

# 数字助听器中若干主要算法的发展和现状

肖宪波<sup>1</sup>综述 王宁宇<sup>2</sup> 胡广书<sup>1</sup>审校

1(清华大学 医学院 生物医学工程系, 北京 100084)

2(北京宣武医院 耳鼻喉科, 北京 100053)

**摘要** 首先简要介绍了数字助听器的概念, 随后分别针对数字助听器中信号处理的几个主要部分: 多通道频响补偿、噪声去除和反馈消除, 分析和比较了它们的常用算法。文章最后介绍了一些助听器信号处理的新思路。

**关键词** 数字助听器 信号处理 频响补偿 去噪 反馈消除

## The Progress of Algorithms Applied in Digital Hearing Aid

Xiao Xianbo<sup>1</sup> Wang Ningyu<sup>2</sup> Hu Guangshu<sup>1</sup>

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

2(Department of Otolaryngology, Beijing Xuanwu Hospital, Beijing 100053, China)

**Abstract** The paper introduced the structure of digital hearing aid in brief firstly, then analyzed and compared signal processing algorithms applied in digital hearing aid, serving respectively in multi-channel frequency compensation, noise reduction and acoustic feedback cancellation. Finally, several special signal processing techniques used in digital hearing aid were introduced.

**Key words** Digital hearing aid Signal processing Frequency compensation Noise reduction Feedback cancellation

### 1 引言

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。近十几年来步入数字时代后, 助听器的补偿性能和可控性都有了大幅提高, 其中数字助听器以其低噪声、低失真、节能、小型化、可调性强等特点, 成为听力损失患者的希望。

数字助听器硬件构成相对简单: 麦克风把声信号转换成电信号, 通过低通滤波后, 经 A/D 采样, 由数字信号处理芯片处理(频响补偿、自动增益控制、反馈抑制、减少背景噪声等), 再传送到扬声器(如图 1 所示)。与模拟助听器相比, 数字助听器更加灵活, 完全摆脱了固化的模拟电路对算法的桎梏, 可灵活调整和更新算法, 完成预定目标。自 96 年 Widex 公司生产出第一台可佩戴数字式助听器以来, 不仅 Gnsound、Oticon 等专业公司, 而且像西门子这样的

大型电子类企业, 也投入研制并推出了多款数字式助听器。目前数字助听器的主要困难在于功耗和体积都不足够小, 难以进入大功率和耳道式助听器市场, 此外, 也未能充分发挥数字式可方便地实现和修改各种复杂助听方案的优越性, 因此目前市场上的数字助听器的性价比并未占有绝对优势。

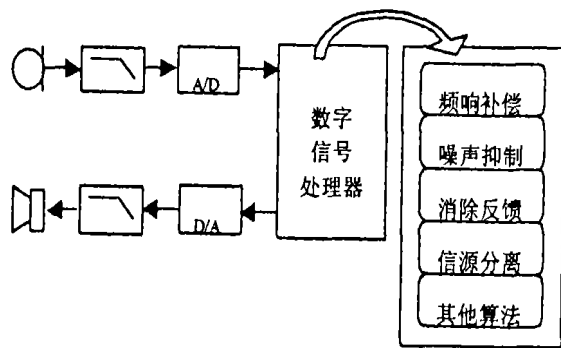


图 1 全数字助听器示意图

Fig 1 All digital hearing aid structure

## 2 数字助听器中的主要信号处理算法

算法是数字式助听器的核心内容。总的来说, 这些算法要达到的最终目的有两个:

- 听觉最舒适
- 最高的语言理解率

这两项目标常常不一致, 有时算法须在这两点中求得平衡。此外, 考虑到助听器的实用需求, 尽可能做到计算量小、存储量小、延迟小, 是对这些算法的共同要求。目前助听器中主要的应用算法包括以下 3 类。

