

数字助听器语音处理算法研究进展与展望

邹采荣¹ 梁瑞宇^{2,3} 谢跃²

(1. 广州大学机械与电器工程学院, 广州, 510006; 2. 东南大学信息科学工程学院, 南京, 210096; 3. 南京工程学院通信工程学院, 南京, 211167)

摘要: 全球老龄化使听力障碍成为高发性慢性疾病, 而佩戴助听器是老年性聋患者听力干预和康复最有效的手段之一。随着数字信号处理技术和电子技术的飞速进步, 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。其中声场景分类、滤波器分解、噪声抑制和回声消除是助听器的 4 个基本算法。基于对这些算法的研究, 本文从算法基本原理、当前研究现状、算法特点以及存在的问题进行分析介绍。此外, 通过分析现阶段数字助听器算法中存在的问题, 介绍了 3 个助听器信号处理方面的最新研究方向——听觉仿生、听觉认知和自验配助听器。本文最后对未来研究进行了展望。

关键词: 数字助听器; 场景分类; 滤波器分解; 回声消除; 噪声抑制

中图分类号: TP912.3 **文献标志码:** A

Research Progress and Outlook of Speech Processing Algorithms for Digital Hearing Aids

Zou Cairong¹, Liang Ruiyu^{2,3}, Xie Yue²

(1. School of Mechanica and Electric Engineering, Guangzhou University, Guangzhou, 510006, China; 2. School of Information Science and Engineering, Southeast University, Nanjing, 210096, China; 3. School of Communication Engineering, Institute of Nanjing Technology, Nanjing, 211167, China)

Abstract: As the world population aging, hearing impairments become a high incidence chronic disease. Hearing aids is one of the most effective means of hearing intervention and hearing rehabilitation for presbycusis hearing patients. Various techniques of hearing aids have advanced significantly over the past decades, primarily thanks to the maturing of signal processing technology and electronic technology. Among these technologies, sound classification, filter decomposition, noise suppression and echo cancellation are four basic algorithms for hearing aids. Based on deep understanding, we elaborate the algorithms in terms of aspects: the basic principles, the current research status, features and problems. In addition, by analyzing the current problems of hearing aids, three new research direction, auditory bionics, auditory cognition and selffitting hearing aids, are outlooked and briefly introduced.

Key words: digital hearing aids; sound classification; filter decomposition; echo cancellation; noise suppression

引 言

由于衰老和一些常见的老年疾病的影响,如高血压、动脉硬化及糖尿病等,使得听力障碍成为现代社会最为常见的慢性疾病之一^[1,2]。在中国,60~65岁的老人中有听力损失的占40%,65岁以上的老人中占60%以上。老年性耳聋病人由于长时间听力损失,致正常的交谈能力、理解力及发音能力逐渐下降,导致病人退缩、孤独和暴躁,严重者出现心理障碍,封闭自己,甚至发展到老年痴呆,从而给家庭和社会带来很大的负面影响^[3-9]。

目前,改善老年人听力状况主要有3种方式:助听器、听力辅助设备和听力交流项目。听力辅助设备是通过在声源和人耳之间建立某种直接联系的方法,避免外界干扰,提高信噪比,如频率调制系统或红外系统。但是这种方式由于使用方式受限,常用于一些相对固定的场所,如学校、会议室等^[10],而且平衡远程麦克风和接收麦克风间增益存在一定困难。而听力交流项目不以改善听觉为目的,而是希望通过训练,以一种非听觉的方式来进行语言上的沟通,如读唇、手语等。但是对于老年人来说,学习能力和记忆力都在退化,这种方法效果不佳,而且有时也要借助助听器。因此,随着信号处理技术的发展,佩戴助听器是老年性聋患者听力干预和康复最有效的手段^[2,11,12]。

在助听器语音信号处理研究方面,国外的研究起步较早。在20世纪末,国外众多研究机构就开始研究针对听力矫正的语音处理算法。除了专门的听力研究中心以外,各知名高校如美国斯坦福大学、加州大学、华盛顿大学、波士顿大学及比利时鲁汶大学^[13-15],欧洲的德国、瑞士和丹麦的高校以及亚洲的日本、韩国的高校,都投入大量资金和科研人员进行数字助听器语音处理算法的研究,并已取得一定的成果。目前中国高端助听器市场主要由德国西门子、瑞士峰力、丹麦瑞声达、丹麦奥迪康、丹麦唯听和美国斯达克6家公司垄断,中国产品缺乏竞争力导致国外产品价格居高不下。这种现实问题的存在,要求必须加大对助听器的科技投入力度,设计具有自主知识产权的产品,削弱国外产品的垄断地位。近几年,中国的一些科研机构也从事数字助听器领域的相关技术的研发工作,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、清华大学生物医学工程系、中科院声学研究所以及东南大学^[16]等科研院所。

