

# 数字助听器中多通道响度补偿方法的研究

张宝琳 张玲华

(南京邮电大学通信与信息工程学院, 江苏 南京 210003)

**摘 要:** 目前数字助听器中的多通道响度补偿方法, 通常是对严重衰减的部分进行高增益, 这不但对听损患者的言语辨识没有作用, 反而会产生负面影响。为了减轻响度补偿时产生的负面影响, 提高高频严重损失的听损患者的听辨率, 本文将压缩移频技术用于多通道响度补偿。首先对语音信号高频部分按比例压缩并搬移到目标频段, 然后进行非等宽划分, 再在各频段进行响度补偿和增益控制, 最后对响度补偿后的信号进行重构。该方法使得补偿后语音的响度完全映射到听者的听觉范围内, 高频严重损失的听损患者对清辅音的听辨率比传统方法提高了近 30%。实验结果表明, 该方法有效提高听力患者的听力水平及言语辨识率, 特别对高频分量明显的清辅音的辨识率有较大的提高, 具有较高的实际应用价值。

**关键词:** 响度补偿; 压缩移频; 正交镜像滤波器组; 增益控制

**中图分类号:** TN911 **文献标识码:** A **文章编号:** 1003-0530(2013)05-0656-06

## Research on Multi-channel Loudness Compensation in Digital Hearing Aids

ZHANG Bao-lin ZHANG Ling-hua

(School of Telecommunication and Information Engineering, Nanjing University  
of Posts and Telecommunications, Nanjing 210003, China)

**Abstract:** At the present, most of digital hearing aids use the technology of multi-channel compensation. But high compensation will reduce hearing comfort, even lead to negative influence when attenuation is serious. In order to improve the listening identification of hearing-impaired listeners whose listening ability severely lost in high frequency, frequency compression and shift techniques are used for multi-channel loudness compensation. Firstly, high frequency of voice signal is compressed and shifted to the target frequency band. Then, the signal is divided into four unequal size bands via Quadrature Mirror Filter Bank. According to different hearing-impaired listeners, the identity of the signal on each band is compensated and controlled. At last, the processed signal is reconstruct using perfect reconstruction filter banks. After loudness compensation, the identity of the signal is enhanced obviously and restricted within earshot of the hearing-impaired listeners. The result of the actual test of Ling'6 tone shows that the recognition rate of the voiceless increases 30 percents than traditional method. The experiment and simulation indicate that the new method has high practical value and improves hearing level and identification of hearing-impaired listeners, especially for voice with abundant high frequency.

**Key words:** loudness compensation; frequency compression and shift; Quadrature Mirror Filter Bank; gain control

### 1 引言

响度补偿是数字助听器中的关键技术之一,

也是核心任务之一。目前数字助听器响度补偿一般都是基于全频带非等带宽划分的方法, 然后在各频带进行非等强度的响度补偿, 对衰减小的频

收稿日期: 2012-06-29; 修回日期: 2013-03-08

基金项目: 江苏高校优势学科建设工程资助项目(PAPD)

带进行小幅度增益,对衰减较大的频带进行较大增益[1,2],文献[3]对其做了进一步的改进,也有研究人员仅对衰减较大的高频部分进行增益[4]。虽然不同病人的听损情况各不相同,但是他们都具有在低频的听力损失较小,高频的听力损失较大这个特点。然而有医学研究表明,若听力损失超过60dB,这时对高频进行高增益不但达不到响度补偿的目的反而会对语言的理解产生负作用[5,6]。同时该研究表明,人的大脑对频率的觉察不是依赖绝对频率,而是相对比率。按比例压缩可以保持语音中各语素之间的相应频谱位置关系[7]。基于这两方面的原因,本文将压缩移频[8]的技术应用于响度补偿,首先将听损患者听不到的高频部分,按比例压缩后移频到其残余听力的动态范围之内。通过压缩移频再进行响度补偿可以有效改进听损患者的听力水平和言语辨识度,特别对女声、童声这些高频分量丰富的语音有更好的效果,在增强患者听力水平的同时有效的提高了其言语辨识度。实验结果表明,该方法取得了较好的效果。

