

数字助听器若干关键算法研究现状综述

赵力 张昕然 梁瑞宇 王青云

(东南大学信息科学与工程学院, 南京, 210096)

摘要: 佩戴数字助听器是解决听力言语残病的主要途径。随着数字信号处理相关技术的广泛应用, 近年来应用于数字助听器的各种算法和技术得到了显著的发展。依据目前主流数字助听器的系统结构, 本文从响度补偿、噪声抑制和回声消除等几个方面回顾了近年来国内外相关算法的研究和实现方案。同时, 针对不同问题和不同解决策略分别进行了对比与分析。最后讨论了现阶段数字助听器算法方案存在的问题, 并对未来的相关技术和发展方向进行了预测与展望。

关键词: 数字助听器; 响度补偿; 回声消除; 语音增强

中图分类号: TN912.3 **文献标志码:** A

Review on Certain Key Algorithms of Digital Hearing Aids

Zhao Li, Zhang Xinran, Liang Ruiyu, Wang Qingyun

(School of Information Science and Engineering, Southeast University, Nanjing, 210096, China)

Abstract: Digital hearing aids are the main ways to treat hearing and speech residual diseases. In recent years, as associated digital signal processing (DSP) technologies are widely researched, the control, modification and enhancement of the voice signals and filtering techniques, which are applied to digital hearing aids, are significantly developed. From the aspects of loudness compensation, noise suppression and echo cancellation, recent studies of the algorithms and implementations at home and abroad, which are reviewed according to the current structures of the mainstream digital hearing aids systems. After that, According to the problems and different solutions for different strategies, corresponding comparative analysis and evaluations are carried out. Finally, unresolved issues of algorithm program are discussed at the present stage for digital hearing aids, then the future direction and development of related technologies are predicted with the prospect.

Key words: digital hearing aids; loudness compensation; echo cancellation; speech enhancement

引 言

根据最新世界卫生组织(World health organization, WHO)的数据研究显示, 听障患者成为目前残疾人中数目最多的一类。数据显示, 过半的听力损失患者来自经济欠发达地区^[1]。在我国的听力障碍人群中, 老年患者占了大多数, 并且新生儿中的听力问题也引起了广泛关注。在当前科技发展的背景

下,利用助听器改善听损问题已经被广泛用于帮助听损者恢复听力的重要途径。虽然助听器是帮助听力残疾者的有效方法,但由于技术壁垒导致的市场垄断,使得仅有很少数听力损失患者能佩戴助听器^[1]。美国著名的助听器市场调查研究报告 MarktrakVII 报告^[2]显示,只有 71% 的助听器使用者对于所使用的助听器比较满意。因此,助听器的相关算法研究仍然具有重要的意义。尤其在中国,数字助听器领域还很少有相关关键技术的专利,导致产品价格过高,不易于被大众接受。同时,英语产品的实际参数很难跟我国听力患者具体需求相匹配,难以达到很好的效果。因此,研究数字助听器相关技术,开发高品质经济助听器产品有着深远的意义。在现有的数字助听器技术中,消除噪声、回声以及响度补偿和方向性增强等技术已经被广泛研究使用,并有不少数字助听器产品加入了场景识别和声源定位等先进的数字语音处理算法,帮助使用者有效地提高使用效率和舒适度^[3]。

随着中国 20 世纪 80 年代的改革开放,全球几大助听器厂商进入中国进行商业投资,从而带入了很多先进的数字助听器技术。此外,中国的一些科研机构也在近几年开始数字助听器领域的相关技术的研究与开发。例如北京大学听觉研究中心视觉与听觉信息处理国家重点实验室创建了数字助听器系统开发研究平台;清华大学生物医学工程系也建立了数字化助听器开发测试研究平台;中科院声学研究所对相关数字助听器处理技术开展过科研工作;东南大学也是在全国较早展开了数字助听器关键算法的相关研究。此外,还有很多科研院所也在从事数字助听器领域的相关科研。

数字助听器拥有的主要关键技术包括^[4-6]:(1)根据听损患者具体情况进行听力补偿的移频压缩处理技术;(2)提高佩戴舒适度,能有效降低设备中回声的相关技术;(3)能够辨别不同方位的声源、有针对性的进行增强并自动控制各声源的处理参数的处理技术;(4)消除噪声环境干扰的语音增强技术。影响这些指标的核心算法构成了数字助听器系统的主体部分,也是目前研究的热点。因此,本文主要从这几个方面对数字助听器的核心算法的研究状况进行综述与分析。

1 数字助听器响度补偿以及多通道动态压缩

响度补偿是助听器的核心算法之一。响度补偿指的是根据患者听力损失情况,并依据采集声信号的大小来对其进行增益,使得患者既能听清声音,又不能太刺耳。响度补偿相关算法已经研究了这么多年,学者们提出了不同的实现方法。认可度较高的一个策略是利用频率和增益的关系来进行参数的设置并计算各个频率段所占的比值,再按照不同的响应通路来分别进行语音信号的补偿处理^[7]。因此,一些学者提出多通道响度增益的思想,将每个频率段的语音声强进行独立的计算,从而达到更好的补偿效果。

1.1 传统的多通道响度补偿算法

传统的多通道响度补偿是利用固定参数的多通道滤波器对输入语音信号进行频域处理,进而获取多个特定频段的窄带语音信号。将这些频率范围看做通道并分别按照听障患者的补偿均值来进行增益计算,最后将各通道语音信号进行滤波器融合,获得补偿后的通频段语音信号^[8]。这种处理利用时域计算的优势降低了处理的复杂度,提高了补偿算法的效率。

如果针对各个通道接触紧密的语音信号而言,这固定参数的补偿方法种方法在失真方面具有一些缺陷性。因为语音信号的特殊性,它由共振峰来主要组成,如果在补偿过程中正好分段频率处于两个共振峰之间,就会导致不可避免的失真或者频率错乱。共振峰承载着不可替代的语义信息,如果出现异常很可能导致助听器使用者的理解度下降。

1.2 数字助听器动态压缩技术

在响度补偿技术部分,现在研究的热点是宽动态压缩算法(Wide dynamic range compression, WDRC)。WDRC 可以利用单通道信号处理方法来避免多通道处理时造成的信号成分损失,从而提高

语音可懂度^[8]。WDRC将正常人的听觉范围按照比例压缩至听损患者所能正常接收到的听觉范围中,使得在确保语音可懂度和舒适度的前提下尽量提高语音信号的强度。声压级的理论研究表明,听觉受损人耳的语音感应能力和正常人耳相比,其主要表现是能够接收的同频率语音信号声压较高,并且听阈范围缩小。图1是听觉受损者和健康人耳的纯音听力对比图。图中 T 表示听阈, U 表示痛域, M 表示舒适阈,下标 u 表示老年感音神经性听障患者,下标 n 表示正常人。宽动态范围压缩作为目前市场上大多数数字助听器中所采用的基础算法,其相关的研究在国内外已经持续了很多年^[9-10]。宽动态范围压缩的作用是将输入音频的宽动态范围(如语音)映射到听力受损使用者的动态范围中。WDRC本质上是一个基于信号处理的策略思想,它通过降低语音信号的动态范围使得语言在宽范围响度级别上变得可懂。WDRC可以看做是一个自动增益控制的过程,它根据输入信号的强度来自动调整增益大小。

