

## 一种数字助听器多通道响度补偿方法

王青云<sup>①③</sup> 赵力<sup>①</sup> 赵立业<sup>②</sup> 邹采荣<sup>①</sup>

<sup>①</sup>(东南大学信息科学与工程学院 南京 210096)

<sup>②</sup>(东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

<sup>③</sup>(南京工程学院通信工程学院 南京 211167)

**摘要:** 该文提出了一种数字助听器非等宽多通道响度补偿方法。该方法研究了完美重构滤波器组分析与综合滤波器的设计方法,并根据人耳对频率的灵敏度特征及对声强的感知特性实现了符合人耳听觉特征的非等宽多通道响度补偿方案。针对典型老年性耳聋患者的实验与仿真结果表明,算法有效补偿了患者缺失的语音高频能量,显著提高了患者的言语辨识度,降低了患者的言语察觉阈。

**关键词:** 语音信号处理; 响度补偿; 完美重构子带滤波器组; 人耳听觉特征

中图分类号: TN912.3

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2009)04-0832-04

## A Multichannel Loudness Compensation Method for Digital Hearing Aids

Wang Qing-yun<sup>①③</sup> Zhao Li<sup>①</sup> Zhao Li-ye<sup>②</sup> Zou Cai-rong<sup>①</sup>

<sup>①</sup>(School of Information Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

<sup>②</sup>(School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

<sup>③</sup>(School of Communication Engineering, Institute of Nanjing Technology, Nanjing 211167, China)

**Abstract:** A new multichannel loudness compensation method is proposed in this paper. According to the method, analysis and reconstruction sub-band filters for near perfect reconstruction oversampled filter bank are designed, then nonuniform multichannel loudness compensation based on human auditory, the sensitive feature of frequency and sound pressure level is implemented. Simulations and experiments for the typical senile patient demonstrate that the loss energy of the high frequency sound is well compensated, the intelligibility of patient is improved, and the speech detection threshold is decreased notably.

**Key words:** Speech signal processing; Loudness compensation; Near perfect reconstruction filter bank; Human auditory

### 1 引言

随着 DSP 技术和现代语音信号处理技术的发展,数字助听器语音处理算法的研究越来越受到人们的重视。先进的全数字 DSP 助听器可以根据不同患者的听力残缺情况,进行个性化的设计,以使患者达到最舒适的使用状态<sup>[1]</sup>。数字助听器语音处理算法的核心功能包括响度补偿、回声消除、噪声抑制、语音增强等<sup>[2]</sup>,其最终目的是增强患者对语音的懂度。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<sup>[3]</sup>,但大多数的响度补偿方案集中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。这一算法被用于丹麦 Oticon 公司的 DigiFocus 系列产品的专用芯片中<sup>[4]</sup>。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<sup>[5]</sup>。

由于人耳对声音频率高低的感受与实际频率的高低不呈线性关系,而近似为对数关系,故等宽频率间隔的响度补偿方案并不满足人耳的听觉特性。本文提出了一种在 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。与前面介绍的方法相比,该方法在不增加计算量的前提下,提高了补偿后的语音质量和自然度。实验与仿真结果证明,算法显著地提高了听损患者的语音辨识度。