## 2 多通道响度补偿方法及流程

### 2.1 多频段非等带宽响度补偿原理

当声音的强弱小到人的耳朵刚刚可以听见时,称为“听阈”。如果加大声音的强度,使它大到人的耳朵感到疼痛,这个阈值称为“痛阈”。人耳对不同频率上声音的强度的感觉是不同的。以不同频率对正常人和听损患者进行声压级不同的声强测量可以分别得到正常人和病人的“听阈-频率”曲线图。听损患者的“听阈-频率”曲线跟正常人的不同,他们对声强的敏感度要比正常人低,因此听损患者的听阈比正常人高,痛阈却比正常人低,所以他们的听觉范围比常人的要小。听损患者的听力测试图是通过对患者进行纯音测试得到的,专业机构是通过测试500Hz、1000Hz、2000Hz三个频率点的听阈值然后求其平均值来确定患者的听损程度。图1为一个听损患者的听力测试图。

如图1所示,实线和虚线分别表示在不同频段上听损患者的听阈值和痛阈值。从图1中可以看出,听损患者在不同的频段上的听损情况是不相同的。但他们却有一个共同特点:在高频区听力损失越

严重。总体看来,听损患者在低频区的听阈值较小,高频区的听阈值较大,在高频区患者的听力范围变得很小。因为同一个患者在不同的频率上的听损程度不同,所以不能简单的采用单通道的响度补偿方式。

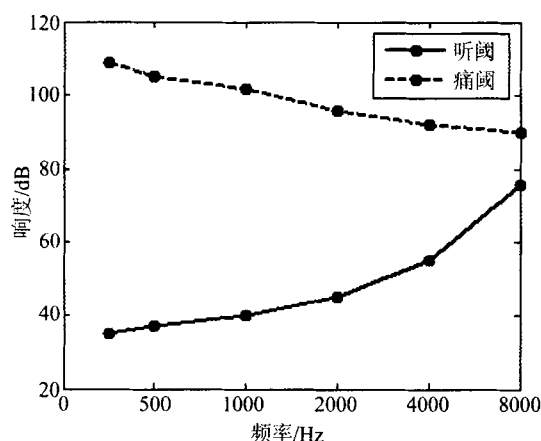


图1 听损患者的听力检查曲线

Fig. 1 hearing test curve of hearing-impaired patient

图2为增益控制曲线,图中横坐标表示输入的声压级,纵坐标表示输出的声压级。THR<sub>n</sub>、THR<sub>u</sub>分别表示正常人、患者的听阈值。UCL<sub>n</sub>、UCL<sub>u</sub>分别表示正常人、患者的痛阈值,MCL<sub>n</sub>、MCL<sub>u</sub>分别表示正常人、患者的最适阈值。这些参数在不同频段上的值各不相同,可以根据具体患者的听力检查曲线(图1)来确定。从图2可以看出:经过增益控制后,正常人的听力范围被完全映射到患者的听力范围上。

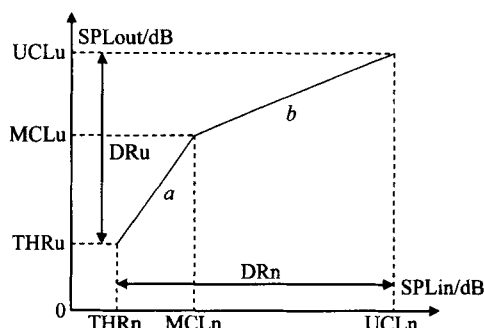


图2 增益控制曲线

Fig. 2 gain control curve

### 2.2 压缩移频

压缩移频就是将某段的频域信息按比例压缩后搬移到另一频段上。因为语音有特殊的性质,语素之间有着相对的关系,按比例压缩可以保持语音中语素之间的相应关系。按比例压缩并移频到听损患者残余的有较好听力范围的频段,这可使患者更好的听到