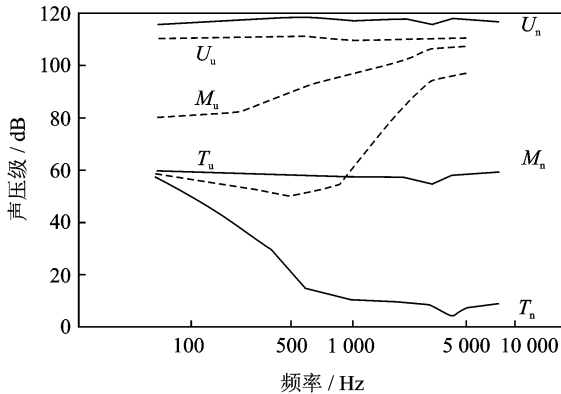


图1 老年感音神经性听障患者与正常人的听力图

Fig. 1 Elderly sensor neural hearing-impaired patients and normal audiogram

跟传统的线性放大方式不同,动态压缩的技术能够根据患者需求在不同频段给予相应的补偿幅度。这种思想跟之前的统一放大的模拟技术相比,避免了在输入语音信号过大情况下,不加改变的全频增益,这样会导致使用者不但不能理解声音,还会觉得刺耳以致损伤健康的听力部分。WDRC技术可以对小声加以适当的增益,并且降低针对声强较高部分的放大,从而使得原有语音信号压缩到听损者的声压范围中,提高其感知语音的能力。

基于WDRC技术而提出的多通道动态压缩算法,是在宽动态压缩算法的基础上,参照各个频段听觉感知损失的具体情况而进行独立处理的^[8]。Chong K以及Bah-Hwee G等人在2006年针对语音信号的频域通道划分,依照不同听力受损人的听损曲线,按照动态压缩方法针对各个通道给予各自的补偿措施^[11](给予各频率成分单独的压缩措施即独立的输入输出曲线)。该思想最后会把各个频段进行综合,并组成完整语音作为最终的输出。

但是针对实际临床操作问题,验配师很难获取听力障碍者在整个频谱上具体的完整听损图。针对这种情况,Kuo-Chiang C等人在2010年提出一种实用策略,首先采集某些特征频率点上的听阈数据,之后把这些离散的听阈范围点顺序连接,即能估算出听损患者的完整频谱上的听损曲线^[12]。依据这种方法能较好地划分信号通道,并且把特征频率点看作为各通道的中心频率,简化了频域划分的问题,提供了一种可实施性较强的多通道动态压缩补偿方法。

1.3 数字助听器响度补偿部分功耗研究

功耗控制是助听器考虑的重要问题之一,已经有不少国内外研究者针对数字助听器补偿部分的功

耗技术进行了研究^[13]。针对便携式医疗电子设备,文献[14]详细分析了数字助听器对功耗开销的要求。一般情况下,目前市场的医疗数字助听器都有明确的参数指标:助听器产品要在 1 mW 以内,设备内部的芯片算法功耗控制在 500 μ W。

由于语音信号的补偿在数字助听器中占有最主要的作用,因此针对 WDRC 算法进行深入的研究的学者很多。2006 年,Y WILILIAM E 等人提出了多通道宽动态压缩算法,并通过实验分析其与普通线性压缩的区别,显示出该算法在功耗控制上的能力;针对资源消耗问题,文献[15-19]在 2008~2012 年间针对功耗控制问题提出了一些方案。但是,这些研究者提出的动态压缩补偿策略,都需要利用线性刻度和分贝刻度间的转换来获得独立的补偿系数。这种提高精度的方法虽然能够获得较高准确度的增益系数,但是包含了复杂的非线性运算(如指数和对数运算),在实际工程中会消耗大量的系统资源。因此,针对该问题,文献[20]提出的基于泰勒级数展开的近似计算方法可以较为有效地达到简化的效果。不过这种技术不适合宽范围的完整频带语音信号,容易造成计算的偏差,从而产生信号补偿错位。文献[12]给出一种通过查表法简化对数和指数运算的方法,但是该方法仍然没有避免分贝刻度和线性刻度的转换,存在较多的运算开销。中国科学院微电子研究所的黑勇等人,在分析了数字助听器多通道 WDRC 算法中声压级检测特点的基础上,提出一种基于查表法的低功耗硬件实现方法。该方案将信号的平均能量直接映射为线性刻度的增益,避免了非线性运算,能较好地控制设计中的功耗问题。

2 数字助听器噪声处理相关算法

2.1 噪声下的助听器语音理解度

从信号处理的角度来看,语音与噪声之间的关系可以根据它们发生的时间、语谱以及空间域来描述。在时间上,语音与噪声在同等情况或者不同情况下都可能会出现。在频谱上,语音与噪声可能具有相似的频谱,或者频谱有些重叠,或者具有不同的主频区。在空间上,噪声可能与目标语音具有相同的方向或者存在一定的空间角度。

在噪声中理解语音一直是助听器实际使用过程中最常见的问题之一。听障患者往往比正常听力者在噪声中理解语音内容更困难。通常将在噪声中理解语音内容的能力用“理解 50% 的语音内容(SNR=50)所需要的信噪比”来表示^[21],有听力损失的人所需要的信噪比可能比正常人的要高 30 dB。这意味着,对于给定的一个背景噪声,有听力损失的人要达到正常人的理解水平,那就需要将语音信号提高 30 dB。文献[22-28]都对该问题都进行了详尽的分析和实验。正常人与听力损失者之间所需信噪比的差异被称为信噪比的缺失^[29]。信噪比缺失的精确值取决于听力损失的类型与程度、语音材料以及背景噪声的时间与频谱特征。

2.2 数字助听器降噪算法

语音的调制频率集中在 4~6 Hz 之间。大多数听力环境中的噪声,要么有恒定的时间特性,要么调制频率在语音调制频率范围之外。因此,Rosen 研究发现在发元音和浊辅音声带打开和关闭时,语音会产生另一种调制方式:联合调制^[30]。联合调制率是一个人声音的基本频率,研究者们将它作为基本语音属性用于辨识噪声和语音信号。根据应用的调制检测类型,降噪算法可以分为两类:检测语音缓慢调制的多通道自适应降噪算法和检测语音联合调制的同步检测降噪算法。

降噪算法旨在利用语音和噪声的时间分离和频谱差异。降噪算法的终极目标是提高聆听的舒适度和语音的可懂度。降噪算法和语音增强算法不同,因为降噪算法目的在于减小噪声的干扰,而语音增强算法的目的是增强元音和辅音间的对比度。大部分高性能的助听器有几种类型的降噪算法,但是只有少数的一些助听器设备具有语音增强算法。

多数数字助听器可以在安静的环境中有良好的性能,但当在背景噪声存在的情况下,佩戴助听器的

听损患者的语音清晰度比正常人耳更容易受到背景噪音的影响。传统上,为了提高助听器的抗噪声性能,大多使用单麦克风的噪声降低策略。最近,研究者们提出使用两个或多个麦克风进行空域滤波,可以使噪声下语音可懂度进一步的提高。基于多个麦克风的处理策略可以更好地利用语音和噪声的空间分集,达到提高语音可懂度的目的。

