

利用扫频音的刺激频率耳声发射实验研究

汪 鑫^{1,2} 刘雪玉^{1,3} 姜言冰^{1,2} 刘珍珍^{1,3} 王 远^{1,2}

刘舒婷^{1,4} 王 丹^{1,5} 陈世雄¹ 李光林¹

¹(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

²(中国科学院大学深圳先进技术学院 深圳 518055)

³(重庆理工大学药学与生物工程学院 重庆 400054)

⁴(清华大学医学院 北京 100084)

⁵(天津大学电气自动化与信息工程学院 天津 300072)

摘 要 耳声发射是一种可以被记录的弹性波能量,产生于耳蜗,可以用于检测耳蜗外毛细胞的健康情况。目前,临床上使用的瞬态诱发耳声发射和畸变产物耳声发射各有优缺点,而该文研究的对象是一种比其他耳声发射应用更广泛的刺激频率耳声发射(Stimulus Frequency Otoacoustic Emissions, SFOAE)。因此,该文提出了一种基于扫频的 SFOAE 测量方法。所谓扫频是一种频率随时间线性变化的刺激声,利用其所测量的 SFOAE 频率范围更宽,而分辨率取决于扫频率。该文中,首先,采用三间隔范式产生 SFOAE,并用跟踪滤波器从背景噪声中提取扫频 SFOAE。其次,依次通过对相同实验对象在不同时间所测得结果、与传统方法结果和对不同扫描时间所测得结果进行对比,以验证扫频 SFOAE 的可靠性、兼容性和有效性。研究结果表明,所提出的 SFOAE 可以用于改进临床上现有的听力损失的检测方法。

关键词 扫频音;耳声发射;三间隔范式;跟踪滤波器

中图分类号 R 764.04 **文献标志码** A

A Study on Stimulus Frequency Otoacoustic Emissions Using Swept-Tone

WANG Xin^{1,2} LIU Xueyu^{1,3} JIANG Yanbing^{1,2} LIU Zhenzhen^{1,3} WANG Yuan^{1,2}

LIU Shuting^{1,4} WANG Dan^{1,5} CHEN Shixiong¹ LI Guanglin¹

¹(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(Shenzhen College of Advanced Technology, University of Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

³(Institute of Pharmacy and Bioengineering, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China)

⁴(School of Medicine, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

⁵(School of Electronic and Information Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

收稿日期: 2018-07-26 修回日期: 2018-08-21

基金项目: 国家自然科学基金项目(61771462); 广州市科技计划项目(201803010093)

作者简介: 汪鑫, 硕士研究生, 研究方向为听力检测、生物医学信号处理; 刘雪玉, 硕士, 研究方向为生物医学信号处理、生物医学传感技术; 姜言冰, 博士研究生, 研究方向为听力检测、生物医学信号处理; 刘珍珍, 硕士研究生, 研究方向为生物医学信号处理及仪器; 王远, 硕士研究生, 研究方向为机器学习、假肢控制; 刘舒婷, 硕士研究生, 研究方向为生物医学信号处理及仪器; 王丹, 硕士研究生, 研究方向为生物医学信号处理与研究; 陈世雄(通讯作者), 博士, 副研究员, 研究方向为听力检测和听觉功能的康复, E-mail: sx.chen@siat.ac.cn; 李光林, 博士, 研究员, 研究方向为神经康复工程、生物医学信号处理、生物医学仪器等。

Abstract Otoacoustic emissions (OAE) is a type of elastic wave energy produced in the cochlea, can be recorded and used to detect the health of the outer hair cells of the cochlea. At present, the transient evoked otoacoustic emissions (TEOAE) and the distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) have their own advantages and disadvantages. The subject of this study is a much widely used stimulus frequency otoacoustic emissions (SFOAE) than other OAE. This paper presents a swept-based SFOAE measurement method. The so-called swept-tone is a kind of stimulus whose frequency changes linearly with time. The SFOAE frequency measured has a much wider range, and the resolution depends on the sweep frequency. The three-interval paradigm was used to generate SFOAE, and the tracking filter can extract the swept SFOAE from the background noise. In this paper, the reliability, compatibility and effectiveness of the swept-tone based SFOAE are verified by comparing the results measured by the same subject at different times, comparing with the traditional methods and comparing the results measured at different scanning times. Experimental results show that the proposed SFOAE can be used to improve the detection methods clinically available for hearing loss.