为了提高患者的语音理解度和舒适度,许多学者提出了很多解决不同问题的助听器算法,如声场景分类、滤波器分解与响度补偿、降噪、回波消除、噪声抑制^[17]、方向性增强^[18]及辅音加重等,其中前4类算法是助听器的基本算法。(1)声场景分类是改善助听器适应性的关键算法,其目的在于通过对周围环境的探测、识别及判断,从而改变相关助听器算法的参数,进而优化助听器性能。但是,目前的场景分类算法基本还只能实现对语音、噪声及音乐声的识别,而且其识别率往往受很多因素影响。(2)滤波器分解与响度补偿是助听器的基本算法。由于患者在不同频带上的听损情况不同,为此在对患者听力损失进行补偿前,首先需要进行滤波器分解,然后根据患者的听损情况,结合当前声音强度,对患者听力进行补偿,最终目的是声音强度在患者的可听范围内,且声强的波动变化与人耳的听觉感知相比拟。(3)噪声下的助听器改善听障患者的言语识别率的能力是影响患者满意度的最大因素。因为很多情况下,在安静时表现很好的助听器,在嘈杂环境下变得让患者无法忍受,这和很多因素有关,包括患者的听损类型、降噪算法的类型以及患者的预期等。(4)回波消除算法不是助听器专用算法,但是由于助听器本身体积和形状的特殊性,使得该算法非常重要。因为当助听器增益超过回声衰减的情况下,助听器信号路径会产生正反馈,从而引起啸叫,损害助听器设备,甚至损伤患者的残余听力。

1 声场景分类

助听器对不同场景的适应能力是长期困扰技术开发人员和使用者的关键问题。助听器场景分类的基本目的在于根据识别的环境来改变算法参数从而优化性能。对于早期数字助听器来说,通常由用户自己识别声学环境,并选择适当的程序。但是这种方法非常不方便且容易引起用户疲劳^[19]。因此如果助听器本身可以识别声环境,并自动选择最佳的放大方案来提高用户的舒适度^[20],那么助听器的灵活

性将大大改善。而且声音分类器作为语音增强的辅助算法被广泛用于现代助听器中,如语音降噪^[21,22]或语音活动检测等。

早期的助听器算法集成的场景分类算法比较简单,类似于声音分类算法,主要用来判断声音是语音、噪声或者音乐。判断特征包括估计的调制深度/信噪比、频带的清晰度权值及输入信号等级、语音可懂度的频带清晰度权值等^[23-26]。在安静环境中,日常对话语音约有 30 dB 的动态范围(“峰到峰”的幅度),而“峰值到谷值”的降落或变化约有 15 dB^[25],这就是语音信号的调制幅度。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。在发元音和浊辅音时,声带的打开和关闭还会产生另一种调制——联合调制,即一个人声音的基本频率。此外,典型噪声的强度会随时间有所起伏。这些声学特性都可以用来识别频带或频道中的语音和噪声。根据这些指标,算法可以估算出信噪比,从而判断输入声音中的语音和噪声的比重如何。决策基本原理是:如果信号检测和分析单元在一个频带上估计到高信噪比,那么算法认为在该频带检测到的是安静环境下的语音;如果检测和分析单元估计到的是中度或低信噪比,那么算法认为该频带上要么是噪声与语音共存,要么是噪声占优;如果频带内没有检测到调制,那么分析单元则认为频带内没有语音,从而使用最大衰减。

虽然早期的算法取得一定辅助作用,但是仍然存在一些问题需要改善。如音乐一般显示出比语音更高的调制率,所以常将音乐误分类为噪声。随着助听器性能的逐步提高,研究者们提出了一些新的应用于数字助听器的声场景分类算法。文献[27]研究了适合数字助听声场景分类的特征提取方法;文献[19]研究了各种分类器对性能的影响;2015年 Roberto Gil-Pita 等人^[28]提出一种用于数字助听器中高效的声环境分类算法,可以自动分类 3 种不同的听力环境:语音、音乐和噪声,算法基于梅尔频率倒谱系数设计,并在全数字助听器上进行实验,取得了不错的效果。但是,上述研究工作还存在一定不足,尤其是在声场景分类算法的鲁棒性方面。对于自动识别场景的助听器算法来说,这个问题尤其严重。算法的鲁棒性不强意味着算法的性能受环境影响较大,因此识别的环境不稳定必然导致助听器的算法参数不停切换,这会严重影响助听器的效果和患者的使用满意度。

2 滤波器分解与响度补偿

由于听损患者对声音的敏感程度随频率变化而不同,故数字助听器应针对不同频率区域的声音信号设计不同的增益,这些频率区域称为通道或频带。多通道响度补偿算法^[29]的基本原理是根据患者听力损失情况,利用频率和增益的关系计算各个频率段所占的比值并设置参数,再按照不同的响应通路分别补偿。在多通道响度补偿算法中,频带的分割与综合性能是影响算法性能的重要因素。数字助听器设计要求滤波器组应能与患者的听力图相匹配,又不能引入语音失真。另外,如何从声学和心理学角度为患者设计合适的增益,使患者在低声时能听清、在高声时不炸耳,也是一个重要的研究课题^[30]。

早期的数字助听器采用可控滤波器实现多通道响度补偿,其优点是只用一个 FIR 滤波器就可以实现对不同频率信号的放大和衰减,原理简单,其缺点是滤波器系数必须根据声压级实时更新,计算量大。目前采用滤波器组实现多通道响度补偿,由于滤波器组系数可以事先计算好,应用中只需要根据变化的声压级更新每通道的线性增益,更易于实时实现^[31]。滤波器组分解和综合可以不必实时计算系数,逐渐取代了可控滤波器方法。对滤波器组的设计要求阻带衰减大、带内混叠小及重新组合的信号失真小。虽然早期主要使用的是等宽多通道滤波器组,但是目前非等宽滤波器^[32-34]已成为主流。