目前的助听器中大多使用自适应的多通道噪声抑制技术,并且已经有一些学者提出较为成熟的降噪方案。国外的 Powers T A, Latzel M 和 Schum D J 等人提出了针对噪声信息较大的频带进行抑制,分别按照独立的信噪比对频段通道内的信号增益进行控制^[31-33]。在增加信噪比较低的通道内的抑制幅度的同时,降低高信噪比频段的抑制幅度的方法可在整体上提高语音信号的信噪比。在 Kuk F 等人的研究中,分析了不同频率范围语音信号的信息含量,细化了 1 000~2 000 Hz 的频段属于信息量较大部分,给予较低的抑制^[34],这样能保持较好的语音理解度。之后的 Alcántara J I 等人也对不同频率段信号噪声抑制问题进行了研究^[35],提出了进一步优化改进的方法,仿真实验显示具有较好的语音理解度的提高。

从多通道噪声抑制原理上看,该方法依赖于语音信号和噪声信号的差异值,对噪声比例较大的频段进行限制。但是,如果输入噪声信号是宽频带信号,由于语音和噪声混叠严重,那么使用该技术也会限制原有的语音信息,因而严重影响语言理解度。目前有些学者提出从临床角度,结合听力学可以在给患者验配时根据不同的声音环境,帮助使用者调整降噪参数,使得在某些环境中不把含语音较多频段信号当做噪声^[36-37]。该思想可以针对特定的噪声环境(如说话人较多的宴会场景),提高辨识噪声和语音信号的效果,达到降噪和保持语音理解度的平衡。但是,因为参数调整的局限性和依赖验配师的经验和技能,该降噪方法的实际应用效果并不十分理想。

针对嘈杂环境下的声源竞争问题,有些学者提出一种新的抑制噪声策略,即利用噪声信号包络的噪声抑制技术。在噪声环境中的测试显示,该算法具有明显的噪声抑制性能^[38]。然而,该算法仍然存在一些不足:(1)预处理算法经常将一些不可预见的声学失真引入信号中;(2)一些算法(例如,子空间算法)在计算量上需求较大并且难以跟现有的助听器降噪策略进行融合;(3)不能针对所有的用户使用情况进行调节,在某些噪声环境中可能无法满足助听器使用者的降噪需要。理想情况下,降噪算法应易于实施并集成到现有的编码策略中。从计算的角度来看,最简单的方法,就是根据语音信号和噪声信号之间的强度对比,直接对信号的包络进行衰减处理。

3 回声抑制相关算法

3.1 回声产生原理

回声是助听器使用者抱怨频率最高的问题之一。助听器中 3 种不同的回声分别是声学回声、机械回声、电磁回声。最普遍的回声就是声学回声,即从助听器中泄露出的高频信号。更一般地来说,就是接收器的输出通过耳道、气孔以及助听器壳体的边缘泄露出来然后被麦克风捕获而产生的信号。助听器啸叫只有在助听器的增益大于信道衰减的情况下才会发生^[39]。声学回声的频率通常都在 2~5 kHz 之间^[40]。

当接收器的震动经过入耳式助听器的面板传递到麦克风或者后耳式助听器导管时,机械震动就会产生^[41-42];当这些震动被麦克风所捕获并被信号处理路径重新放大之后,会形成一个反馈循环,从而产生机械回声。而电磁回声指的是接受器的电磁辐射被拾音线圈捕获并重新放大,这种回声只有当助听器工作在语音采集模式时才会产生。

3.2 回声消除算法

回声可以由助听器本身、用户特征(静态因素)以及突然改变的声学环境(动态特征)所产生。新一

代的自适应回声消除算法在实现上往往有一个固定(或缓慢变化)的部分和自适应(快速变化)的部分。固定(或缓慢变化)的部分通过降低由静态因素引起的回声来提高算法的稳定性。另一方面,自适应(快速变化)部分通过降低声学环境的突然改变而引起的回声来提高算法的有效性。根据个体差异以及反射面的贴近程度,回声信号的幅度能有 5~10 dB 的变化,有时候可以达到 20 dB 甚至更多。尽管以往已经研究了许多回声降低的方法^[43],但是,目前应用在商用的助听器上的方法主要有 3 类:自适应增益衰减、自适应陷波滤波器和相位消除^[44-52]。

3.3 回声消除技术的研究现状

数字助听器回声反馈控制方面的主要挑战是进一步提高回声消除(adaptive feedback cancellation, AFC)方案的可靠性和降低其计算复杂度。在可靠性方面,最近的研究已经指出,结合声反馈控制等技术提出的混合 AFC 方法比传统的 AFC 方法在维持系统鲁棒性方面更加优秀。然而在现有的混合 AFC 方法中,不同技术方案之间的融合仍然不是很理想。例如,在结合 AFC 和后置滤波方法中^[53-55],后置滤波器的设计是完全基于反馈补偿信号的频谱,但是从回声消除方案可知,消除滤波器和后置滤波器相结合的设计能发挥更好的性能^[56-57]。在文献^[58-61]中,自适应反馈消除和自适应陷波滤波器(Adaptive notch filter, ANF)的过滤器被独立的进行匹配设计;而在文献^[62]的方法中给出了 AFC 和自动均衡(Automatic equalization, AEQ)技术相互结合的方案;类似的还有文献^[63]提出的融合 AFC 和基于陷波器的啸叫抑制(Notch-filter-based howl suppression, NHS)方法的思想;还有一种 AEQ / NHS 的设计思想是基于最近的 AFC 估计技术所提出的。根据联合 AFC 和后置滤波器的设计的设计思想,预计未来发展的一个可能方向是:利用去耦合估计代替或改进联合估计的方法,这样可以降低 AFC 和增益抑制中滤波器的系数以提高方案的运行效率。最后,针对 AFC 联合方案,预期未来可以尝试 AFC 和空间滤波方法的联合设计,这种方法在指标性能上可能会优于结合固定波束形成器的 AFC 方案^[64-65],该方案中使用的自适应波束形成器^[62],是通过反馈补偿信号进行控制的,其思想在目前回声消除领域较为先进。

影响回声消除算法在实际应用中效果的因素是助听器芯片的有限空间和电池供应问题。虽然 DSP 芯片的大小被限制在一个不足 1 cm² 的空间中,但是需要助听器需要在 1.3~1.5 V 的电压下持续工作 30~50 h。这些限制导致 DSP 芯片运算的低速度,从而限制了助听器信号处理算法的复杂度。理论上,如果自适应回声消除算法能够有不受限制的 DSP 电源,比如从墙上的插座中获取电源,就可以以任意幅度限制来消除回声。相比台式电脑,DSP 芯片会有一个相对较低的运算速度和较短的信号处理时延,从而限制了算法在降低增益、产生陷波滤波器和跟踪信道转移函数方面的能力。Kate^[66]详细讨论了影响回声消除算法的因素。回声消除算法估计信号转移函数的准确性主要由数字滤波器的抽头系数和零极点决定。拥有越多的抽头数、越多的零极点,就能产生越多的峰值和谷值和更加陡峭的坡度,从而获得较好的回声消除性能。

另一个限制回声消除算法效果的是房间的反射。房间的反射影响算法的效果因为它包含了多种反馈路径和多种延迟。它产生的信道转移函数的峰值和谷值使得使用有限能源和有限抽头数、零极点的算法难以估计。因此,算法能够成功抑制回声幅度就会受到限制。空间、电流、信号处理速度、房间反射和算法的复杂度的限制使得助听器在实际使用中最大回声消除能力下降了 5~15 dB。