Keywords swept-tone; otoacoustic; three-interval paradigm; tracking filter

1 引 言

在人类的五大感官之中,听觉是人类感知和理解周围世界的重要渠道。如果听力出现了问题,即存在听力损失,可能会造成很严重的后果,如影响新生儿的语言发展、成人的生活质量等。因此,准确地检测听力损失程度,从而及时采取相应的治疗措施,对于改善患者的生活具有重要意义^[1-3]。常用的听力损失检测方法有纯音听阈(Pure-tone Audiometry)测试、耳声发射(Otoacoustic Emissions, OAE)检测、听觉诱发电位(Auditory Evoked Potentials)检测和听性稳态反应(Auditory Steady-State Response)检测等。其中,纯音听阈测试需要患者主动配合反馈,主观性强,且不适用于无法给出回答的新生儿。耳声发射检测不受受试者的主观影响,能够在新生儿的听力筛查以及成年人的听力损失检测中应用。听觉诱发电位检测对测试的要求很高,不仅要求受试者在屏蔽室中,而且测试过程中必须保持安静。听性稳态反应检测与纯音听阈之间有良好的相关性,但临床中发现,听力正常时相关性差,

而存在听力损失时反而相关性好;低频时相关性较差,高频时相关性较好,即存在稳定性较差的问题。由此可以看出,不同的检测方法各有优缺点,但相比来看,耳声发射检测对受试者及测试环境要求不高,且稳定性较好,具有简单易行的优点^[4-6]。

耳声发射,顾名思义,是指由耳内所发出的声音,以机械振动的形式产生于耳蜗,通过听骨链和鼓膜传导释放入外耳道,并能从外耳道记录的一种弹性波能量。耳声发射信号的振动能量来自耳蜗中毛细胞的主动运动^[7,8]。外毛细胞的运动可以是自发的,也可以是对外来刺激所做出的反应,通过使基底膜发生机械振动,然后在内耳淋巴中以压力变化的形式传导,推动听骨链和鼓膜振动,最终达到使外耳道空气振动的目的。如果毛细胞遭到破坏(如耳毒性药物、强噪声、缺氧以及传染病等),那么会影响耳声发射的波形,使其减小甚至消失。同时,不同位置的耳蜗毛细胞的最佳响应频率(特征频率)不同:耳蜗底部(靠近中耳一端)毛细胞的特征频率较高,而随着向顶部的逐渐深入,毛细胞特征频率逐渐

降低。因此, 通过测量不同频率刺激的耳声发射信号, 可以得知耳蜗内不同位置的毛细胞功能状况, 从而获得相应频率的听力损失情况。因而, 耳声发射为检测耳蜗的健康情况, 特别是外毛细胞机械活动的状况提供了一个检测工具, 被广泛用于新生儿听力筛查和成人听力诊断^[9-11]。

耳声发射可以由不同类型的刺激所引起, 目前临床上所使用的耳声发射有两种: 瞬态诱发耳声发射 (Transient Evoked Otoacoustic Emissions, TEOAE) 和畸变产物耳声发射 (Distortion Product Otoacoustic Emissions, DPOAE)。其中, TEOAE 由瞬态刺激引起, 如短暂的滴答音 (click), 它能使所有的毛细胞同时兴奋, 并在短时间内产生多个频率的耳声发射信号; 而 DPOAE 是由两个频率 (f_1 、 f_2 , $f_1 < f_2$) 相近的纯音所产生, 耳声发射信号出现在不同于刺激声的频率 $2f_1 - f_2$ 上。因此, TEOAE 可以快速有效地测量多个频率, DPOAE 则可以通过简单的频谱分析轻松地提取, 并能够很好地反映毛细胞在信号转换过程中的活跃程度。

然而, 无论是 TEOAE 还是 DPOAE 检测, 均存在局限性。当测量 4 kHz 以上的 TEOAE 时, 在技术上来说是难以实现的^[12]。这是因为在实际的 TEOAE 检测中, 时域信号包含有 TEOAE 信号和刺激声干扰, 其中刺激声干扰大约出现在前 2.5 ms, 而高频耳声发射信号由于延迟较短, 也会出现在前 2.5 ms。为了消除刺激声的干扰, 在 TEOAE 检测的信号分析中需要人为地将前 2.5 ms 的信号删除, 此时 4 kHz 以上的高频耳声发射信号也被一并删除, 并且在不同频率的 TEOAE 分量之间可能存在相互作用^[13]。因此, 目前的 TEOAE 检测无法测量 4 kHz 以上的耳声发射信号。而 DPOAE 检测一次只能测量一个频率, 临床采用的 DPOAE 测量普遍只测 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, ..., 8 kHz 等若干离散频率, 这样造成检测效率过低、用时过长, 能应用的场合相对

