

基于多重判定的纯音听阈测定方法*

吴育昊, 贾珈, 张秀龙, 蔡莲红

(清华大学 计算机科学与技术系, 普适计算教育部重点实验室, 清华信息科学与技术国家实验室, 北京 100084)

文 摘: 听觉感知特性在听力评估中占有重要地位。本文面向嵌入式平台, 基于人耳听觉特性, 提出了振幅到声压级的声学参数转换模型, 实现了标准纯音测试信号的自动生成。设计了基于人耳听觉感知的测试音强度调整规则, 提出了基于多重判定的听阈值高信度确定方法。提出了基于噪声掩蔽效应的听阈值修订算法。本文设计并实现了基于嵌入式平台的纯音听阈测定方法和系统, 并实验对比了听力正常者的纯音听力曲线和标准听力范围。结果表明: 本系统可方便快捷地及时检查听力变化, 且具有较好的信度; 也可用于听力筛查和疗效的评估。

关键词: 听觉感知; 纯音听阈; 听力评估; 噪声掩蔽; 嵌入式

中图分类号: TP391

听觉 (Hearing) 是声音作用于听觉系统引起的感觉。听力学是研究人类生理和病理状态下听觉功能的学科^[1]。听力是听觉器官接收语音信号的能力, 通常以听阈的高低表示。听阈 (auditory threshold) 是人耳恰能听到的最小声, 属于感觉阈 (sensation threshold)。听力学中, 将正常青年的听阈平均值定为基准阈声压级, 即 “0dB”, 并将这种声级称为听力级 (hearing level, HL)^[1]。

“听阈测试”是指绝对听阈的测定。临床中提到的“听阈”, 都指“测听听阈 (hearing threshold)^[1]”。测听听阈的测定需选择适合聆听的环境, 采用规定的测试步骤, 排除不利的影响因素, 并用规定的测听流程和声信号进行测试。

纯音听阈测定的国际标准, 对仪器设备、测听环境和测听流程等给出了严格的规定, 我国已等效采用, 如国标 GB/T 16403, GB/T 7583 等^[2, 3]。通常医院里配置符合标准的测听室和测听设备进行纯音听阈测定。但全国听障人士超过三千万, 显然医疗机构难以满足听力测试的需求。

为了提供便捷式的听力评估, 本文面向嵌入式平台, 研究便捷式纯音听阈测定的方法。听阈测试是一个心理声学问题。它研究声刺激与受试者听觉的关系。测定的准确性受到外部和内在可变因素的影响。在嵌入式平台上, 用扬声器发出声信号, 在声场中测试听阈, 因此测试环境、测试音的校准、测试音调整 (频率、声强、音长) 方法, 以及来自受试者的状态, 均会影响测试结果的准确性。

针对以上难点, 本文提出了一种声学信号数字

振幅到声压级的参数转换模型, 实现了嵌入式设备准确测试音的自动生成, 满足了测听的需求; 基于人耳听觉特性设计了测试音的自动调整规则, 提出了一种多重判定的纯音听阈的测定方法。

基于以上关键技术的研究, 本文设计并实现了嵌入式平台纯音听阈评估系统 (E-Hear)。测试后给出受试者纯音听力曲线和评估报告。采用本文测听系统, 对多名受试者测试, 并与标准听力水平范围对比, 结果表明, 本文研制的便捷式纯音听阈测定方法可以完成纯音听阈评估, 具有较好的效率和信度, 可满足一般听力筛查的需要。

1 嵌入式平台纯音测听系统设计

本文遵循和参照国家标准, 设计了一套面向嵌入式平台的纯音听阈测定系统^[4], 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。

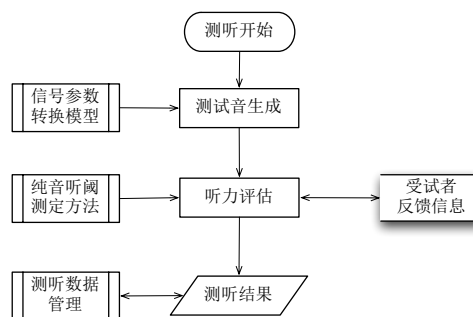


图 1 嵌入式平台纯音测听系统框架设计图

测试音生成部分, 依据测试需求和信号参数模型, 由嵌入式设备自动生成准确的测试音; 听

*基金项目: 国家 973 项目 (2013CB329304)、国家自然科学基金 (61370023)、国家 863 项目 (2012AA011602)

