文章编号:1674-7070(2010)05-0420-06

基于 DSP 的数字助听器多通道响度补偿方案

孟君[1]

摘要

针对人耳听觉特征,尤其是老年性听损患者的高频听力损失,提出了一种新的利用正交镜像滤波器组(QMFB)对语音信号进行子带划分的响度补偿方案.利用低通滤波器模拟高频听损状态下的语音信号,设计了一个基于 QMFB 的非等宽 4 通道滤波器组对模拟信号进行子带划分响度补偿,最后通过 Matlab 仿真并利用 TMS320C5402 芯片实现了这一过程.实验与仿真结果显示,该响度补偿方案很好地补偿了老年性听损患者在高频段的语音能量损失,使患者的听力得到显著改善.

关键词

镜像滤波器;响度补偿;DSP;听力损失

中图分类号 TH71;TG803

文献标志码 A

0 引言

Introduction

据世界听力研究机构的统计,中度以上听力损失患者约占世界总人口的 6%[1].在听损患者的听力矫正治疗中,佩带助听器是最简单有效的方法.目前世界上先进的助听器都为全数字 DSP 助听器,且几乎所有的 DSP 数字助听器都实现了多通道响度补偿的功能[2],但大多数的响度补偿方案集中在等宽的频率间隔之上.文献[3]用插值半带滤波器实现了 8 通道等带宽滤波器组,且各通道都是线性相位实系数滤波器.文献[4]在时域利用梳状滤波器和多个谐振子对信号分频,再将各路信号加权相加作为输出.还有文献提出小波变换后的多通道响度补偿算法.由于语音信号的大部分能量包含在较低的频率中,故等宽频率间隔的响度补偿方案并不符合人耳的听觉特性,因此王青云等[5]提出了一种在 Bark 域分割子带频率间隔非等宽多通道响度补偿方法.

针对模拟高频听损状态下的声音信号,以正交镜像滤波器(QMFB)为结构原型,提出了一种在低频细分、高频粗分的语音信号频带分割方法,并构建 4 通道近似完美重构滤波器组,对信号进行分析、响度补偿与重建.该方法符合人耳听觉特性,且利用了 QMFB 的镜像特性达到近似完美重构,提高了补偿后的语音质量和自然度.

1 老年性高频听损患者的听觉特性

Hearing sensitivity of patients with presbycusis

由文献[5]可知,人耳对声音频率高低的感知与实际频率的高低近似为对数关系.由于正常人耳对 800 Hz ~ 5 kHz 的声音频率最敏感,此频段又是语音能量较集中的频段,因此滤波器组子带应在该频域内进行细分,而在高于 5 kHz 的频段进行粗分.听损患者对声音的敏感程度比正常人低,且不同的听损患者在不同频段听力下降的情况不同.文献[6]对老年人听力损失进行了详细的研究,图 1 所示分别为组织病理学上老年人听力损失的几种情况:1)感音性老年性听力损失,纯音听力检查高频听阈下降明显;2)神经性老年性听力损失,表现为渐降型的曲线;3)代谢性或称血管纹性老年性听力损失,表现为平坦下降型听力曲线;4)耳蜗传导性老年性聋,表现为斜坡缓降型高频减退的听力曲线.其中,血管纹性老年性听力损失的组织病

收稿日期 2010-04-08

资助项目 南京信息工程大学科研基金(2008-0326)