较少。如何克服 TEOAE 无法检测高频耳声发射信号以及 DPOAE 测量效率低下的问题, 从而尽量扩大其应用范围, 已成为耳声发射技术发展的一个重要课题。

由此, 第三种由纯音刺激激发的 OAE——刺激频率耳声发射 (Stimulus Frequency Otoacoustic Emissions, SFOAE) 引起了广泛关注^[14]。1978 年, Kemp 发现了 SFOAE 和其他类型的 OAE, 但由于 SFOAE 出现的频率和刺激声频率相同, 难以从混合信号中将 SFOAE 和刺激信号进行分离^[15]。因此, SFOAE 仅限于实验室研究。然而, SFOAE 具有的一些独特的特征, 使其仍然具有成为听力筛查诊断工具的潜力。尤其是在低水平刺激下, SFOAE 被认为主要来自刺激行波峰值的阻抗不规则处的相干反射^[16]。这种 SFOAE 的产生机制并不复杂, 使其成为除了 DPOAE 或 TEOAE, 在识别特定人工耳蜗损伤区域方面另一个很好的选择。这也表明 SFOAE 可能对耳蜗的小改变敏感, 可以根据 SFOAE 的异常绘制出功能障碍外毛细胞的具体区域。测量 SFOAE 的主要的技术有 3 种: 第一种是利用压缩的方法, 利用 SFOAE 振幅的压缩增长, 通过按比例降低较高水平刺激的耳道响应来去除刺激分量, 从而获得非线性残差作为 SFOAE。第二种是抑制的方法, 除了探测音之外, 还试图测量带有和不带有抑制音的耳道信号。由于探测音诱发的 SFOAE 可以被抑制音抑制, 所以 SFOAE 被认为是两种情况的声学响应之间的矢量差^[17]。第三种技术, 即三间隔范式或双诱发技术, 使用两个刺激进行三段相等持续时间作用, SFOAE 则是三个响应的线性相减^[18]。此外, Brass 和 Kemp^[19]提出了一个四区间序列来观察 SFOAE 的输入-输出增长函数和频率相关抑制。但无论采用哪种方法, 所测量的 SFOAE 几乎都是相同的, 这为 SFOAE 临床应用的可能提供了强有力的支持。

目前, 几乎所有的 SFOAE 技术都使用纯音作为刺激。但由于纯音引起的 SFOAE 需要逐点测量, 实际上只能获得较窄范围内有限数量的频点。为能在单个测试中测量多个频率, 使用扫频信号作为刺激是一种潜在的解决方案^[20]。其中, 扫频音可以刺激任何范围的耳蜗分区以唤起耳声发射, 这对于特定频率范围的听力诊断非常有用。此外, 扫频音刺激频率耳声发射的频率分辨率与扫描速率有关, 因此, 可以使用不同扫描速率的扫频音来获得不同分辨率的耳声发射谱。同时, 在频域中构建扫频音可以很容易地控制每个单独频率的能量, 从而可以确保激励达到所需的水平, 提高扫频信号的 SFOAE 测量性能。

因此, 本文提出了一种采用扫频音的耳声发射检测方法, 以提高当前耳声发射测量的频率特异性和效率。首先, 采用三间隔范式技术以产生扫频 SFOAE, 同时采用跟踪滤波器技术, 从背景噪声中提取扫频 SFOAE。然后, 设计 3 种对比方法, 通过对比相同实验对象在不同时间下所测得结果以验证其可靠性, 通过与传统方法对比以验证其兼容性, 通过对比不同扫描时间所测得结果以验证其有效性。

2 实验方法

2.1 受试者

本研究在中国科学院深圳先进技术研究院的学生和员工中招募 10 名健康受试者(男、女受试者各 5 名), 年龄在 20~33 岁, 平均年龄为 26 岁。受试者均没有外耳或中耳疾病的病史, 且在标准听力图测试中表现出正常的听力, 阈值为 20 dB 听力级(Hearing Level, HL)或更低, 测量的频率范围为 250~8 000 Hz。在测试前进行耳镜检查, 取出过量耳垢以确保耳道清洁。在测试之前, 使用定制的扫频音 SFOAE 程序对每位受试者的两只耳朵进行简短的筛选, 并选择具有较

大耳声发射幅值的耳朵用于 SFOAE 测量。测试时, 受试者舒适地坐在隔音房内, 测试过程中尽可能保持安静。整个实验过程符合中国科学院深圳先进技术研究院人体伦理道德规范(SIAT-IRB-130124-H0015)。