陷波滤波器的数目或回声消除信号算法估计信道转移函数的能力决定了信号的降低同时是否出现回声信号。回声消除算法通常使用数字滤波器来估计反馈信道的转移函数,然后产生一个信号与麦克风输出相减来消除回声。当回声消除滤波器在适应回声信号时,产生的消除信号并不能消除回声,此时就会产生人工跳频信号。Widex Diva 助听器中使用的回声消除算法能够消除人工跳频,其策略为:如果慢自适应部分不能有效地通过估计信道转移函数来抑制回声,那么快速增益衰减部分进行增益衰减来

抑制回声。然而,这个过程可能也会降低期望信号的增益。

自适应回声降低算法的一个实际问题是,如何保留类似啸叫声的一些真实信号,如音符、微波炉的哔哔声。这些信号由一些与回声信号声学特性接近的纯音组成。不同的回声消除算法会采用不同的策略来避免这种错误的发生。一些回声降低算法在回声检测器或者陷波滤波器的应用频率范围上设置限制。例如, Oticon Syncro 和 Siemens Triano 中的回声检测器只在 1 500 Hz 和 2 000 Hz 之上检测。这个限制会防止低于这一截止频率的特定的音符被视作回声。通过使用一个长的信号检测和分析窗、模式识别来分析输入信号,同时放慢自适应滤波器的自适应时间常数的方法也是区分回声和音符的策略之一。该分析窗可以检测和分析输入信号的频率、频谱和类型,进而区分输入信号是音符信号还是回声信号。另外,自适应滤波器减小自适应时间常数可以降低短促的单音信号被消除的可能。理论上,这些特性能够降低回声消除算法在音乐播放过程中被当做音符的概率。但是,算法能否不误将音乐开始的音符识别为啸叫信号的能力还没有得到验证。

在 AFC 方案中最大的挑战在于降低算法复杂度。在使用最小均方误差(Normalized least mean square, NLMS)算法前提下,系统无法显著地降低 AFC 自适应滤波算法的复杂性。改进的难度主要存在于:AFC 的回声反馈路径是传统模拟方法中的脉冲响应,通常有大量的系数。因此在采样频率较高时,脉冲响应的密集采样和其他的自适应滤波器的更新都要同步进行。然而,从稳定的角度来看,该方法摒弃了通过完整的脉冲响应来进行计算的方法,利用声反馈路径回路中的幅度峰值来描述回声信息。这种思想可以用频域自适应滤波(Frequency-domain adaptive filtering, FDAF)的方法来实现。然而,由于目前使用的 FDAF 频域模型有一个固定均匀的频率分辨率,所需的 FDAF 滤波器阶数需要保证在峰值处有一定的精确度^[63],这就增加了计算的复杂度。为减少声反馈路径模型复杂度,Ngia 等人针对 FIR 模型进行了一些改进尝试^[63],提出利用时域模型将回声反馈路径的幅度响应峰值看作是窄带的共振,从而从声学共振角度对回声进行抑制。

4 数字助听器其他相关算法

4.1 基于麦克风阵列的数字助听器声源定位算法

人耳的听觉系统是包括:外周听觉系统、中枢听觉通路和认知系统。在多声源环境下的语音理解度,会因为该系统的任何一个部分的损伤而受到较为严重的影响^[67-68]。在助听器使用者处于复杂声场情况下时,声信号的交会会导致助听器设备所处理的语音信号信噪比下降,最终使得助听效果降低。目前有不少研究者们提出利用基于方向性思想的语音增强技术来提高数字助听器设备在复杂声源环境中的语音信号处理能力,并进一步提升语言的可理解度。在已有的商业化助听器设备里,方向性麦克风的使用提高了语音信号的信噪比^[69],可以完成对某个特定方向的语音进行增强。而现实使用情况来看,很多环境中所关注的声音源有一部分并不是从正面发出的,再加上所注意的声音源和其他声源都会随时间改变。于是针对该问题,几大厂家的数字助听器设备设计使用了能按照关注声源方位而改变的方向性麦克风^[70-71],能够在一定程度上提高语言的可懂度。从该技术的原理可以看出,声源方位的确定是研究的关键,精确地跟踪该方位就能提高数字助听器设备的语音处理能力。

近年来有研究者将麦克风阵列处理技术的获取声音信号方位的能力用于数字助听器领域^[72],进一步提高了方向性麦克风的语音定位性能,在提升助听性能上取得了一定进展。该技术可以利用空间滤波,对语音信号中的噪声进行有效的抑制,凭借这个优势基于麦克风阵列的声源定位技术已经成为国内外的研究热点,而且在语音增强方面有着较大的使用范围和发展前景。不过麦克风阵列的实用具有尺寸较大和耗能较高的问题,这也导致在数字助听器上的应用出现了很多难题。2001 年 Bernard Widrow 提出将麦克风阵应用于数字助听器中^[73],他利用一个 6 元线阵和固定波束形成技术实现了方向性语音

增强与噪声抑制,经过重度听损患者的临床实验证明显著提高了患者的言语辨识率。但是,Bernard Widrow 的方案并没有真正实现声源的定位与跟踪,他假定患者感兴趣的声源方向始终在正前方,这显然限制了方案的有效性。文献[74]研究了数字助听器 3D 声源定位方案,该方案通过对 4 元方阵中各麦克风接收信号的时延估计计算出近场点声源的方位角和仰角获得位置信息,并通过自适应波束形成增强方向性语音信号。还有一些科学家提出了基于头相关传递函数(Head related transfer function, HRTF)^[75]的声源定位与跟踪方法。

在基于麦克风阵列的声源定位算法中,基于高分辨率谱估计的定位方法是一种超分辨率的估计技术,其空间分辨率不会受到信号采样频率的限制,并且在一定条件下可以实现任意定位精度^[76],这一特性使它在阵列信号处理中获得了成功应用。此类算法包含 Capon 算法、基于子空间的 MUSIC 算法以及一些改进算法如 Root-MUSIC 算法等^[77]。将麦克风阵列技术应用与数字助听器的声源定位,可有效改善其语音增强的效果。因此,该技术无论在商用还是科研领域都具有重要的研究意义。

4.2 数字助听器移频算法

听力损伤可能是由多方面听力能力损失造成的,其主要特征有:高频听力损失、听力门限增加、动态范围压缩、谱分辨率降低等。大部分的听障患者高频听力损失都比较严重,尤其是有听力损失的儿童和青年,其中 90% 的人存在 4~8 kHz 的高频听力损失^[78]。传统助听器通过调控信号的振幅,使各频率的振幅变大,这种设计理念可以满足仅需要对声音进行简单放大的患者的需求。然而,最近的研究证明,高频听力损失超过 70 dB 时,内毛细胞的功能已损失殆尽。此时病人即可感知放大的高强度声刺激,但对语言理解不但没有作用反而有负面影响^[79]。对于只具有非常有限听力的成人或儿童,耳蜗移植似乎是更适合的康复方式。佩戴具有耳蜗移植的助听器后,大部分的患者在语音感知识别方面有了很大改善^[80]。但该方法存在一些缺点:如具有一般手术的危险性和麻醉危险性;头皮或耳朵部分,在手术结束后会有些麻木现象;颜面神经受伤;发炎;长时间电极刺激,也会产生一些副作用。因此,研究者们提出了降频助听技术。“移频”助听技术是一种避开增益限制和无用听力的信号处理策略,即按比例的频率压缩(Proportional frequency compression, PFC)。按比例的频率压缩可以让选配师将关键的高频言语信息“移”到具有较好残余听力的低频区^[72]。用此技术有可能将输入言语信号的带宽匹配到患耳最敏感的有限频带,而不是企图使不复存在的高频听力有反应。但是,就目前而言,该技术并没有改善带有陡峭斜度听损的患者的听力情况,至少没有表现出足够明显的改善,而且所获得的性能增益也比耳蜗移植小^[81]。实际上,可以说移频助听技术是一种介于传统助听器和电子耳蜗之间的助听技术。同时,由于移频助听技术的几乎不会对患者造成什么不良影响,因此随着助听器技术的发展,降频技术也必然成为患者的康复选择之一。