语音的高频部分,有助于提高患者的言语辨识度。

首先选定要搬移的频段和目标频段,然后根据听损患者的实际情况计算高频部分的信号的压缩比[9],设压缩比为 $\gamma$ 则:

$$\gamma = \frac{f_{o\max} - f_{o\min}}{f_{g\max} - f_{g\min}} \quad (1)$$

其中, $f_{o\max}$ 和 $f_{o\min}$ 分别为原频段的最高频率和最低频率, $f_{g\max}$ 和 $f_{g\min}$ 分别为目标频段的最高频率和最低频率。压缩后信号频谱表达式为

$$\begin{cases} X'(f) = 0, & f < f_{g\min} \\ X'(f) = X(\gamma \times (f - f_{g\min}) + f_{o\min}), & f_{g\min} < f < f_{g\max} \\ X'(f) = 0, & f > f_{g\max} \end{cases} \quad (2)$$

图3为实验语音的一帧语音的频谱采用压缩移频算法,经过 $\gamma=2$ 的压缩并进行频谱搬移前后的频谱比较图。实线表示原频谱包络,虚线表示经过压缩并搬移后的频谱包络。其中原频段取为0-8000Hz,目标频段为4000-8000Hz。

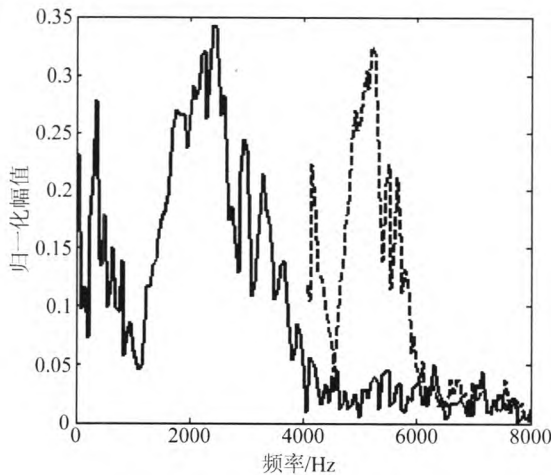


图3 原频谱及压缩移频后频谱

Fig. 3 original and compression and shift frequency spectrum

### 2.3 基于QMFB的多通道非等带宽子带划分

由于患者在不同频段上的听力损失不同,响度补偿时每个频段的补偿因子也不同。因此要把语音信号划分为不同的频段。又由患者的听力测试图可以看出在4000-8000Hz频段上患者的听觉范围极小,因此首先将信号用压缩移频算法方法搬移到2000-4000Hz频段上,然后再将信号通过设计的正交镜像滤波器组(QMFB)的方法[10]完成对信号的非等带宽划分。

QMFB由分析滤波器组和合成滤波器组构成,分析滤波器组又由 $H_0(\omega)$ 和 $H_1(\omega)$ 组成,综合滤波器组由 $G_0(\omega)$ 和 $G_1(\omega)$ 组成。设 $H_0(\omega) = H(\omega)$ 为低通滤波器, $H_1(\omega)$ 为与之对应的镜像高通滤波器且关于 $\omega = \pi/2$ 镜像对称,频响关系满足

$$H_1(\omega) = H(\omega - \pi) \quad (3)$$

$$|H_0(\omega)|^2 + |H_1(\omega)|^2 = 1 \quad (4)$$

合成滤波器组与分析滤波器组基本相同,只是因子的区别。合成滤波器组的低通滤波器为 $G_0(\omega) = 2H(\omega)$ ,高通滤波器为 $G_1(\omega) = -2H(\omega - \pi)$ 。一般来讲,同样的滤波器,其阶数越高,过渡带越窄,阻带波动越小,滤波效果就越好,但阶数越高成本也就越高。基于对滤波性能及计算量的考虑,在实验仿真时本文选取滤波器的阶数 $N = 99$ ,归一化截止频率 $f_p = 0.45\pi$ 。可以证明正交镜像滤波器具有线性相位,能够消除混叠失真,对信号进行完美重构[11, 12]。设计的该QMFB的频响特性如图4所示。

