

纯音测听和心理物理调谐曲线检测平台的研制^{*}

先梦, 宫琴

(清华大学生物医学工程系 北京 100084)

摘要: 纯音测听是目前临床上广泛使用的听力检测手段,它能够反映在特定频率下人耳的听阈大小,但是却不能反映特定频率下的频率选择特性,以获得人耳功能的综合信息。为了获得在特定频率下人耳的听阈及频率选择特性的综合信息,本研究首次研发了纯音测听和心理物理调谐曲线的综合检测平台,采用并优化了快速心理物理调谐曲线的检测算法,实现了基于外置高精度声卡的便携式综合检测平台,能够进行纯音测听和心理物理调谐曲线的测试,实现了在强度和频率2个维度下,对人耳的听觉特性的全面综合地反映。

关键词: 听力检测; 纯音测听; 心理物理调谐曲线; 频率选择特性; 综合检测平台

中图分类号: TH776 R318 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Development of integrated detection platform of pure tone audiometry and psychophysical tuning curve

Xian Meng, Gong Qin

(Department of Biomedical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: Pure tone audiometry is widely applied in clinical hearing test. Though it can show the hearing threshold of human ear at specific frequency, pure tone audiometry is short of representing the frequency selectivity at certain frequency. In order to obtain the integrated information of both the hearing threshold and the frequency selectivity at specific frequency, an integrated detection platform containing pure tone audiometry and psychophysical tuning curves functions is originally developed, which uses and optimizes a fast psychophysical tuning curves detection method, achieves both of the pure tone audiometry and psychophysical tuning curves test in one detection platform based on an external professional high precision soundcard, and realizes the goal of reflecting the hearing characteristics of human ear both in level and frequency.

Keywords: hearing test; pure tone audiometry; psychophysical tuning curve; frequency selectivity; integrated detection platform

1 引言

纯音测听(pure tone audiometry, PT)是检测受检者在某些特定频率处的听阈,其检测出的听阈在概念上是指在某一纯音信号刺激下能够引起听觉的最小声压级。测试时,采用不同强度的正弦纯音刺激,受检者根据

自己的感觉作出主观反应,最后确定其在每个刺激频率下的阈值。由于纯音测听能够直观地反映受试个体的听阈级,允许医师初步判断其听力损失的程度,所以纯音测听被认为是听力测试中最基本的检测方法,是目前临床上进行听力测试中首选的检测手段。尽管纯音测听给出了在特定频率下的听力级别,即在多少声强下可以听到此频率的纯音。但纯音测听无法反映在该频率处的听觉

收稿日期: 2013-02 Received Date: 2013-02

^{*} 基金项目: 国家自然科学基金(61271133)、教育部高等学校博士学科点博导基金(20120002110054)、深圳市基础研究基金重点项目(JC201105180808A)、清华信息科学与技术国家实验室(筹)资助项目

灵敏度,不具有检测听觉系统对某一频率成分的滤波和分辨能力,即缺乏对该频率处频率选择特性的功能指示。同时,目前的听觉临床测试中也普遍缺乏对死区的检测^[1-4]和对此频率下的感觉灵敏度的测试。目前实验室中对频率选择特性进行评价的主要方法是心理物理调谐曲线(psychophysical tuning curves, PTCs)的检测方法^[4-5],但由于其单次测试超过 2~3 h 的超常耗时,尚未应用到临床中。心理物理调谐曲线给出了掩蔽固定频率和强度的刺激声所需要的掩蔽强度与掩蔽声中心频率之间关系的曲线^[4-6],心理物理调谐曲线是通过固定一个纯音(刺激声)的频率和强度,通过重复调整变化一个窄带噪声(掩蔽声)的中心频率和强度,使受检者恰好不能听到纯音刺激,这样得到的类似 V 形的掩蔽声中心频率-强度曲线就是心理物理调谐曲线。利用调谐曲线的品质因素可以描述特定频率处的频率选择特性。因此,纯音测听和心理物理调谐曲线可以组成较好的互补:前者提供强度方面的信息,后者提供频率选择特性方面的信息。这样就可以综合地对人耳的听觉感知进行分析。此外,尽管纯音测听作为重要且广泛使用的听觉检测手段,已经有成熟的硬件检测设备——听力计。但是,目前的听力计都限制于只能完成固定项目的纯音测听检测,而无法进行功能扩展。而且实验室中采用的传统的 PTCs 的检测方法非常耗时,基于以上原因,本研究首次提出研制一种纯音测听和快速心理物理调谐曲线综合检测平台(以下简称:综合检测平台),不仅实现了检测设备的集成——完成了利用一套检测设备分别实现纯音测听和心理物理调谐曲线的测试;同时实现了检测方法的结合——通过纯音测听反映听阈的强度信息以及通过心理物理调谐曲线反映频率分辨率的频率信息。提供了全面、综合地检测人耳听觉特性的平台,为临床应用奠定了基础。

2 纯音测听及心理物理调谐曲线综合检测平台的结构

检测平台实现了纯音测听和心理物理调谐曲线检测的两大功能。2 种检测都是主观测试,并且同是由系统给出刺激声到受试者的单侧耳,然后由受试者作出相应的反应。综合检测平台在结构上包括:1 台主控计算机、1 台外置高精度多媒体声卡、1 个手持式 USB 手柄、1 套微型扬声器和耳塞,图 1 为检测平台总体结构图。主控计算机由本研究开发的系统软件平台产生检测平台需要的刺激声的数字信号,经由一个起 D/A 转换功能的高精度多媒体外置声卡,在声卡中进行数字模拟转换,将刺激转化为电信号,通过 TRS 接口传输到一组微型扬声器,由扬声器中的换能器将电信号转换为声刺激信号,最后