作者简介: 吴育昊 (1989-), 女 (汉族), 河南, 博士生。

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

力评估部分，系统采集受试者反馈信息并智能调整测试音强度，分析并计算出受试者的听阈；信息管理部分，系统在测听流程之后给出纯音听阈评估结果，并管理受试者个人信息和历史测试信息。考虑到稳定的声卡状态和良好的频响度，本文选择 iPad2 作为嵌入式平台的案例设备^[5]。

2 测试音生成算法

听觉是一个心理感知过程。人耳对声音的感知与频率和声压级相关。因此在医用听力检查中，国际统一标准规定声音的强度使用声压级 (sound pressure level, SPL)，并选用了六个频率测试点。

纯音听阈评估中，准确的测试音是测听与评估的基础。案例设备生成纯音信号的强度受硬件设备的影响^[3]。嵌入式平台信号的振幅 (amplitude, A) 可以通过计算机进行调控。那么如何满足测试音声压级的需求？

本文采用理论与实验相结合的方法，建立一种声学信号数字振幅到声压级的参数转换模型，并基于此模型设计了测试音的生成算法。同时考察了同型号不同设备测试音的差异，嵌入式设备声源随距离增大的衰减。

2.1 测试音信号

本文首先检查案例设备生成纯音信号的谐波失真度、信号准确度和频率响应。

首先在程序中变化控制振幅、频率的数值，生成测试音信号。本文遵循国家标准，选用 250、500、1000、2000、4000、8000Hz 测试频率；控制振幅的数字值选择从 100 到 30000 之间不等距离的 10 个点。

利用示波器观察测试音的波形，并记录测试音信号，从示波器显示图形看，纯音信号以标准正弦波的形式均匀分布。将示波器显示的波形电压值进行数学拟合，结果表明各测试频率的测试音信号幅度在 0.5v 到 3.5v 之间，与控制数值呈线性关系，波形标准、无失真。

2.2 测试音振幅到声压级的参数转换模型

心理声学研究表明，人耳对声音强弱的反应表现为主观感觉的不同，感觉增量与刺激增量成正比，且表现为对数关系^[6]。在听力学中，通常采用对数刻度的分贝值来表示声刺激的强弱，如声压级。

声压级 SPL 与电压有效值 v 的关系如下：

$$SPL = 20 * \lg v + C \quad (1)$$

上式中，C 是与参考声压和设备相关的系数。

本文在医用隔音室内，测量了案例设备信号幅度和相应的声压级。实验过程中，案例设备平放于桌子上，声级计固定在距案例设备 30cm 的位置。同一台案例设备的振幅设置参数从 10 到 1000，先后生成六个频率下不同振幅的纯音信号，使用型号为 Bruel Kjaer 2250 的声级计记录信号的声压级 (dB SPL)。

实验记录了多次测量的平均声压级。将实验结果数据进行整理，如图 2 所示。

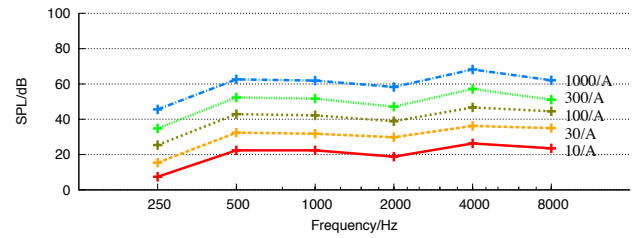


图 2 测听频率处振幅与声压级的图形表示

从上述数据可以看出，案例设备在 500Hz 以上的高频区具有较好的频响曲线^[5]。但在 250Hz 声压级较低，六个频率声压级有所差异。

因此本文提出案例设备相关的纯音信号声压级 SPL 与振幅 A 的参数转换模型如下：

$$SPL = \alpha_i \times (20 \lg A) + \sigma_i, (i = 1, 2, \dots, 6) \quad (2)$$

其中，i 是按 250、500、1000、2000、4000、8000Hz 排序的序号； σ_i 是本文对特定设备不同频率声压级的参数标定；另外，本文增加了不同频率点的声压级转换加权系数 α_i 。