作者简介

孟君,男,硕士生,主要研究 DSP 在数字助听器中的应用. junmengmengjun@163.com

1 南京信息工程大学 信息与控制学院,南京,210044

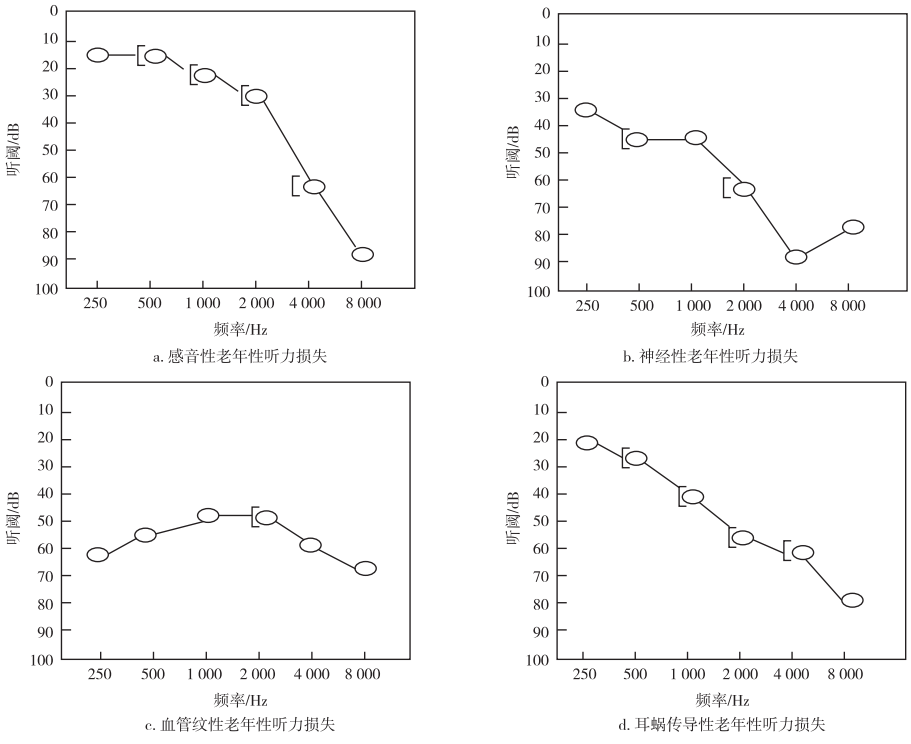


图 1　老年听损患者的听力特性

Fig. 1　The auditory feature of patients with presbycusis

理学和临床特征可以说代表了老年性听力损失的主要特点,即在 4 ~ 8 kHz 高频范围听力阈值下降明显.

2　基于高频听损特征的滤波器组设计

The design of sub-band filter bank based on presbycusis

2.1　FIR 标准镜像滤波器组

为了满足对原始信号的准确重建(PR),所设计出的滤波器组必须能够消除混叠失真、幅度失真及相位失真. 由文献[7]可知,解决混叠问题的一个非常实用的方法是利用 QMFB,图 2 为一个 2 通道 QMFB.

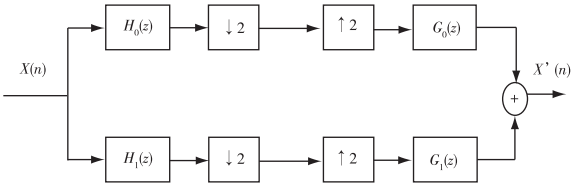


图 2　2 通道滤波器组

Fig. 2　Two-channel QMFB

其频率响应如图 3 所示, $H_0(\omega)$ 和 $H_1(\omega)$ 关于频率 $\omega = \pi/2$ 镜像对称. 其中 $H_0(\omega)$ 是一个低通滤波器,$H_1(\omega)$ 是一个镜像高通滤波器,若用 $H(\omega)$ 表示低通滤波器的频率响应,可得

$$H_0(\omega) = H(\omega);\quad H_1(\omega) = H(\omega - \pi);$$
$$G_0(\omega) = 2H(\omega);\quad G_1(\omega) = -2H(\omega - \pi).$$

其中 $G_0(\omega)$ 和 $G_1(\omega)$ 中的尺度因子 2 对应于用来归一化 QMF 总频率响应的内插因子. 此时,在 QMF 组的分析节中由抽取造成的混叠被有内插所引起的镜像信号谱完全抵消. 至此,整个滤波器组的设计都基于低通滤波器 $H_0(\omega)$ 的设计.