通过声管及插入到受试者外耳道的耳塞将刺激声传入受试者测试耳。受试者接收到刺激之后,通过一个手持式 USB 手柄对是否听到刺激作出主观反馈。受试者通过按下手柄按钮表示其听到了刺激声,手柄通过通用的 USB 接口连接到主控计算机上,主控计算机上的软件平台实时地检测 USB 手柄的按钮状态,从而获得受试者反馈信息,继而进行逻辑判断分析,完成进一步的测试。

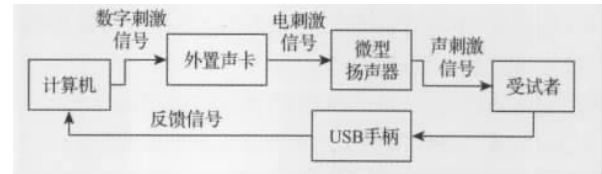


图 1 综合检测平台总体结构图

Fig. 1 Block diagram of the integrated detection platform

3 综合检测平台的硬件结构

3.1 高精度外置声卡

综合检测平台中实现刺激信号数模转换的模块选用高精度外置声卡。声卡为综合检测平台提供了信噪比高达 119 dB、最大采样率为 192 kHz、24 b 高精度的模拟输出能力。对比采用 24 位高精度动态数据采集发生模块作为 D/A 转换装置进行听觉系统检测的研究^[7],本研究采用的高精度专业声卡提供了更强的带载能力以及更便捷的音频接口。而对于已有采用外置 USB 声卡作为信号采集工具的研究^[8-11],本研究采用的专业声卡提供了更佳的性能,同时采用的音频流输入输出接口驱动(下文称 ASIO 驱动)也能提供更精确可靠的时序与信号。

3.2 刺激声转换装置

刺激声转换装置选用专业声检测耳机。其包括一对换能器,分别完成 2 个声道的电声转换。2 个电声换能器的输出端通过 2 根声管连接到固定在受试者测试耳内的耳塞进行声混合。其换能器具有 106 dB SPL 以上的持续输出能力、16 kHz 工作带宽和 70 dB 以上的耳间隔离,并且在 10 kHz 以下具有平坦的频响曲线,完全满足本研究需求。

3.3 反馈信号接收装置

反馈信号接收装置是通过一个通用 USB 接口的手柄实现的。其 USB 接口可以保证便捷地与主控计算机连接。手柄上至少需要配置一个按钮,按下此按钮则表示受试者“已听到纯音信号”,松开不按则表示“没有听到”。主控计算机可以在测试过程中实时地对手柄状态进行查询而获得受试者的反馈信息。

4 综合检测平台的软件设计与实现

检测平台的软件平台开发环境为 Windows XP, 采用的开发工具是 Visual Studio 2010, 开发语言是 C# 语言与 MATLAB 语言混编。C# 语言以及其依托的 .Net Framework 运行环境提供了简洁高效的 Windows 窗体程序开发手段, 同时 C# 规范的类结构也使得检测参数与结果数据可以清晰规范地进行存储。

本研究开发的软件平台的整体结构如图 2 所示, 由上至下, 通过图形用户交互层确定检测的内容以及参数, 确定开始检测之后的算法层, 根据参数确定执行功能算法层的检测流程及算法, 生成检测所需的刺激信号。底层硬件驱动层通过 ASIO 驱动控制外置声卡产生相应刺激, 同时通过 DirectX 驱动监测手柄状态, 然后将反馈数据给回算法层, 算法层根据反馈判断继续进行下一步刺激或是完成检测, 最后将检测结果以检测图以及文字报告的形式打印到图形界面。



图2 软件平台整体结构图

Fig. 2 Block diagram of the software platform

4.1 底层驱动的实现

软件平台需要直接控制的外围硬件包括 1 个通用 USB 手柄和 1 台外置多媒体声卡。其中通用 USB 手柄的控制是通过微软公司创建的多媒体编程接口 DirectX 实现的。在 DirectX 下的输入部分 DirectInput 提供了丰富的手柄器件类、状态结构以及控制方法。具体的实现流程是先通过 GetDevices 方法获取已经连接到主控计算机上的通用 USB 手柄列表, 建立一个 DeviceList 类, 然后根据 DeviceList 类中的实例建立一个 Device 类, 这个类包含了连接到计算机的 USB 手柄的信息。在检测过程中, 只需要实时地刷新此类中手柄的状态信息就可以知道手柄上按钮的状态, 从而获得受试者的反馈信息。

为了充分发挥外置多媒体声卡的高精度特性, 软件平台采用了专业音频接口规范^[12-13] ASIO 驱动。对于本研究, ASIO 的使用使得软件平台可以绕过 Windows 直接控制外置声卡而不必受系统音频管理器的制约, 这样可

以完全保证声卡的 24 b 高精度以及准确可控的声音输出延迟。ASIO 驱动的实现流程与 DirectX 驱动流程相类似, 先根据注册表中 ASIO 声卡信息找到外置声卡, 然后建立实例类并进行初始化, 在检测中先将要输出的刺激声数字信号准备好, 之后实时地刷新缓存数据将刺激信号输出。