2.2 实验原理

本研究中使用两个扫频音: 一个探测音(s_1)和一个抑制音(s_2)来唤起扫频音 SFOAE(图 1)。通过使用两个扫频音, 利用耳声发射的非线性抑制现象来测量 SFOAE^[17]。其中, 两个扫频音都是通过快速傅里叶逆变换(IFFT)方法从频域构建而来的。 s_1 的频率在 T 的持续时间内从 0.5~10 kHz 线性增加, 并且 s_2 总是比 s_1 高 200 Hz(使用线性扫频音, 以便扫描时间可以相同地施加在不同频率范围上)。

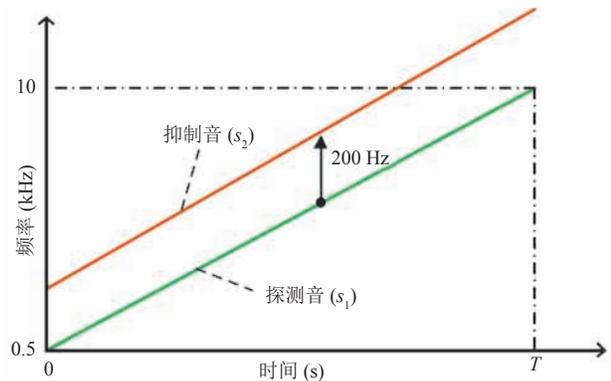


图 1 探测音 s_1 与抑制音 s_2 的时间函数关系

Fig. 1 Illustration of the probe s_1 and the suppressor s_2 as a function of time

为了产生所需要的扫频 SFOAE, 本文采用三区间范例的方法(图 2)。其中, 耳机 A 在第一和第三间隔期间播放 s_1 , 而耳机 B 在第二和第三间隔期间播放 s_2 , 每个间隔的持续时间为 T 。假设这三段刺激声所对应的响应分别为 r_1 、 r_2 和 r_3 , 那么它们的差值 $r=r_3-r_1-r_2$ 可以将所产生的线性刺激声伪迹消除, 而立体差异音(Cubic Different Tone)只在第三段两个刺激声都存在时才会产生, 因而在线性相减后得以保留。

为了能够从背景噪声中提取所需要的扫频

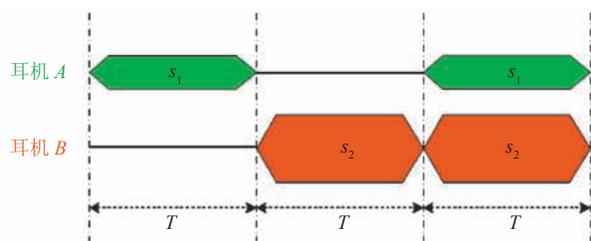


图 2 三间隔范式模型

Fig. 2 Illustration of the three-interval paradigm used in this work

信号, 本文提出了一种利用跟踪滤波器的方法从噪声记录中提取扫频音 SFOAE。跟踪滤波器实际上是一个窄带通滤波器, 其中心频率可以动态地调谐到所需 SFOAE 的出现频率。如本文前面所述, 使用两个扫频音(探测音 s_1 和抑制音 s_2) 来产生扫频 SFOAE。两个扫频音都有自己的 SFOAE, 它们是两条相似的用于激发 SFOAE 的平行线(图 1)。跟踪滤波器通过放置一个接近 s_1 引起的 SFOAEs 的极点, 以及 s_2 在极坐标图(图 3)中引起的 SFOAEs 处的零点来实现。通过这样操纵极点和零点, 只有 s_1 引起的 SFOAEs 得到保留, 而 s_2 引起的 SFOAEs 大大减弱。

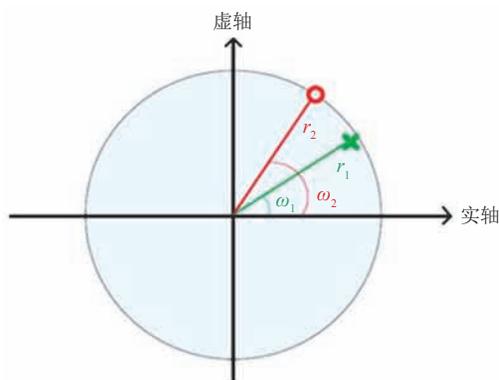


图 3 跟踪滤波器的零极点分布示意图

Fig. 3 The pole-zero placement of the tracking filter

为验证本文提出系统的有效性、兼容性和可靠性, 分别设计了 2 个实验。其中, 实验 1 为验证系统的有效性和兼容性。首先, 通过对比同一位受试者在不同测试时间所测结果是否相同, 以判断系统的有效性; 其次, 通过对比扫频