### 2.1 多通道频响补偿 (Multi-channel frequency compensation)

为满足患者 ‘听到’ 声音的需求, 应将输入声强放大到患者听阈范围内(如图 2 所示)。基本上目前所有的可编程式和数字式助听器都采用了多通道频响补偿的方案。在去噪、反馈等算法中, 多通道处理也应用得很普遍, 如果与频响补偿采用同一分频方案, 则可有效节省计算量。

目前大多数的分频方案集中在等带宽的多通道滤波器分频上(当然也有少部分公司采用不等带宽的分频方案, 例如 Gnsound 公司)。早期考虑到功耗和体积的限制, 人们普遍寻求计算量小的滤波器设计方法。文献[1]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。这一算法被用于丹麦 Oticon 公司 DigiFocus 系列产品的专用芯片中<sup>[2]</sup>。文献[3]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。这些算法出现较早, 其特点都是为减少时延而简化计算, 但是各频段通带阻带性能差, 频段间衔接不连贯, 降低了输出语音质量。文献[4]应用响度补偿公式(Loudness compensation function, 其原理类似于 DSL[i/o] 增益公式)和频域抽样 FIR 滤波器设计方法, 从频域增益设计时域滤波器, 对输入信号滤波。虽然计算量较大, 但相对于传统时域分频方法, 该方法减小了语音变形, 对于提高语言识别率非常有益, 后来被广泛采用。文献[5]实现了基于小波变换的听力补偿算法, 大大减小了计算量。

尽管人们已知人耳听觉是基于对声音频率的敏感, 然而对听觉和听力损失的具体生理及听觉心理

都缺乏明确的解释, 因此目前通用的补偿算法在很大程度上仍然属于经验算法。这体现在市场上增益计算公式的多样性, 以及频响补偿通道数和带宽分布的多样性。如果听觉生理研究没有突破的进展, 补偿算法上也不太可能出现大的进步。

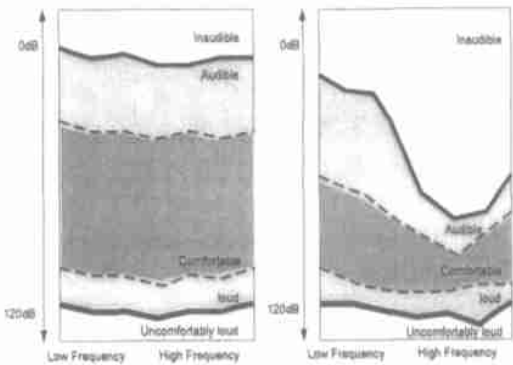


图 2 正常人(左图)和听力损失患者(右图)听闻对比  
Fig 2 Audition range of normal hearing person (left) and of hearing impaired person(right)

### 2.2 噪声去除 (Noise reduction)

研究表明, 噪声影响, 可使患者语言识别率大幅下降, 因此去噪应该是助听器的一个重要功能。助听器主要处理的噪声包括: 周期性噪声、脉冲噪声、宽带噪声、竞争语音、回声等<sup>[6]</sup>。只用一种方法就将它们很好的消除是不现实的, 因此设计去噪算法时都有其针对性。考虑到对耳聋患者, 不应降低语言识别率(Speech Intelligibility, SI), 所以人们只能希望通过去噪算法对于 SI 的促进, 能够最大程度的克服算法使语音变形所带来的负面影响。除去计算量、时延等实用性考虑, 至少应检验去噪算法:

- 对常见噪声的去噪效果
- 对输入语音的幅度和漂移不敏感
- 较低 SNR 时的去噪效果
- 对 SI 的影响

目前, 很多数字助听器产品中都带有相对独立的去噪部分, 从其思路看, 可以将大部分的算法归入以下三类:

#### (1) 基于对噪声的认识

最直接的去噪思路是将噪声从混合声中减去, 这需要对噪声的准确估计。人们普遍利用语音间歇的噪声来近似临近语音段中的噪声, 最常见的应用是配合短时谱估计的谱相减方法, 将噪声的幅频响

