续四次标记点的最大最小音强相差小于 10 分贝，则对四个标记点取算术平均值，作为当前音频的听阈值，测试进入下一个音频；
- 4) 标记点达到五次时，去除比最小音强高出 10 分贝（包括 10 分贝）以外的标记点，对剩余标记点取算术平均值，作为当前音频的听阈值，测试进入下一个音频。

3 影响听力评估的因素分析与校准

本文选取 IPAD 作为案例设备^[4]，该案例设备的音强调整完全由代码控制。按制定代码，由不同设备生成的声场信号，其频率、强度的一致性将影响纯音听阈确定的精度。本文从设备生成声学信号的精度、设备的兼容性、声源位置等因素研究了影响听力评估的因素，进行了测试音的音强校准。

3.1 设备间的通用性

本文选取多台 IPAD，设定相同的程序参数，指定不同设备生成测试音，在距声源相同距离的位置，用声级计测试信号的强度，以比较设备的通用性。

设计实验如下：在同一个隔音室里，同一个桌子的相同位置上，先后用不同设备播放同一频率相同振幅的声学信号，同时用型号为 Bruel Kjaer 2250 的声级计在距离设备相同位置(30cm)处测量声强级。

实验中使用的设备为三台不同的 IPAD；测试音选择 1000Hz 的纯音信号；振幅选取从 30 到 20000 之间共 7 个点。实验结果如图 3 所示。

设备间声音差异

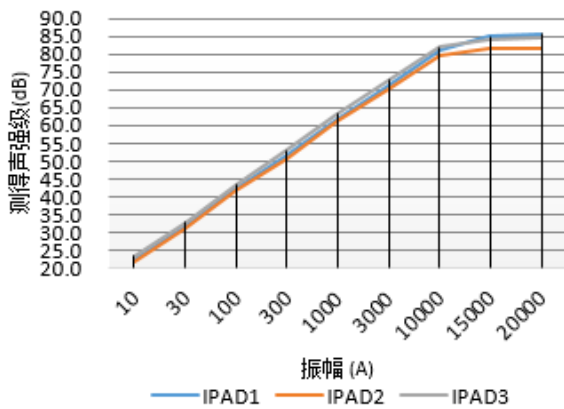


图 3 不同设备间测试音的声强级差异

从图 4 可以得到，在上述实验环境下，对于相同振幅的声学信号，不同设备间声强级平均相差 2 分贝，小于 5 分贝。在测听系统中，5 分贝是最小度量值，上述差异是可以忽略的。

因此，由同型号不同 IPAD 产生用作声刺激的测试音信号是可以通用的，即可以用不同的 IPAD 进行纯音听阈测定。

3.2 测试音声强级的准确性

测听过程中信号的声强级变化全都由设备自动完成。本文建立声音振幅与声强级之间的数学模型，通过修改振幅来得到不同声强级的测试音信号。

设计实验如下：在与 3.1 中相同环境下，令一台 IPAD 先后播放同一频率不同振幅的声学信号，使用 3.1 中声级计在距离 IPAD 中心点 30cm 处测量声强级。其中声学信号是用作测试音的六个频率下的纯音；振幅选择从 30 到 20000 之间共 7 个值。

根据声学定义，本文对声音振幅 A 做 lg 处理。发现实验结果中，声级计所得的声强级示数与 lgA 成线性关系，如图 4 所示。声学定义中声强

级使用 $10\lg(A^2/A_0^2)$ ，因为 A_0 的存在对于线性关系的影响只是直线的上下平移，并不会影响相关系数，所以本文取 A_0 为 1，即在 $20\lg A$ 与声级计所测的 SPL 示数之间建立数学模型。

本文将 $20\lg A$ 定义为 X，声级计示数定义为 Y，对实验数据进行建模分析。得到六个音频处的数学关系如式(1)所示。

$$\begin{cases} 250\text{Hz}: Y = 0.9134X - 10.74 \\ 500\text{Hz}: Y = 0.9122X + 6.037 \\ 1000\text{Hz}: Y = 0.9499X + 4.154 \\ 2000\text{Hz}: Y = 1.02X - 1.972 \\ 4000\text{Hz}: Y = 1.033X + 5.893 \\ 8000\text{Hz}: Y = 0.8708X + 8.189 \end{cases} \quad (1)$$