因为 FIR 滤波器是容易设计成线性相位的,若 $H_0(\omega)$ 是线性相位的 FIR 低通滤波器,那么 $H_1(\omega)$、$G_0(\omega)$ 和 $G_1(\omega)$ 以致整个滤波器组也是线性相位的,于是去除了相位失真. 在 QMF 设计中,一般选择项数为偶数,此时理想双通道 FIR-QMF 应该满足条件:

$$A(\omega) = \left|H(\omega)\right|^2 + \left|H(\omega - \pi)\right|^2 = 1.$$

在要求 $H_0(\omega)$、$H_1(\omega)$ 都是 FIR 的,且有实用价值的情况下,就不可能完全消除幅度失真. 因此,将 FIR-QMF 中的幅度失真问题归结到最小化问题:

$$J = \omega\int_{\omega_S}^{\pi}\left|H(\omega)\right|^2 \mathrm{d}\omega + (1-\omega)\int_0^{\pi}\left[A(\omega) - 1\right]^2 \mathrm{d}\omega.$$

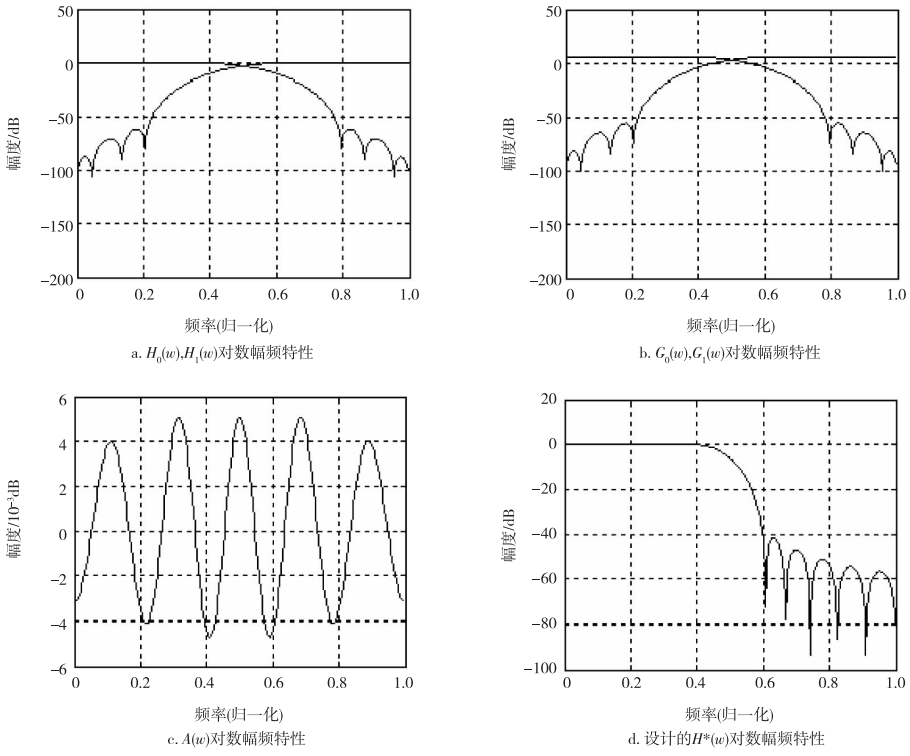


图 3　QMF 滤波器组频响特性

Fig. 3　The frequency response feature of QMFB

其中,ω 是区间 $0<\omega<1$ 中的加权因子,上式的最小化即通过选取 $H(\omega)$ 的滤波器系数在最小化阻带能量的同时,使 $A(\omega)$ 尽可能平坦,以上优化算法为 Johnston 算法[8]. 本文用此算法设计了一个 16 项低通滤波器 $H_0(\omega)$,并得到 $H_1(\omega)$、$G_0(\omega)$ 和 $G_1(\omega)$,其对数幅频响应分别如图 3a、3b 所示. $A(\omega)$ 的对数幅频特性如图 3c 所示,可见在 $0\sim\pi$ 之内 $A(\omega)$ 趋向于 0,但不完全等于 0.