2009 年,Simpson 对降频助听技术做了更为全面和细致的总结,并展望了降频助听技术的发展前景^[82]。大部分采用降频声编码器技术的方案都没有改善语音识别,而且许多方案改善高频声音识别性能是以低频声音识别为代价的另一种降频技术是慢速播放,其原理比较简单,即记录语音信号的片段,再以比录制速度慢的速度播放。该方法的优点是保留了频率成分间的谐波关系。但是,作为一种相对成功的降频助听技术,慢速播放已应用在一些商用助听器产品中。目前这项技术仍处于研究阶段,并获得了一些研究成果。2001 年,MacArdle 设计了一个长期的研究实验,实验在 36 个具有极严重语前听损间进行^[83]。其中 11 个年龄在 5.3~12.9 岁的儿童,佩戴 TranSonic 助听器,并使用长达 3 年。然后对这 11 名儿童进行测试,结果显示,其中 4 名儿童在语音测试中表现出显著的提高。2003 年,Miller-Hansen 等对 78 个使用 AVR ImpaCT 的先天听损儿童的效果进行分析^[79],这些儿童的年龄在 5~21 岁之间。佩戴一周后,其中 16 人参与了语音测试,平均性能改善 12.5%。2007 年,Gifford 实验了 AVR Nano Xp 助听器的性能,实验人员为 6 个具有陡峭斜度损失的成人^[81]。经过 5 周的佩戴后,其中两人的在噪声下

的单音和句子识别比传统助听器平均改善 17%。总的说来,使用慢速播放技术,可以使约 46% 的儿童和 33% 的成人的语音识别能力改善 10%~20%。但是,设备中的低频放大功能所带来的改善,使验证其中的降频技术所起的作用成为一个问题。

移频技术是目前常用的两种降频助听技术之一,其基本原理是将高频声音移动到较低的频率处,并与原先未处理的低频信号相加。相比于上两种方法,移频技术具有更自然的语音质量。但是,高频和低频的交叠会屏蔽有用的低频信息,也会转移不需要的高频背景噪声。2007 年, Kuk 在 13 个在 2 kHz 以上具有中度到重度听损的成人患者中,测试采用线性移频算法的 Widex Inteo 公司的 AE 助听器^[84]。12 个患者的起始频率选为 4 kHz,另一个为 3.2 kHz。实验结果表明,在 30 dB HL 处,辅音识别率平均改善 6%,而在 50 dB HL 处为 4%。但是,由于没有显示个人结果,所以无法知道多少人从 AE 助听器中获得益处。而且,经过一周回家佩戴后,只有 8 个人接受了 30 dB HL 的测试,而 50 dB HL 的测试只有 5 人。使用 AE 的主观的测试结果是 2007 年 Kuk 给出的,实验人员是 16 个具有不同高频听损的患者。

频率压缩方法可以看成是移频方法的一种改进。通过这种方法获得语音,具有更自然的语音质量,保留了元音的理解度。同时,在频率信息上无交叠,线性频率压缩方法还保留了频率成分间的谐波关系。由于该技术尚处于发展阶段,因此目前还没有成熟的商用产品。国外的 Simpson 等研究者利用非线性压缩高于截止频率的信号,使其移动到高频信号,但是低于截止频率的信号线性放大。之后他们又发现频率压缩存在一些问题,例如像/s/和/sh/这样的辅音辨识困难^[85]。对具有陡峭斜度的 6 个患者进行单音节词和带噪句子的测试,测试结果却让人失望,虽然经过 3~4 周的在家使用,但是没有参与者表现出明显的性能改善。2009 年, Glista, Scollie 等人设计出一种耳背式助听器 (Behind-the-ear hearing aids, BTEHA) 原型^[86]。实验发现,儿童比成人更能从实验中获益,可能是因为儿童对助听器的适应能力更强。从目前的研究情况来看,频率压缩技术并没有达到预期的效果。经过频率压缩的语音信号,仍然存在一定的不足,如线性频率压缩方法降低了说话人语调,使声音质量不自然,而非线性频率压缩方法破坏了频率成分间的谐波关系。

非线性频率压缩方法常采用基于 FFT 的方法,沿频率坐标压缩,可以改善语音质量和理解度。基于 FFT 的方法对语音频谱的估计虽然比较全面,但是没有突出不同语音内容的特征。正弦模型在语音方面的应用比较广泛^[87],可以将语音信号表示成一组幅度、频率和相位随时间变化的基音信号及其各次谐波的叠加,更能体现具体语音内容的特征^[88-89]。针对高频段听阈范围缩小的实际情况,加入语言特征信息能够提高频率压缩的效果。

5 结束语

针对听力损失患者,特别是严重损失的情况下,良好的补偿效果得益于快速的单一环境中对低频语音的有效放大。当使用者处于会话和复杂的演讲环境中(即无法认为确认某个显著性听取目标)时,其放大性能会急剧降低^[90]。响度补偿技术的进一步的发展可以预期为:能在现有补偿算法的前提下,保证运算量和功耗,提高补偿系统的鲁棒性。针对该问题的研究可能将是未来多通道响度补偿方向的重点。

关于降噪技术,大多数商业助听器的降噪算法使用多通道自适应降噪策略。这些算法是为了在噪声占优时减小频道的噪声干扰。从理论上讲,当语音和噪声存在频谱差异时,多通道自适应降噪算法在降噪效果上最为有效。这些降噪算法主要局限是,当语音是竞争的噪声时,算法不能区分期望的信号和不需要的噪声。语言环境中的背景噪声会干扰并削弱语音的可懂度。同时,背景噪声的增强会导致可懂度的降低程度加剧。在未来的数字助听器降噪技术研究中,应考虑到在大多数情况下,因为语音是高度冗余的信号,正常人耳即使是在适度嘈杂的环境中也能够理解语音。因此,即使在语音信号的某些部分被噪声掩蔽的情况下,语音信号的其他部分仍然能够传达足够的信息用以渲染信号,使人充分地理解