SFOAE 与传统的纯音 SFOAE 方法所测结果是否相同, 以判断二者的兼容性。实验 2 为验证系统的可靠性, 主要通过调节刺激音的持续时间, 并对比所测结果之间的差异来判断。

2.3 实验过程

刺激的产生和数据的采集系统如图 4 所示。使用两个 ER-2A 耳机(Etymotic Research, Elk Grove Village, IL)来产生图 1 中描述的两种扫频音刺激: 对这两种刺激应用 0.02 ms 的过渡窗函数以避免响应中的开关噪声。通过置于耳道入口处的 ER-10B+ 麦克风(Etymotic Research), 记录声学响应, 然后通过 PXI-4461 数据采集卡(National Instruments, Austin, TX)以 80 kHz 的采样率对其进行数字化。信号产生和采集由 Labview(National Instruments)中定制的计算机(PC)程序控制。

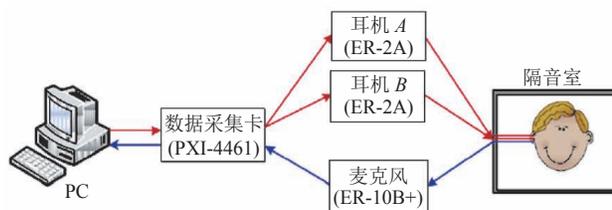


图 4 刺激频率耳声发射测量原理示意图

Fig. 4 Schematic diagram of SFOAE measurement

在本研究中, 每位受试者参加的实验流程如图 5 所示。为了减少由主体运动或吞咽引起的噪声, 如果计算所得到的最大 SFOAE 幅度大于 30 dB 声压级(Sound Pressure Level, SPL), 或者任何间隔的最大幅度大于 90 dB SPL, 则将三个间隔从平均值中排除。

实验 1: 首先, 在系统变化的信号条件下测



图 5 刺激频率耳声发射实验流程

Fig. 5 The procedures of the stimulus frequency otoacoustic emissions measurements

量扫频音 SFOAEs。其中, s_1 的声压为 L , s_2 的声压恒定为 80 dB SPL。在实验中, 探测音(T 和 L) 的信号条件被系统地改变以观察它们对扫频音 SFOAE 测量的影响。其中, 探测音 $s_1(L)$ 的强度从 45 dB 增加到 60 dB, 增益为 5 dB。为了避免驻波对声压测量的影响, 扫频音的频谱水平根据前向声压级进行校准, 以确保在进入中耳时频率相等^[21-23]。对于每个 L , 扫描音的持续时间(T) 依次设置为 0.25 s、0.5 s、1 s 和 2 s。每个信号条件的响应被平均 20 次以提高扫频音 SFOAE 的信噪比(SNR)。

其次, 在扫频音 SFOAEs 实验后, 让受试者休息 5 min, 再进行纯音 SFOAEs 测量。为了检验扫频音与传统纯音方法的 SFOAE 兼容性, 使用具有相同三间隔范式的纯音来测量 SFOAE(图 2)。在本次实验中, 测量了 50 个均匀分布在相对较窄频率范围(1~2 kHz)内的探测音频率, 以便比较扫频音和纯音 SFOAE 之间的详细频谱。其中, 抑制音的频率总是比探测音高 200 Hz, 以利用双音抑制原理获得探测频率处的 SFOAE^[17]。设置两个探测音强度(50 dB SPL 和 60 dB SPL)以探索刺激声强度对 SFOAE 的影响, 而抑制音强度始终保持在 80 dB SPL 以获得更高质量的 SFOAE^[17]。本次实验的持续时间 T 固定为 0.5 s, 并对每个信号条件的响应进行 10 次

平均。

实验 2: 完成实验 1 后, 间隔一天后进行第三次实验(实验 2)。对每位受试者重复所有 SFOAE 测量以检查在不同信号条件下的扫频音 SFOAE 的可靠性。

3 实验结果与讨论

3.1 不同刺激时间对扫频 SFOAE 的影响

由图 6 可以看出, 虽然探测音的频率范围始终从 0.5~10 kHz 扫描, 但通过系统的变化刺激持续时间 T 或完成扫描的时间, 可以测试刺激的持续时间对 SFOAE 记录的影响。图 6 为在 4 个不同刺激持续时间(0.25 s、0.5 s、1 s 和 2 s)以及恒定刺激水平($L=50$ dB SPL)下测量的扫频 SFOAE 频谱的典型示例。从图 6 可以看出, 不同刺激持续时间的扫频 SFOAE 频谱振幅几乎相同。虽然 4 种不同刺激时间全局形状和精细结构几乎没有变化, 但在 SFOAE 很小的某些频率处仍然可以看到一些轻微的偏差, 而这种偏离是相对随机的。因此, 扫频 SFOAE 具有较好的有效性。

