

数字助听器发展现状及其算法综述

梁瑞宇, 奚吉, 张学武

(河海大学计算机及信息工程学院, 江苏常州, 213022)

摘要:首先简要介绍了数字助听器的发展现状,然后分析和比较了数字助听器信号处理算法中的三类比较重要的算法,多通道频响补偿、噪声抑制和反馈消除,最后展望了数字助听器发展趋势。

关键词:数字助听器;频响补偿;噪声抑制;反馈消除

中图分类号: TN912.3

0 引言

助听器是一种能有效地治疗人耳听力损失的医疗设备,在解决人耳的听力补偿方面可以起到很大的作用,合适、可靠的助听器可以在不损伤耳组织的情况下提高患者的听力水平,我国助听器的普及率非常低,据不完全统计,我国大约有1.2亿人口存在着永久性的听力损失,其中只有3%的患者使用了助听器,这一数字远远低于西方发达国家35%的助听器使用率,目前中国助听器市场每年的实际销售额大约7亿元,且每年以15%—20%的速度增长,但是,这一领域,几乎全由六家跨国企业垄断,这些企业包括德国西门子、瑞士峰力、丹麦瑞声达、丹麦奥迪康、丹麦唯听、美国斯达克。

造成这一现象的原因是多方面的。首先,从患者角度来说,对助听器的认识存在误区,很多人认为使用助听器是衰老和残疾的标志,或者觉得随便配一个就行,不知道助听器必须是通过专业验配才能获得;而且,多数患者不相信助听器的功能,甚至担心佩戴助听器会影响残余听力;部分老年患者则觉得年纪大了,配不配意义不大。其次,有些医生对助听器的认识也不科学,认为佩戴助听器会使患者存在依赖性,往往不推荐患者使用;从技术层面上看,助听器行业是一个产品创新程度很高的行业,几乎每两年就会进行一次产品更新,国产助听器在技术创新上跟不上国际市场步伐而逐渐被淘汰。最后,由于认识上的误区,国内现实市场容量有限也是国产厂商缺乏热情的主要原因之一。

随着社会的不断老龄化以及人们对耳聋问题的

日益关注,助听器的发展逐渐受到人们的重视。我国约四千万听力言语残疾人中大多数都需要佩戴助听器,政府和许多助听器的生产厂家积极地进行了大量的听觉保护知识的宣传,旨在提高公民的听觉保护和康复意识并收到了很好的效果。

1 数字助听器的主要工作原理

比较典型的数字式助听器主要由传声器、A/D转换器、数字信号处理器、D/A转换器和受话器5部分组成^[1]。传声器(麦克风)负责以模拟的方式将输入声信号转变为模拟电信号;A/D转换器把经麦克风接收后产生的模拟信号转换成数字信号;数字信号处理器负责对数字信号进行各种数字处理,完成各种算法;D/A转换器将处理后的数字信号转化为模拟电信号;受话器负责将电信号还原为声信号,送到使用者耳内。其工作原理图如图1所示。数字助听器内置的计算机芯片,以数字信号处理器(DSP)为核心,强大的功能为全数字助听器带来高信噪比、动态改变增益和自动适应环境等传统的模拟助听器无法实现的功能。



图1 全数字助听器工作原理

2 数字助听器中的主要信号处理算法

数字助听器语音处理算法的核心功能包括多通道响度补偿、噪声抑制、回波抵消等,其最终目的是增强患者对语音的可懂度^[2]。

2.1 多通道响度补偿

目前几乎所有的DSP数字助听器都实现了多通道响度补偿的功能^[3],但大多数的响度补偿方案集中

收稿日期:2010-11-10;修回日期:2010-12-17

基金项目:校青年基金(No: XZX /0813001-02);中央高校基本科研业务费专项基金(No:2009B32614)资助。

在等宽的频率间隔之上。Thomas等用插值半带滤波器实现了等带宽均匀分布的8通道滤波器组,每一通道均为线性相位实系数滤波器^[4]。McAllister等应用梳状滤波器配合多个谐振子对时域信号分频,各路信号加权相加输出,可以减少时延并简化计算,但是各频段通带阻带性能较差,频段间衔接不连贯,降低了输出语音质量。也有一些研究人员研究小波变换后的多通道响度补偿算法^[5]。文献[6]针对人耳对声音频率高低的感受与实际频率的高低的对数关系,提出了一种在Bark域分割多通道滤波器组频率间隔的方法,并采用过采样完美重构滤波器组实现了声音信号的分析、响度补偿与重建,实现了满足人耳听觉特性的多通道响度补偿方法。