2.2　基于 FIR-QMF 组的 4 通道滤波器组设计

假设已按采样频率 F_s 对语音信号取样,在构建多通道滤波器组时频率细分如下:第 1 步,将信号频谱分成 2 个等宽部分,即一个低通信号($0\leqslant F\leqslant F_s/4$)和一个高通信号($F_s/4\leqslant F\leqslant F_s/2$);第 2 步,将来自第 1 步的低通信号分成 2 个等宽频带,即低通信号($0\leqslant F\leqslant F_s/8$)和高通信号($F_s/8\leqslant F\leqslant F_s/4$);最后将来自第 2 步的低通信号再次分成等宽的 2 部分[7]. 以上平分频谱过程均由 FIR-QMFB 滤波完成,在频率细分后,按因子 2 对信号进行抽取和插值,于是以 FIR-QMFB 为基本结构单元的 4 通道分析滤波器组和综合滤波器组分别如图 4、5 所示.

因为本文设计的 FIR-QMFB 具有线性相位,消除了混叠失真,能够近似达到完美重构,可以证明以上 4 通道滤波器组各子带都具有线性相位且达到近似 PR 条件,重建后的语音信号不存在畸变. 4 通道分析滤波器组的频响特性如图 6 所示.

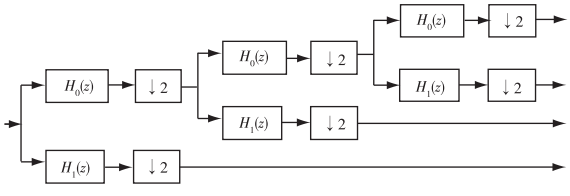


图 4　4 通道分析滤波器组

Fig. 1a　4-channel analysis filter-bank

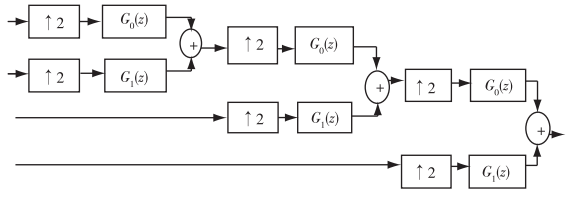


图 5　4 通道综合滤波器组

Fig. 5　4-channel synthesis filter-bank

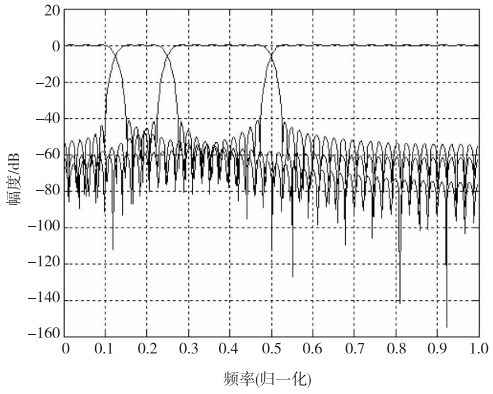


图6　4通道分析滤波器组频响特性

Fig. 6　The frequency response feature of the 4-channel analysis filter-bank

2.3　老年性高频听损状态模拟及响度补偿

原始语音信号 $x(n)$ 为实验室录制,采样率16 kHz,采样精度8 bit,频率范围为0~8 kHz. 为了准确利用设计出的4通道滤波器组对信号进行响度补偿,首先需设计一个截止频率为4 kHz的低通滤波器对 $x(n)$ 滤波,滤除高于4 kHz的语音频段,即可得到近似模拟老年性高频听损状态下的衰减语音信号 $x_0(n)$. 因此利用凯塞窗设计出一个采样频率为16 kHz,归一化截止频率为 0.5π rad/s,过渡带宽度为 0.2π rad/s,阻带衰减为40 dB的FIR低通滤波器 $H^*(\omega)$,其对数幅频如图3d所示. 将 $x_0(n)$ 作为输入信号,通过图4所示4通道分析滤波器组进行子带划分. 由于 $x_0(n)$ 在4~8 kHz高频段被削弱,而该频段正是分析滤波器组的高通子带($F_s/4 \leqslant F \leqslant F_s/2$),因此需要对该子带的输出信号进行响度补偿,即通过增益为 K 的放大环节后,再将各子带信号经过综合滤波器组重构.