4.2 纯音测听检测部分的设计与实现

软件平台的测试功能流程如图 3 所示, 在软件平台开始运行后, 首先需要通过选项卡来选择要检测的功能。其中左边是纯音测听检测流程, 右边是心理物理调谐曲线检测流程。在纯音测听的检测中包括选择测试类型及设置测试参数、各个频率依次进行测听、绘制听力图及打印文字报告 3 个步骤; 心理物理调谐曲线的检测包括设置检测参数、执行检测、数据后处理、绘制检测结果 4 个步骤。

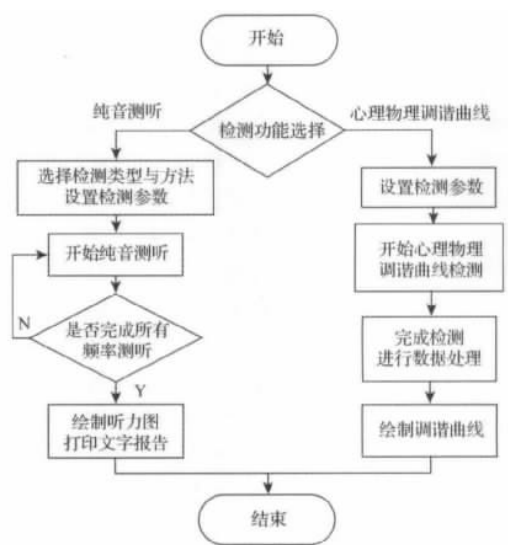


图3 软件平台功能流程示意图

Fig. 3 Flow chart of the software platform functions

图 4 是纯音测听检测的控制和结果显示界面, 其中左边是“受试者信息录入”窗口, 供检测者输入受试者基本信息; 中间是“结果曲线”区域, 测听完成后听力图将绘制在此区域; 右边是“结果数据”区域, 测听完成后结果会以文本形式打印在此区域; 最下方是测试类型和参数设置区域以及功能按钮, 检测者在此进行设置。首先需要选定测试类型: 练习模式不记录检测结果, 是给从未做过检测的受试者熟悉检测流程的; 手动测试允许手动控制测试频率的顺序; 自动测试则是连续地按照 1 000 Hz、2 000 Hz、4 000 Hz、8 000 Hz、250 Hz、500 Hz、1 000 Hz 的顺序自动进行测听。选定测试类型之后需要确定测试参数。其中, 测试方法分为上升法和升降法^[14], 确定了测试方法后, 每个频率听阈的测定方法则

采用对应的算法; 测试频率为手动测试中选定纯音的频率; 强度上、下限为检测中纯音允许输出的最大、最小强度, 主要用于保护听力。参数设置完毕之后点击“开始测试”按钮开始纯音测听, 软件会新弹出测试界面, 如图 5 所示。测试过程中在每个频率点处, 软件会播放长度为 2 s 的纯音信号, 然后根据受试者的反应以及选定的测试方法决定上升或是下降纯音信号的强度, 如此往复直到算法判断单个频率的听阈获得。之后会继续进行下个频率的听阈测定, 直到所有频率的听阈都完成测定。最后, 测试界面会自动关闭, 回到控制界面图 4, 程序将测得的纯音测听结果分别以听力图以及文字报告的形式显示到界面的“结果曲线”区域和“结果数据”区域。

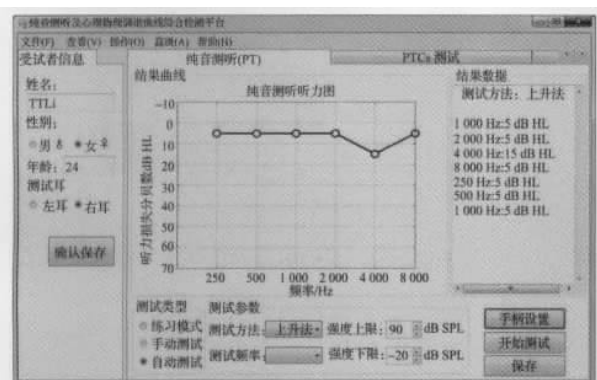


图 4 纯音测听检测控制界面

Fig. 4 The control window for pure tone audiometry

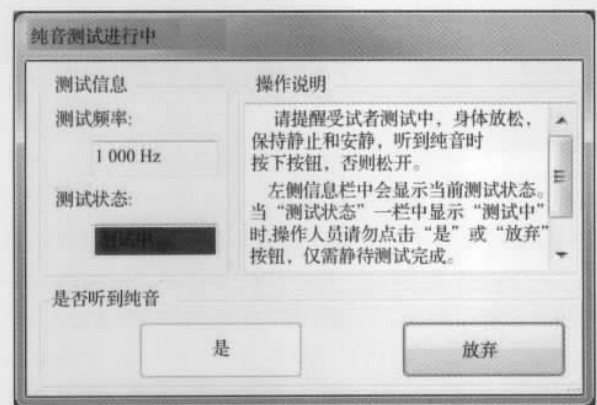


图 5 纯音测听检测测试界面

Fig. 5 The detection window for pure tone audiometry

4.3 快速心理物理调谐曲线(快速 PTCs)检测算法和检测部分的设计与实现

传统的心理物理调谐曲线检测需要在掩蔽声中心频率低于刺激纯音频率部分每个倍频程测试 6 个点, 而在掩蔽声中心频率高于刺激声频率时每个倍频程需要测试 12 个点。对于需要更高分辨率的 PTCs 曲线时测试点还需要加倍, 这样的检测结果是极度耗时的, 每个受试者至