将图 2 中所有的实验结果进行数学拟合，得出案例设备生成的纯音信号声压级 SPL 与振幅 A 的对映关系，如表 1 所示：

表 1 案例设备振幅与声压级转换模型参数

参 数	音频点 (Hz)					
	250	500	1000	2000	4000	8000
α	0.958	1.002	0.989	0.963	1.047	0.933
σ	-12.437	2.587	2.621	0.241	5.194	6.093

通过验证，该模型的运行结果与实测声压级准确一致，且和电信号振幅之间的关系也与实测结果一致。

在听阈测试中，基于上述振幅到声压级的参数转换模型，通过算法完成了对案例设备的标定和对不同频率输出声压级差异的补偿，实现了标准纯音测试信号的自动生成。

2.3 声音信号强度的一致性检测

本文测量分析了同型号案例设备输出信号的差异。还测量分析了案例设备输出信号随传播距离的变化。

首先进行不同设备间声音信号的强度一致性进行检测。实验环境、信号频率和振幅与 2.2 中相同。

从多次测量结果中看出，不同设备在相同频率相同振幅下平均相差 1.62dB SPL。考虑到声级计的精准度为 1.5dB SPL，并且纯音听阈测定国际标准中，5dB SPL 是最小计量值，所以本文采用的同型号案例设备是可以换用的。

在声场中，声源发出的信号强度随着传播距离的增长呈现不同衰减。典型的点声源，声强随距离的衰减符合反平方率的关系。

本文设计实验对该问题进行探究。实验环境、信号频率和振幅与上述相同。在隔音室中，案例设备先后生成同一频率不同振幅的纯音信号，使用声级计分别在距离声源 25、30、35cm 处测量声压级。

将实验数据进行整理，以 1000Hz 为例，如图 3 所示：

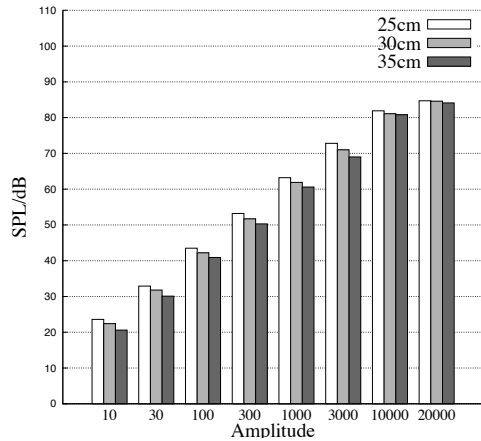


图 3 声源不同距离时纯音信号的声压级对比

由上述数据，我们得出，纯音信号到达距离声源 25cm 处比 30cm 处平均高 1.285dB SPL，35cm 处比 30cm 处平均低 1.356dB SPL，声源随距离的衰减在一定范围内是线性的，可见以嵌入式设备作声源，不是典型的点声源。实际测听中，由于受试者的操作，双耳与声源的距离可能偏离 30cm，造成测试误差。我们建议双耳与设备声源的距离尽量在(30±5)cm 范围内。

2.4 基于特征值修正的测试音生成算法

纯音测听中，测试音信号的声压级以人耳基准听阈为 0dB 进行标定。基准听阈即正常人的听力水平，国标对声场纯音测听的基准听阈做出了规定^[7]。在本文设计的嵌入式平台测听系统中，扬声器与人耳中心的连线，跟扬声器在人耳正前方(0°)连线成 45° 入射角，本文参考和遵循国标中相关规定^[8]，设计基于基准值修正的测试音生成算法，准确生成纯音信号。算法描述如下：

$$SPL_{post} = SPL_{pre} - RETSPL_i - \Delta\omega_i, (i = 1, 2, \dots, 6) \quad (3)$$

音频点排序与 2.2 中相同。其中 SPL_{post} 即纯音测听中实际生成的测试音声压级； SPL_{pre} 由 2.2 中的参数转换模型所得； $RETSPL_i$ 是针对基准听阈的修正系数； $\Delta\omega_i$ 是针对入射角的修正系数。其中， $RETSPL_i$ 和 $\Delta\omega_i$ 在[8]中有规定，具体数值如表 2 所示。