语义。

针对数字助听器回声反馈控制方面未来研究的方向,PFC和NHS方案改进的余地不大。这是由于这些方法的目的是平滑的环路增益,为实现最大稳定增益(Maximum stable gain,MSG)的增加而设置的理论上限由峰值和回声反馈路径的平均幅度响应的比值确定,该值通常情况下大约10 dB^[91]。然而在实践中,为防止信号失真,PFC调制频率的最大值和调制深度会被约束到一定的范围,而在NHS方法中有源陷波滤波器的数目应该受限于避免宽带衰减,这样最终会影响处理语音信号的音质。从一些回声消除相关文献研究结果比较分析,可以得出结论:目前比较好的PFC解决方案是在低的调制频率下使用正弦PM方法;而最好的NHS解决方案是Osmanovicet等人基于整合啸叫检测所提出的方法。文献[92-94]提出了利用目前最先进的双二阶陷波滤波器所设计的抑制回声的一些方法,通过文献[95-97]对比的分析,其中较为有效的是最近提出的零极点配置技术。在回声抑制领域的另一个难点,尤其是在AFC方案中,就是将单通道算法替换成效果较好的多通道系统方法的情况。因为在一个多通道系统中的回声反馈路径的数目等于传声器数目与扬声器的次数的乘积,其AFC算法的复杂性就会由于多通道的加入而剧增。但同时从算法上可以看出,IIR模型或在该模型基础上所衍生的正交基函数可能会对算法简化有所帮助,因为从该模型的公式原理上分析,它们可以共享同一个公分母。除此之外,另一个未来需要关注问题有可能会出现在多通道AFC的方案中:在可识别的回声反馈路径模型里,扬声器的输出信号之间具有一定的相关,这会对抑制回声的效果产生影响。

数字助听器技术在过去几年有着显著的改善和发展。这些改进使听力学家能够给听损患者提供以前传统助听器所不能完成的补偿功能。最近的研究进展也使得在数字助听器算法拟合过程中获得更大的方便性和灵活性。麦克风阵列算法和降频技术的改进已经在过去的几年中,已被引入到助听器领域^[98-100]。随着微电子技术的发展,数字助听器的语音识别会逐渐提高,同时语音放大效果也会更自然。数字助听器未来的应用会更加广泛,并且具有良好的发展前景。未来在数字助听器领域的研究发展将变得更加复杂,需要心理声学 and 信号处理方面的共同努力,并且还要进行听力的临床研究。这些改进将尝试更好地反映患者听力损失,并利用反馈的信息来改进助听设备的复杂性,从而实现更好地帮助听觉障碍人群改善听力的目的。

参考文献:

- [1] 世界卫生组织盲聋预防处. 发展中国家助听器及其服务指南[J]. 听力学及言语疾病杂志, 2005(1):5-15. PBD. Hearing aids and Service Guide in developing countries [J]. Journal of Audiology and Speech Pathology, 2005(1):5-15.
- [2] Kochkin S. MarkeTrak VII:Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age[J]. Hearing Journal, 2005,9(58):30,32-34,38-40,42-43.
- [3] Homton A, Umchid S, Leeudomwong S, et al. Development of the hearing aid measurement system[C]//Biomedical Engineering International Conference (BMEICON). [S. l.]:IEEE, 2013:1-5.
- [4] Pandey A, Mathews V J. Offending frequency suppression with a reset algorithm to improve feedback cancellation in digital hearing aids[C]//Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2011 IEEE International Conference on. [S. l.]:IEEE, 2011:301-304.
- [5] Marin-Hurtado J I, Parikh D N, Anderson D V. Perceptually inspired noise-reduction method for binaural hearing aids[J]. Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on, 2012,20(4):1372-1382.
- [6] Kressner A A, Anderson D V, Rozell C J. Evaluating the generalization of the hearing aid speech quality index (HASQI) [J]. Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on, 2013, 21(2):407-415.
- [7] Yasu K, Kobayashi K, Shinohara K, et al. Frequency compression of critical band for digital hearing aids[C]//Proceedings of the China-Japan Joint Conference on Acoustics. Beijing:Acoustics, 2002:159-162.
- [8] 王青云, 赵力, 赵立业, 等. 一种数字助听器多通道响度补偿方法[J]. 电子与信息学报, 2009,31(04):832-835. Wang Qingyun, Zhao Li, Zhao Liye, et al. A multichannel loudness compensation method for digital hearing aids[J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2009,31(04):832-835.

- [9] Brian C J M. Speech processing for the hearing-impaired: Successes, failures, and implications for speech mechanisms[J]. *Speech Communication*, 2003, 41(1): 81-91.
- [10] Souza P E. Effects of compression on speech acoustics, intelligibility, and sound quality[J]. *Trends in Amplification*, 2002, 6(4): 131-159.
- [11] Chong K, Bah-Hwee G, Chang J S. A 16-channel low-power nonuniform spaced filter bank core for digital hearing aids[J]. *Circuits and Systems II: Express Briefs, IEEE Transactions on*, 2006, 53(9): 853-857.
- [12] Chang K C, Kuo Y T, Lin T J, et al. Complexity-effective dynamic range compression for digital hearing aids[C]//*Circuits and Systems (ISCAS), Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on*. [S. l.]: IEEE, 2010: 2378-2381.
- [13] 于增辉. 助听器多通道宽动态范围压缩的低功耗硬件实现[J]. *哈尔滨工程大学学报*, 2012, 33(1): 106-111.
Yu Zenghui. Low power hardware implementation of multi-channel wide dynamic range compression for digital hearing aids [J]. *Journal of Harbin Engineering University*, 2012, 33(1): 106-111.
- [14] Kates J M. Digital hearing aids[M]. Oxfordshire: Plural Publishing, 2008: 1-16, 221-262.
- [15] Yund E W, Roup C M, Simon H J, et al. Acclimatization in wide dynamic range multichannel compression and linear amplification hearing aids[J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2006, 4(43): 517-536.
- [16] Γαρινη N. Compression techniques for digital hearing aids[D]. Patras: University of Patras, 2009.
- [17] Chang Y T, Chang K C, Kuo Y T, et al. Complexity-effective auditory compensation with a controllable filter for digital hearing aids[C]//*Design Automation Conference (ASP-DAC), 2012 17th Asia and South Pacific*. [S. l.]: IEEE, 2012: 557-558.
- [18] Ngo K, Doclo S, Spriet A, et al. An integrated approach for noise reduction and dynamic range compression in hearing aids [C]//*Proc 16th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*. Paris: EUSIPCO, 2008: 113-154.
- [19] Wei C W, Kuo Y T, Chang K C, et al. A low-power Mandarin-specific hearing aid chip[C]//*Solid State Circuits Conference (A-SSCC), 2010 IEEE Asian*. [S. l.]: IEEE, 2010: 1-4.
- [20] Magotra N, Kamath S, Livingston F, et al. Development and fixed-point implementation of a multiband dynamic range compression (MDRC) algorithm[C]//*Signals, Systems and Computers, Conference Record of the 34th Asilomar Conference on*. [S. l.]: IEEE, 2000, 1: 428-432.
- [21] Chung K. Challenges and recent developments in hearing aids[J]. *Trends in Amplification*, 2004, 8(3): 82-124.
- [22] Baer T, Moore B C J. Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1994, 95(4): 2277-2280.
- [23] Eisenberg L S, Dirks D D, Bell T S. Speech recognition in amplitude-modulated noise of listeners with normal and listeners with impaired hearing[J]. *Journal of Speech and Hearing Research*, 1995, 38(1): 222-233.
- [24] Killion M C. Hearing aids: Past, present, future: Moving toward normal conversations in noise[J]. *British Journal of Audiology*, 1997, 31(3): 141-148.
- [25] Killion M C, Niquette P A. What can the pure-tone audiogram tell us about a patient's SNR loss? [J]. *The Hearing Journal*, 2000, 53(3): 46-53.
- [26] Peters R, Moore B, Baer T. Speech reception thresholds in noise with and without spectral and temporal dips for hearing-impaired and normally hearing people[J]. *J Acoust Soc Am*, 1998, 103: 577-587.
- [27] Plomp R. Noise, amplification and compression: Considerations of three main issues in hearing aid design[J]. *Ear and Hearing*, 1994, 15: 2-12.
- [28] Soede W. The array mic designed for people who want to communicate in noise[J]. *Etymotic Research*, 2000, 24(4): 49-55.
- [29] Mc K. Circuits haven't solved the hearing-in-noise problem[J]. *The Hearing Journal*, 1997, 51(10): 28-32.
- [30] Rosen S. Temporal information in speech: Acoustic, auditory and linguistic aspects[J]. *Phil Trans R Soc Lond*, 1992, 336: 367-373.
- [31] Powers T A, Hamacher V. Three-microphone instrument is designed to extend benefits of directionality[J]. *The Hearing Journal*, 2002, 55(10): 38-45.
- [32] Latzel M, Kiessling J, Margolf-Hackl S. Optimizing noise suppression and comfort in hearing instruments[J]. *Hearing Review*, 2003, 10(3): 76-82.
- [33] Schum D J. Noise-reduction circuitry in hearing aids: Goals and current strategies[J]. *The Hearing Journal*, 2003, 56(6): 32-40.
- [34] Kuk F, Ludvigsen C, Paludan-Müller C. Improving hearing aid performance in noise: Challenges and strategies[J]. *The Hearing Journal*, 2002, 55(4): 34-46.
- [35] Alcántara J I, Moore B C J, Kühnel V, et al. Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid;