少需要 2 h, 给受试者带来了极大的痛苦。2005 年 Sek、Moore 等人提出了一种快速心理物理调谐曲线的检测方法^[15], 极大地缩短了检测时间。Malicka 等人在 2008 年对快速 PTCs 方法尝试了一些改动^[16], 提供了比较宝贵的经验。

本研究参考 2 种快速检测方法, 根据自身的预实验对检测算法进行了改进。其一是在开始播放掩蔽噪声之前预先播放几秒刺激纯音信号, 以达到让受试者熟悉目标纯音的效果; 其二是由 ASIO 声卡驱动的使用, 使得可以简单地实现对掩蔽噪声强度的增益控制, 而避免了复杂的硬件器件; 其三是连续进行正向扫频测试和负向扫频测试, 实现既可独立分析也可平均分析, 以消除扫频方向带来的干扰。

4.3.1 快速 PTCs 检测总体算法

本研究改进的快速 PTCs 检测方法是同时给受试者播放一个频率与强度固定的持续纯音作为刺激声与一个中心频率与强度变化的窄带噪声作为掩蔽声。刺激声与掩蔽声均在测试前预先生成储存在内存中。其中刺激声时长为 245 s, 如图 6 所示, 刺激声每 700 ms 内会静音 200 ms, 主要目的是利用规律的间断保持受试者对刺激声的注意, 而剩下 500 ms 内分为 20 ms 上升期、460 ms 平台期与 20 ms 下降期, 作用为减少频谱泄露。掩蔽声时长为 240 s, 于刺激声播放后第 5 s 开始播放。刺激声先播放 5 s 的目的在于让受试者确认需要关注的目标。如果是正向扫频测试, 窄带噪声的中心频率从刺激纯音频率前一个倍频程扫频变化到后一个倍频程, 逆向扫频测试则反之。测试中, 受试者如果能听见刺激纯音则持续按住“听到纯音”按钮, 检测平台则通过 ASIO 声卡驱动的增益控制逐渐增大掩蔽噪声的强度, 当受试者无法听见刺激声时则松开按钮, 检测平台则降低噪声强度, 与此同时, 平台连续记录掩蔽声的强度。

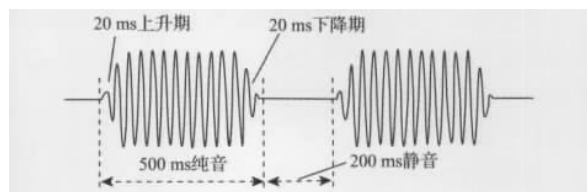


图 6 快速 PTCs 检测刺激声合成示意图

Fig. 6 The stimulus signal synthesis diagram in fast PTCs

完整的测试是在 245 s 的正向测试之后连续进行 245 s 的逆向测试。完成测试后, 检测平台会记录到 2 份 240 s 的锯齿状的掩蔽声强度曲线, 曲线的趋势就分别是正向测试和逆向测试的快速心理物理调谐曲线。而根据 2 个测试方向的结果数据通过平均算法就可以得到双向平均的快速心理物理调谐曲线。

整个快速 PTCs 检测算法中有 3 个关键点影响到检

测结果。其一是窄带噪声的带宽以及强度变化的速率设置为多少能取得最佳结果曲线,根据 Sek 等文献^[15-16]以及本研究的预实验,窄带噪声带宽设为 320 Hz 与 0.2 倍纯音频率的较小值,对于听力正常受试者噪声强度变化速率设为 2 dB/s 最为合适;其二是窄带噪声的生成方法不能采用白噪声通过带通滤波器滤波的方法,而应该采用逆快速傅里叶变换的方法,因为窄带噪声的带宽相对于采样率极小,使得无法获得理想的带通滤波器;其三是噪声的扫频方向对最终的结果曲线也有明显的影响,所以需要将正向测试和逆向测试在同样条件下连续进行测试,并通过双向平均算法取得平均结果曲线。

4.3.2 扫频窄带噪声合成算法

240 s 的扫频窄带噪声 $S(t)$ 是通过 750 个 640 ms 的时间块 $S_i(t)$ 通过 50% 交叠组成的,如式(1)所示:

$$S(t) = \sum_{i=1}^{750} \text{hann}(t - 0.32(i-1) \cdot 0.64) S_i(t) \quad (1)$$

式中:

$$\text{hann}(t - t_1, T) = \begin{cases} 0.5 \{1 - \cos[2\pi(t - t_1)/T]\} & 0 < t - t_1 < T \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (2)$$

为汉宁窗,每个时间块 $S_i(t)$ 均是一个中心频率固定的窄带噪声信号,而每相邻 2 个时间块的窄带噪声中心频率有细微变化,这样就实现了掩蔽噪声中心频率从刺激纯音频率一个倍频程扫频变化到另一个倍频程。考虑到基底膜上频率的对数特性,扫频变化中噪声的中心频率也是相对对数时间轴线性变化的。如式(3)所示,在正向扫描的窄带扫频噪声中,后一个时间块的噪声中心频率应该为相邻前一块的 1.001 85 倍:

$$f_{i+1}/f_i = 10^{\lg(4)/750} \quad (3)$$

这样就能保证在 750 个时间块内中心频率由 0.5 倍刺激纯音频率变化到 2 倍刺激纯音频率。

对于每一个 640 ms 的时间块,可以先随机生成带宽为窄带噪声带宽一半的低通噪声,具体方法为令低通噪声在频域上幅频、相频函数如式(4)所示:

$$\begin{cases} |F_L(\omega)| = 1 & \omega < B/2\pi \\ \Phi_L(\omega) = \text{rand}(0, 2\pi) \end{cases} \quad (4)$$