表 2 测试音生成算法中的修正系数

参数	音频点 (Hz)					
	250	500	1000	2000	4000	8000
RETSPL	11.4	4.4	2.4	-1.3	-5.4	12.6
$\Delta\omega$	1	3	4	3	4	5.5

设计实验对该模型进行评价，在受试者双耳中心位置实测纯音信号传输到的声压级。结果表明，利用该模型生成的测试音信号以准确的声压级到达受试者双耳。

本文提出的算法可以由案例设备精确生成所有纯音信号，提供纯音听阈测定中所需的六个频率点任一听力级下的测试音信号。

3 纯音听阈测定方法

纯音听阈测定过程是在安静环境下，由测试者对受试者给出特定频率不同声强的纯音信号，分析受试者对声音信号的反应，调整测试音强度，利用判定算法计算受试者在测试中音频点处的纯音听阈，进而分析受试者的听力水平。

“测听听阈”的测定中，除保证适合聆听的环境、准确的测试音外，测试音调整方法和听阈测定方法也是非常重要的。

目前国家标准中列出测试音的给音和听阈测定方法^[2]，如升降法、上升法等。这些方法中关于测试音强度的调整，均为根据受试者当前的反馈信息，做出下一步测试音的强度调整决定。如上升法，受试者作出反应，则调整测试音强度下降 10dB，受试者未作出反应，则调整测试音强度上升 5dB。同时，上升法要求最多五次上升过程中有三次是在同一纯音级作出反应；而升降法则要求扩大测试音的强度范围。

上述方法是测试员手动调整测试音强度、记录和计算纯音听阈。本研究自动调整测试音强度、自动计算测听听阈，并完成测试过程。本文不但考虑受试者的当前听觉状态，还考虑了受试者的历史听觉状态，优化了测试音强度调整规则，提高听阈测试的效度和信度。

3.1 基于听觉特性的测试音调整算法

人类听觉不仅是复杂的生理过程，同时也是复杂的心理过程。听觉疲劳会引起暂时性的阈移，即听阈值的暂时假象提高，听力测试应避免受试者出现听觉疲劳，消除可变因素的干扰^[9,10]。人耳的差别感受阈在 30-130dB 区间内，且可分辨声强差为 10%。

本文充分考虑了受试者测听的历史状态和当前状态，提出了一种基于受试者听觉特性的测试音强度调整算法。该算法与现有调整方法不同的是，当受试者当前最低反应级与上一个相等时，调整为 5dB 一档下降。算法流程如图 4 所示。

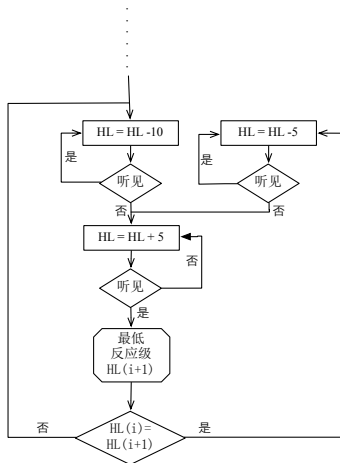


图 4 基于听觉特性的测试音强度调整算法

本文用算法模拟测听中受试者的反馈信息和测试音强度的调整步骤，期望验证本文提出的测试音强度调整算法对测听效度的改善。考虑到人耳正常水平的听力范围，验证算法以-10dB 和 70dB 为上下界，以概率性事件模拟受试者的反馈信息，分别采用本文提出的强度调整法和上升法中的强度调整方法，遍历其间所有的测试音强度调整步骤。

算法模拟结果显示，在受试者数据规模较大时，本文提出的基于听觉特性的纯音测试音强度调整算法比上升法中的调整规则减少步数 13.6%。表明该算法一定程度上优化了测定纯音听阈值的进程。实际测听中，受试者数量达到一定规模后，该算法的优化程度尚待验证。