至此，测听过程中，测试音的声强级可以通过修改振幅做到自动调整，并保证测试音的准确。

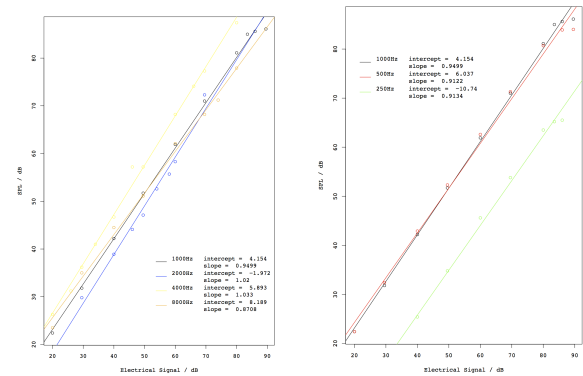


图 4 振幅与声强级的数学拟合（左高频，右低频）

3.3 人耳与声源的距离误差

由移动终端外放式声场播放测试音测定的声场听阈，与声源的相对位置和距离相关。定义 IPAD 中心点为声源位置，规定受试者双耳距离声源 30cm。

实际测听中，双耳与声源的距离可能存在误差，测试音的声强级应该在误差范围内没有实质变化。

设计实验如下：在与 3.1 相同的环境下，令一台 IPAD 先后播放同一频率不同振幅的声学信号，使用 3.1 中声级计分别在距离 IPAD 中心点 25cm、30cm、35cm 处测量声强级。其中声学信号选择频率为 1000Hz 的纯音；振幅选择从 30 到 20000 之间共 7 个值。

实验结果显示，25cm 处测得声强级比 30cm 处平均高出 1.5 分贝；35cm 处比 30cm 处平均低 2 分贝，如图 5 所示。由于 5 分贝是最小度量值，所以双耳距离声源(30±5)cm 都是有效距离。

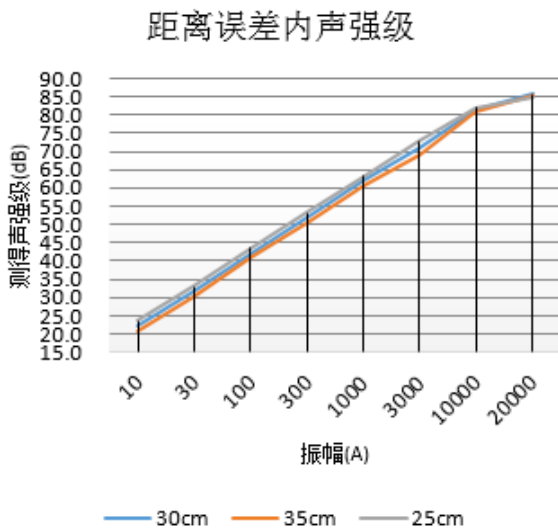


图5 距离误差内的声强级差异

4 系统实现

本文将基于纯音听阈测定的便捷听力评估方法，在以IPAD为案例设备的IOS系统下以可用测听软件的形式实现^[5]，命名为便捷测听系统。这套系统只需要受试者自主参与，不用医疗人员的在旁监督或辅助。

4.1 测听环境

便捷测听系统要求在测听过程中满足以下几个条件：

- 1) 环境噪音不高于 20 分贝；
- 2) IPAD 平放在一个固定位置，不能移动；
- 3) 受试者双耳距离 IPAD 中心 30cm；
- 4) 受试者不能手动调整 IPAD 音量。

4.2 测听交互流程

便捷测听系统按照第 2 节中设计的规则和方法，确定受试者在 1000Hz 等六个测试点的纯音听阈。

在交互过程中，每一个声学信号播放结束后，系统界面为受试者提供“听得到”和“听不到”两个可供选择的交互按钮，受试者根据自己的听觉感知，做出选择。

系统采集并保存受试者的反馈信息，根据每一次受试者的选择，做出判断，进入下一个声学电信号的播放与测试，或者结束测听交互。

4.3 听力水平评估

本文将听力水平划分成四个等级：正常，轻度损失，中度损失，重度损失。便捷测听系统在测听交互环节采集并保存了受试者的所有反馈信息和测试数据，根据该数据，系统对受试者做听力诊断，并对诊断结果给出评估报告。评估报告包括受试者的纯音听力曲线图，听力损失程度，

和相应的建议。与四个听力损失程度对应，本文给出的建议是：继续保养听力，改变用耳习惯，建议及时就医，请务必及时就医。

4.4 用户信息管理

听力评估结束后，系统保存受试者的测试信息，包括测听数据、反馈信息、测试时间和诊断结果。

用户可以随时进行听力自我测试，筛查听力水平；也可以定期自我检查，评估疗效进展。

5 案例与信度

本文设计案例对 IOS 系统下的便捷测听系统做信度评估。

5.1 听力测试案例

测听案例的测试环境为一间 10 m² 左右的类隔音室，该房间两面墙壁为吸音壁，另两面为厚布帘，环境噪音 15 分贝以下。测试设备有一台 IPAD 和一台听力计，受试者是 10 位拥有正常听力的志愿者。