式中: B 为窄带噪声带宽, $\text{rand}(0, 2\pi)$ 为 $0 \sim 2\pi$ 的随机函数。对 $F_L(\omega)$ 求逆 FFT 可得低通噪声,如式(5)所示:

$$S_L(t) = \text{IFFT}[F_L(\omega)] \quad (5)$$

$$S_i(t) = S_L(t) \sin(2\pi f_i t) \quad (6)$$

然后如式(6)通过乘上频率为窄带噪声中心频率的正弦来调制为需要的带通窄带噪声。之后,计算每个时间块的能量强度,通过乘以校准数据调整为最终输出声压强度为 50 dB SPL 的数据。

这样,将所有时间块如式(1)乘汉宁窗后 50% 交叠相组合,就得到了强度为 50 dB SPL、时长为 240 s、中心

频率渐变的扫频窄带噪声。图 7 为一例按照式(1)至(6)合成好的中心频率由 1 000 Hz 正向扫频到 4 000 Hz 的窄带噪声时频分析示意图,其中窄带噪声带宽为 200 Hz,图片采用的分析方法为短时傅里叶变换,短时傅里叶变换分析中每个时间块的时长选择为 512 ms,50% 交叠。尽管窄带噪声为预先生成、强度固定的数据,但是实际测试中通过调整 ASIO 驱动中噪声掩蔽信号这一通道的增益就可以简单地实现强度的变化。

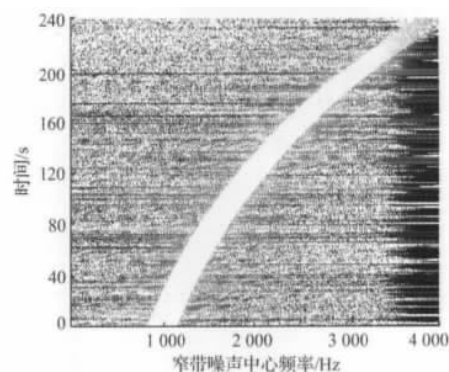


图7 快速 PTCs 检测窄带噪声时频分析图

Fig. 7 Time-frequency analysis diagram of narrow band noise detection in fast PTCs

4.3.3 双向平均处理算法

对于正向测试和逆向测试结果的平均算法并不是简单地将 2 次结果进行平均。因为掩蔽噪声中心频率扫描方向不同带来的影响主要体现在 PTCs 曲线在时间轴(因为中心频率是随着时间渐变的,所以也即是频率轴)上有“左”/“右”的偏移,所以如果直接将 2 次测试的结果强度平均则会造成 PTCs 曲线的 V 形尖端消失,同时曲线的 V 形变宽,造成品质因素 Q 值的估计错误。在软件中的平均算法是首先对测试曲线进行平滑处理,并寻找出 2 次测量结果的 V 形尖端频率,然后将各自的频率轴以找到的尖端频率进行归一化,之后分别将 2 次测试的尖端频率进行平均以及将频率轴归一化的测试曲线进行平均,最后以平均后的尖端频率作为基准频率对平均后的频率轴归一化 PTCs 曲线进行频率轴的逆归一化得到平均后的 PTCs 曲线。

4.3.4 检测部分的设计与实现

心理物理调谐曲线检测的界面如图 8 所示,左边依然是“受试者信息”窗口;中间是“测试结果”区域,检测完成后会在此显示绘制的调谐曲线,可以通过其下部的 3 个选项卡分别切换显示正向检测结果、逆向检测结果和平均检测结果;右边从上至下分别是“测试说明”窗口、“测试参数”区域和功能按钮区域;最下方是“测试进度”报告条,在检测时显示完成的进度。检测时,首先需要设定刺激声纯音的频率以及强度,如果对应频率的纯

音听阈已经测定则强度自动为该频率听阈上 10 dB 的强度。掩蔽声上限强度的设置主要是为了保护受试者的听力。开始测试之后程序会自动连续进行 4 min 的正向扫频测试和 4 min 的负向扫频测试 8 min 的测试之中测试进度会在进度条中进行显示。测试结束后程序会对结果进行后处理,会对 2 次测试结果分别进行中线平滑处理以及 2 次结果的平均处理,最后心理物理调谐曲线将以正向测试、负向测试和平均处理 3 张结果曲线打印到 3 个标签页下。