2015年 NishaHaridas 等人提出一种应用于助听器上的基于 Farrow 结构的可变带宽滤波器^[35]。可变带宽滤波器由一系列可选带宽的子滤波器实现,其中每个子滤波器都频率可调,且具有一定大小的增益。因此这些不同带宽子滤波器的组合的频响特性与听力图近乎匹配。由于基础滤波器的带宽边界可调整,这一技术使得开发者设计的系统具有可重构性。实验结果表明,根据 Farrow 结构设计的滤波器的阶数越低,其频率响应与听力图的匹配程度越好,匹配误差越小。

由于听力损失不光人耳损伤,而且还可能与听觉神经甚至听觉心理有关,因此目前还没有一种完全

有效的响度补偿算法。此外,对于重度甚至极重度听障患者来说,响度补偿算法的效果非常有限。对于此类患者,人工耳蜗是更有效的听力补偿方法。

3 噪声抑制

在噪声环境中理解语音是困扰助听器使用者的最常见问题。在相同的背景噪声下,要使听障患者达到正常人的理解水平需要将语音信号提高 30 dB^[36,37]。正常人与听障患者间的信噪比差异被称为信噪比的缺失^[38],该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。环境噪声的复杂性以及噪声与语音间可能存在的强相关性,都使得提高噪声环境下听障患者的语音理解度存在很多挑战。

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的发生时间、频谱分布以及空间位置来描述。在时间上,语音与噪声是否同时发生都有可能;在频谱上,语音与噪声的频谱可能相似,或者存在重叠,或者完全不同;在空间上,噪声与目标语音可能在相同的方位或者存在一定的空间角。此外语音和噪声可以有一个恒定的空间关系,或者位置关系随时间变化。

工程师设计助听器时最具有挑战性的任务之一就是如何在不失真的情况下降低背景噪声。在助听器的漫长历史中,为了提高语音理解度和聆听舒适度,已经开发出的各种技术大体可归结为两类:方向性传声器和降噪算法^[39]。前者是基于语音和噪声在空间上的差异性设计,利用方向性传声器或波束形成技术来增强特定方向上的语音信号。但是此类方法受传声器的数量或尺寸限制,性能改善有限,而且不适用于深耳道助听器。降噪算法旨在利用语音和噪声的时间和频谱上的差异,将语音从含噪信号中分离出来。但是语音和噪声可能在时间和频谱上存在重叠,因此实际效果不佳。

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^[40]。所有的降噪算法都是助听器制造商专有的。高性能的助听器往往有几种类型的降噪算法,这些算法有不同的信号检测方法,判决规则和时间常数等。虽然降噪算法种类很多^[41,42],但是考虑到运算复杂度,实际应用到的助听器的降噪算法主要包括增益衰减法谱减法^[43]及相位相消法等,这些算法各有特点:

(1)增益衰减法通过调制幅度检测法或调制频率检测法(较少应用)鉴别每个频带或频道中语音和噪声的存在性,然后降低噪声主导频带或频道增益 5~20 dB 的方法来改善信噪比^[39]。(2)谱减法实际上是一种从含噪语音频谱中去掉噪声谱的算法^[44]。谱减法的最终目标是要尽可能多地去掉噪声,而同时保留大部分语音信息^[45]。因此算法的性能主要受限于噪声谱的谱宽以及噪声谱与语音谱交叠程度。如果噪声谱非常窄或者存在于几个很窄的频带中,那么从含噪语音频谱中减掉该噪声谱就不会去掉过多的语音频谱。但是如果噪声谱和语音谱的混叠比较严重,谱减法就必然会削弱甚至消除某些语音的频谱。比如对于频谱比较宽的噪声(如机器运转的噪声或咖啡厅的背景噪声)来说,谱减法肯定会去掉部分有用的语音频谱,从而丢失部分语音信息。这对有听障患者来说,是更不能接受的。(3)相位相消是一种更加先进的降噪方法^[44]。只要干扰噪声的波形可以精确获得,通过将噪声波形的相位翻转 180°,然后与含噪语音信号相加,就可以消除噪声。但是数字助听器并不具备相消条件,因为助听器麦克风拾到的声音总是同时包含语音和噪声。此时噪声并不能被分开并进行独立处理,也就不能通过倒相的方法实现降噪的目的。(4)从提升理解度的角度来说,谱增强法也是一种降噪方法。谱增强法的原理是有意地增强含噪语音谱中的峰值和谷值的强度,从而使得语言更容易被识别。语音谱中的峰值包含大量的语言信息,而含噪语音峰值之间的“谷地”则充满着噪声。因此对于含噪语音来说,语音谱的峰值不太突显。患有感性神经性耳聋患者要识别这样的峰值非常困难。因为有声调的低频元音的谐振峰比轻的无声调法人高频清辅音噪声要强,所以与高频清辅音相比,数字算法更容易增强元音的谱峰谷比值。但是患有感性神经性耳聋的患者往往感知高频语音最困难。

除了上述几种算法外,维纳滤波法^[46,47]、子空间法^[48]及听觉掩蔽法^[20]也逐渐成为助听器的降噪算法之一。其中,维纳滤波法因其性能好、计算量小而得到了广泛的应用^[49]。相比全带的维纳滤波法,子带多通道维纳滤波器^[40,50]具有更好的降噪性能。