3.2 基于多重判定的听阈值高信度计算方法

纯音听阈值是指当前频率下，受试者能听到 50% 声信号的最低声压级。上升法要求对每一耳每一频率，找出在最多五次上升中有三次（或简短法中三次上升中有两次）的最低反应级相同的声压级，这一最低反应级即听阈值。

本文设计的便捷式纯音测听方法中，所有测听流程全由受试者独立完成，为避免引起受试者听觉疲劳，本文同时采用标准中简短法和普通法判定规则^[2]。也考虑到人耳的听阈在短时间内具有稳定性，以及突发干扰或受试者注意力不集中的问题。因此本文设计了一套基于多重比对的判定规则。即在标准判定规则之外，加入对多次听阈值的对比。具体描述如下：

- 1) 如果前两次最低反应级相同，则确定其为当前音频的听阈值；
- 2) 否则，如果前三次最低反应级中两次相同，则确定其为当前音频的听阈值；
- 3) 否则，如果前四次最低反应级的最大最小音强相差小于 10dB，则对这四个听力级做算数平均，取平均值为当前音频的听阈值；
- 4) 否则，如果连续五次最低反应级中三次相同，则确定其为当前音频的听阈值；

5) 最低反应级达到五次且不满足以上四条者，去除比最小听力级高 10dB（包括 10dB）以上的最低反应级，对剩余数据做算数平均，取平均值为当前音频的听阈值。

依据此规则，提出听阈值的计算方法：在每一次得到最低反应级之后进行阈值判定，如果满足判定规则，则得到当前频率的听阈值；否则，再次进入 3.1 中所述的强度调整流程进行测听，如图 5 流程图所示。

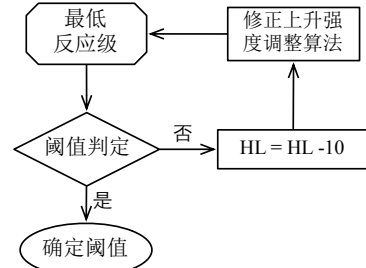


图 5 多重判定确定听阈值计算流程

4 噪声环境下的阈值修正算法

听觉掩蔽指一种声音信号对听觉系统感受另一种声音信号的影响。测听过程中，环境噪声引起的掩蔽效应会提高受试者的听阈值^[1]。白噪声对纯音信号的掩蔽效应随频率的变化而不同，在不同频率下分别对应不同的掩蔽曲线^[11]。

本文提出的便捷式纯音听阈测听方法不只在静音室中进行测听，还可以在多种扩散声场中进行测听。扩散声场中的环境噪声属宽带噪声，本文探究了测试环境噪声对不同频率下纯音信号听阈值的影响。

本文分别在以宽带噪声为背景的工作环境下测试了 20 名相同受试者的纯音听阈值，并对比分析其与安静环境下测听的结果，根据测听结果提出三种噪声强度下阈值的修正算法。该算法在不同强度的噪声环境下，对测听音频点分别进行修正，如式 4 所示：

$$HL_{post} = HL_{pre} - \tau_i, (i = 1, 2, \dots, 6) \quad (4)$$

其中， HL_{pre} 为测听结束后未修正的听阈值， HL_{post} 为修正后的听阈值。其中，修正系数如表 3 所示：

表 3 噪声环境下纯音听阈值修正系数 τ_i

噪声强度 (dB SPL)	音频点 (Hz)					
	250	500	1000	2000	4000	8000
27 ± 1	8.0	6.0	7.0	6.0	8.0	7.0
33 ± 1	10.9	8.0	9.0	8.0	10.0	8.0
45 ± 1	17.8	11.3	16.5	14.0	15.0	8.0

将该修正算法加入测听方法，分别在工作环境下使用本文测听方法和安静环境下使用听力计测试同样的受试者，对比结果，得出该算法较好地降低了环境噪声对测听结果的影响。

5 系统实现

本文选用 iPad2 作为嵌入式平台的案例设备,在该平台上实现了纯音听阈评估系统,系统在 iOS4.0 以上版本都可以使用。该系统要求测听过程中,受试者双耳中心距离设备中心 30cm;受试者不得手动调整设备音量。