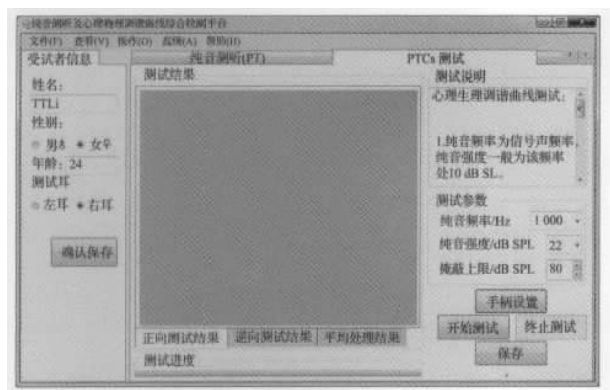


图 8 心理物理调谐曲线控制检测界面

Fig. 8 The control window for psychophysical tuning curve test

5 纯音测听及心理物理调谐曲线的检测结果

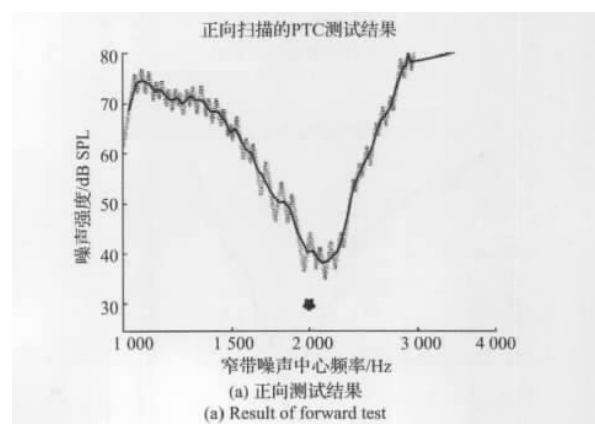
本研究对综合检测平台进行了对比测试和重复测试,以验证平台的准确性、稳定性和可靠性。表 1 中前 2 行结果是同一受试者在本综合检测平台分别于不同两天进行纯音测听得到的听力图结果,第 3 行是该受试者在北京同仁医院与本表第 1 行同一天进行临床测试的结果。每次检测结果由 250 Hz 到 8 000 Hz 6 个频率的听阈组成,在表中以纵列显示。可以看到,本综合检测平台的结果与同仁医院临床测试结果在 4 个频率处完全一致,显示了极高的准确性。另外 2 个频率处只相差 5 dB HL 的强度,相对于纯音测听所允许的 10 dB 以下的误差也是很小的。另一方面,两次在综合检测平台上的结果虽然在 4 个频率点有所差异,但是其差异都在测试允许的 5 dB HL 误差之内,并且两次测试结果趋势都是一致的,显示了较好的稳定性。所以,对比测试和重复测试的结果证明了本研究研发的检测平台的纯音测听功能的准确性与可靠性。

表 1 同一受试者纯音测听临床结果与检测平台结果

Table 1 PT test results in clinical test and the detection platform test

频率/Hz	纯音测听力结果/dB HL					
	250	500	1 000	2 000	4 000	8 000
平台检测结果	10	10	5	0	10	5
平台重复结果	10	15	10	5	10	0
临床检测结果	10	10	10	5	10	5

由于心理物理调谐曲线的检测还没有进入临床,无法将综合检测平台的结果与临床结果相对比。但是,通过重复性测试仍然可以验证平台心理物理调谐曲线检测部分的可靠性。图 9 为同一受试者在不同两天于综合检测平台上进行的 PTCs 结果。刺激声如图中星号所示,均为频率为 2 000 Hz,强度为 30 dB SPL,虚线为测试结果,实线为平滑结果。抑制声上限设为 80 dB SPL 以保护听力。图(a)~(c)为初次检测结果,图(d)~(f)为重复测试结果,每次检测结果从上至下分别是正向检测结果、逆向检测结果和平均处理结果的调谐曲线图。通过对比重复测试的结果,发现无论正向检测、逆向检测还是平均处理,两次结果在形状、趋势和数值上都显示了很好的一致性,证明了本综合检测平台的心理物理调谐曲线部分的稳定性与可重复性。图 10 是检测平台的快速 PTCs 结果与 Sek 等人 2005 年的文献^[15]中数据进行对比的结果,其中实线为检测平台结果,实心三角为检测平台的纯音刺激声,虚线是文献中快速 PTCs 结果,空心三角为文献中这组结果的纯音刺激声。2 组快速 PTCs 测试均是采用正向扫描,并且受试者均听力正常。从图中可以看到,2 组数据的形状与趋势,尤其是在 V 形尖端附近显示了很好的一致性,都能用以反映频率选择特性,而平台测试结果相较文献结果稍微右移与上移的原因在于平台测试采用的纯音刺激声较文献使用的刺激声在频率上高 60 Hz,在强度上大 2 dB。2 组结果的一致性验证了心理物理调谐曲线检测部分的可靠性。