对于老年性高频听损患者的响度补偿,还要根据其所能承受的信号强度进行增益调节,以免声音强度过大对人耳造成损伤. 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,实验中采取调节响度补偿环节的增益系数 K,直到经过综合滤波器组重构的响度补偿后的信号尽量与原始语音信号 $x(n)$ 吻合,以达到改善高频听损患者听力水平的目的.

3　DSP仿真与实现

The realization of the loudness compensation method on DSP

3.1　硬件接口设计与软件设计

实验采用TMS320VC5402芯片与音频模拟芯片TLC320AC01(以下简称AC01). AC01采用串行接口,可与VC5402进行无缝连接,如图7所示. AC01工作在单机模式下,时钟和帧同步信号由AC01产生,AC01的时钟由MCLK输入,最大频率为10 MHz,AC01的采样率和内部滤波由寄存器A和B来设置. 而VC5402的FSX和FSR以及CLKX和CLKR接在一起的,以保证接收和发送使用相同的时钟和帧同步信号[9].

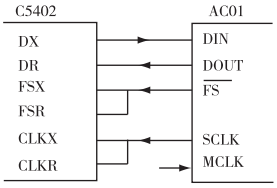


图7　硬件架构

Fig. 7　The hardware connection

实验通过AC01连接的麦克风获取原始语音信号 $x(n)$,并进行数模转换,然后送入VC5402进行 $H^*(\omega)$ 滤波模拟和响度补偿,最后通过AC01的放音设备输出. 其中 $H^*(\omega)$ 和4通道响度补偿滤波器组使用图8所示循环寻址方式实现,滤波器系数可由Matlab给出.

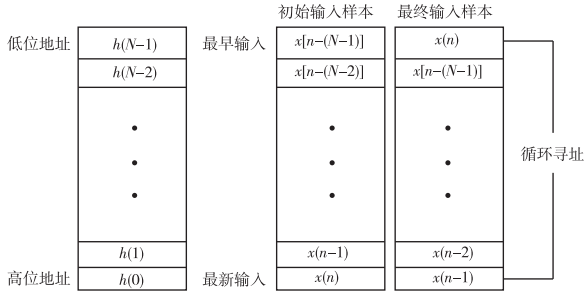


图8　循环寻址方式

Fig. 8　Circular addressing method

为建立循环寻址,要先初始化BK,块长为 N. 数据缓冲器和冲激响应(COFF_FIR)的开始地址必须是大于 N 的2的最小次方的倍数. 滤波系数指针初始化时指向 $h(N-1)$,经过一次FIR滤波计算后,在循环寻址的作用下,仍然指向 $h(N-1)$. 而数据缓冲区指针指向 $x(n)$,在写入新数据并完成FIR运算之后,指针指向 $x\left(n-(N-1)\right)$. DSP芯片通过串口0输入/输出数据. 对串口进行相关设置后,还需要修改中断向量表以便正确响应串口0的接收和发送中断请求. 使用发送中断产生送出滤波之后的数字语音信号;使用接收中断存贮输入的数据,设置新数据

到达标志. 主循环在检测到该标志后,调用 FIR 滤波程序完成对输入数据的处理[10].

3.2 仿真结果

通过实验中不断调节增益 K,最终使得恢复信号 $y(n)$ 与原始信号 $x(n)$ 尽量接近一致,且响度不对人耳造成负担,完成响度补偿的目的. 信号 $x(n)$、$x_0(n)$ 及 $y(n)$ 的幅频特性如图 9 所示.