### 2 数字助听器非等宽分析与综合滤波器组设计

人耳对不同频段的感知能力是不同的。经过研究,可根据人耳的感知特性,将 20Hz~16000Hz 范围内的频率分

2007-09-11 收到, 2009-01-20 改回

国家自然科学基金(60872073)和江苏省自然科学基金(BK2008291)资助课题

成 24 个临界带(Bark), 近似认为人耳对每个临界带的感知特性是相同的<sup>[6]</sup>。根据人耳听觉特性, 可以根据公式  $i =$

$$\frac{26.81\hat{f}_i}{1960 + \hat{f}_i} - 0.53, i = 1, 2, 3, \dots$$

求得各临界带边界  $\hat{f}_i$ , 并进一步得到 24 个语音信号的临界频带划分<sup>[7]</sup>。在 Bark 域分割多通道响度补偿滤波器组符合人耳的听觉特征, 可以用最少的数据处理量实现最大的听觉敏感程度<sup>[8]</sup>。在设计滤波器组时, 考虑到人耳对 800Hz 到 5kHz 的声音频率最敏感, 对小于 800Hz 和大于 5kHz 的信号不太敏感, 而 800Hz 到 5kHz 这个频段又是语音频段, 因此滤波器组在该频域内进行细分, 而在低频和高频进行粗分<sup>[8]</sup>。在 Bark 域根据人耳听觉特征将 0~8kHz 的频率范围划分为 8 个频段, 如表 1 所示。

### 2.1 数字助听器八通道响度补偿模型

图 1 为数字助听器八通道响度补偿模型, 由麦克风接收的信号经过 A/D 采样, 送入响度补偿模块。在八通道响度补偿方案中, 输入信号  $x(n)$  首先经过分析滤波器组  $H_0(z), H_1(z), \dots, H_7(z)$  分解成带通信号并下采样, 抽取因子为  $S_0, S_1, \dots, S_7$ , 然后在不同的通道内实现响度补偿, 补偿后的信号升采样并经综合滤波器组  $G_0(z), G_1(z), \dots, G_7(z)$  综合,  $y(n)$  为最后综合得到的重建信号。

由于滤波器组中的各滤波器带宽不同, 为防止混叠应设计不同的抽样率<sup>[9,10]</sup>。根据带通抽样理论, 要求未经抽样的子带信号的带宽必须严格满足:

$$b_l < \frac{1}{s_l} f_h, l = 0, \dots, 7 \quad (1)$$

其中  $b_l$  为子带信号带宽,  $s_l$  为抽取因子,  $f_h$  为信号最高频率, 这样的条件可以防止带内混叠出现。

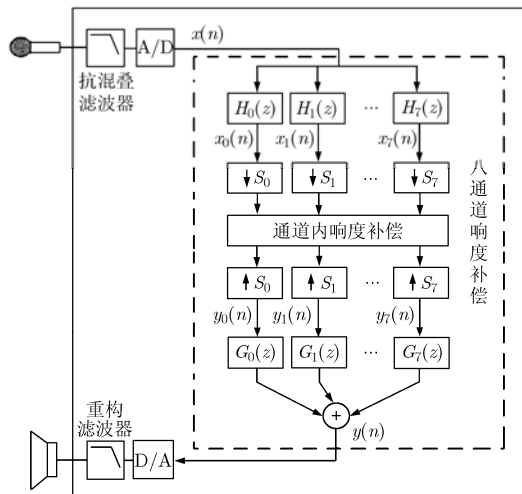


图 1 数字助听器八通道响度补偿模型

### 2.2 完美重构分析与综合滤波器组实现

对于满足线性相位的滤波器组, 可以选定重构滤波器与相对应的分解滤波器相同, 即  $g_l(n) = h_l(n), l = 0, \dots, 7$ 。若要求滤波器组输出信号  $y(n)$  可以完美重构输入信号  $x(n)$ , 必须满足相邻频带之间无混叠并且滤波器组在整个频带范围内频率响应平坦<sup>[11]</sup>。

对于满足这些要求的滤波器组, 可以得到重构信号如下:

$$y(n) = \sum_{l=0}^7 \frac{1}{s_l} g_l(n) * h_l(n) * x(n) \quad (2)$$

由式(2), 整个分析和综合滤波器组的脉冲响应公式为

$$t(k) = \sum_{l=0}^7 \frac{1}{s_l} (h_l(k) * g_l(k)) \quad (3)$$

假定滤波器长度为  $N$ , 写成向量形式:

$$t_l = \begin{bmatrix} t_l(0) \\ t_l(1) \\ t_l(2) \\ \vdots \\ t_l(2N-1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_l(0) & 0 & \dots & 0 \\ h_l(1) & h_l(0) & \dots & 0 \\ h_l(2) & h_l(1) & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & h_l(N-1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} g_l(0) \\ g_l(1) \\ g_l(2) \\ \vdots \\ g_l(N-1) \end{bmatrix} = \mathbf{H}_l \cdot \mathbf{g}_l \quad (4)$$

$$t = \sum_{l=0}^7 \frac{1}{s_l} t_l \quad (5)$$

各通道的线性相位分析滤波器  $h_l(k)$  的阻带能量可以通过计算覆盖其阻带的频率点  $\{\omega_0, \omega_1, \dots, \omega_N\}$  得到<sup>[12]</sup>。通过  $\{\omega_0, \omega_1, \dots, \omega_N\}$  计算阻带能量如下:

$$\xi_l = \left\| \begin{bmatrix} 1 & \cos(\omega_0 \cdot 1) & \dots & \cos(\omega_0 \cdot (l_p - 1)) \\ 1 & \cos(\omega_1 \cdot 1) & \dots & \cos(\omega_1 \cdot (l_p - 1)) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & \cos(\omega_N \cdot 1) & \dots & \cos(\omega_N \cdot (l_p - 1)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_l(0) \\ h_l(1) \\ \vdots \\ h_l(l_p - 1) \end{bmatrix} \right\|^2 = \|\mathbf{P}_l \cdot \mathbf{h}_l\|^2 \quad (6)$$

这样对于完美重构滤波器组的分析滤波器的设计, 应在满足上述条件的约束下使阻带能量最小化。根据以上分析设计八通道滤波器组, 选择滤波器长度  $N = 77$ , 可以得到八通道分析滤波器组的频响特性如图 2 所示。可以证明, 设计得到的滤波器组各子带都实现了线性相位, 并具有统一的群延迟, 合成语音信号不存在畸变。

### 3 多通道响度补偿设计

人耳的灵敏度随声音频率的变化而变化, 同样声强的两个音, 由于频率不同, 引起人耳的感觉不同。除频率之外, 人耳所能感知和承受的声压也有一定的范围, 可以使用听

表 1 响度补偿滤波器组频带划分

频带数	0	1	2	3	4	5	6	7
频率范围(Hz)	0~630	630~1080	1080~1480	1480~2000	2000~2700	2700~3700	3700~5300	5300~8000

阈、痛阈和听觉区来进行描述。听阈是指人耳可以感知的声压最小值；痛阈是指引起人耳痛觉的声压阈值；听阈和痛阈之间的范围即为听觉区。人耳对声强的感知特性如图 3 所示。

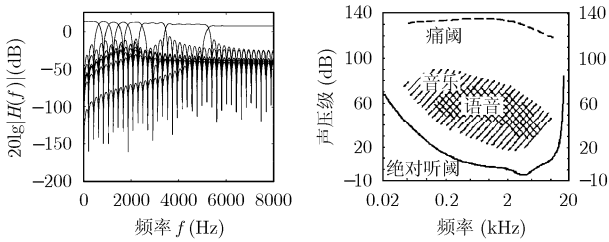


图 2 八通道分析滤波器组频响特性 图 3 人耳对声强的感知特性

听损患者对声音的敏感程度比正常人降低，而且，不同的听损患者在不同频段听力下降的情况不同。目前常用纯音听力检查来测试听损者对不同频段声音的听阈。纯音听力测试是由仪器产生频率范围为 125Hz~8000Hz 的纯音，以一组听力正常青年受试者平均听阈的声压级为基准，将之规定为 0dBHL，测出的纯音听阈以 dB(HL) 为单位。听损患者的听力损失程度由各频段听阈的平均值确定，一般 26~40dB 为轻度听损，41~55dB 为中度听损，56~70dB 为中重度听损，71~90dB 为重度听损，90dB 以上为极重度听损。不同的患者纯音听力测试曲线不同，其中老年性耳聋患者的特点是高频缺失比低频缺失严重。因此助听器对听损患者的响度补偿应对不同频段的信号根据患者的纯音听力测试结果设计不同的增益，以达到个性化补偿的目的。