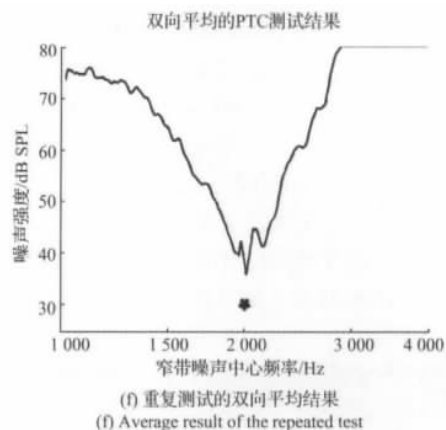
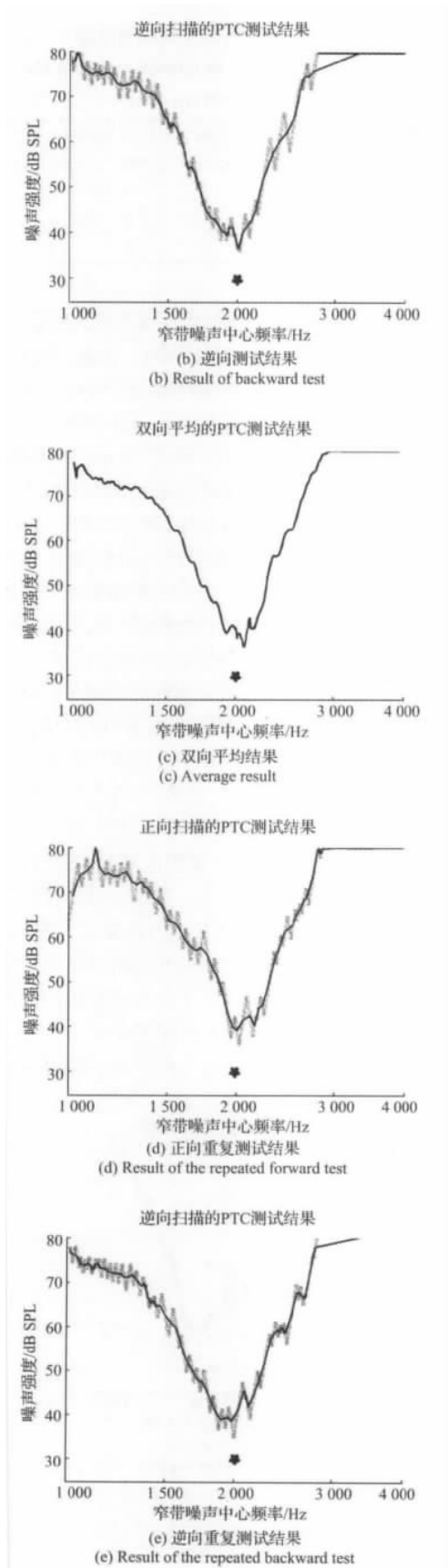


图9 PTCs 重复性测试结果

Fig. 9 Repeatability test result of PTCs

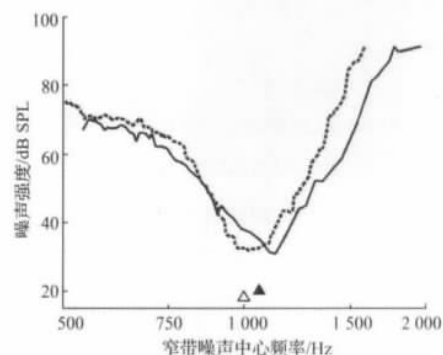


图10 平台结果与文献结果对比。实线为检测平台测试结果, 虚线为 Sek 文献[15]中一组快速 PTCs 测试结果

Fig. 10 Comparison between the platform test result and the data from journal article. Solid line represents the platform test result, dash line represents a set of data from the literature [15] of Sek

6 结 论

本研究研制出一套能够同时进行纯音测听和快速心理物理调谐曲线检测的综合检测平台,一方面弥补了纯音测听只能了解整体听阈信息而缺乏单个频率的频率分辨率信息的不足;另一方面通过利用高精度外置声卡以及计算机平台实现了简化纯音测听和心理物理调谐曲线检测分别需要不同的2套检测工具到一套检测平台的目的。此外,快速心理物理调谐曲线检测的算法也大大提高了传统心理物理调谐曲线检测的效率,为类似的心理声学的检测提供了一种行之有效的快速检测方法。

总之,综合检测平台不仅仅是实现了两种检测的软硬件平台的融合,而且实现了检测结果的融合:通过对照纯音测听的听阈结果和心理物理调谐曲线的频率分辨率

结果,可以实现全面综合地了解受试者在检测频率处的强度情况和频率情况,在临床上为医师提供了更为丰富的信息,大大拓宽了对听觉系统状况的指导范围。

附 录: 检测平台的校准

无论是纯音测听还是心理物理调谐曲线检测都要求传到受试者鼓膜处的声压强度准确地为检测算法要求给出的强度,但是由图 1 可知,程序给出的只是信号的数字量,需要经过声卡转换为电压量再经过扬声器转换为声压量,所以需要对检测平台进行校准,以清楚地知道各级的转换关系。校准所采用的工具是丹麦 B&K 公司的电声校准系统,其与检测平台的连接如图 11 所示。主控计算机上的软件平台输出纯音数字信号 D_0 ,通过外置声卡转换为电信号 E_0 , E_0 同时输出到电声校准系统的型号 3160 采集模块以获得其准确值以及微型扬声器以产生纯音声信号 S_0 。纯音声信号给到电声校准系统的型号 4157 仿真耳以模拟声刺激在受试者耳道中的情况,仿真耳在模拟鼓膜处有一个标准高精度麦克风以获取声刺激信号的声压,再送到型号 3160 采集模块,最后型号 3160 采集模块将回采的校准信号送入校准用笔记本,由其上的 pulse 噪声振动多分析系统计算 E_0 、 S_0 的准确值。这样,就获得了该刺激信号频率下数字量 D_0 、电压量 E_0 、声压量 S_0 的对应关系。

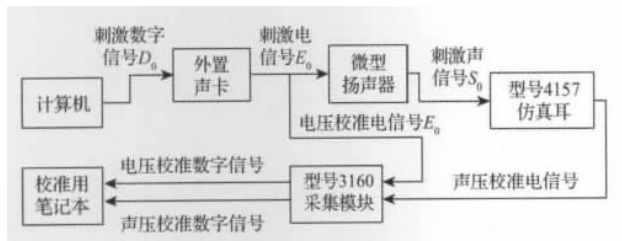


图 11 平台校准结构图

Fig. 11 Calibration structure diagram of the integrated detection platform

整个校准将对 125 Hz、250 Hz、500 Hz、1 000 Hz、2 000 Hz、3 000 Hz、4 000 Hz、6 000 Hz、8 000 Hz 这 9 个关键频率依次进行测试。在每个频率下,分别以 5 dB SPL 为步长,依次产生 20 dB SPL 强度到 90 dB SPL 强度的声压级,同时记录各个节点的数据。这样,就可以知道 9 个频率 \times 15 个强度情况下各个环节的输入输出关系。通过内插或外推就可以得到任意频率强度下各级硬件的输入输出关系。

参考文献

[1] MOORE B. Dead regions in the cochlea: diagnosis, per-

ceptual consequences, and implications for the fitting of hearing aids [J]. Trends in Amplification, 2001, 5(1): 1-34.