3.2 纯音 SFOAE 与扫频 SFOAE 的对比

通过在相同信号条件下与纯音 SFOAE 进行比较来评价扫频 SFOAE 的准确度, 从而验证扫

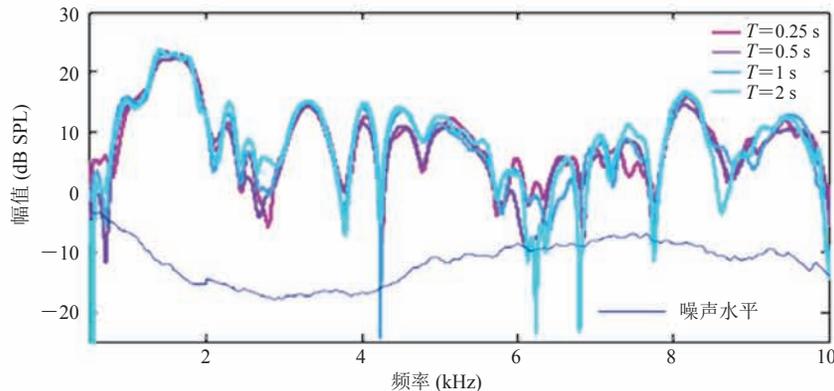


图 6 不同刺激时间下的扫频 SFOAE 的幅频图

Fig. 6 The amplitude spectra of the swept-tone SFOAE under four different stimulus duration

频 SFOAE 与纯音 SFOAE 的兼容性。由于纯音 SFOAE 是逐个频率点测量的, 所以比较结果被限定在相对较窄的频率范围(1~2 kHz)内, 其中有足够的纯音频率来对比精细结构。从图 7 可以看到, 两种不同类型刺激所引起的 SFOAE 幅值具有一致性。在两种刺激水平下, 两种 SFOAE 的幅频特性曲线高度相关且一致, 仅当 SFOAE 的幅值很小时, 偏差略有增加。从总体来看, 两种 SFOAE 的幅频特性曲线具有高度一致性, 表明扫频 SFOAE 与纯音 SFOAE 具有兼容性。

3.3 不同测试时间对扫频 SFOAE 的影响

为了在重复测量中验证扫频音 SFOAE 的可

靠性, 本文比较了同一位受试者在两个不同刺激水平(图 8)下的两次重复测试(实验 1 和 2)结果, 其中恒定刺激持续时间 $T=2$ s。从图 8 可以看到, 振幅频谱可以在重复测量中一致地再现, 并在较高的刺激水平(图 8(b))中可靠性似乎更好。对于每个刺激水平, 来自实验 1 和 2 的两个幅度-频率曲线在全局形状和精细结构中都非常相似。两个幅频曲线的相关系数(r)在 $L=50$ dB SPL 时为 0.79, 在 $L=60$ dB SPL 时为 0.90。同时, 通过对比实验 1 和实验 2 的幅频曲线可以看出, 间隔一天所测得的数据几乎可以完全重叠。

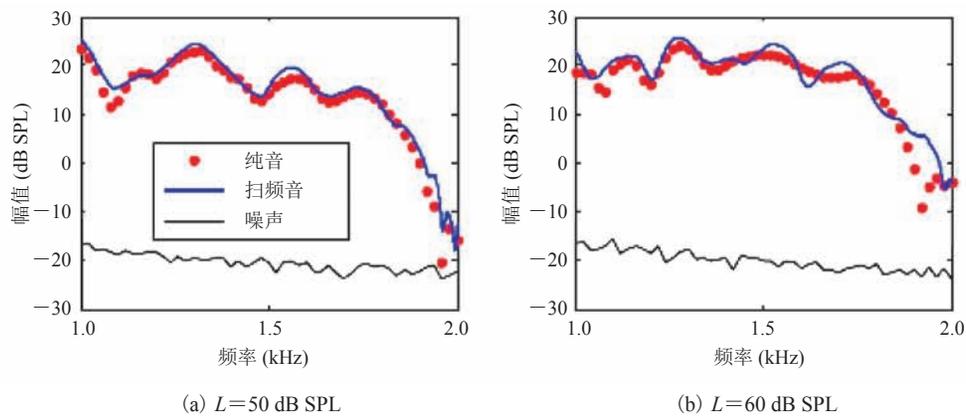


图 7 不同刺激程度下纯音 SFOAE 与扫频 SFOAE 的幅频图

Fig. 7 The amplitude spectra of the pure-tone and swept-tone SFOAEs under two different stimulus levels