应从当前语音段的幅频响应中减去。这类方法思路直接、简便易行,效果也较好,近十几年来应用最为普遍,“几乎是去噪的标准算法”。对这类算法,语音检测(Voice activity detection)技术是关键,它的发展归功于在移动语音通信(如手机)中的应用。另外,文献[7]用 GSVD(广义奇异值分解)的方法实现了基于维纳滤波原理的去噪方案,计算相当简便。他还发现处理多通道信号时,GSVD 体现出较强的方向性,比常用的声束定向方法(Beamforming)更适用于不同程度回响的环境下。

## (2) 基于对语音的认识

通过模拟人体发声器官,人们建立了离散时域语音发生模型<sup>[6]</sup>,多数情况下,声道可用 AR 模型近似。人们也已观察到语音信号(特别是浊音)周期性的特点,以及基音频率及其谐波的存在等,因而也产生了不少基于语音特点的去噪方法。例如突出基音频率和其倍频上的波峰,抑制其他位置波峰的谐波增强法。基音频率的确定是这类方法的关键。文献[8]提出利用语音段功率谱随时间变化平缓的特点,用梳状滤波器挑选谐波频率确定基频。该方法优于倒谱(cepstral)法,但这两种方法在高频部分都不能很好的吻合谐波波峰,因此去噪效果不理想且会产生杂音。此外,也有人采用小波分频,缩放小卜系数去噪,适用于语音能量相对集中且信噪比较大的情况,但是语音信号损失较多。

以上去噪方法为单麦克系统常见方法,虽然计算简单、数据存储量小,但去噪效果不理想,语音变形较大。

## (3) 基于空间信号分解

大多数情况下噪声源和语音源的空间位置不同,而多麦克风系统可提供丰富的空间位置信息,这成为分离和提取多路信号的有力武器。目前多数的多 MIC 方法,都假设向患者正面而来的信号为患者感兴趣的信号。据此,Griffiths 和 Jim 实现了自适应声束定向。人们在此基础上对自适应滤波器设计和多路信号混合方式不断改进,在环境噪声较大的对话情况下取得了较好的效果。

多麦克风方案的优点在于它:

- 丰富了输入语音数据,为信号处理提供更宽广的余地。

的非频率特性的盲信号分解,2 维、3 维的声源定位,可增强未知方位的声音信号。

- 可有效的处理复杂语音环境,例如低 SNR,有回响,有竞争语音情况。

- 可为不同环境和患者的不同需要,提供不同方案,也增强了助听器的可操作性。

然而多麦克风方案的有效性对麦克风之间的间隔有一定的要求,计算量也比单麦克风大,因此目前商品化的多麦克风助听器一般配备两个麦克风,一个全向性,一个方向性。

多麦克方法尚有巨大的潜力,因此在未来的几年内应该还是研究的热点。此外,噪声去除过程中清音质量下降很大,对清音的识别不清是造成助听器佩戴者语言识别率低的重要因素,因此研究适合清音的去噪方法也很急需。语音处理技术已经有相当长的发展时间,与之相结合,可减小助听器的开发消耗,开辟思路。已有学者尝试将语音识别和语音合成技术应用到助听器中,如能成功,可望达到最理想的去噪效果。总观去噪算法的发展方向,不外乎从两个方面着手:一是加深语音、噪音本身性质的研究,寻找更加合理高效的特征;另一方面则是寻找工程的方法,寻找数学的方法,寻找新的算法应用到助听器去噪中来。随着处理芯片体积不断缩小和功耗不断降低,算法选择范围也越来越宽,以前一些效果较好而功耗过大不能应用的算法也可以实际使用了。

## 2.3 反馈消除 (Feedback cancellation)

助听器扬声器发出的声音泄漏给麦克风(泄漏可能和助听器与耳道的缝隙、助听器上的穿孔、助听器机械结构的振动传导有关),可导致输出信号发生高强度的振荡(即“啸叫”)使得使用者不得不降低增益。通常反馈通路对低频声的衰减要大于助听器对其增益,不易产生振荡,因此振荡主要发生在高频段。