尽管降噪算法取得一定效果,但仍然存在一些问题需要改善:(1)虽然许多研究显示降噪算法可以改善噪声环境中的听觉舒适度和声音质量,但医生和患者过高的期望通常会产生不满或失望情绪。因为很多研究针对宽带噪声进行,而宽带噪声不过为日常听力环境中存在的一种典型噪声而已。(2)降噪算法可能把音乐误分类为噪声,从而影响算法的判断。(3)在检查助听器的电声特性或对有降噪算法的助听器进行真耳测量时,医生需要选择合适的测试信号。降噪算法可能把一些传统的测试信号,如纯音或复合噪声分类为噪声,并减小测试信号的增益。为了获得助听器的实际频率响应,医生需要关闭降噪算法的功能,然而这又不完全合理,因为信号处理算法间可能存在的相互作用会改变测试结果。为了测试降噪算法开启时的助听器的频率响应,医生就必须选择一个不被降噪算法认为是噪声的测试信号。

4 回声消除

助听器中的回声问题产生于扬声器和麦克风之间的声学耦合。数字助听器受体积限制,麦克风与扬声器靠的很近,扬声器的音频输出通过耳道、气孔以及助听器壳体的边缘被麦克风捕获形成正反馈,而正反馈形成回声,严重时可能产生啸叫。回声可以由助听器本身、用户特征(静态因素)及突然改变的声学环境(动态特征)所产生。回声的存在给助听器的使用者以及研究人员带来了诸多挑战:(1)回声的存在限制了助听器的最大输出增益,同时也限制了特定听损用户可使用的助听器类型;(2)回声限制了助听器通气孔的大小,而过小的通气孔会产生一些不良的反应,比如堵耳效应;(3)回声影响输出语音的可懂度以及音质,啸叫也使患者无从隐藏自身的听力缺陷。

国外回波抵消相关算法的研究已有近 50 年的历史,如今集成在商用的助听器上的回波抑制算法主要分为 3 类:增益衰减、陷波滤波器和自适应滤波器法。增益衰减算法和陷波滤波器算法只有在检测到啸叫信号和回声的时候才会降低增益或者插入陷波滤波器;而自适应滤波器法持续的监视信道转移函数的变化,并利用估计的转移函数产生回波抵消信号来消除回声。

增益衰减法的主要思路是降低回声出现频带的增益。若在某一频带检测到回声,自适应系统会降低该频带的增益,同时根据回声信号的幅度大小,改变增益减少的幅度。对于增益衰减法来说,医师需要在适配前给使用者做回声测试。需要注意的是,回声测试在助听器特性指定的情况下完成。如果医师调整了耳模或者助听器体,那么将要进行重新测试。相比于其他算法,增益衰减法的优势是低功耗,不足之处是期望信号的增益可能被衰减。

陷波滤波器的基本思路是通过监测单音信号或者啸叫,生成一个陡峭的陷波滤波器来抑制较窄频带的回声。不同制造商采用的算法所产生的陷波滤波器的陡峭程度、深度、个数、频率范围以及生成速度不同。产生的滤波器越陡峭,增益降低的区域越小,对助听器整体增益的影响越小。对于采用陷波滤波器的回波抑制算法来说,只有同时产生多个陷波滤波器才能应对同时产生的多个频率上的啸叫。如果算法只能产生几个陷波滤波器或者只有几个陷波滤波器来应对声学环境的突然变化,那么当同时产生的啸叫信号的数量多于陷波滤波器的个数时跳频就会产生^[51]。

自适应滤波器法是目前用来减小回声的第 3 种自适应途径。运用自适应滤波器法的回波抑制算法监测反馈路径的转移函数,通过与反馈信道相似的转移函数来产生一个信号与助听器的输出相减。由于这种回波抑制机制,这类算法又常常被称作为回波抵消算法。回波抵消算法已经通过许多方式应用在助听器上。早期算法是通过插入一个较小的噪声,并通过输入输出的相关性来估计转移函数,然后算法调整数字滤波器的参数来产生一个消除信号^[52,53]。然而许多助听器的使用者发现不断产生的较小噪声非常恼人。因此,这种回波抵消算法只用于有严重听力损失的用户。

当前的回波抵消算法不用插入噪声,通过多级的信号处理来降低回声。此类回波抵消算法由一个定系数的滤波器和一个自适应滤波器构成。定系数滤波器的特性通过助听器验配阶段的测试决定。在测试的过程中,助听器内部产生一个噪声信号送至接收器,然后通过噪声信号与麦克风接收信号的相关性来估计信道。反馈信道包括气孔、耳模边缘及助听器内部的面板等。当用户使用助听器时,算法依据这种互相关的过程来估计这些路径的总转移函数。定系数滤波器解决了回声由用户和助听器这些静

态特性产生的部分。在估计了反馈信道的转移函数之后,算法修正数字滤波的参数来接近反馈信道,同时产生一个输出信号。需要注意的是,回波抵消算法即使在没有任何周期信号、单音信号及回声信号的情况都会抵消反馈信道。如果有足够的零极点或者滤波器抽头数,这个消除的过程能够消除多种频率的回声。零点、极点和抽头数用来定义数字滤波器的参数。越多的零极点数和抽头数,数字滤波器就能产生越多的波峰和波谷,同时就能更好地接近反馈信道。定系数滤波器的限制在于验配阶段结束后系数被固定,所以不能应对回声中的动态部分。