对于听损患者的响度补偿，不仅要考虑患者对不同频率信号的听力敏感程度，还要考虑其所能承受的信号强度，并根据信号的声强进行增益调节。响度补偿应保证在弱信号的时候使患者能够清楚地听到，且在强信号的时候保护患者不受伤害。在数字助听器中该功能可以使用自动增益控制 (AGC) 硬件电路或软件编程实现，对经过响度补偿的声音信号根据图 4 进行修正<sup>[9]</sup>。从图 4 可以看出，正常人的听觉动态范围被完全映射到患者的动态范围上。图中横坐标 SPL<sub>in</sub> 表示输入声压级，纵坐标 SPL<sub>out</sub> 表示输出声压级；THR<sub>n</sub>, MCL<sub>n</sub>, UCL<sub>n</sub> 和 DR<sub>n</sub> 表示正常人耳的听阈、最适级、痛阈和听觉动态范围；THR<sub>u</sub>, MCL<sub>u</sub>, UCL<sub>u</sub> 和 DR<sub>u</sub> 表示听损患者的听阈、最适级、痛阈和听觉动态范围。以上参数的具体数值可根据患者的具体情况确定。

#### 4 实验与仿真

根据老年性耳聋患者的典型听力测试曲线，使用以上算法进行了助听器八通道响度补偿实验与仿真。首先通过实验模拟老年性耳聋患者听损情况，产生衰减的语音信号，将该衰减语音信号通过设计的八通道响度补偿单元，得到补偿后的语音信号，对补偿后的语音信号跟原始语音信号进行比较。实验语音为实验室录制语音库中的内容，采样率 16k，采样精度 8bit。实验结果为 20 次不同语音片段输入的平均

结果，图 5 显示了在响度补偿前、后的能量谱图。

从图 5 中可以看出，患者由于听力损失，听到的语音信号能量衰减，可懂度降低。特别是高频信号能量损失严重。信号能量随频率快速下降，经过八通道响度补偿，重构的信号谱基本接近原始信号谱，高频能量得到正确补偿。经过试听，语音信号声强与原始语音信号一致，高低音丰满，音质清晰。

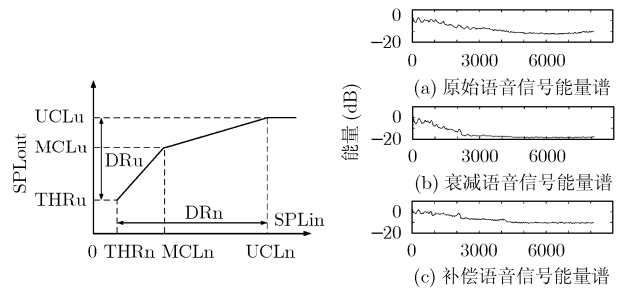


图 4 响度补偿增益曲线

图 5 响度补偿前后语音信号频域能量谱图

临床实验对比了典型的老年性耳聋患者在响度补偿前后的言语辨识率和言语察觉阈。语音信号来自一个 600 句的语音库，语句随机播放，语句内容不重复。每个声压级患者测听 50 句正常语音和 50 句经过多频段响度补偿的重构语音信号。实验要求患者重复所听到的内容，完全正确时认为该患者已辨识该语句。补偿前后辨识率比较如表 2 所示。实验表明，经过响度补偿之后，患者对各声压级的语音信号言语辨识率显著提高。

言语察觉阈 (Speech Detection Threshold, SDT) 指患者能够感知言语但不一定能辨识内容的声压级阈值。图 6 显示了患者在响度补偿前后的言语察觉阈变化情况。从图中可以看出，经过响度补偿后，患者的 SDT 明显下降。