### (1) 移相法

考虑到振荡产生的两个条件:开环增益不小于 1,相位延迟为 360 度的倍数,文献[9]提出最好能将相位延迟控制在 180 度附近,这样可保持稳定的负反馈系统,这一方法配合其他频谱幅度削减算法,可大大提高其性能。

### (2) 陷波法

增益和相位差都是造成振荡的条件,但是在助

听器中, 由于计算中的延迟, 造成反馈信号相位随频率变化很大, 可认为相位作为频率的函数必在某些频率处为 360 度的倍数。这样, 对稳定性的要求就转变为严格要求开环增益小于 1。因此人们考虑从增益入手, 利用陷波滤波器<sup>[10]</sup> (notch filter), 对超出幅度阈值的波峰进行滤波。严格来说, 这一方法并非消除反馈, 而是抑制反馈, 其优势在于原理简单, 实现较易。为避免高能量低频信号干扰, 通常将陷波频段中心频率限定在 1 500 Hz 以上, 根据最大谱峰位置不断调整。实验证明一个 12 阶自适应陷波滤波器, 可将最大稳定增益提高 3 ~ 4 dB, 手动调节模拟陷波滤波器, 可将增益提高 10 ~ 12 dB, 但是长时间下算法效果得不到保证。频段窄了, 不能及时追踪反馈回路的变化, 太宽了则破坏语音谱结构。陷波滤波器本身的相位也可能造成某处频率发生振荡。

(3) 自适应控制法

另一种思路是自适应反馈消除方法, 是目前最流行的算法, 以 FIR 滤波器  $W$ , 来估计声反馈通路  $H$  和反馈声, 并将反馈声从输入声中减去。在实现这一思路时, 不同的反馈声估计方法和不同的滤波器系数自适应更新方法, 形成了不同的算法。文献 [11] 分析表明采用宽带噪声作为测试声, 周期性的改变 FIR 滤波器的系数, 又或在某些观测到即将发生振荡的时刻改变  $W$  中 FIR 滤波器的系数的非连续更新算法, 有插入测试噪声时间短, 介入信号处理通路次数少, 不会影响特殊信号(如警报)的收听等优点, 但是对反馈系统的变化反应不及时, 周期性的发出测试噪声也会给听者带来不小的困扰。文献 [11] 据此对非连续更新算法作了改进, 使其只在输入声强较低的情况下更新  $W$  系数, 这时输入音主要是单个人的语音, 效果略有增强。事实上测试环境和测试声对反馈抑制算法影响很大(例如输入声强较高时, 算法性能普遍下降), 对反馈抑制的效果不是简单的从最大增益的提高就能做出判断。

3 一些其他算法的应用

对于高频听力完全丧失的深重度听力损失患者, 声强放大效果不明显, 因此有学者提出移频算法和频率压缩算法, 即将整个语音谱压缩到低频部分或将高频单纯转移到低频, 以充分利用患者的低频剩余听力, 文献 [12 ~ 14] 等都进行了这方面的研究,

他们的实验结果证明, 这一算法能够大大改善重度听力损失患者的语言识别率, 然而对轻、中度患者收效甚微, 目前这一算法还有很多问题尚待解决。

除了听力动态范围缩小, 患耳对频率的分辨力降低也是一大问题, Gnsound 公司采用增大频谱中波峰波谷的落差的方法, 然而效果并不明确。

另外, 为了更好的提高语言分辨能力, 目前也出现了一种改变音素时间长度的算法, 即将较不易辨识的辅音的时间加长, 而相对地缩短较易辨识的元音的时间。这样的系统在电子耳蜗中使用得相当成功, 目前也考虑使用到数字助听器中来。