自适应滤波器法是最常见的回声抑制算法,常用的算法包括最小均方算法(Least mean square, LMS)^[54,55]、标准最小均方算法(Normalized LMS, NLMS)^[56]以及变步长 LMS(Variable step size LMS, VLMS)算法,这类算法通过迭代的方法最小化均方误差目标函数来实现对目标系统的估计。迭代最小二乘算法可以取得更快的收敛速度,但是计算复杂度较高。近年来,针对 LMS 算法收敛速度慢以及稳态误差大的问题,产生了众多基于 LMS 的改进算法^[55,57,58],一些投影算法,如仿射投影算法^[59]、快速仿射投影算法^[60]、改进仿射投影算法^[61]及凸集投影算法^[62]等已经被应用于自适应回波抑制。凸集投影算法的缺陷在于它所使用的投影算子常常难以定义,一类新提出的自适应次梯度投影算法^[63-65]和自适应并行次梯度投影算法解决了这个问题,它不再要求精确的投影算子,而是利用简单的梯度或次梯度进行投影,这种方法极大地减小了算法的计算量。最新研究显示,改进的分区块哈特莱域自适应滤波算法^[66]能实现快速收敛和更好的性能稳定性,具有较小的运算复杂度。

除了上述介绍的 3 种主要的回波抑制算法,一些制造商也尝试将不同的算法进行组合,如同时使用自适应滤波器法和增益控制来消除回声^[67]。

自适应回波抵消算法有许多优势,生产商和临床医师会应用不同算法来达到不同的验配目标。但是在设计助听器的回波抵消算法时仍然存在许多挑战,影响回波抵消算法有效性因素包括:

(1)助听器芯片的大小和电池。因为美观问题,助听器芯片的大小通常被限制在一个不足 1 cm^2 的空间中。从市场的需求来说,助听器需要在 $1.3\sim 1.5\text{ V}$ 的电压下持续工作 $30\sim 50\text{ h}$,而纽扣电池的电流一般被限制在 $0.5\sim 1.5\text{ mA}$ 。电池的限制导致 DSP 芯片运算的速度低,从而限制助听器信号处理算法的复杂度。由此可知,基于电池供电的便携助听器需要满足处理时延短、计算复杂度低及声学回声抵消效果好等要求^[14,68]。

(2)跳频和啸叫。陷波滤波器的数目或回波抵消信号算法估计信道转移函数的能力决定了回波抵消的能力,也决定了跳频出现的次数。跳频不仅仅出现在使用陷波器的自适应回波抵消算法中,在回波抵消算法没有足够的估计反馈信道的转移函数时也会出现。回波抵消滤波器一直在适应回声信号,如果产生的消除信号不能消除回声(不能有效的估计信道的转移函数),跳频就会产生。另一个与自适应回波抵消算法相关的是啸叫效应。如果算法在估计信道的转移函数的过程中产生了一个错误,那么生成的“消除信号”可能不能消除目标回声,从而引起啸叫。

(3)区分回声信号和音符。自适应回波抵消算法应用过程中的挑战之一就是区分一些期望信号,如音符、微波炉的哗哗声或其他一些期望语音,而且保证这些信号不受影响。由于这些信号由一些与回声信号的声学特性接近的纯音组成,因此有可能被回波抵消算法错误的认为是啸叫信号并删除。

(4)开放耳验配。回波抵消算法已经成为开放耳验配的内置部分,这允许使用一个更大的气孔来降低堵耳效应,同时不用冒产生回声的危险。开放耳验配由于气孔效应也伴随着一些新的挑战,其中一些问题需要助听器有更短的处理延迟。另一个开放耳助听器带来的挑战来自于进入耳道的声音和从耳道泄露的声音的相互作用。从耳道中泄露出来的声音有高通滤波特性,进入耳道的声音则有低通滤波特性。如果助听器在低频区域的增益不高,未经处理的信号可能会掩盖处理完的信号。这将导致方向性麦克风的的方向性和降噪算法的有效性都会被降低。耳道中经处理的信号和未经处理的信号之间的相位关系同样给开放耳验配制造了一个难题^[69]。

5 展 望

助听器声信号处理算法与其他声信号处理算法既有共性又有特性,需要进一步深入研究。经过多

年研究,本文认为以下3个研究方向可能成为未来研究的热点:

(1)听觉仿生。在人耳听觉信息处理中,听觉神经系统起到很大的作用。尽管一些动物并没有人类发达的神经系统,但是它们可以借助其听觉器官在构造或功能上的特点达到人类听觉系统所不具有的能力。在声音感知能力上,一些动物能感知人耳无法听到的声音,如水母能感受到次声波而蝙蝠能感受到超声波。此外在声源定位能力上,佐治亚理工学院的研究人员利用鱼类不同部位感受器的强度与时间差测定刺激的大小和方位的原理,开发出一种基于绒毛触觉敏感的仿鱼侧线传感器,在模拟水体环境下进行测试,发现绒毛对流体扰动信号响应十分灵敏^[70]。中北大学的研究人员借鉴昆虫的精细定位能力,从奥米亚棕蝇听觉机制的研究^[71]得到启发,致力于研究微型麦克风阵声源定位与跟踪系统^[72,73]。此外,对人耳听觉系统的模拟也是一个重要的研究方向^[74]。

(2)听觉认知。在听力补偿技术的设计和配置中引入认知的观点有助于克服当前算法的局限性。当前的设计方法主要关注最大化可听性和在保留语音质量的情况下改善信噪比。通过在听力设备中引入复杂的信号处理算法可以获得更多优势。这些干预技术能显著降低许多听者的听力障碍^[75]。虽然有上述益处,但病人在空间和信息混乱复杂及动态的环境下理解语音仍然困难^[76]。