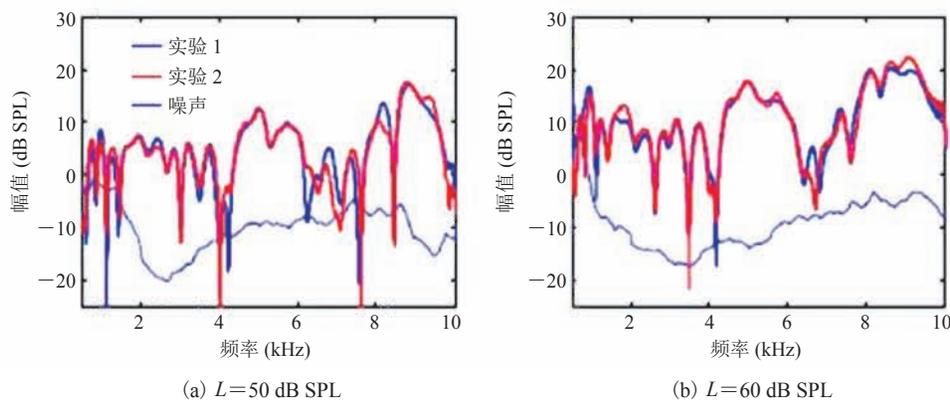


图 8 同一受试者在不同刺激程度下间隔一天所测幅频图

Fig. 8 The amplitude spectra of the swept-tone SFOAEs in two different time under two different stimulus levels from the same subject

3.4 实验结果讨论

上述实验结果表明,不同刺激持续时间对扫频音 SFOAE 的结果几乎没有影响, $T=0.25$ s、0.5 s、1 s 和 2 s 四种情况下都能得到几乎一致的结果,表明扫频音 SFOAE 的有效性。间隔一天之后对同一受试者进行测试,在不同的刺激等级下,也都能得到高度相关的幅频图,且刺激程度越高相关度越高。此外,通过纯音 SFOAE 与扫频 SFOAE 对比发现,虽然纯音 SFOAE 具有高信噪比、高带宽的优点,但在实验过程中,纯音 SFOAE 每次测量期间的时间都花费在测试单个频率上,且随着测试频率范围的扩宽,测试时间将会非常漫长。在本实验中,使用纯音 SFOAE 测试 1~2 kHz 范围内的 50 个频率点花费的时间大约为 15~20 min。Cheatham 等^[24]和 Kalluri 等^[25]经过实验测得在单倍频程或二倍频程中测量足够多的频率点需要花费的时间大约为 0.5 h 甚至更长。由于扫频音的频率随时间的变化而线性变化,因此在单次测量中可以同时测量多个频率,极大地提高了测试的效率。故在本实验中,使用扫频音仅需 1~2 min 就可以得到 0.5~10 kHz 的 SFOAE 幅频图。

4 结论与展望

为了提高当前 OAE 测量的频率特异性和效率,用于检测耳蜗健康状况,实现听力筛查和检测,本文提出了采用三间隔范式技术以产生扫频 SFOAE,同时提出了采用跟踪滤波器从噪声中提取扫频 SFOAE。通过对比不同刺激强度下间隔一天所做实验的一致性,可以看出在不同刺激强度下,不同时间测得的扫频 SFOAE 都具有高度的一致性,表明系统可靠性高;通过在不同刺激强度下与传统的纯音 SFOAE 对比,所得幅频特性曲线高度相关,表明系统兼容性高;通过对比不同刺激时间的条件下所得到的幅频特性曲线可

以看出,在 4 种不同刺激时间的情况下,所得到的幅频特性曲线的全局形状和精细结构几乎没有变化,表明系统有效性高。本文所提出的方法,可为改进现有的临床听力损失的检测与诊断方法提供一种新的解决办法。本文的不足在于重复测量的时间过短,且与纯音测量的对比频率较窄。因此,在今后的研究中,将通过招募更多的受试者来系统地评估扫频 SFOAE 的性能,增加可靠性的测试间隔至一星期甚至更长,以观察扫频音 SFOAE 的长期可靠性,并且可以在比 1~2 kHz 更宽的频率范围内与纯音测量进行比较。