Evaluación del sistema de reducción de ruido en un auxiliar auditivo digital comercial[J]. *International Journal of Audiology*, 2003,42(1):34-42.

- [36] Medermott J H. The cocktail party problem[J]. *Current Biology*, 2009,19(22):1024-1027.
- [37] Marin-Hurtado J I, Anderson D V. Practical MWF-based noise-reduction methods for binaural hearing aids[C]//Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA), 2012 XVII Symposium of. [S. l.];IEEE, 2012:84-91.
- [38] Serizel R, Moonen M, Wouters J, et al. Binaural integrated active noise control and noise reduction in hearing aids[J]. *Audio, Speech, and Language Processing*, IEEE Transactions On, 2013, 21(5):1113-1118.
- [39] Hellgren J, Lunner T, Arlinger S. System identification of feedback in hearing aids[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*,1996, 105(6):3481-3496.
- [40] Dyrlund O, Lundh P. Gain and feedback problems when fitting behind-the-ear hearing aids to profoundly hearing-impaired children[J]. *Scand Audiol*, 1990,19:89-95.
- [41] Agnew J. Acoustic feedback and other audible artifacts in hearing aids[J]. *Trends in Amplification*, 1996,1(2):45-82.
- [42] Sc T. Hearing instrument transducers; Technology and recent developments[J]. Presentation at Am Academy of Audiol Philadelphia, 2002,11(6):88-97.
- [43] Chung K. Challenges and recent developments in hearing aids part 2[J]. *Trends in Amplification*, 2004,8(3):125-164.
- [44] Mojiri M, Bakhshai A R. An adaptive notch filter for frequency estimation of a periodic signal[J]. *Automatic Control*, IEEE Transactions on, 2004,49(2):314-318.
- [45] Flynn M. Opening ears;The scientific basis for an open ear acoustic system[J]. *Hear Rev*, 2003,10(5):34-36,67.
- [46] Flynn T, Flynn M. Designing hearing aids for children with severe-to-profound losses[J]. *Hear Rev*, 2004,11(13):36-40.
- [47] Fabry D. Hearing aid physical fit;The next revolution[J]. *Hearing J*, 2002,55(8):46-50.
- [48] Mojiri M, Bakhshai A R. Estimation of frequencies using adaptive notch filter[J]. *Circuits and Systems II; Express Briefs*, IEEE Transactions on, 2007,54(4):338-342.
- [49] Olsen L, Müsch H, Struck C. Digital solutions for feedback control[J]. *Hear Rev*, 2001,8(5):44-49.
- [50] Mojiri M, Karimi—Ghartemani M, Bakhshai A. Processing of harmonics and interharmonics using an adaptive notch filter [J]. *Power Delivery*, IEEE Transactions on, 2010,25(2):534-542.
- [51] Kuk F. The real-world benefits and limitations of active digital feedback cancellation[J]. *Hear Rev*, 2002, 9(4):64-68.
- [52] Kuk F, Ludvigsen C. Ampclulsion management 101;Understanding variables[J]. *Hear Rev*, 2002,9(8):22-32.
- [53] Janse C P, Belt H J W. Sound reinforcement system having an echo suppressor and loudspeaker beamformer[P]. US: 7054451,2006-05-30.
- [54] Gimenez A O, Gomez E M, Hugas F G, et al. Method and system for suppressing echoes and noises in environments under variable acoustic and highly feedback conditions[P]. US; Patent 7068,798,2006-6-27.
- [55] Ortega A, Lleida E, Masgrau E. Speech reinforcement system for car cabin communications[J]. *Speech and Audio Processing*, IEEE Transactions on, 2005, 13(5):917-929.
- [56] Hänslér E, Schmidt G U. Hands-free telephones-joint control of echo cancellation and postfiltering[J]. *Signal Process*, 2000, 80(11):2295-2305.
- [57] Enzner G, Vary P. Frequency-domain adaptive Kalman filter for acoustic echo control in hands-free telephones[J]. *Signal Process*, 2006, 86(6):1140-1156.
- [58] Schmidts G, Haulick T. Signal processing for in-car communication systems[J]. *Signal Process*, 2006, 86(6):1307-1326.
- [59] Love D J, Heath R W, Lau V K N, et al. An overview of limited feedback in wireless communication systems[J]. *Selected Areas in Communications*, IEEE Journal on, 2008, 26(8):1341-1365.
- [60] Cifani S, Montesi L C, Rotili R, et al. A PEM-AFROW based algorithm for acoustic feedback control in automotive speech reinforcement systems[C]//Image and Signal Processing and Analysis, Proceedings of 6th International Symposium on. [S. l.];IEEE, 2009:656-661.
- [61] Cifani S, Rotili R, Principi E, et al. Real-time implementation of robust PEM-AFROW based solutions for acoustic feedback control[C]//Audio Engineering Society Convention 127. New York:Audio Engineering Society Preprint 7899,2009:1-4.
- [62] Malik S, Enzner G. State-space frequency-domain adaptive filtering for nonlinear acoustic echo cancellation[J]. *Audio, Speech, and Language Processing*, IEEE Transactions on, 2012,20(7):2065-2079.
- [63] Rombouts G, Van Watershoot T, Moonen M. Robust and efficient implementation of the PEM-AFROW algorithm for acoustic feedback cancellation[J]. *J Audio Eng Soc*, 2007,55(11):955-966.
- [64] G S, T H. Signal processing for in-car communication systems[J]. *Signal Process*, 2006,86(6):1307-1326.
- [65] Ngia L S H. Recursive identification of acoustic echo systems using orthonormal basis functions[J]. *Speech and Audio Pro-*

cessing, *IEEE Transactions on*, 2003, 11(3):278-293.