5.1 纯音测听系统功能

本文完善和优化了纯音听阈测定系统^[4]。测试音生成部分,系统根据纯音听阈测听流程的需求,利用第 2 节中提出的基于基准值修正的测试音生成算法,生成任一听力级的准确的纯音信号。

听力评估部分,系统与受试者进行互动,采集并分析受试者的反馈信息,基于受试者的听觉特性调整测试音强度。使用本文设计的基于多重判定的纯音听阈测定方法,计算受试者在各频率处的听阈值。在该部分,系统以 1000、500、250、2000、4000、8000Hz 的音频顺序进行测听,令受试者以人耳最熟悉的频率进入测听状态,一定程度上改善纯音测听的信度。

信息管理部分,将受试者的纯音听阈值以可视化的形式展现给受试者,系统生成受试者的听力曲线图,并给出听力水平评估报告。该部分还管理用户信息和测听数据。系统记录用户姓名、年龄、测听时间和结果等信息;用户可随时查询测试数据和结果,并进行添加和删除。

5.2 案例与信度

本文设计测试案例对该纯音测听系统做信度评估。

案例的测试环境为一间 10m² 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,环境噪音大约为 26dB SPL。测试设备为一台 iPad2。受试者是 20 位拥有正常听力的志愿者。

案例中,每一位受试者使用 iPad2 进行三遍听力测试。期间,测听流程全由受试者独立完成,测试人员无需提供任何提醒或帮助。

将测听数据进行整理,结果如图 6 所示。

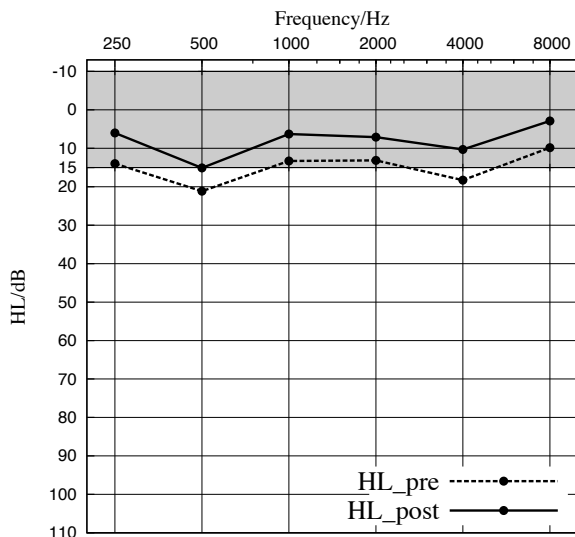


图 6 案例纯音听力曲线图

其中,HL_pre 为该案例中直接测出未修正的纯音听力曲线;HL_post 为使用修正算法后得到的纯音听力曲线,即为该案例设备使用本文提出的纯音测听方法得到的纯音听力曲线图。

人耳正常水平的听力级范围是 -10~15 dB HL^[1]。从图 6 中可以看出,便捷式纯音测听系统的纯音听力曲线图分布在正常范围内,符合人耳听觉特性。因此,本文提出的基于多重判定的纯音测听方法具有较好的信度,可用于听力筛查。

6 结论

本文面向嵌入式平台研究纯音听阈评估,研究了纯音测听所需的关键技术:提出了基于特征值修正的测试音生成算法,可以自动生成准确的纯音测试音信号,满足了纯音听阈评估的需求;设计了基于人耳听觉特性的测试音强度调整方法,和基于多重判定的阈值确定算法,符合人耳对声音信号的感知特性以及嵌入式平台的特点,加快测听进程的同时,保证测听流程的收敛性和测听结果的信度,一定程度上改善了纯音测听的效率;在噪声环境下对听阈值做修正,提高测听信度。

基于以上研究,本文完善并优化了以 iPad2 为案例设备的纯音听阈评估系统,该系统自动生成准确的测试音,用作声刺激传输给受试者;自动调控测听流程,智能采集受试者反馈信息,计算受试者的纯音听阈值;并作出合理的听力水平评估。测试案例表明,该方法具有较好的信度和稳定的效率,可以较好的进行纯音听阈评估和听力筛查,供受试者及时检查自己听力水平的变化,或评估疗效进度。

致谢

本文工作受到国家 973 项目(2013CB329304)的资助,同时受到国家自然科学基金青年基金(61370023)和国家 863 项目(2012AA011602)的资助。在此致谢!