参 考 文 献

- [1] Acar M, Aycan Z, Acar B, et al. Audiologic evaluation in pediatric patients with type 1 diabetes mellitus [J]. *Journal of Pediatric Endocrinology and Metabolism*, 2012, 25(5-6): 503-508.
- [2] Erenberg A, Lemons J, Sia C, et al. Newborn and infant hearing loss: detection and intervention [J]. *Pediatrics*, 1999, 103(2): 527-530.
- [3] Brownell WE, Bader CR, Bertrand D, et al. Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells [J]. *Science*, 1985, 227(4683): 194-196.
- [4] 毛晓梅, 郑朝生, 郑瑞容, 等. 听力正常耳鸣与诱发性耳声发射的关系 [J]. *临床耳鼻咽喉科杂志*, 2005, 19(1): 14-16.
- [5] 邵渊, 安燕, 张少强. 畸变产物耳声发射在听力正常的耳鸣患者中的应用 [J]. *山西医科大学学报*, 2013, 44(1): 66-68.
- [6] 王寒. 耳声发射用于新生儿听力筛查的情况分析 [J]. *当代医学*, 2010, 16(6): 149-150.
- [7] Kemp DT. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use [J]. *British Medical Bulletin*, 2002, 63(1): 223-241.
- [8] Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK, et al. Otoacoustic emissions in ears with hearing loss [J]. *American Journal of Otolaryngology*, 1987, 8(2): 73-81.
- [9] 程晓华, 黄丽辉, 亓贝尔, 等. 616 例学龄前儿童听力筛查结果分析 [J]. *听力学及言语疾病杂志*,

- 2018, 26(1): 1-4.
- [10] 凌琴音, 李茂清, 徐碧红, 等. 7 840 例新生儿听力筛查和听力损失高危因素分析 [J]. 听力学及言语疾病杂志, 2016, 24(3): 280-282.
- [11] 史冬梅, 益欢欢, 史霞, 等. 自动听性脑干反应及耳声发射联合使用在新生儿听力筛查中临床意义 [J]. 中华耳科学杂志, 2018, 16(2): 199.
- [12] Bennett CL, Özdamar Ö. High-frequency transient evoked otoacoustic emissions acquisition with auditory canal compensated clicks using swept-tone analysis [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2010, 127(4): 2410-2419.
- [13] Avan P, Bonfils P, Loth D, et al. Temporal patterns of transient-evoked otoacoustic emissions in normal and impaired cochleae [J]. Hearing Research, 1993, 70(1): 109-120.
- [14] Bentsen T, Harte JM, Dau T. Human cochlear tuning estimates from stimulus-frequency otoacoustic emissions [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2011, 129(6): 3797-3807.
- [15] Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 1978, 64(5): 1386-1391.
- [16] Lichtenhan JT. Effects of low-frequency biasing on otoacoustic and neural measures suggest that stimulus-frequency otoacoustic emissions originate near the peak region of the traveling wave [J]. Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 2012, 13(1): 17-28.
- [17] Kemp DT, Chum RA. Observations on the generator mechanism of stimulus frequency acoustic emissions-two tone suppression [M] // Psychophysical, Physiological and Behavioural Studies in Hearing, 1980: 34-42.
- [18] Keefe DH. Double-evoked otoacoustic emissions. I. Measurement theory and nonlinear coherence [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 1998, 103(6): 3489-3498.
- [19] Brass D, Kemp DT. Time-domain observation of otoacoustic emissions during constant tone stimulation [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 1991, 90(5): 2415-2427.
- [20] Müller S, Massarani P. Transfer-function measurement with sweeps [J]. Journal of the Audio Engineering Society, 2001, 49(6): 443-471.
- [21] Allen JB. Measurement of eardrum acoustic impedance [M] // Peripheral Auditory Mechanisms, 1986: 44-51.
- [22] Neely ST, Gorga MP. Comparison between intensity and pressure as measures of sound level in the ear canal [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 1998, 104(5): 2925-2934.
- [23] Mihajloski T. Swept-tone evoked otoacoustic emissions: stimulus calibration and equalization [D]. Coral Gables : University of Miami, 2011.
- [24] Cheatham MA, Katz ED, CharaziakVK, et al. Using stimulus frequency emissions to characterize cochlear function in mice [C] // Proceedings of the 11th International Mechanics of Hearing Workshop, 2011: 383-388.
- [25] Kalluri R, Shera CA. Comparing stimulus-frequency otoacoustic emissions measured by compression, suppression, and spectral smoothing [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2007, 122(6): 3562-3575.