(3)助听器自适配技术。传统的助听器适配主要依靠听力专家对患者问题的解读,然后转化为正确的助听器电声特征。由于助听器的类型及其信号处理的参数的数量不断增加,对听力专家的技能要求越来越高,已成为制约助听器使用的重要因素之一^[74]。近年来,有些专家提出一种自适应的助听器参数优化算法^[77],即通过患者的反馈利用智能算法取代听力专家的工作,从而变相地引入认知因素。目前该研究刚刚起步,还有很多工作需要开展。

6 结束语

助听器算法研究对于改善老年患者生活质量,缓解家庭和社会压力有着非常重要的作用。此外中国的新生儿听力障碍比例全球最高,青少年的听力减退比例也在不断升高。因此,发展数字助听器技术变得越来越迫切。尽管国内外对数字助听器语音处理方面的理论研究已经取得很多成果,但是由于数字助听器产品的特殊性以及声学应用环境的复杂性,这些理论研究成果在实际应用时遇到很多难题,需要进一步解决。主要存在的问题包括:数字助听器产品的成本、器件性能在应用中的局限性、数字助听器产品体积对算法应用的局限性以及数字助听器使用环境的复杂性。此外由于中国助听器研究工作起步较晚,在技术上落后于发达国家,因此中国的助听器研究工作任重而道远。

参考文献:

- [1] Chang H P, Ho C Y, Chou P. The factors associated with a self-perceived hearing handicap in elderly people with hearing impairment-results from a community-based study[J]. *Ear and Hearing*, 2009, 30(5): 576-583.
- [2] Gopinath B, Schneider J, Hartley D, et al. Incidence and predictors of hearing aid use and ownership among older adults with hearing loss[J]. *Annals of Epidemiology*, 2011, 21(7): 497-506.
- [3] Joore M A, Van Der Stel H, Peters H J M, et al. The cost-effectiveness of hearing-aid fitting in the Netherlands[J]. *Archives of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 2003, 129(3): 297-304.
- [4] Acar B, Yurekli M F, Babademez M A, et al. Effects of hearing aids on cognitive functions and depressive signs in elderly people[J]. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 2011, 52(3): 250-252.
- [5] Hogan A, Oloughlin K, Miller P, et al. The health impact of a hearing disability on older people in Australia[J]. *Journal of Aging and Health*, 2009, 21(8): 1098-1111.
- [6] Laplante-Lévesque A, Hickson L, Worrall L. Rehabilitation of older adults with hearing impairment: A critical review[J]. *Journal of Aging and Health*, 2010, 22(2): 143-153.
- [7] Gopinath B, Schneider J, McMahon C M, et al. Severity of age-related hearing loss is associated with impaired activities of daily living[J]. *Age and Ageing*, 2012, 41(2): 195-200.
- [8] Chou R, Dana T, Bougatsos C, et al. Screening adults aged 50 years or older for hearing loss: A review of the evidence for the US preventive services task force[J]. *Annals of Internal Medicine*, 2011, 154(5): 347-355.
- [9] Lin F R, Thorpe R, Gordon-Salant S, et al. Hearing loss prevalence and risk factors among older adults in the United States [J]. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 2011, 66(5): 582-590.

- [10] Boothroyd A. Hearing aid accessories for adults: The remote FM microphone[J]. *Ear and Hearing*, 2004, 25(1): 22.
- [11] Chao T K, Chen T H H. Cost-effectiveness of hearing aids in the hearing-impaired elderly: A probabilistic approach[J]. *Otology & Neurotology*, 2008, 29(6): 776-783.
- [12] Hickson L, Worrall L. Beyond hearing aid fitting: Improving communication for older adults[J]. *International Journal of Audiology*, 2003, 42(S2): 84-91.
- [13] Ngo K, Van Waterschoot T, Græsbøll Christensen M, et al. Improved prediction error filters for adaptive feedback cancellation in hearing aids[J]. *Signal Processing*, 2013, 93(11): 3062-3075.
- [14] Ngo K, Van Waterschoot T, Christensen M G, et al. Improved prediction error filters for adaptive feedback cancellation in hearing aids[J]. *Signal Processing*, 2013, 93(11): 3062-3075.
- [15] Ngo K, Spriet A, Moonen M, et al. A combined multi-channel Wiener filter-based noise reduction and dynamic range compression in hearing aids[J]. *Signal Processing*, 2012, 92(2): 417-426.
- [16] 赵力, 张昕然, 梁瑞宇, 等. 数字助听器若干关键算法研究现状综述[J]. *数据采集与处理*, 2015, 30(2): 252-265.
Zhao Li, Zhang Xinran, Liang Ruiyu, et al. Review on certain key algorithms of digital hearing aids[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2015, 30(2): 252-265.
- [17] 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.
- [18] 梁瑞宇, 周健, 王青云, 等. 仿人耳听觉的助听器双耳声源定位算法[J]. *声学学报*, 2015, 40(3): 446-454.
Liang Ruiyu, Zhou Jian, Wang Qingyun, et al. Binaural sound localization with hearing aids based on auditory bionics [J]. *Acta Acustica*, 2015, 40(3): 446-454.
- [19] Büchler M, Allegro S, Launer S, et al. Sound classification in hearing aids inspired by auditory scene analysis[J]. *Eurasip Journal on Applied Signal Processing*, 2005(1): 2991-3002.
- [20] Hamacher V, Chalupper J, Eggers J, et al. Signal processing in high-end hearing aids: State of the art, challenges, and future trends[J]. *Eurasip Journal on Applied Signal Processing*, 2005, 18: 2915-2929.
- [21] Li M, Mcallister H G, Black N D, et al. Perceptual time-frequency subtraction algorithm for noise reduction in hearing aids [J]. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2001, 48(9): 979-988.
- [22] Maj J B, Royackers L, Moonen M, et al. SVD-based optimal filtering for noise reduction in dual microphone hearing aids: A real time implementation and perceptual evaluation[J]. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2005, 52(9): 1563-1573.
- [23] Alcántara J I, Moore B C J, Kühnel V, et al. Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid [J]. *International Journal of Audiology*, 2003, 42(1): 34-42.
- [24] Boymans M, Dreschler W A. Field trials using a digital hearing aid with active noise reduction and dual-microphone directionality[J]. *International Journal of Audiology*, 2000, 39(5): 260-268.
- [25] Schum D J. Noise-reduction circuitry in hearing aids: Goals and current strategies[J]. *The Hearing Journal*, 2003, 56(6): 32-40.
- [26] Powers T A, Hamacher V. Three-microphone instrument is designed to extend benefits of directionality[J]. *The Hearing Journal*, 2002, 55(10): 38-45.
- [27] Alexandre E, Cuadra L, Rosa M, et al. Feature selection for sound classification in hearing aids through restricted search driven by genetic algorithms[J]. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 2007, 15(8): 2249-2256.
- [28] Gil-Pita R, Ayllon D, Ranilla J, et al. A computationally efficient sound environment classifier for hearing aids[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, 62(10): 2358-2368.
- [29] 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(4): 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(4): 832-835.
- [30] 王青云. 数字助听器语音处理核心算法研究[D]. 南京:东南大学, 2011.
Wang Qingyun. Research on speech processing core algorithms in digital hearing aids[D]. Nanjing: Southeast University, 2011.
- [31] Nielsen L S, Sparso J. Designing asynchronous circuits for low power: An IFIR filter bank for a digital hearing aid[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1999, 87(2): 268-281.
- [32] Chong K S, Gwee B H, 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.
- [33] Li M, Mcallister H, Black N, et al. Wavelet-based nonlinear AGC method for hearing aid loudness compensation[J]. *IEE*