参考文献

- [1] 韩东一, 翟所强, 韩维举. 临床听力学 [M]. 中国: 中国协和医科大学出版社, 2008.
HAN Dongyi, ZHAI Suoqiang, HAN Weiju. Clinical audiology [M]. China: Peking Union Medical College Press, 2008. (in Chinese)
- [2] GB/T 16403-1996. 纯音气导和骨导听阈基本测定法 [S]. 中国: 国家技术监督局, 1996.
GB/T 16403-1996. Basic pure tone air and bone conduction threshold audiometry [S]. China: CSBTS, 1996. (in Chinese)
- [3] GB/T 7583-87. 声学纯音气导听阈测定听力保护用 [S]. 中国: 国家技术监督局, 1987.

- GB/T 7583-87. Acoustics-Pure tone air conduction threshold audiometry-For hearing conservation purposes [S]. China: CSBTS, 1987. (in Chinese)
- [4] 吴育昊, 贾珈, 黄山, 蔡莲红. 基于纯音听阈测定的便捷听力评估方法. 中国贵阳, NCMMS 2013.
WU Yuhao, JIA Jia, HUANG Shan, CAI Lianhong. A Convenient Method of Audiologic Assessment Based on Pure Tone Audiometry. Guiyang China, 2013. (in Chinese)
- [5] 赵宇为. 苹果 iPad2 音质测评报告. 2011.
ZHAO Yuwei. Sound Quality Evaluation Report of Apple iPad2. 2011. (in Chinese)
- [6] 马大猷. 现代声学理论基础 [M]. 北京:科学出版社, 2004.
MA Dayou. The Foundation of Modern Acoustics Theory [M]. Beijing: Science Press, 2004. (in Chinese)
- [7] GB/T 4854.7-2008. 自由场与扩散场测听的基准听阈 [S]. 中国: 国家技术监督局, 2008.
GB/T 4854.7-2008. Reference threshold of hearing under free-field and diffuse-field listening conditions [S]. China: CSBTS, 2008. (in Chinese)
- [8] GB/T 16296-1996. 用纯音及窄带测试信号的声场测听 [S]. 中国: 国家技术监督局, 1996.
GB/T 16296-1996. Sound field audiometry with pure tone and narrow-band test signals [S]. China: CSBTS, 1996. (in Chinese)
- [9] 王乃怡. 听觉疲劳的安全界限 [J]. 心理学报, 1987, 03: 235-238. (in Chinese)
WANG Naiyi. Safety Margin of Auditory Fatigue [J]. Journal of Psychology, 1987, 03: 235-238.
- [10] 王娜. 基于人耳主观反应的听觉特征量及其在目标识别中的应用 [D]. 西安: 西北工业大学, 2006.
WANG Na. Human Auditory Characteristics and applications of acoustic targets recognition [D]. Xi'an: Northwestern Polytechnical University, 2006. (in Chinese)
- [11] Zwicker, E. and Jaroszewski, A. Inverse frequency dependence of simultaneous tone-on-tone masking patterns at low levels [J]. JASA 1982, 71: 1508-1512.

Algorithm of pure tone audiometry based on multiple judgment

Yuhao Wu, Jia Jia, Xiulong Zhang, Lianhong Cai

Tsinghua National Laboratory for Information Science and Technology, Department of Computer Science and Technology, Tsinghua University, Beijing 100084

Abstract: Characteristics of auditory perception plays an important role in hearing assessment. In this paper, for embedded platform, we proposed a model transforming amplitude to SPL with acoustic parameters based on auditory characteristics, achieved the automatic generation of standard pure tone test signals. We designed adjustment rules for test signals based on human auditory perception, proposed highly reliable algorithm to compute the hearing threshold based on multiple judgment. For the noise masking, we proposed a correction algorithm for the hearing threshold. We designed and implemented system of pure tone test based on embedded platform, and compared hearing curves of normal people with standard hearing range. The results show that, the system can quickly and easily check hearing changes, and has good reliability, and can also be used in hearing screening.

Key words: hearing perceptual; pure tone audiometry; hearing evaluation; noise masking; embedded platform