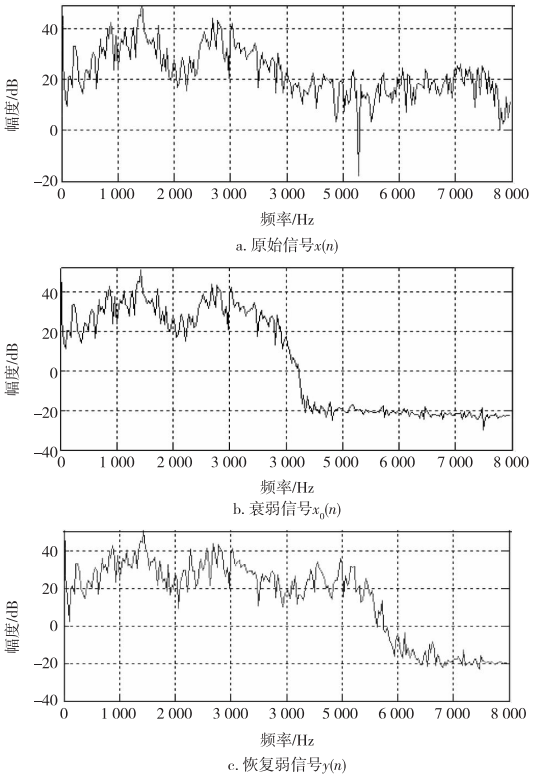


图 9 幅频特性

Fig. 9 The frequency response feature

从图 9 中可以看出,本文设计的 4 通道滤波器组效果良好,滤波后信号频谱没有发生畸变,无明显失真;由于实验中只是粗略模拟高频听损状况,信号响度补偿后不能完全与原始语音信号吻合,但已显著地改善了老年性高频听损患者在 4 ~ 7 kHz 频段的听力水平,而且并没有因为响度补偿造成语音信号音强过大,对人耳产生负担. 经过 AC01 的放音设备试听,语音信号声强与原始语音信号基本一致,音质较清晰.

3.3 对比实验

文献[5]采用 8 通道响度补偿方案,即在 Bark 域根据人耳听觉特性将 0 ~ 8 kHz 的频率范围划分为 8 个频段:0 ~ 630 Hz、630 ~ 1 080 Hz、1 080 ~ 1 480 Hz、1 480 ~ 2 000 Hz、2 000 ~ 2 700 Hz、2 700 ~ 3 700 Hz、3 700 ~ 5 300 Hz、5 300 ~ 8 000 Hz,然后构建完美重构滤波器组对各子带分别以 s_0、s_1、…、s_7 采样并进行响度补偿. 补偿效果如图 10 所示.

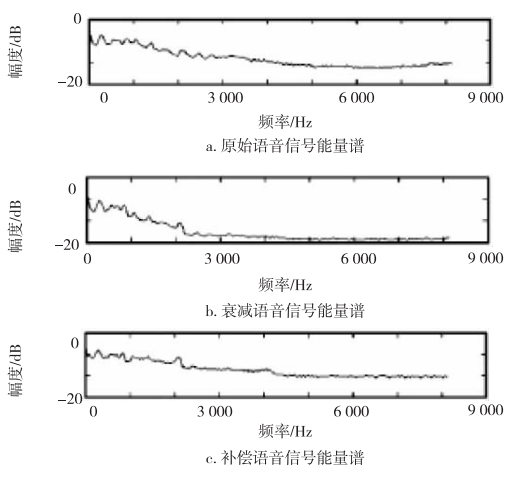


图 10 响度补偿前后信号幅频特性

Fig. 10 The frequency response feature of the signal before and after loudness compensation

本文中提出的 4 通道响度补偿方案(记为方案 1)与文献[5]方案(记为方案 2)的区别如下:1)方案 2 在 Bark 域对语音信号进行细致划分,更符合人耳听觉特性,也更准确地对语音信号进行分析和重构,但是随着子带数增加导致滤波器组设计变得更复杂,且由于滤波器组中的各滤波器带宽不同,为防止混叠需设计不同的抽样率,增加了计算量和设计难度;而方案 1 着重于针对老年性高频听损,利用 QMFB 的镜像对称特性和消除混叠响应的优势,只通过 4 通道子带划分同时兼顾了人耳听觉特性和老年性高频听损特性并消除混叠,虽然比之方案 2 略显粗糙,但是大大减少了计算量和滤波器组设计难度. 2)从实验结果来看,方案 2 通过对 8 通道分别进行响度补偿,更完整精确地恢复了全频段的语音信号,补偿后的信号谱基本接近原始信号谱,但是需要控制 8 个增益环节,实验难度较高;而方案 1 只对 1 个高频子带进行响度补偿,因此只需控制 1 个增益环节,虽然实验结果显示对于 6 ~ 8 kHz 的语音频段补偿效果不显著,但此频段并非语音能量集中的频段,因此对于恢复后语音信号的可懂度和清晰度影响不大.