- [66] James M K. Adaptive signal processing[M]. Berlin Heidelberg; Springer, 2003.
- [67] Schmiedt R A. The physiology of cochlear presbycusis[J]. *The Aging Auditory System*, 2010, 34(1):9-38.
- [68] Schneider B A, Pichora-Fuller K, Daneman M. Effects of senescent changes in audition and cognition on spoken language comprehension[J]. *The Aging Auditory System*, 2010, 34(2):167-210.
- [69] Walden B E, Surr R K, Cord M T, et al. Predicting hearing aid microphone preference in everyday listening[J]. *Journal of the American Academy of Audiology*, 2004, 15(5):365-396.
- [70] Kuk F K, Baekgaard L, Ludvigsen C. Using digital signal processing to enhance the performance of dual microphones[J]. *The Hearing Journal*, 2002, 55(1):35-43.
- [71] Powers T A, Hamacher V. Proving adaptive directional technology works; A review of studies[J]. *Hearing Review*, 2004, 11(4):46-49.
- [72] 梁瑞宇. 数字助听器关键技术研究[D]. 南京:东南大学, 2012.
Liang Ruiyu. Research on key technologies of hearing aids[D]. Nanjing: Southeast University, 2012.
- [73] Widrow B. A microphone array for hearing aids[J]. *Circuits and Systems Magazine*, 2001, 1(2):26-32.
- [74] Wu W, Hsieh C, Huang H, et al. Hearing aid system with 3D sound localization [C]//TENCON 2007-2007 IEEE Region 10 Conference. [S. l.]:IEEE, 2007:1-4.
- [75] Supper B, Brookes T, Rumsey F. An auditory onset detection algorithm for improved automatic source localization[J]. *Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on*, 2006, 14(3):1008-1017.
- [76] Yamada T, Nakamura S, Shikano K. Distant-talking speech recognition based on a 3-D Viterbi search using a microphone array[J]. *IEEE Trans Speech Audio Processing*, 2002, 10(2):48-56.
- [77] Capon J. High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1969, 57(8):1408-1418.
- [78] Stelmachowicz P G, Lewis D E, Cho S, et al. The effect of stimulus bandwidth on auditory skills in normal-hearing and hearing-impaired children[J]. *Ear & Hearing*, 2007, 28(4):483-494.
- [79] Miller-Hansen D R, Nelson P B, Widén J E, et al. Evaluating the benefit of speech recoding hearing aids in children[J]. *American Journal of Audiology*, 2003, 12(2):106-113.
- [80] Gantz B J, Turner C, Gfeller K E, et al. Preservation of hearing in cochlear implant surgery; Advantages of combined electrical and acoustical speech processing[J]. *Laryngoscope*, 2005, 115(5):796-802.
- [81] Gifford R H, Dorman M F, Spahr A J, et al. Effect of digital frequency compression (DFC) on speech recognition in candidates for combined electric and acoustic stimulation (EAS)[J]. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 2007, 50(5):1194-1202.
- [82] Simpson A. Frequency-lowering devices for managing high-frequency hearing loss; A review[J]. *Trends in Amplification*, 2009, 13:87-106.
- [83] Macardle B, West C, Bradley J, et al. A study of the application of a frequency transposition hearing system in children[J]. *British Journal of Audiology*. 2001, 35(1):17-29.
- [84] Kuk F, Keenan D, Peeters H, et al. Critical factors in ensuring efficacy of frequency transposition part 2: Facilitating initial adjustment[J]. *Hearing Review*. 2007, 14(4):90-96.
- [85] Simpson A, Hersbach A M, Mcdermott H J. Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms [J]. *International Journal of Audiology*, 2006, 45(11):619-629.
- [86] Glista D, Scollie S, Bagatto M, et al. Evaluation of nonlinear frequency compression; Clinical outcomes[J]. *International Journal of Audiology*, 2009, 48(9):632-644.
- [87] Mowlaei P, Christensen M G, Jensen S H. New results on single-channel speech separation using sinusoidal modeling[J]. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 2011, 19(5):1265-1277.
- [88] 梁瑞宇, 奚吉, 赵力, 等. 汉语降频助听算法的实验分析与改进[J]. *物理学报*, 2012, 61(13):134305(1-11).
Liang Ruiyu, Xi Ji, Zhao Li, et al. Experimental study and improvement of frequency lowering algorithm in Chinese digital hearing aids[J]. *Acta Physica Sinica*, 2012, 61(13):134305(1-11)
- [89] Liang R, Xi J, Zhou J, et al. An improved method to enhance high-frequency speech intelligibility in noise[J]. *Applied Acoustics*, 2013, 74(1):71-78
- [90] Davies-Venn E, Souza P, Brennan M, et al. Effects of audibility and multichannel wide dynamic range compression on consonant recognition for listeners with severe hearing Loss[J]. *Ear and Hearing*, 2009, 30(5):494-504.
- [91] Schroedar M R. Improvement of acoustic-feedback stability by frequency shifting[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1964, 36(9):1718-1724.

- [92] Osmanovic N, Clarke V E. Acoustic feedback cancellation system[P]. US: Patent 7 664 275,2010-02-06.
- [93] Osmanovic N, Clarke V E, Velandia E. An in-flight low latency acoustic feedback cancellation algorithm[C]//Preprint Preprints AES 123rd Conv. New York: AES, 2007:118-126.
- [94] Osmanovic N, Clarke V E. Acoustic feedback cancellation system[P]. USA: PCT/US2006/028200,2007-01-02.
- [95] van Waterschoot T, Moonen M. A Pole-Zero placement technique for designing second-order IIR parametric equalizer filters [J]. Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on, 2007,15(8):2561-2565.
- [96] 赵力,黄程韦. 实用语音情感识别中的若干关键技术[J]. 数据采集与处理, 2014,29(2):157-170.
Zhao Li, Huang Chengwei. Key technologies in practical speech emotion recognition[J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2014,29(2):157-170.
- [97] 卞金洪,王吉林,余威风,等. 基于核主分量分析和典型相关分析的语音情感识别[J]. 数据采集与处理, 2014,29(2):222-226.
Bian Jinhong, Wang Jinlin, Yu Weifeng, et al. Speech emotion recognition based on KPCA and CCA[J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2014,29(2):222-226.
- [98] Best V, Kalluri S, Mclachlan S, et al. A comparison of CIC and BTE hearing aids for three-dimensional localization of speech [J]. International Journal of Audiology, 2010,49(10):723-732.
- [99] 奚吉,赵力,左加阔. 基于改进多核学习的语音情感识别算法[J]. 数据采集与处理, 2014,29(5):730-734.
Xi Ji, Zhao Li, Zuo Jiakuo. Speech emotion recognition based on modified multiple kernel learning algorithm[J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2014,29(5):730-734.
- [100] 许友亮,张连海,牛铜. 基于音位属性和边界信息的音素识别[J]. 数据采集与处理, 2013,28(3):178-183.
Xu Youliang, Zhang Lianhai, Niu Tong. Pone recognition method based on phonological attributes and phone boundaries[J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2013,28(3):178-183.

作者简介:赵力(1958-),男,教授,研究方向:语音信号处理,E-mail:zhaoli@seu.edu.cn;张昕然(1987-),男,博士研究生,研究方向:语音信号处理;梁瑞宇(1978-),男,博士,讲师,研究方向:语音信号处理;王青云(1972-),女,副教授,研究方向:语音信号处理。