Proceedings-Vision, Image and Signal Processing, 2000, 147(6): 502-507.

- [34] Kalathil S, Elias E. Efficient design of non-uniform cosine modulated filter banks for digital hearing aids[J]. *AEU-International Journal of Electronics and Communications*, 2015, 69(9): 1314-1320.
- [35] Haridas N, Elias E. Efficient variable bandwidth filters for digital hearing aid using Farrow structure[J]. *Journal of Advanced Research*, 2015, 7(2): 255-262.
- [36] Edwards B. The future of hearing aid technology[J]. *Trends in Amplification*, 2007, 11(1): 31-46.
- [37] 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): 46-48.
- [38] Killion M C. The SIN report: Circuits haven't solved the hearing-in-noise problem[J]. *The Hearing Journal*, 1997, 50(10): 28-30.
- [39] Chung K. Challenges and recent developments in hearing aids Part I: Speech understanding in noise, microphone technologies and noise reduction algorithms[J]. *Trends in Amplification*, 2004, 8(3): 83-124.
- [40] Serizel R, Moonen M, Wouters J, et al. Binaural integrated active noise control and noise reduction in hearing aids[J]. *IEEE Transactions on Audio, Speech and Language Processing*, 2013, 21(5): 1113-1118.
- [41] 赵改华, 周彬, 张雄伟. 基于自适应超高斯混合模型的语音增强算法[J]. *数据采集与处理*, 2014, 29(2): 232-237.
Zhao Gaihua, Zhou Bin, Zhang Xiongwei. Speech enhancement algorithm based on adapted super-Gaussian mixture mode [J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2014, 29(2): 232-237.
- [42] 张立伟, 贾冲, 张雄伟, 等. 稀疏卷积非负矩阵分解的语音增强算法[J]. *数据采集与处理*, 2014, 29(2): 259-264.
Zhang Liwei, Jia Chong, Zhang Xiongwei, et al. Speech enhancement based on convolutive nonnegative matrix factorization with sparseness constraints[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2014, 29(2): 259-264.
- [43] Bray V, Nilsson M. Objective test results support benefits of a DSP noise reduction system[J]. *Hearing Review*, 2000, 7(11): 60-65.
- [44] Schum D J. Noise reduction via signal processing: (1) Strategies used in other industries[J]. *The Hearing Journal*, 2003, 56(5): 27-32.
- [45] Levitt H. Noise reduction in hearing aids: An overview[J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2001, 38(1): 111-121.
- [46] Van Den Bogaert T, Doclo S, Wouters J, et al. Speech enhancement with multichannel Wiener filter techniques in multicrophone binaural hearing aids[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2009, 125(1): 360-371.
- [47] Klases T J, Den Bogaert T, Moonen M, et al. Binaural noise reduction algorithms for hearing aids that preserve interaural time delay cues[J]. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 2007, 55(4): 1579-1585.
- [48] Sarradj E. A fast signal subspace approach for the determination of absolute levels from phased microphone array measurements[J]. *Journal of Sound and Vibration*, 2010, 329(9): 1553-1569.
- [49] Spriet A, Moonen M, Wouters J. Stochastic gradient-based implementation of spatially preprocessed speech distortion weighted multichannel Wiener filtering for noise reduction in hearing aids[J]. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 2005, 53(3): 911-925.
- [50] Serizel R, Moonen M, Wouters J, et al. A speech distortion weighting based approach to integrated active noise control and noise reduction in hearing aids[J]. *Signal Processing*, 2013, 93(9): 2440-2452.
- [51] Agnew J. Acoustic feedback and other audible artifacts in hearing aids[J]. *Trends in amplification*, 1996, 1(2): 45-82.
- [52] Olson L, Musch H, Struck C. Digital solutions for feedback control [J]. *Hearing Review*, 2001, 8(5): 44-49.
- [53] Kuk F, Ludvigsen C, Kaulberg T. Understanding feedback and digital feedback cancellation strategies[J]. *Hearing Review*, 2002, 9(2): 36-41.
- [54] Long G, Ling F, Proakis J G. The LMS algorithm with delayed coefficient adaptation[J]. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, 1989, 37(9): 1397-1405.
- [55] Hellgren J. Analysis of feedback cancellation in hearing aids with filtered-x LMS and the direct method of closed loop identification[J]. *Speech and Audio Processing, IEEE Transactions on*, 2002, 10(2): 119-131.
- [56] Rupp M. The behavior of LMS and NLMS algorithms in the presence of spherically invariant processes[J]. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 1993, 41(3): 1149-1160.
- [57] Benesty J, Rey H, Rey Vega L, et al. A nonparametric VSS NLMS algorithm[J]. *IEEE Signal Processing Letters*, 2006, 13(10): 581-584.
- [58] Shin H C, Sayed A H, Song W J. Variable step-size NLMS and affine projection algorithms[J]. *IEEE Signal Processing Letters*, 2004, 11(2): 132-135.