综上所述,本文提出的基于 QMFB 的非等宽 4 通道响度补偿方案较之文献[5]中的方案更具有针

对性,更容易实现,大大减小了设计难度和计算量,而对老年高频听损患者的语音补尝效果相差不大.

4 结论
Conclusion

1)利用低通滤波器滤除了实验室采集的语音信号4 kHz以上的频段,近似模拟了老年性高频听损状况下的衰弱语音信号.

2)利用FIR-QMFB的镜像对称性对衰弱信号进行子带分割,其中在低于4 kHz频段细分,构造了一个非等宽四通道近似完美重构滤波器组,恢复信号无畸变.

3)对衰弱信号的削减频段,即滤波器组的高频段进行响度补偿,通过调节增益使得恢复信号尽量接近原始信号,达到了补偿的目的且未因为信号过响对人耳造成负担.

4)通过Matlab仿真和DSP实验完成了上述过程,结果表明该方法可以有效地补充老年性高频听损患者在高频段的语音能量损失,显著提高患者的听力水平.

参考文献
References

[1] Luo F L,Nehorai A. Recent developments in signal processing for digital hearing aids[J]. Signal Processing Magazine,IEEE,2006,23(5):103-106

[2] 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 Transactions on Circuits and Systems Ⅱ:Express Briefs,2006,53(9):853-857

[3] Lars S N,Jens S. 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

[4] Li M,McAllister H G,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

[5] 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

[6] 蒋涛,邹凌. 老年性听力损失和干预策略现状和最新进展[J]. 听力学及言语疾病杂志,2006,14(5):365-366
JIANG Tao,ZOU Ling. Prssent situation and new progress in presbycusis and intervention strategy[J]. Journal of Audiology and Speech Pathology,2006,14(5):365-366

[7] John G P,Dimitris G M. 数字信号处理:原理、算法与应用[M]. 北京:电子工业出版社,2004
John G P,Dimitris G M. Digital signal processing:principles,algorithms,and applications[M]. Beijing:Publishing House of Electronics Industry,2004

[8] Johnston J D. A filter family designed for use in quadrature mirror filter banks[J]. Proc IEEE ICASSP,1980,CH1559-4/80/0000-0291:291-294

[9] 彭启琮,李玉柏,管庆. DSP技术的发展与应用[M]. 北京:高等教育出版社,2002
PENG Qicong,LI Yubai,GUAN Qing. The development and application of DSP[M]. Beijing:Higher Education Press,2002

[10] 邓彦松,向伟,王丹. 基于DSP的语音信号处理系统设计[J]. 中国集成电路,2007,95(4):43-45
DENG Yansong,XIANG Wei,WANG Dan. A voice signal processing system based on DSP[J]. China Integrated Circuit,2007,95(4):43-45

Multi-channel loudness compensation method for digital hearing aids based on DSP

MENG Jun[1]

1 School of Information & Cybernetics,Nanjing University of Information Science & Technology,Nanjing 210044

Abstract Loudness compensation is a key function of hearing aids. A new four-channel loudness compensation method was proposed based on human auditory,especially on presbycusis. The filter-band designed for sub-band loudness compensation was given by using quadrature mirror filter bank(QMFB). The signal at senile hearing loss was simulated using a low-pass filter. A TMS320C5402 chip was utilized to realize loudness compensation in high bands. Results of simulation by Matlab and experiments on DSP show that,energy loss in high bands of hearing loss patients is well compensated.

Key words mirror filter;loudness compensation;DSP;hearing loss