[2] MALICKA A N, MUNRO K J, BAKER R J. Diagnosing cochlear dead regions in children [J]. Ear and Hearing, 2010, 31(2): 238-246.

[3] MOOER B, HUSS M. A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea [J]. British Journal of Audiology, 2000, 34: 205-224.

[4] WARNAAR B, DRESCHLER W A. Agreement between psychophysical tuning curves and the threshold equalizing noise test in dead region identification [J]. International Journal of Audiology, 2012, 51(6): 456-464.

[5] JENNINGS S G, STRICKLAND E A. Evaluating the effects of olivocochlear feedback on psychophysical measures of frequency selectivity [J]. Journal of the acoustical society of America, 2012, 132(4): 2483-2496.

[6] KLUK K, MOORE B. Factors affecting psychophysical tuning curves for normally hearing subjects [J]. Hearing Research, 2004, 194: 118-134.

[7] 宫琴, 朱仁骏, 陈曦, 等. 听觉系统传输通路综合检测平台的研制 [J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(11): 2609-2614.

GONG Q, ZHU R J, CHEN X et al. Development of integrated detection system of auditory propagation pathway [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010, 31(11): 2609-2614.

[8] 宫琴, 金慧君, 关添, 等. 基于 USB 声卡的便携式耳声发射检测系统的研制 [J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(2): 383-389.

GONG Q, JIN H J, GUAN T et al. Development of a portable OAE detection system based on USB soundcard [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010, 31(2): 383-389.

[9] 蒋帅锋, 施展, 鲍恕. 基于声卡的数据采集系统设计 [J]. 仪器仪表学报, 2005, 26(增刊 2): 47-49.

JIANG SH F, SHI ZH, BAO J. Data acquisition system based on sound card [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2005, 26(Suppl. 2): 47-49.

[10] 闰丽, 祝轩, 王小宁. 基于 Sound Blaster 声卡数据采集系统 [J]. 电子测量技术, 2001, 24(1): 23-24.

RUN L, ZHU X, WANG X N. The data collecting system based on the sound blaster card [J]. Electronic Measurement, 2001, 24(1): 23-24.

[11] 贺天柱, 兰羽. 基于声卡的监控系统虚拟仪器设计 [J]. 国外电子测量技术, 2012, 31(10): 58-60.

HE T ZH, LAN Y. Virtual instrument design of the monitoring system based on soundcard [J]. Foreign Electronic

Measurement Technology 2012 31(10):58-60.

- [12] 鄒少雄. ASIO 音频接口规范应用分析[J]. 广播与电视技术 2007 34(1):83-85.
QIE SH X. Analysis of ASIO audio interface specification and application [J]. Technology of Radio and TV Centers 2007 34(1):83-85.
- [13] 李树平. 从音色采样技术的进步谈实用计算机音乐的发展[J]. 乐府新声 2011(4):96-98.
LI SH P. Timbre sampling technology progress on the development of practical computer music [J]. The New Voice of Yue-Fu 2011(4):96-98.
- [14] 姜泗长, 顾瑞. 临床听力学[M]. 北京: 北京医科大学、中国协和医科大学联合出版社, 1999.
JIANG S CH, GU R. Clinical audiology [M]. Beijing: Beijing Medical University, Peking Union Medical College press, 1999.
- [15] SEK A, ALCÁNTARA J, MOORE B, et al. Development of a fast method for determining psychophysical tuning curves [J]. International Journal of Audiology, 2005, 44(7):408-420.
- [16] MALICKA A N, MUNRO K J, BAKER R J. Fast method for psychophysical tuning curve measurement in school-age children [J]. International Journal 2009:546-553.

作者简介



先梦 2010 年于清华大学获得学士学位, 现正在清华大学攻读硕士学位, 主要研究方向为纯音测听、心理物理调谐曲线与耳声发射。

Xian Meng received B. Sc. degree from Tsinghua University in 2010. He is now pursuing an M. Sc. degree in Tsinghua University. His research interests are in PT, PTCs and OAE.



E-mail: gongqin@mail. tsinghua. edu. cn

宫琴(通讯作者), 1991 年于清华大学获得双学士学位, 1994 年于北京航空航天大学获得硕士学位, 2001 年于清华大学获得博士学位, 现为清华大学博士生导师, 主要研究方向为听觉和语音信号处理、听觉认知、耳声发射、耳蜗移植、听觉医学仪器设计等。

Gong Qin (Corresponding author) received B. Sc. degree from Tsinghua University in 1991, M. Sc. degree from Beihang University in 1994, and Ph. D. degree from Tsinghua University in 2001. She is a Ph. D. student supervisor in Tsinghua University. Her research interests include auditory and speech signal processing, hearing perception, speech recognition, otoacoustic emission, cochlear implant and biomedical instrument design.