案例中，每一位受试者先后分别使用 IPAD、听力计各进行三遍听力评估。其中，在使用听力计测听时，需要测试人员手动调控听力计设备输出测试音，并记录受试者测听数据。

5.2 测听结果

上述测听案例中，十位受试者使用两种测听方法分别得到两组测听数据。对每一组数据，按照六个测听点进行加和平均，得到各自的纯音听力曲线，如图 6 所示。其中，图中六个测听点依次为 0.25、0.5、1、2、4、8 kHz。

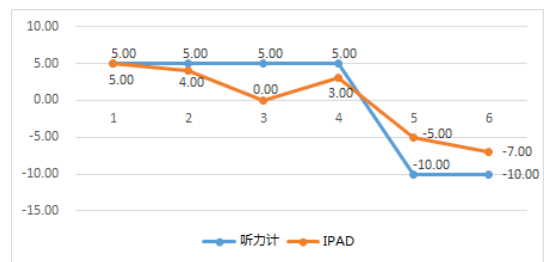


图6 纯音测听结果曲线图

5.3 信度分析

从图 3 中数据可知，在类隔音室环境下，用本文设计的测听方法所得案例结果与用听力计所得案例结果有相同的趋势和相似的评估结果。在六个语频处，计算机辅助式测听法得到的测听数据与听力计的测听结果距离分别为 0、1、5、2、5、3 dB。

两种方法所得测听结果在六个语频处的差值距离均不大于 5 dB。因此，与医用隔音室测听法相比，本文设计的测听方法具有较好的信度，可

用于听力筛查。

在背景噪音大约 30dB 的工作环境下，本文使用便捷测听法对 20 位听力正常人士做测试，结果显示，工作环境会带来平均 25 分贝的误差。对于听障人士的案例应用与分析还在进行中。

在测试案例中，使用计算机辅助式测听法得到的受试者纯音听力级别均属于听力正常范围内。因此，该方法具有良好的稳定性。

6 总结展望

本文研发了一套基于纯音测听的计算机辅助式听力评估方法。经过声级计的精确校准，该方法可生成准确的测试音，用作声刺激播放给受试者；自动调控测听流程，使用本文提出的阈值判断法确定受试者的纯音听阈；智能采集受试者反馈信息，做出合理的听力水平评估和医疗建议报告。测试案例表明，当环境噪音不大于 15 分贝的情况下，该方法具有较好的信度，和稳定的效度，可以用于听力筛查，供受试者及时检查自己听力水平的变化，或评估疗效进度。

本文今后的研究方向是将计算机辅助式听力评估方法与言语测听相结合，丰富听力评估的意义，实现听力诊断的便捷式。

致谢

本文受到国家自然科学基金青年基金

(61003094) 的资助，在此致谢！

参考文献

- [1] 韩东一等. 《临床听力学》 [M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2008.
HAN Dongyi, et al. Clinical Audiometry [M]. Beijing: Xie He publishing company, 2008. (in Chinese).
- [2] GB-T 16296-1996. 声学测听方法[S]
GB-T 16296-1996. Audiologic Assessment[S]
- [3] GB-T 3240-1982. 声学测量中的常用频率[S]
GB-T 3240-1982. The Frequency of Audiologic Assessment in Common Use[S]
- [4] 黄高扬, 贾珈, 蔡连红, 等. 计算机辅助汉语言语测听软件的研究与实现 [A]. 全国人机交互学术会议 [C]. 西安: CHCI, 2009.
HUANG Gaoyang, JIA Jia, CAI Lianhong, et al. The Research and Achievement of Computer-Aided Speech Audiometry [A]. CHCI [C]. Xi An: CHCI, 2009. (in Chinese).
- [5] Pengfei Liu, Ka-Wa Yuen, Wai-Kin Leung and Helen Meng. mENUNCIATE: Development of a Computer-aided Pronunciation Training System on a Cross-Platform Framework for Mobile, Speech-Enabled Application Development [A]. ISCSLP [C]. Hong Kong: ISCSLP, 2012.

A Convenient Method of Audiologic Assessment Based on Pure Tone Audiometry

Abstract: Convenient audiologic assessment can help people check themselves' audition level, and also judge the progress of their audition recovery. We have developed a convenient method of audiologic assessment based on pure tone audiometry. This paper presents the designing, achievement, and detection of the method. This method can produce the signals and control the test process atomically. We have compared the audiometry result of our method with the result of medical acumeter. The results of our experiment have shown that this method is credible for acouesthesia screening.

Key words: audiologic assessment; convenience; pure tone audiometry