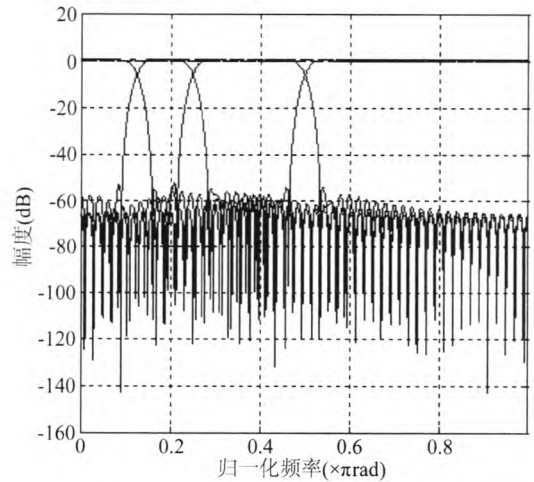


图4  $N=99, f_p=0.45$  的QMFB频响特性

Fig. 4 Frequency Response of QMFB with  $N=99, f_p=0.45$

输入信号经过上述设计的滤波器后,最终产生0-500Hz,500-1000Hz,1000-2000Hz,2000-4000Hz四个非等带宽频段的子带信号。

### 2.4 系统结构框图

首先模拟一个患者听到的语音,然后对该语音的高频部分进行频谱压缩,并根据病人的听力测试曲线选取目标频段,将压缩后的频谱搬移到目标频段,然后对频段进行多通道划分并在各频段内进行响度补偿和增益调节,最终合成补偿后的语音,系统的结构框图如图5所示。

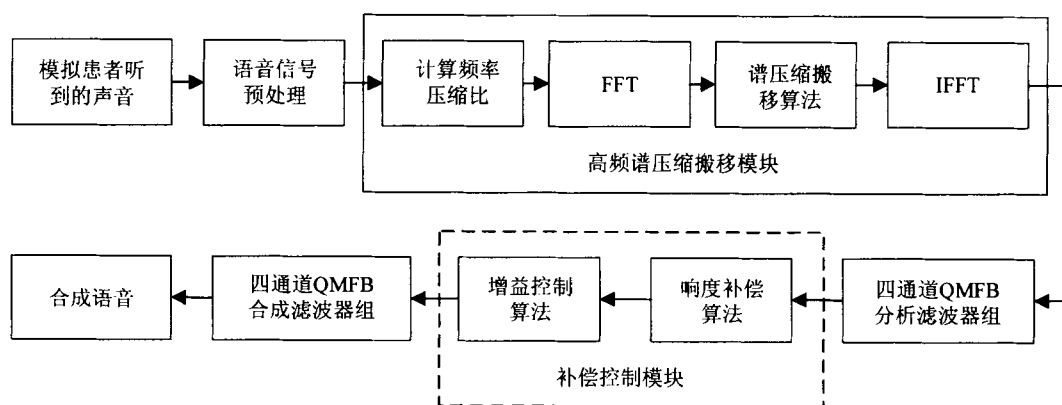


图5 系统框图

Fig. 5 system block diagram

具体步骤如下:

第1步:根据听损患者的听力测试图(图1)模拟患者听到的声音。首先由分段频率点声压级计算各频段上声压级的衰减曲线,然后对频段内声压级依照得到的衰减曲线进行衰减得到模拟的患者听到的声音。声压级计算公式如公式(5)所示。

$$SBL = 20 \times \lg \left( \frac{\frac{1}{N} \sqrt{\sum_{n=1}^N |x_i(n)|^2}}{P_0} \right) \quad (5)$$

其中, $x$ 为采样信号, $N$ 为信号的长度, $P_0$ 为基准声压级,一般取 $20\mu Pa$ ;

第2步:对语音进行预处理。对语音信号进行分帧处理,分帧时每一帧的时长为20ms,帧移为帧长的一半,加窗为汉明窗;

第3步:从图1可以看出,患者在4000Hz处的听力损失已超过50dB,痛阈却小于90dB,其听觉范围小,而在2000-4000Hz上的听觉范围较大,因此将语音的高频谱(4000-8000Hz)按公式(1)进行压缩,取压缩比 $\gamma=2$ ,并根据移频表达式(2)将压缩后的频谱搬移到目标频段(2000-4000Hz)。要根据不同患者的具体情况来选取原频段与目标频段;