2.2 噪声抑制

由于噪声的影响,患者语言识别率将大幅下降,因此在现代助听器中,噪声抑制是必需的功能之一。很多数字助听器产品中都带有相对独立的去噪部分,采用的算法主要有以下几类:波束形成、多通道维纳滤波、盲源分离和针对一些特殊考虑的算法。

文献[7]介绍了基于波束形成算法的噪声抑制方案,及基于差分方法的单耳波束形成和基于声源位置的双耳波束形成。文献[8]考虑了语音定位特征双耳强度差和双耳时间差,通过获得对声源位置的评估,达到抑制噪声的目的。

文献[9]比较了一类基于多通道维纳滤波(Multi-channel Wiener Filtering, MWF)的噪声抑制方法,包括MWF, MWF- η 和MWF-ITF。其中MWF有很好的噪声抑制性能,同时能保留语音特征,但是无法调整参数,也损失了噪声特征;MWF- η 同时保留了语音和噪声特征,但是只适用于低噪声情况;MWF-ITF也具有高噪声抑制性能,但是参数调整困难。

文献[10,11]介绍了一种基于盲源分离的噪声抑制方法,该方法最大的优点是不需传感器(麦克风)的先验知识,而且算法复杂度适中,并能同时抑制噪声和回响。

文献[12]针对助听器开放耳选配中的泄露和二次声通路问题,提出自适应噪声抑制方案,虽然上述两个问题对最终信噪比影响不大,但是在自适应噪声抑制方案中考虑到这两个问题,增强了算法的鲁棒性。

2.3 反馈消除

由扬声器与麦克风耦合或由于物体反射产生的回声,称为声学回声。由于回声影响,也会影响患者对声音的评估,从而影响理解度。因此,和噪声抑制一样,反馈消除也是语音增强的一个重要方法。

文献[13]提出新的去相关最小均方差算法去除输

入信号间的相关性,采用固定延迟来去除输入、输出间的互相关,达到反馈消除的目的。文献[14]采用正弦近端信号模型取代基于预测错误的自适应回波抵消中的线性预测模型,通过频率评估技术改善算法性能。文献[15]提出内点最小二乘法,采用时变的调整参数来代替递归最小二乘法的固定参数,该算法具有快速收敛性,能根据信噪比自适应调整参数,算法的鲁棒性高。文献[16]提出了一种利用加权自适应次梯度投影算法进行声反馈抑制的方案,将估计系统的先验知识以权重因子加入自适应次梯度投影算法中提高算法性能,相比传统的投影算法在收敛速度、稳定性和精度方面取得了显著的进展。

3 助听器发展趋势

从目前总的趋势发展看,助听器将继续充分发挥数字技术优势,除了进一步提高降噪、方向性、声反馈处理等主要技术外,根据不同设计思路,沿着微型化、互动化、智能化、跨行化方向高度发展是行业的主流之一^[17]。

① 微型化:微型助听器不仅是制造商的希望,更是广大助听器使用者的要求。助听器的设计有着严格的技术要求,首先必须足够小以便放入人体的耳内或耳后,其次运行功率必须超低,并且没有噪声或失真。

② 互动化:互动技术既是一个助听器硬件技术发展延伸的新领域,更是一个临床验配和评估的结合的全新概念,现代科学技术高度发展的结果之一便是将听力康复和助听器使用者有机结合起来,形成一个新的研发开发和用户使用平台,所以,研究二者之间既复杂且互动的关系应该是目前助听器发展的一个崭新思路。

③ 智能化:仿生助听器是第4代助听器,同全数字助听器相比集成了神经网络的人工智能软件系统。仿生学为助听器的设计拓展了新的方向,自然界动物独特的聆听能力给听力学家提供了无穷的灵感。智能化助听器已经开始受到广泛重视,但作为商品还远远没有成熟,不能满足广大特殊用户的需求。

④ 跨行化:跨行化是助听器技术发展进程中的一个重要拐点。助听器将从听残者的专用康复器械领域跨入听力正常人使用的交流工具中去。近年来,随着和其他交流工具的软、硬件技术(无线技术、互联网技术和手机功能等)嫁接的发展,演变出的助听产品已经和早先助残性质渐渐远离,更多地开始服务于优听功能,步入大众产品行业。