4 总 结

助听器的小型化一直是助听器的主要发展目标, 到 20 世纪 90 年代末完全耳道式助听器出现后, 这一努力算是告一段落, 研制的重点开始转向助听效果的优越和操作的便利性。表现在各产品将卖点转向数字式、通道数、独立去噪功能和多助听方案选择, 助听器的算法也得到人们更多的重视。

数字助听器中使用的算法大多数是语音信号处理算法。与一般语音算法相区别的是, 助听器算法须以不破坏语音结构、不降低 SI 为前提。另外考虑到算法实时性和计算量的限制, 算法设计成为了寻找性能和复杂度之间的平衡点的过程, 这个平衡点的优化取决于硬件的不断进步和新算法的出现。目前, 人们对于听觉和听力损失的生理机制还不能提出肯定和精确的解释, 这成为阻碍助听器发展的一个主要问题, 如果解决了这个问题, 助听器的性能将前进一大步。因此有专家预言, 未来几年算法发展的重点可能集中在算法和生理基础的结合上, 以及新算法的出现和应用上。应该说, 今天的数字助听器发展还处于早期, 其性能与患者需求还有一定差距, 其需求和市场还很广大。不仅是听力有障碍的人, 听力正常的人在某些场合下也要借助助听器。例如在噪声大的工作环境(如车间, 工地)。在会场、课堂等语音质量差的地方使用助听器也可提高收听效果, 增强注意力, 这些问题都有待我们的努力。

参 考 文 献

1 Thomas L., Johan H. A digital filterbank hearing aid — design, implementation and evaluation. ICASSP, 1991; 5  
©1994-2018 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net 3661

2 Lars SN, Jens S. Designing asynchronous circuits for low power: an IFIR filter bank for a digital hearing aid. Proceedings of the IEEE, 1999; 87(2) 268

3 McAllister HG, Black ND, Waterman N, Li M. Audiogram matching using frequency sampling filters. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE, 1994; 1 249

4 Asano F, Suzuki Y, Sone T, *et al.* A digital hearing aid that compensates loudness for sensorineural impaired listeners. Acoustics, Speech, and Signal Processing, ICASSP, 1991; 5 3625

5 Li M, McAllister HG, Black ND, *et al.* Vision, image and signal processing. IEE Proceedings, 2000; 147(6) 502

6 Yang XJ, Chi HS. Digital speech signal processing. Beijing. Publishing House of Electronics Industry. 1998 386-388[ 杨行峻 迟惠生. 语音信号数字处理. 北京: 电子工业出版社, 1998 386-388]

7 Simon D, Marc M. SVD-based optimal filtering with applications to noise reduction in speech signals. Proc. IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics, New Paltz, New York, 1999 17-20

8 Yanagisawa K, Tanaka Y, Yamaura I. Applying comb filter to noise reduction of hearing aid. Systems, Man, and Cybernetics, 1999. IEEE SMC '99 Conference Proceedings, 1996; 6 352

9 Wang RT, Harjani R. Suppression of acoustic oscillations in hearing aids using minimum phase techniques. Circuits and Systems, ISCAS '93, 1993; 818

10 Dillon H. Hearing aids. Sydney, Australia: Boomerang Press, 2001 198-200

11 Maxwell JA, Zurek PM. Reducing acoustic feedback in hearing aids. Speech and Audio Processing, IEEE Transactions on , 1995; 3(4) 304

12 Miles PP, Charlotte MR, Louls DB. Intelligibility of frequency-lowered speech produced by a channel vocoder. Journal of Rehabilitation Research and Development, 1993; 30 (1) 26

13 Hugh J M, Voula P D, Michelle R D, *et al.* Improvements in speech perception with use of the AVR transonic rrequency-transposing. Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 1999; 142 1323

14 Shinichi S, Katsuhiko G, Makoto T, *et al.* Frequency compression hearing aid for severe-to-profound hearing impairments. Auris Nasus Larynx, 2000; 27(4) 32

( 收稿: 2002-10-08 修回: 2003-04-11)