第4步:将高频压缩搬移后的语音帧通过设计的四通道QMFB,语音被分成0-500Hz,500-1000Hz,1000-2000Hz以及2000-4000Hz四个非等带宽的频段;

第5步:子带补偿的方法与第一步的步骤相反。得到补偿后的语音后再对语音的强度进行增益控制,首先是在子带内利用公式(5)计算输入信号的

声压级;然后确定每个子频带的增益调节因子,即 $a$ 与 $b$ 两段直线的斜率,如图2所示。设两段直线的斜率分别为 $CRa$ 和 $CRb$ 则:

$$CRa = \frac{MCLn - THRn}{MCLu - THRu} \quad (6)$$

$$CRb = \frac{UCLn - MCLn}{UCLu - MCLu} \quad (7)$$

由图2可知,当 $THRn \leq SPLin < MCLn$ 时,有

$$SPLout = THRu + \frac{SPLin - THRn}{CRa} \quad (8)$$

当 $MCLn \leq SPLin < UCLn$ 时,有

$$SPLout = MCLu + \frac{SPLin - MCLn}{CRb} \quad (9)$$

第6步:经过QMFB综合滤波器组,获得增益控制完整的一帧语音信号。最后将各帧信号叠接得到响度补偿后的语音。

### 3 实验与仿真

#### 3.1 仿真实验

实验语音为语音室录制的语音库中的一段语音。首先将语音分帧,帧长为20ms,帧移为帧长的一半。首先根据图1的衰减曲线对信号进行衰减,模拟听损患者获取的声音,然后将该衰减的信号依次通过高频压缩移频模块、响度补偿模块及增益调节模块,最后得到在听损患者听阈范围内的语音信号。图6为其一中帧语音经过衰减以及响度补偿后的波形图。

从图6中可以看出,模拟的衰减语音在大部分的频段内的响度值都远远低于患者的听阈值。可以看出,在低频段信号的衰减相对比较小,在中频

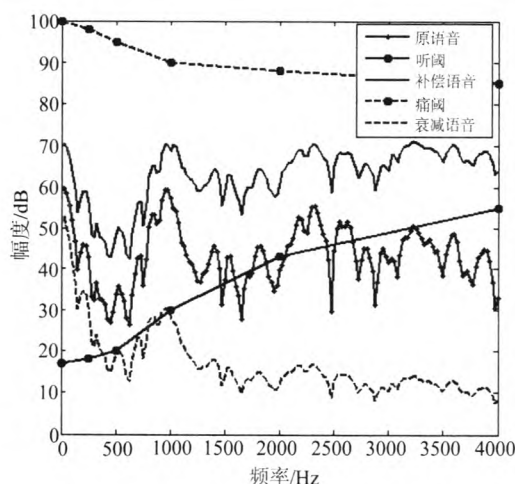


图6 响度补偿及增益控制图

Fig. 6 compensation and gain control chart

段信号的衰减幅度较大。衰减语音经过补偿模块后在某些频段上依然处在患者的听阈以下,但是通过增益调节后,整个频段上语音信号的强度都在患者的听觉范围内,实现了响度补偿的目的。

图7是原语音、原语音进行移频衰减后语音以及增益调节后语音的时域波形比较图。图中横轴为采样点数,纵轴为信号的归一化幅值。

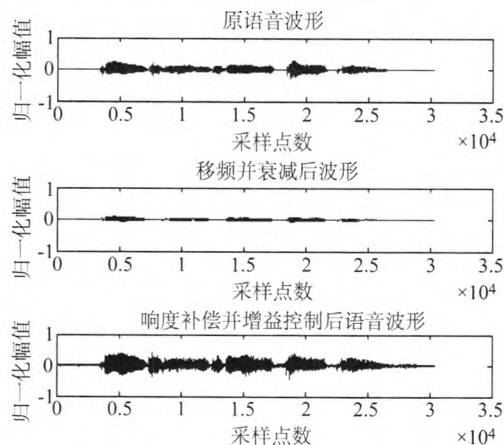


图7 原语音、衰减语音、增益后语音时域波形图

Fig. 7 original, attenuation and compensation wave forms of time domain

图7显示,衰减后的语音幅值非常小,且包络发生了变化。经过试听,已经几乎不能辨别出原语音,说明听损患者是很难听到说话者的语音的。经过响度补偿和增益调节后,可以看到增益后的语音与原语音波形基本保持一致,且语音的幅度明显增强,达到了响度补偿的目的。