- [59] Sankaran S G, Beex A L. Convergence behavior of affine projection algorithms[J]. Signal Processing, IEEE Transactions on, 2000, 48(4): 1086-1096.
- [60] Rupp M. Pseudo affine projection algorithms revisited: Robustness and stability analysis[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2011, 59(5): 2017-2023.
- [61] 秦海娟, 张玲华. 基于改进仿射投影算法的数字助听器自适应回声消除[J]. 数据采集与处理, 2015, 30(2): 382-389.
Qin Haijuan Zhang Linghua. Acoustic feedback cancellation based on improved affine projection algorithm for hearing aids [J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2015, 30(2): 382-389.
- [62] Bauschke H H, Borwein J M. On projection algorithms for solving convex feasibility problems[J]. SIAM Review, 1996, 38 (3): 367-426.
- [63] Yukawa M, Slavakis K, Yamada I. Adaptive parallel quadratic-metric projection algorithms[J]. Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on, 2007, 15(5): 1665-1680.
- [64] Yamada I, Slavakis K, Yamada K. An efficient robust adaptive filtering algorithm based on parallel subgradient projection techniques[J]. Signal Processing, IEEE Transactions on, 2002, 50(5): 1091-1101.
- [65] Wang Q Y, Zhao L, Qiao J, et al. Acoustic feedback cancellation based on weighted adaptive projection subgradient method in hearing aids[J]. Signal Processing, 2010, 90(1): 69-79.
- [66] Panda G, Puhon N. An improved block adaptive system for effective feedback cancellation in hearing aids[J]. Digital Signal Processing, 2016, 48: 216-225.
- [67] Kuk F L C, Ludvigsen C. The real-world benefits and limitations of active digital feedback cancellation[J]. Hear Rev, 2002, 9(4): 64-68.
- [68] Maluenda Y M, Bermudez J C M. Transient mean-square analysis of prediction error method-based adaptive feedback cancellation in hearing aids[J]. Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on, 2012, 20(1): 261-275.
- [69] Chung K. Challenges and recent developments in hearing aids Part II: Feedback and occlusion effect reduction strategies, laser shell manufacturing processes, and other signal processing technologies [J]. Trends in Amplification, 2004, 8(4): 125-164.
- [70] Xue C, Tong Z, Zhang B, et al. A novel vector hydrophone based on the piezoresistive effect of resonant tunneling diode[J]. Sensors Journal, IEEE, 2008, 8(4): 401-402.
- [71] Mason A C, Oshinsky M L, Hoy R R. Hyperacute directional hearing in a microscale auditory system[J]. Nature, 2001, 410: 686-690.
- [72] Gore A, Chakrabartty S. A min-max optimization framework for designing $\Sigma\Delta$ learners: Theory and hardware[J]. Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on, 2010, 57(3): 604-617.
- [73] Gore A, Fazel A, Chakrabartty S. Far-field acoustic source localization and bearing estimation using Sigma Delta learners [J]. Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on, 2010, 57(4): 783-792.
- [74] 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.
- [75] Kochkin S. MarkeTrak VIII: Patients report improved quality of life with hearing aid usage[J]. The Hearing Journal, 2011, 64(6): 25-32.
- [76] Kochkin S. MarkeTrak VII: Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age[J]. The Hearing Journal, 2005, 58(9): 30-39.
- [77] Convery E, Keidser G, Dillon H, et al. A self-fitting hearing aid: Need and concept[J]. Trends in Amplification, 2011, 15 (4): 157-166.

作者简介:



邹采荣 (1963-), 男, 教授, 研究方向: 语音信号处理, E-mail: cr_zou@gzhu.edu.cn。



梁瑞宇 (1978-), 男, 副教授, 研究方向: 语音信号处理, E-mail: lly1711@163.com。



谢跃 (1991-), 男, 博士研究生, 研究方向: 语音信号处理。