以上实验表明，经过响度补偿之后，患者的听阈降低，能够听到声压级较低的语音信号。在声压级提高的实验情况下，患者对语音的辨识率比没有进行响度补偿时显著提高。

表 2 补偿前后患者言语辨识率比较

声压级 (dB)	正常语音信号 辨识句数	正常语音信号 辨识率 (%)	补偿语音信号 辨识句数	补偿语音信号 辨识率 (%)
10	0	0	0	0
20	0	0	2	4
30	0	0	8	16
40	4	8	16	32
50	17	35	26	52
60	28	56	38	76
70	33	66	42	84
80	35	70	48	96

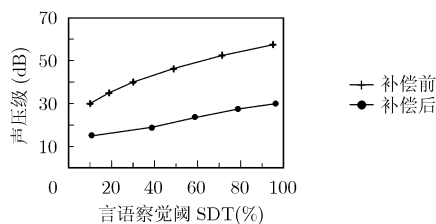


图6 补偿前后言语察觉阈比较

文中提出的助听器多通道响度补偿算法效果良好,能够有效的帮助患者提高听力。

## 5 结束语

本文提出一种根据人耳听觉特征进行数字助听器非等宽多通道响度补偿的方法,实验表明该方法可以有效地补充听损患者不同频带内的语音能量损失,提高患者的语言辨识度,降低患者的言语察觉阈。本文提出的算法对于基于DSP的全数字助听器的设计与实现具有较高的参考价值。

## 参考文献

- [1] Schneider T and Brennan R L. A multichannel compression strategy for a digital hearing aid [C]. 1997 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP-97), Munich, Germany, 1997: 411-415.
- [2] 应俊. 基于 DSP 数字助听器关键技术的研究[D]. [硕士论文], 北京: 军医进修学院, 2006.  
Ying Jun. Research of key technology in digital hearing aids based on DSP. [Master dissertation], Beijing: PLA Postgraduate Medical School, 2006.
- [3] Chong K S, Gwee B H, and Chang J S. A 16-channel low-power nonuniform 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 and 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, and Black N D. Wavelet-based nonlinear AGC method for hearing aid loudness compensation [J]. *IEE Proceedings of Vision, Image and Signal Processing*, 2000, 147(6): 502-507.
- [6] 陶智, 赵鹤鸣, 龚呈卉. 基于听觉掩蔽效应和 Bark 子波变换的语音增强[J]. *声学学报*, 2005, 30(4): 367-372.
- [7] 赵力. 语音信号处理[M]. 北京机械工业出版社, 2005: 14-20.
- [8] 乔杰. 利用人耳听觉特性的子带双声道回波抵消[J]. *应用科学学报*, 2007, 25(4): 331-336.
- [9] Sun Y R and Signell S. Algorithms for nonuniform bandpass sampling in radio receiver[C]. Proceedings of the 2003 International Symposium on Circuits and Systems, 2003 (ISCAS 2003), Bangkok, Thailand, May 2003 1: I-1-I-4.
- [10] Harteneck M, Weiss S, and Stewart R W. Design of near perfect reconstruction oversampled filter banks for subband adaptive [J]. *IEEE Trans. on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, 1999, 46(8): 1081-1085.
- [11] Kuo Yu-ting, Lin Tay-jyi, Chang Wei-han, Li Yueh-tai, Liu Chih-wei, and Young Shuenn-tsong. Complexity-effective auditory compensation for digital hearing [C]. IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008 (ISCAS 2008), Seattle, USA, May 2008, 5: 1472-1475.
- [12] Weiss S, Lampe L, and Wtewart R W. Efficient implementations of complex and real valued filter Banks for comparative subband processing with an application to adaptive filtering. Proceedings of International Symposium on Communication Systems & Digital Signal Processing, 1998, Sheffield, U K, Apr. 1998, 1: 32-35.

王青云: 女, 1972年生, 副教授, 博士, 研究方向为语音信号处理。

赵力: 男, 1958年生, 教授, 博士生导师, 研究方向为语音信号处理。

赵立业: 男, 1975年生, 讲师, 博士, 研究方向为信号处理。

邹采荣: 男, 1963年生, 教授, 博士生导师, 研究方向为信号处理。