图8为原语音信号、衰减后的语音信号以及增益调节后的语音信号的语谱比较图。从语谱图上可以更直观的看到衰减及增益后各个频率成分能

量分布以及前后变化。从图8中可以看出增益调节后语音的语谱中低频段的能量饱满,高频信息依然保留在中频段,这对提高高频严重损失的听损患者的言语辨识率有着极大的帮助。

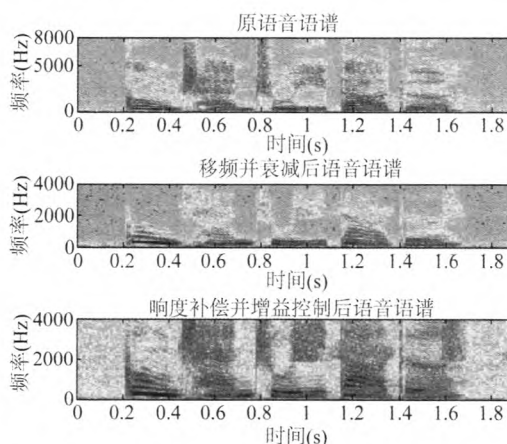


图8 原语音、压缩移频语音衰减及衰减后增益恢复语谱图

Fig. 8 spectrograms of original, attenuation and compensation speech

### 3.2 测试 Ling'6 音

实验对象为一个配戴数字助听器的听力患者,其为一个中度青少年听损患者。实验语音为语音室录制的国际音标/a/、/i/、/u/、/s/、/m/、/sh/的发声。先对测试者在有口型和唇读辅助下听辨三次,然后采用随机机读方式随机播放这几个音,每个音读20次。让听损患者听每个音并作答是否辨别出来。听力测试结果如图9所示。

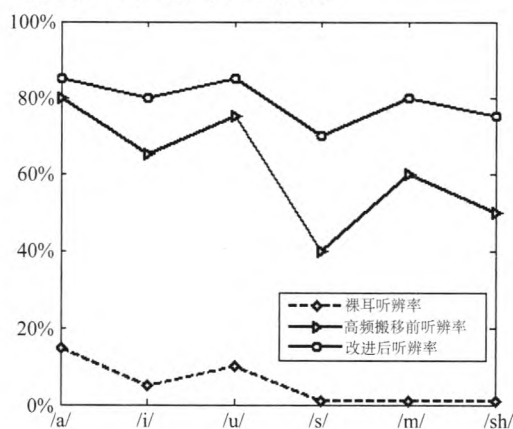


图9 三种情况的听力测试图

Fig. 9 hearing test of three Algorithms

通过图9可以看出,听损患者对辅音在裸耳状态下的听辨率几乎为0。通过验证也发现患者对这些清辅音没有任何反应,对浊音的听辨率也较低。经过传统的响度补偿后,测试者对语音的捕获能力



明显增强,大部分的浊音都能感知到,但是对清辅音的听辨率仍然不是很好,特别对/s/和/sh/这两个音听辨率较低。采用改进的响度补偿方法后,患者对浊音的听辨略有提高,对清辅音的听辨率有了较大程度的提高,可以分清70%以上的辅音。实验结果表明改进的方法能有效提高患者对清辅音的识别率,对浊音的辨识率也有一定的提高。