4 结束语

随着科技水平的不断提高,在人们越来越关注残疾人、关注生活品质的今天,助听器高新技术的开发运用使产品性能日臻完善。伴随着电子技术特别是微电子技术对助听器产品的运用和人们生活水平的日益提高,高技术数字式助听器以其能给听力障碍者带来自然、舒适、清晰的音质和充分体现以人为本的设计,将被越来越多的人群使用。助听器的科技进步,不仅是对听力有障碍的人的专用设备,将来通过数字助听器的硬件系统设计、软件系统设计的改进革新,会出现一次视听的革命,人们可以利用数字技术改善听说沟通的诸多难题。

参 考 文 献

- [1] 曹宏彦,曹国强.全数字助听器的基本原理与应用[J].电脑知识与技术,2007,4(24):137~138
- [2] 肖宪波,王宁宇,胡广书.数字助听器中若干主要算法的发展和现状[J].生物医学工程学杂志,2004,21(4):694~698
- [3] Chong K S, Gwee B H, Chang J S. A 16-channel low-power non-uniform spaced filter bank core for digital hearing aids[J]. IEEE Trans, on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2006, 53(9): 853~857
- [4] Lars S N, Jens S. Designing asynchronous circuits for low power: An IF IR filter bank for a digital hearing aid[J]. Proc IEEE, 1999, 87(2): 268~281
- [5] Li M, McAllister H G, Black N D. Wavelet-based nonlinear AGC method for hearing aid loudness compensation[J]. IEEE Proceedings of Vision, Image and Signal Processing, 2000, 147(6): 502~507
- [6] 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
- [7] Puder H. Acoustic noise control: An overview of several methods based on applications in hearing aids [C]// Communications, Computers and Signal Processing, PacRim 2009: 871~876
- [8] Daoud D, Kallel F, Ghorbel M. et al. A. Spatial filtering based speech enhancement for binaural hearing aid[C]// Systems, Signals and Devices, Djerba, 2009: 1~6
- [9] Bram Cornelis, Simon Doclo, Tim Van dan Bogaert, et al. Theoretical Analysis of binaural Multimicrophone Noise Reduction Techniques[J]. IEEE Transactions on Audio, Speech, And Language Processing, 2010, 18(2): 342~355
- [10] Lollmann, H, W, Vary, P. A blind speech enhancement algorithm for the suppression of late reverberation and noise[C]// Acoustics, Speech and Signal Processing. Taipei, china: [S. n], 2009: 3989~3992
- [11] Reindl, K, Yuanhang Zheng, Kellermann, W. Speech enhancement for binaural hearing aids based on blind source separation[C]// Communications, Control and Signal Processing (ISCCSP). Limassol, 2010: 1~6
- [12] Romain Serizel, Marc Moonen, Jan Wouters et al. Integrated Active Noise Control and Noise Reduction in Hearing Aids[J]. IEEE Transactions on Audio, Speech, And Language Processing, 2010, 18(6): 1137~1146
- [13] Hong Cao, Jia Liu, Weiwei Zhang. A combined de-correlation method for acoustic feedback cancellation in hearing aids[C]// Computer Science and Information Engineering. Los Angeles, 2009: 220~224
- [14] Ngo, Kim; van Waterschoot, Toon; Christensen, Mads Graebsboll; et al. Adaptive feedback cancellation in hearing aids using a sinusoidal near-end signal model[C]// Acoustics Speech and Signal Processing (ICASSP). Dallas, 2010: 181~184
- [15] Plate, Randall S., Wang, Yongchao, Luo, Zhi-Quan; et al. Adaptive feedback cancellation in hearing aids using the ipls algorithm[C]// Acoustics Speech and Signal Processing (ICASSP). Dallas, 2010: 177~180
- [16] Qingyun Wang, Li Zhao, Jie Qiao, et al. Acoustic feedback cancellation based on weighted adaptive projection subgradient method in hearing aids[J]. Signal Processing, 2010, 90(1): 69~79
- [17] 冯定香,范小利.助听器领域的最新技术及应用[J].中国听力语言康复科学杂志,2008,27(2):71~73

梁瑞宇(1979-),男,讲师,主要研究领域为通信与信号处理。

Survey of the Development of Digit Hearing Aid and its Algorithms

LIANG Rui-yu, XI Ji, ZHANG Xue-wu

(School of Computer & Information Engineering, Hohai University, Changzhou 213022, China)

Abstract: The paper introduced the development of digital hearing aid firstly, then analyzed and compared three kinds of signal processing algorithms applied in digital hearing aid: multi-channel frequency compensation, denoise and acoustic feedback cancellation. Finally, the future research prospect towards the development trend of hearing aids is given.

Key words: digital hearing aid; frequency compensation; denoise acoustic; feedback cancellation