#### 4 结束语

以上结果表明,通过压缩移频可以将患者不容易听到的高频部分搬到患者可以较容易感知的听力残留区,并在该区域进行了响度补偿,达到患者可以感知的程度,经过补偿后的信号与原信号基本相同,语音信号声强明显增强。增强后的语音在各频段内又经过增益调节将语音的强度完全映射到听损患者的听力范围内,有效防止了对患者的二次伤害。仿真实验结果表明,该方法可以达到响度补偿的目的,有效地提高了听损患者的听力水平,同时也有效提高了患者的言语辨识率,特别是对高频分量较多的清辅音辨识率提高了近30%。这表明该方法具有较高的实际应用价值。

#### 参考文献

- [1] 王青云,赵力,赵立业,邹采荣. 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 Q. Y, Zhao L, Zhao L. Y, Zou C. R. A multi-channel loudness compensation method for digital hearing aids [J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2009, 31(4): 832-835. (in Chinese)
- [2] Wyrsh S, Kaelin A. Subband signal processing for hearing aids [C]. Proceedings of the 1999 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, Jul 1999, vol. 3: 29-32.
- [3] 赵毅,尹雪飞,陈克安. 一种基于共振峰提取的多通道响度补偿算法[J]. 信号处理,2012,28(3): 352-360.  
Zhao Y, Yin X. F, Chen K. A. Multi-channel Loudness Compensation Algorithm Based on Formant Extraction [J]. Signal Processing, 2012, 28(3): 352-360. (in Chinese)
- [4] 孟君. 基于DSP的数字助听器多通道响度补偿方案[J]. 南京信息工程大学学报:自然科学版,2010,2(5): 420-425.  
Meng J. Multi-channel loudness compensation method for digital hearing aids based on DSP [J]. Journal of Nanjing University of Information Science and Technology: Natural Science Edition, 2010, 2(5): 420-425. (in Chinese)
- [5] Miller-Hansen D. R, Nelson P. B, Widen J. E, Simon S. D. Evaluating the Benefit of Speech Recoding Hearing Aids in Children [J]. American Journal of Audiology, 2003, vol. 12: 106-113.
- [6] Stelmachowicz P. G, Pittman A. L, Hoover B. M, Lewis D. E, Moeller M. The Importance of High-Frequency Audibility in the Speech and Language Development of Children With Hearing Loss [J]. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 2004, 130(5): 556-562.
- [7] Goldbaum S. M, Halpin C. Exploring the Damaged Ear. The NIDCD National Temporal Bone Registry [J]. ASHA, 1999, Jan-Feb, 41(1): 29-33.
- [8] Deniz B, Robert V S. Combined Effects of Frequency Compression-Expansion and Shift on Speech Recognition [J]. Ear & Hearing, Jun 2007, 28(3): 277-289.
- [9] 陈广飞,应俊. 数字助听器宽动态压缩算法研究[J]. 北京生物医学工程,2006,25(5): 454-481.  
Chen G. F, Ying J. Research on wide dynamic range compression for digital hearing aid [J]. Beijing bio-medical engineering, 2006, 25(5): 454-481. (in Chinese)
- [10] Rothweiler J H. Polyphase quadrature filters-a new subband coding technique [C]. In Proc IEEE ICASSP, 1983.
- [11] 张晨,李双田. 设计QMF组的一种新算法及基于GA的优化[J]. 信号处理,2005,21(2): 120-125.  
Zhang C, Li S. T. A Novel Algorithm of Designing QMF Banks and its Optimization with GA [J]. Signal Processing, 2005, 21(2): 120-125. (in Chinese)
- [12] Huang J, Gu G. X. A direct approach to the design of QMF banks via frequency domain optimization [J]. IEEE transaction on signal processing, 1998, 46(8): 2131-2138.

#### 作者简介



**张宝琳** 男,1986年1月,出生于山东省日照市。于济南大学取得学士学位,现为南京邮电大学通信与信息工程学院信号与信息处理专业硕士研究生。主要研究方向为现代语音处理与通信技术。  
E-mail: jidazbl@163.com



**张玲华** 女,1964年6月,出生于江苏省淮安市。于东南大学取得学士、硕士学位,于南京邮电大学取得博士学位,现为南京邮电大学物联网学院书记、副院长、教授、博士生导师。主要研究方向为语音信号处理、智能信号处理等。E-mail: zhanglh@njupt.edu.cn